

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

Departamento de Física de Materiales



**MÉTODOS EXPERIMENTALES DE DOSIMETRÍA
POSTAL PARA EL CONTROL DE CALIDAD EN
RADIOTERAPIA BASADOS EN LiF:Mg, Ti (TLD-100) Y
LiF:Mg, Cu P (GR-200) L . APLICACIÓN DE MÉTODOS
NUMÉRICOS AL ANÁLISIS DE LAS CURVAS DE
TERMOLUMINISCENCIA**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

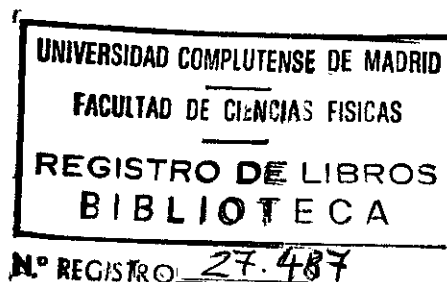
José Luis Muñoz Gutiérrez

Bajo la dirección del doctor

Antonio Delgado Martínez

Madrid, 2003

Métodos Experimentales de Dosimetría Postal para el
Control de Calidad en Radioterapia basados en
LiF:Mg,Ti (TLD-100) y LiF:Mg, Cu, P (GR-200).
Aplicación de Métodos Numéricos al Análisis de las
Curvas de Termoluminiscencia.



Memoria para aspirar al Grado de Doctor en Ciencias Físicas

Autor: José Luis Muñiz Gutiérrez

Director: Antonio Delgado Martínez

Universidad Complutense de Madrid
Facultad de Ciencias Físicas
Departamento de Física de Materiales.

•
Año 1999.

AGRADECIMIENTOS

Al Director de la Tesis, Doctor Antonio Delgado Martínez, por su confianza, continuo apoyo, por la aportación sus enseñanzas durante cada una de las discusiones acerca de los resultados que surgieron en cada fase del trabajo, por el esfuerzo invertido y el inagotable y contagioso entusiasmo demostrado en todo momento.

Al Tutor de la tesis Profesor José Llopis Pla por el interés demostrado en esta materia, avalando con firmeza la entrada del presente trabajo en su departamento.

Al Departamento de Física de Materiales de la Universidad Complutense de Madrid por la buena acogida para la presentación de esta tesis, que dadas sus características a medio camino entre la Física Aplicada y la Física de Experimental, dan la oportunidad para que se abra un cauce a la más estrecha y necesaria colaboración entre los investigadores en ambas disciplinas.

Al Doctor José M^a Gómez Ros de la unidad de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT por las valiosas sugerencias recibidas desde el primer momento y por su aportación fundamental en materia de análisis numérico de curvas de termoluminiscencia asistido por ordenador.

Al Doctor Antonio Brosed Serreta jefe del proyecto de Radiología (Metrología) del CIEMAT, por su aportación en el esclarecimiento de las cuestiones fundamentales de dosimetría de radiaciones que surgieron a lo largo del presente trabajo.

Al Doctor Luis Núñez Martín, jefe de sección del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Puerta de Hierro de Madrid, por el continuo respaldo e interés demostrado a lo largo de la realización de este trabajo y por mostrarme las modernas técnicas de radiocirugía estereotáxica abriendo el camino de la discusión científica de los nuevos problemas que plantean en materia de dosimetría.

A las Doctoras M^a Cruz Paredes García y M^a Carmen Ispizua Linazasoro jefas de Servicio y de Sección respectivamente del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Puerta de Hierro de Madrid por el ánimo y la buena acogida dada durante el estudio garantizando siempre el necesario respaldo de este Servicio.

A mis compañeros y amigos Virgilio Correcher Delgado por las interesantes conversaciones y enseñanzas en materia de Dosimetría Retrospectiva y termoluminiscencia de materiales naturales y Joao Henrique G. Alves por el intenso trabajo invertido en la investigación acerca de los límites de detección en dosimetría por termoluminiscencia con GCA.

A los miembros del Servicio de Oncología Radioterapéutica del la Clínica Puerta de Hierro de Madrid, en especial a los técnicos y auxiliares del mismo que, asumiendo desde un principio la importancia del trabajo, se encargaron con sumo cuidado y mucha paciencia de efectuar las numerosas irradiaciones que fue necesario llevar a cabo a lo largo del mismo facilitando su realización con la máxima precisión posible.

Índice

| | Página |
|--|--------|
| 1. INTRODUCCIÓN. | 1-4 |
| 2. ANTECEDENTES EN DOSIMETRÍA POSTAL PARA RADIOTERAPIA. | 5-14 |
| 2.1. Introducción. | 5 |
| 2.2. El Sistema Postal OIEA/OMS. | 6 |
| 2.3. Otros sistemas postales en Europa. | 9 |
| 2.4. Situación en España. | 13 |
| 3. LA TERMOLUMINISCENCIA COMO INSTRUMENTO PARA LA DOSIMETRÍA DE RADIACIONES. | 15-25 |
| 3.1. Introducción. | 15 |
| 3.2. Dosimetría Personal. | 18 |
| 3.3. Dosimetría Ambiental. | 20 |
| 3.4. Dosimetría Clínica. | 22 |
| 3.5. Aplicaciones de la TL en la industria. | 25 |
| 4. CONCEPTOS BÁSICOS DE TERMOLUMINISCENCIA. | 26-58 |
| 4.1 Descripción fenomenológica del proceso termoluminiscente. | 26 |
| 4.2 Modelos de defectos para la termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti (TLD-100) | 31-43 |
| 4.2.1. Introducción. | 31 |
| 4.2.2. Repaso Histórico. | 33 |
| 4.2.3 Modelos de centros Z_n . | 35 |
| 4.2.4. Modelos de dipolos ($Mg^{2+} - V_{\text{nc}}^-$). | 37 |

| | | |
|--------|---|--------|
| 4.2.5. | Críticas a los modelos de centros Z_n y los modelos puros de dipolos. | 41 |
| 4.2.6. | Introducción a los defectos extendidos. | 42 |
| 4.3. | Modelos Cinéticos: Expresiones analíticas para describir el proceso termoluminiscente. | 44-49 |
| 4.4. | Métodos numéricos de análisis de las curvas de termoluminiscencia. | 50-58 |
| 4.4.1. | Introducción. | 50 |
| 4.4.2. | Programas de análisis completo. | 51 |
| 4.4.3. | Programas de Análisis Simplificados aplicados a las curvas de termoluminiscencia del TLD-100 y el GR-200. | 54 |
| 5. | MÉTODOS EXPERIMENTALES E INSTRUMENTACIÓN. | 59-87 |
| 5.1. | Materiales Dosimétricos. | 59-71 |
| 5.1.1. | Introducción. | 59 |
| 5.1.2. | El LiF:Mg,Ti (TLD-100). | 62 |
| 5.1.3. | El LiF:Mg,Cu, P (GR-200). | 66 |
| 5.2. | El horno de templado. | 72 |
| 5.3. | La unidad de irradiación terapéutica Theratron 780 AECL. | 75 |
| 5.4. | Sistemas expertos de análisis para el LiF:Mg,Ti (TLD-100). | 77 |
| 5.5. | Sistema experto de adquisición-lectura para el LiF:Mg,Cu,P(GR-200). | 80 |
| 6. | DOSIMETRÍA POSTAL PARA RADIOTERAPIA CON LiF:Mg,Ti (TLD-100). | 88-132 |
| 6.1. | Introducción. | 88 |
| 6.1.1. | Materiales y métodos. Esquema general del experimento. | 90 |
| 6.1.2. | Factores de corrección. | 93 |
| 6.1.3. | Medidas prontas y medidas retardadas. | 95 |

| | | |
|--------|---|---------|
| 6.2. | Repetibilidad a la dosis de referencia de 2 Gy. | 97 |
| 6.3. | Respuesta termoluminiscente con la dosis en el rango de 0.5 a 4Gy. | 101 |
| 6.4. | Estabilidad de la respuesta del TLD-100 a temperatura ambiente: Medidas retardadas. | 107-115 |
| 6.4.1. | Procesos que afectan a la estabilidad en la respuesta. | 107 |
| 6.4.2. | Descripción del experimento. | 110 |
| 6.5. | Estimación de la dosis en medidas retardadas. | 116 |
| 6.6. | Incertidumbres del sistema postal. | 120-129 |
| 6.6.1. | Incertidumbres en f_s . | 122 |
| 6.6.2. | Incertidumbres en f_i . | 123 |
| 6.6.3. | Incertidumbres en M . | 124 |
| 6.6.4. | Incertidumbre combinada en la asignación de dosis Q . | 126 |
| 6.7. | Conclusiones. | 130 |
| 7. | DOSIMETRÍA POSTAL PARA RADIOTERAPIA CON LiF:Mg,Cu,P (GR-200). | 133-154 |
| 7.1. | Introducción. | 133 |
| 7.1.1. | Materiales y métodos. Esquema general del experimento. | 134 |
| 7.2. | Repetibilidad a la dosis de referencia de 2 Gy. | 138 |
| 7.3. | Respuesta termoluminiscente con la dosis en el rango de 0.5 a 4 Gy. | 142 |
| 7.4. | Estabilidad de la respuesta del TLD-100 a temperatura ambiente: Medidas retardadas. | 144 |
| 7.5. | Estimación de la dosis en medidas retardadas | 149 |
| 7.6. | Incertidumbres del sistema postal. | 151 |
| 7.7. | Conclusiones. | 153 |

| | |
|---|---------|
| 8. CONCLUSIONES. | 155 |
| 8.1. Expectativas de este método postal en el futuro | 156 |
| 9. BIBLIOGRAFÍA. | 159-170 |
| 10. APÉNDICES. | |
| A Calibración del sistema postal en dosis absorbida en agua. | 171 |
| B Glosario de términos de control de calidad. | 175 |
| C Incertidumbres y Tolerancias. | 177 |

Índice de figuras.

Capítulo 2

| | Página. |
|---|---------|
| Figura 2.2.1. Esquema del sistema OIEA. La irradiación de las respectivas cápsulas se realiza de modo simultáneo tanto en la OIEA y en el laboratorio primario como en el centro participante en la intercomparación. | 7 |

Capítulo 4

| | |
|---|----|
| Figura 4.1.1. Esquema del proceso de absorción de energía del campo de radiación ionizante. | 27 |
| Figura 4.1.2. Esquema del proceso de lectura en termoluminiscencia. | 28 |
| Figura 4.2.1.1. Curva pronta de termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti (TLD-100). | 31 |
| Figura 4.2.1.2. Estructura de la red del fluoruro de litio. | 32 |
| Figura 4.2.2.1. Espectro de absorción del LiF:Mg,Ti irradiado. | 34 |
| Figura 4.2.3.1. Esquema de los centros Z. | 36 |
| Figura 4.2.4.1. Esquema de dipolos, dímeros y trímeros. | 38 |
| Figura 4.3.1. Picos aislados de primer y segundo orden con $E=2.1\text{eV}$ y $T_M=210^\circ\text{C}$. | 48 |

| | | |
|-----------------|---|----|
| Figura 4.4.2.1. | Curva de termoluminiscencia de TLD-100 resuelta en picos de primer orden con el programa del CIEMAT. | 54 |
| Figura 4.4.3.1a | Análisis simplificado de una curva TL pronta de un dosímetro de TLD-100. irradiado a 0.2mGy. | 56 |
| Figura 4.4.3.1b | Análisis simplificado de una curva TL de GR-200 de un dosímetro expuesto cinco horas a la radiación natural. | 56 |
| Capítulo 5 | | |
| Figura 5.1.2.1. | Respuesta TL con la dosis del LiF:Mg,Ti (TLD-100). | 63 |
| Figura 5.1.2.2. | Curva de termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti TLD-100 correspondiente a una dosis de 0.3 mGy. | 64 |
| Figura 5.1.2.3. | Comparación de la reproducibilidad en la respuesta a la dosis usando diferentes tipos de tratamientos térmicos en el rango 0-500 mGy. | 65 |
| Figura 5.1.3.1. | Curva de termoluminiscencia característica del LiF:Mg,Cu,P (GR-200A). | 67 |
| Figura 5.1.3.2. | Curvas de termoluminiscencia correspondientes a dosímetros irradiados a 10 μ Gy, junto a sus segundas lecturas y junto a las segundas lecturas de los mismos dosímetros después de ser irradiados a 100 μ Gy. | 69 |
| Figura 5.2.3.3. | Curvas de termoluminiscencia de GR-200 irradiadas a una dosis de 1 μ Gy. Arriba, en la curva (a) la dosis impartida en la medida anterior fue de 300 μ Gy, mientras que en (b) ésta fue también de 1 μ Gy. Abajo, se muestran las segundas lecturas de los mismo dosímetro tras ser irradiados a 300 μ Gy (a) y a 1 μ Gy (b) respectivamente. | 70 |

Capítulo 5 (continuación)

| | | |
|---------------|---|----|
| Figura 5.2.1. | Esquema de bloques del horno de tratamiento. | 74 |
| Figura 5.2.2. | Perfil de temperatura-tiempo de un calentamiento complejo compuesto en este caso por dos etapas. | 74 |
| Figura 5.3.1. | Esquema general de la unidad de telecobaltoterapia modelo Theratron 780 AECL. | 75 |
| Figura 5.3.2. | Esquema de la cabeza del Theratron 780 AECL. | 76 |
| Figura 5.5.1. | Perfil de calentamiento con el GR-200. | 81 |
| Figura 5.5.2. | Aspecto de la pantalla de entrada al programa experto de adquisición-lectura. | 82 |
| Figura 5.5.3. | Volcado de la pantalla en la que se introducen los parámetros de control en el programa experto de adquisición-lectura del GR-200. | 83 |
| Figura 5.5.4. | Esquema de la lectura de un dosímetro con el programa experto de adquisición-lectura en el que se observan las dos fases principales del ciclo de calentamiento. | 85 |
| Figura 5.5.5. | Reproducibilidad observadas con diferentes combinaciones del parámetro " <i>heating stop temperature delay</i> " que retrasa el final de la fase lineal de calentamiento, ΔT y, la duración de la fase final a temperatura constante parámetro " <i>annealing duration</i> ". | 86 |

Capítulo 6

| | | |
|----------------|---|----|
| Figura 6.1.1.1 | Disposición geométrica de los dosímetros en las irradiaciones en el Theratron 780 TAFL. | 93 |
|----------------|---|----|

Capítulo 5 (continuación)

| | | |
|----------------|---|-----|
| Figura 6.1.1.2 | Análisis de una curva pronta de 2Gy analizada con el programa de análisis completo en picos de primer orden. | 94 |
| Figura 6.2.1 | Estabilidad de los factores de sensibilidad individuales en medidas de reproducibilidad a 0.5 Gy. | 98 |
| Figura 6.2.2 | Reproducibilidad obtenida ordinariamente en diez medidas consecutivas a la dosis de referencia de Dosimetría Postal, 2Gy. | 100 |
| Figura 6.3.1 | Dependencia de la TL por unidad de dosis absorbida frente a la dosis absorbida en el rango 0.5-4 Gy. | 103 |
| Figura 6.3.2 | Dependencia de la TL por unidad de dosis absorbida frente a la dosis absorbida en el rango 1.5-2.5 Gy. | 104 |
| Figura 6.4.1.1 | Evolución a 70°C del pico 5 del TLD-100 observada experimentalmente en dosímetros irradiados y sin irradiar. Además la evolución que se predice si sólo se considera que se produce el desatrapamiento espontáneo de portadores de carga utilizando la ley de Arrhenius $\tau = s^{-1} \cdot \exp\{E/kB \cdot T\}$ con los parámetros de atrapamiento aceptados para este pico ($E=2.17$; $s=4.0 \times 10^{21}$; $T_m=210^\circ\text{C}$). | 109 |
| Figura 6.4.2.1 | Evolución a temperatura ambiente de la RID formada por la suma de las áreas de los picos 3, 4 y 5. | 114 |
| Figura 6.4.2.2 | Evolución a temperatura ambiente de la TL correspondiente a la RID formada por la suma de las áreas de los picos 4 y 5. | 114 |
| Figura 6.5.1 | Determinaciones de la dosis con el grupo M. Los triángulos, sin la corrección por f_s y los círculos, después de esa corrección. | 120 |
| Figura 6.7.1 | Esquema de operación del sistema propuesto de Dosimetría Postal para Radioterapia. | 133 |

Capítulo 7

- Figura 7.1.1 Curva de termoluminiscencia de un dosímetro de GR-200 irradiado a 2 Gy y leído con una tasa de $2^{\circ}\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$. 137
- Figura 7.2.1 Estabilidad de los factores de sensibilidad individuales del GR-200 en medidas de reproducibilidad a 0.5 Gy. 140
- Figura 7.2.2 Repetibilidad en el rango: (a) 2 Gy, (b) 1 Gy y (c) 0.5 Gy. En el subgráfico (d), se ha representado el cociente entre la respuesta del grupo de control de GR-200 a 0.5 Gy y la del TLD-100 a la misma dosis en las medidas número 5, 10, 15, 20 y 25. 142
- Figura 7.3.1 Variación del factor de respuesta ó respuesta específica (TL/Gy) del GR-200 entre 0.5 Gy y 2.5 Gy. 144
- Figura 7.4.1 Evolución de los picos 3 y 4 del GR-200 a temperatura ambiente. 147
- Figura 7.5.1 Cociente entre la dosis estimada en Dosimetría Postal con GR-200 y la realmente impartida. Cuadrados, estimación tras aplicar el factor de corrección por los cambios de sensibilidad en medidas retardadas y círculos sin aplicar esa corrección. 152

Apéndice A

- Figura A.1 Disposición geométrica en la cuba de agua del CIEMAT. 172

Índice de tablas.

Capítulo 2

| | Página. |
|---|---------|
| Tabla 2.3.1. Características generales de algunos sistemas postales europeos. | 10 |

Capítulo 3

| | |
|---|----|
| Tabla 3.5.1. Niveles de dosis para las aplicaciones industriales. | 25 |
|---|----|

Capítulo 5

| | |
|---|----|
| Tabla 5.1.1.1. Propiedades relevantes de varios materiales empleados en dosimetría. | 61 |
| Tabla 5.5.1. Parámetros de entrada y control del sistema experto de adquisición-lectura para el GR-200. | 84 |

Capítulo 6

| | |
|---|-----|
| Tabla 6.6.1. Incertidumbres del Sistema Postal con TLD-100. | 130 |
| Tabla 6.6.2. Resultados de una prueba a ciegas. | 130 |

Capítulo 7

| | |
|--|-----|
| Tabla 7.6.1. Incertidumbres del Sistema Postal con GR-200. | 154 |
| Tabla 7.7.1. Resultados comparados de los sistemas postales con LiF:MgTi (TLD-100) y LiF:Mg,Cu,P (GR-200). | 156 |

Apéndice A

| | |
|---|-----|
| Tabla A.1. Incertidumbre en la asignación de dosis en la calibración de los dosímetros. | 174 |
|---|-----|

1. Introducción.

1. INTRODUCCIÓN.

Las aplicaciones médicas de las radiaciones están sin duda entre las que mayores y más inmediatos beneficios reportan, ayudando de manera eficaz con sus métodos diagnósticos y terapéuticos a mejorar la calidad de vida de la población en general. Son por otra parte las aplicaciones mejor conocidas y las mejor valoradas desde un punto vista social, no despertando el recelo, a veces rechazo, que generan otros tipos de actividades industriales o científicas relacionadas con las radiaciones. Sin duda la percepción directa y personal del beneficio alcanzable de cualquier acto médico requiriendo la exposición a radiaciones es el origen del alto grado de consolidación y de aceptación social del que disfrutaban las aplicaciones clínicas de las radiaciones ionizantes.

No obstante esta buena aceptación social, el empleo de radiaciones en actividades médicas no está exento de riesgos y quizás se podría hacer la consideración de que es precisamente en algunas de tales aplicaciones donde el margen entre el riesgo indebido y el beneficio esperado es menor y más críticamente depende de la calidad del procedimiento utilizado. En efecto en las aplicaciones terapéuticas sobre todo pero también en las diagnósticas, el requerimiento básico es la irradiación del tejido enfermo evitando la de los tejidos sanos adyacentes. La complejidad del organismo humano, la diferente radiosensibilidad de los diferentes órganos y tejidos y las diferentes condiciones de dosis-respuesta en función del estadio o grado de desarrollo del tumor a tratar hacen que la planificación de los tratamientos, en particular de las dosis prescritas y su fraccionamiento sea un asunto técnicamente complejo. Además como es fácilmente comprensible la calidad de su aplicación práctica es esencial para el éxito del tratamiento, evitando tanto recidivas causadas por dosis insuficientes como efectos secundarios o colaterales en órganos sanos debidos a dosis excesivas o defectuosamente suministradas.

Por idénticas razones en radiodiagnóstico tan solo hay que irradiar la región u órgano que precise estudio y en los niveles de dosis requeridos para formar una imagen de calidad adecuada, dosis superiores no producirían beneficio adicional alguno y por el contrario si podrían inducir mayor detrimento en la salud de la persona. Hay que recordar que en las recomendaciones actuales de la ICRP, la Comisión Internacional de Protección Radiológica, no admiten la existencia de umbrales de dosis seguras desde el punto de vista de sus efectos

sobre el organismo humano y que por tanto cualquier dosis puede producir efectos perjudiciales. Por ello hay que limitar las dosis también en radiodiagnóstico con el único referente de la calidad de la imagen sobre la que se efectúa el diagnóstico.

De todo lo que antecede se deduce que la dosis absorbida de radiación es uno de los parámetros esenciales sobre el que optimizar el beneficio generado por un tratamiento con radiaciones y minimizar el coste en términos del detrimento para la propia salud del paciente causados por efectos secundarios no deseados. La Dosimetría es necesaria para calibrar los haces producidos por las unidades generadoras de radiaciones, para comprobar periódicamente, dentro de las actividades imprescindibles de control de calidad, el estado de calibración de tales unidades y también para comprobar la adecuación de las dosis realmente impartidas a los pacientes con las prescritas en su tratamiento, dosimetría "in vivo" o de pacientes.

El trabajo que se presenta en esta Memoria de Tesis Doctoral consiste en el desarrollo de un nuevo método para la comprobación del estado de calibración de las unidades de tratamiento, en lo que se denomina Dosimetría Postal. El nuevo método ha sido aplicado específicamente a Radioterapia, pero podría emplearse también para la determinación de las dosis de salida producidas por unidades de Radiodiagnóstico. El método puede así mismo ser aplicado para la dosimetría de pacientes. El nuevo método tal y como se describirá y demostrará en los capítulos siguientes mejora sustancialmente a los convencionales en exactitud y precisión, alcanzando niveles muy atractivos y convenientes para los exigentes requerimientos en Radioterapia. También supone mejoras apreciables en la fiabilidad de las determinaciones dosimétricas.

El nuevo método emplea dosímetros de Termoluminiscencia, concretamente dos variedades de LiF, LiF:Mg,Ti y LiF:Mg,Cu,P. La innovación del método propuesto consiste en el empleo para la evaluación de las señales termoluminiscentes de métodos numéricos basados en modelos físicos para los procesos de atrapamiento-recombinación radiativa en tales materiales. Tales modelos predicen un comportamiento cinético del que se derivan expresiones analíticas, ciertamente complejas, para la forma de los picos de emisión termoluminiscente, pero que han podido ser incorporadas a programas de ordenador que permiten un mejor y más detallado

análisis de las curvas completas de termoluminiscencia de los materiales mencionados. Tal análisis permite obtener de manera mucho más precisa la información dosimétrica, separando y discriminando procesos con diferentes características, que cuando se emplean técnicas convencionales de evaluación, en las que simplemente se integran todas las emisiones en un intervalo de tiempo o temperatura, sin importar el proceso que las genera y su adecuación para dosimetría. Además las técnicas de análisis numérico que han sido desarrolladas permiten estudiar mejor la influencia de determinados parámetros relevantes para dosimetría en la respuesta termoluminiscente de nuestros dosímetros.

El resultado final es una mejora sustancial en los niveles de incertidumbre de los métodos postales. Un cálculo riguroso de la incertidumbre global proporciona un valor para el nuevo método propuesto del 1%, valor que compara bien con los usualmente admitidos para los sistemas convencionales de dosimetría postal en radioterapia, entre 4-6%, valores estos en el límite de la exactitud mínima requerida para la dosimetría en radioterapia (5%).

La presente memoria describe el trabajo realizado y los logros que han sido alcanzados, en ocho capítulos principales más otro dedicado a referencias y algunos anexos con información complementaria. A este primer capítulo de Introducción, le sigue un segundo capítulo de Antecedentes en el que se describe el estado de la cuestión previo al trabajo actual seguido, en lo que constituye el tercer capítulo, de una descripción del papel de la Termoluminiscencia de Sólidos en la Dosimetría de Radiaciones en aplicaciones clínicas, pero también en dosimetría personal y medioambiental. Se trata de destacar el papel tan relevante que esta técnica de estado sólido tiene en prácticamente cualquier sector en el que se precisen medidas fiables y sencillas de obtener de las dosis absorbidas en materiales o personas.

El cuarto capítulo se dedica a describir con algún detalle los conceptos básicos de los procesos termoluminiscentes. Se incluyen modelos fenomenológicos, modelos basados en defectos de red en el caso concreto del LiF:Mg,Ti , que es el material termoluminiscente mejor estudiado hasta el presente. Se describen también los denominados modelos cinéticos de atrapamiento-recombinación y finalmente se presentan los principios de los métodos para el análisis de las señales termoluminiscentes basados en determinadas expresiones analíticas que han sido propuestas para las emisiones que los producen.

En el quinto capítulo se describen los métodos experimentales y la instrumentación empleados para la realización del trabajo que ahora se presenta. En particular se incluye una descripción detallada de los sistemas expertos desarrollados para el LiF:Mg,Ti y LiF:Mg,Cu,P, basados en programas también desarrollados en nuestro laboratorio para el análisis numérico de las respectivas curvas de emisión termoluminiscente.

En el sexto capítulo se presenta el nuevo procedimiento para Dosimetría Postal en Radioterapia con LiF:Mg,Ti. Se analiza la influencia de diferentes parámetros relevantes para la respuesta dosimétrica de este material, en particular la estabilidad de su respuesta con el tiempo de almacenamiento a temperatura ambiente, proponiendo interpretaciones diferentes de las actualmente aceptadas para los procesos que afectan a tal estabilidad. El capítulo finaliza con análisis exhaustivo de las incertidumbres del método, obteniendo la incertidumbre global asociada al nuevo método propuesto.

El séptimo capítulo trata sobre la Dosimetría Postal con LiF:Mg,Cu,P, nuevo material desarrollado recientemente y que tiene unas propiedades termoluminiscentes muy diferentes de las del LiF:Mg,Ti, entre ellas una sensibilidad cuarenta veces mayor que la de la otra variedad de LiF. A pesar de ello el análisis detallado de los parámetros de influencia y de las incertidumbres asociadas revela que la incertidumbre global alcanzable con el nuevo LiF es ligeramente peor que la obtenida para el LiF tradicional, el LiF:Mg,Ti. El capítulo finaliza analizando las causas de este hecho.

El octavo y último capítulo se dedica a presentar un sumario de las conclusiones del trabajo, conclusiones que ya se fueron presentando en cada capítulo en el contexto de la discusión de la que se deducían. El capítulo noveno contiene el listado de referencias. La memoria finaliza con varios Apéndices aclaratorios de determinados aspectos no troncales o directamente relacionados con los temas abordados pero que por coherencia y buscando además proporcionar una información lo más completa posible se ha considerado conveniente incluir en esta memoria con la que se opta al grado de Doctor en Ciencias Físicas.

2. Antecedentes en Dosimetría Postal para Radioterapia.

2.1. Introducción.

2.2. El Sistema Postal OIEA/OMS.

2.3. Otros sistemas postales en Europa.

2.4. Situación en España.

2. ANTECEDENTES EN DOSIMETRÍA POSTAL PARA RADIOTERAPIA.

2.1. Introducción.

Son varios los sistemas de dosimetría postal para radioterapia que se han desarrollado y se encuentran en funcionamiento, con ámbitos de actuación tanto nacional como internacional. El alto grado de flexibilidad y el adecuado nivel de información que pueden suministrar sobre la adecuación de la calibración dosimétrica de las unidades de tratamiento constituye el impulso y la justificación para el desarrollo de tales sistemas. Quizás el sistema más ampliamente conocido y con mayor tiempo de funcionamiento sea el que ofrece el Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA), pero hay otros sistemas también relevantes y en lo que sigue se van a describir sus características operativas principales.

Como se ha puesto de manifiesto en el capítulo precedente, una dosimetría correcta es imprescindible para una radioterapia de calidad y debido a las considerables dificultades que ello reporta el Organismo Internacional de la Energía Atómica decidió llevar a cabo a mediados de los años sesenta un estudio de alcance mundial con la intención de averiguar cuál era el nivel de calidad de la dosimetría en radioterapia así como para evaluar cuál podría ser el papel de la OIEA en la mejora de la situación de las unidades de radioterapia de aquel entonces [1 Eis77]. Las conclusiones a las que se llegó en ese estudio suscitaron gran preocupación y alarma, particularmente respecto de la situación de los Servicios de países no bien desarrollados. Quedó patente que aproximadamente un tercio de las unidades estudiadas carecía de la instrumentación mínima para la medida de radiación. Por otra parte en la mayor parte de las restantes, a pesar de contar con instrumentos de medida, su estado de calibración solía ser deficiente debido a que no tenían a su alcance laboratorios nacionales de dosimetría con capacidad de efectuar adecuada y periódicamente las calibraciones necesarias. En aquel momento sólo un número muy reducido de centros médicos del mundo, pertenecientes principalmente a países desarrollados, disponían de instrumentación bien calibrada por laboratorios nacionales de nivel metrológico adecuado.

Para tratar de salir de esta situación realmente caótica la OIEA adoptó la siguiente estrategia:

1. Creó en 1966 un Sistema de Intercomparación Postal basado en dosimetría por termoluminiscencia, al que en 1968 se unió la Organización Mundial de la Salud (OMS) [1 Eis77], con el objetivo, de además de atender directa e individualmente a todas las unidades de tratamiento que lo requirieran, tratar de informar y concienciar a nivel mundial de la vital importancia que tiene la dosimetría en radioterapia.
2. Estableció a mediados de los años setenta, nuevamente en asociación con la OMS, una red mundial de Laboratorios Secundarios de Dosimetría con objeto de lograr precisión y coherencia a nivel mundial en dosimetría de radiaciones. Desde entonces, estos laboratorios secundarios, actúan como nexo de unión entre las referencias primarias y los usuarios, y tienen entre sus misiones más importantes la de organizar periódicamente y a nivel local campañas de calibración de los instrumentos de medida de radiación (cámaras de ionización) con los que el personal de las unidades de radioterapia calibra y hace las verificaciones dosimétricas rutinarias de los haces que hemos mencionado.

La operación del sistema de dosimetría postal por termoluminiscencia en particular ha sido determinante para conseguir desde su puesta en marcha una mejora sustancial respecto a la desoladora situación de partida, aunque un estudio mucho más reciente, también promovido por la OIEA/OMS [2 Sve89] y realizado también con el sistema de dosimetría postal del OIEA, ha demostrado que todavía alrededor del 15% de los enfermos de cáncer tratados en el mundo con radioterapia seguían recibiendo dosis significativamente distintas de las prescritas debido a errores evitables en los tratamientos, entre los que continúan apareciendo defectos en la calibración en las unidades de tratamiento, poniendo de manifiesto la necesidad de seguir impulsando el desarrollo y mejora de programas destinados a asegurar la calidad y la uniformidad de las dosis administradas en radioterapia.

2.2. Sistema Postal OIEA/OMS.

El Sistema Postal que ofrece la OIEA/OMS en la actualidad no difiere mucho del que ya puso en marcha a finales de los años sesenta, salvo por su extensión desde 1991 a haces de radiación de calidades diferentes al ^{60}Co , como los rayos X o los haces de electrones de alta energía generados

por los aceleradores lineales de uso clínico (CLINAC) [3 Sve90]. En concreto el tipo de dosímetro que se sigue empleando consiste en LiF (TLD-700) en polvo, de tamaño de grano de $70\mu\text{m}$, contenido en el interior de cápsulas cilíndricas de Teflon de dimensiones $\varnothing 3\text{mm} \times 20\text{mm}$ y 1mm de espesor.

Cada centro que participa en una Intercomparación postal de la OIEA recibe cuatro de estas cápsulas (figura 2.2.1) y un chasis de plástico especialmente diseñado para realizar las irradiaciones. Tres de ellas deben ser irradiadas a la dosis absorbida en agua de 2 Gy, dosis de referencia en Dosimetría Postal, en una cuba de agua en unas condiciones muy concretas de geometría y profundidad que se encuentran detalladamente descritas en la documentación que previamente recibe el centro. Esta documentación además de contener indicaciones de cómo y cuándo deben ser irradiadas las cápsulas adjunta un cuestionario que debe ser rellenado por el responsable de cada unidad con objeto de añadir información lo más precisa y completa posible acerca de las características concretas de la unidad de irradiación y, de modo especial del método que emplean habitualmente en el cálculo de la dosis absorbida, en particular coeficientes de conversión de la magnitud de calibración, kerma en aire o exposición, a dosis absorbida.

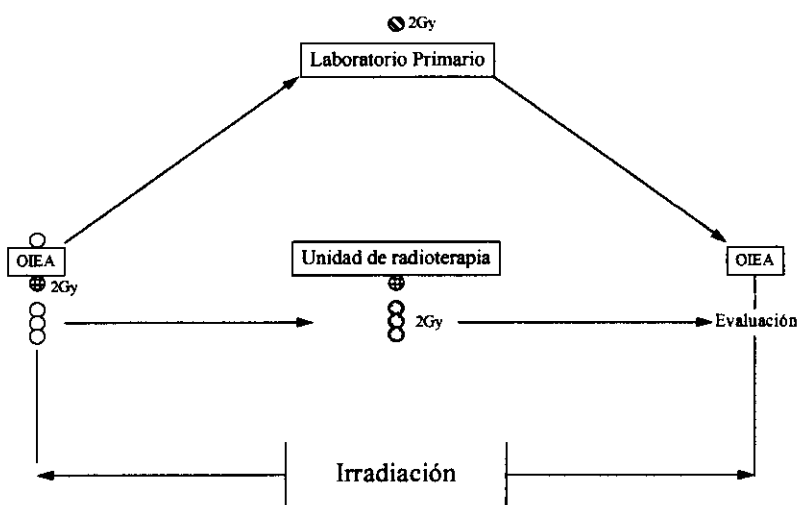


Figura 2.2.1. Esquema del sistema OIEA. La irradiación de las respectivas cápsulas se realiza de modo simultáneo tanto en la OIEA y en el laboratorio primario como en el centro participante en la Intercomparación.

La cuarta cápsula, cápsula de control, lleva un distintivo de identificación que la diferencia de las otras tres y es irradiada justo antes del envío en los propios laboratorios del OIEA a la dosis de referencia. Esta cuarta cápsula no debe ser irradiada en el centro participante ya que sirve

únicamente de testigo para evaluar lo que denominan “influencias ambientales” durante el tránsito entre la OIEA y dicho centro.

Además de estas cuatro cápsulas, en cada periodo en el que se efectúan intercomparaciones se envían simultáneamente cápsulas adicionales a un Laboratorio Primario de Metrología para que las irradie también a la dosis de referencia. La medida de estas cápsulas adicionales se comparará con las medidas realizadas con un conjunto idéntico e irradiado simultáneamente, pero esta vez, en los laboratorios de la OIEA. Esta medida jugará un papel de árbitro que permitirá confirmar la adecuación de los procedimientos de medida de dosis empleados por la OIEA en cada Intercomparación.

Tras la irradiación de las cápsulas en los centros participantes, éstas son devueltas a la OIEA para su evaluación. Al concluir se les enviará cada uno de ellos un informe que contiene todos los resultados que arroje la Intercomparación. En dicho informe se destacarán los resultados concretos que ha obtenido, pero manteniendo siempre en estricto anonimato la identidad del resto de los participantes en la Intercomparación. De ese modo cada centro podrá comprobar de un modo confidencial y directo cuál es la posición que han ocupado sus unidades de tratamiento en relación a unidades del mismo tipo pertenecientes a los otros centros participantes en la Intercomparación.

En los casos en los que el informe refleje que han sido detectadas desviaciones significativas entre la dosis medida por la OIEA y la dosis de referencia requerida, los datos del cuestionario son de gran importancia puesto que a menudo permite llegar a conclusiones muy precisas acerca de cuáles son las causas más probables que las han originado permitiendo proponer, directa e individualmente, a la unidad afectada las medidas correctoras que se consideren más convenientes, siendo aconsejable por lo general que, tras realizar esas correcciones, vuelva a participar en una nueva Intercomparación postal. Los resultados de esas intercomparaciones posteriores siempre han revelado una notable disminución esas desviaciones de la dosis de referencia probando la capacidad del sistema postal para identificar fuentes de errores sistemáticos y ayudar a corregirlos [2 Sve89].

Como es obvio el sistema OIEA/OMS, como cualquier sistema de medida, está afectado tanto por sus propias fuentes de errores sistemáticos, cuya influencia debe ser eliminada en lo posible, como de naturaleza estocástica. Obviamente, el objetivo final de estas intercomparaciones postales es la

detección de errores sistemáticos en las irradiaciones efectuadas por el centro participante. En general sólo se podrán atribuir este tipo de errores de modo objetivo a aquellas desviaciones de la dosis de referencia que se observen y que excedan en magnitud al valor de la incertidumbre combinada que se deriva de aquellas fluctuaciones de naturaleza estocástica propias del sistema postal. En este sentido la propia OIEA ha determinado que con el sistema postal actual, sólo aquellas desviaciones que excedan el $\pm 2\%$ de la dosis de referencia pueden ser atribuidas, con un nivel de confianza del 95%, a errores sistemáticos en las irradiaciones efectuadas por los centros participantes [4 Bjä80] y [5 Kir92].

2.3. Otros Sistemas Postales en Europa.

Algunos de los laboratorios secundarios de la red mundial han organizado en el transcurso de los años sistemas de Dosimetría Postal similares al de la OIEA/OMS [2 Sve89]. Si bien es cierto que todos ellos están referidos a él directa o indirectamente, se observan sin embargo algunas diferencias en lo que respecta tanto a detalles puramente experimentales, como el material termoluminiscente empleado como dosímetro de transferencia (compuesto y/o forma física), el tipo de centros a los que prestan servicio (centros de investigación clínica u Hospitales ordinarios) y/o lógicamente el ámbito geográfico de actuación.

Por poner sólo algunos ejemplos representativos y muy cercanos, la Organización Europea para la Investigación y Tratamiento del Cáncer (EORTC), viene organizando desde 1982 un sistema postal de dosimetría dirigido a prestar servicio exclusivo a centros de investigación clínica asociados a esta organización, tanto en materia de calibración de haces como de verificación postal de las dosis administradas en técnicas de dosimetría “in vivo” o dosimetría en Braquiterapia, terapia de inserción de fuentes radiactivas en cavidades del cuerpo ([6 Han91], [7 Ham91], [8 Hori93] y [9 Han93]). Con estos mismos fines y auspiciado por el Comité “Europa contra el Cáncer” de la Unión Europea (UE) en 1992 se inició la puesta en marcha de un sistema postal semejante al de la EORTC pero esta vez dirigido ya a cualquier centro médico de la UE que lo solicite ([10 Dut93], [11 Dut94] y [12 Der95]). Ya restringido a un ámbito nacional existen en Europa algunos sistemas postales de dosimetría específicos en países como Suiza [13 Dav93] o la República Checa [14 Kro97] por poner un par de ejemplos. Algunas de las características generales de los sistemas que se acaban de mencionar se encuentran resumidas en la tabla 2.3.1 junto al de la OIEA/OMS como sistema de referencia.

Tabla 2.3.1 Algunas de las características relevantes de Sistemas de Dosimetría Postal por Termoluminiscencia en Europa. Se ha incluido también el sistema OIEA/OMS como sistema de referencia. Fabricantes de los dosímetros: (a) Harshaw Chemical, EEUU, (b) Es en realidad TLD-700, Harshaw Chemical EEUU (c) Dermaquest-CEC, Francia y (d) Niewiadomski & Co, Polonia.

| | OIEA/OMS | EORTC | UE Europa Contra el Cáncer | Suiza (Davis y col.) | Rep. Checa (NRPI) (D.Kroutilková) |
|---|--|---|--|---|---|
| Alcance | Mundial | Regional: Unión Europea | Regional: Unión Europea | Nacional | Nacional |
| Material | $^7\text{LiF:Mg,Ti}$ TLD-700 ^(a) | $\text{LiF-7}^{(b)}$ | $^7\text{LiF:Mg,Na}$ PTL717 ^(c) | LiF:Mg,Ti TLD-100 ^(a) | LiF:Mg,Ti MT-N ^(d) |
| Formato | Polvo encapsulado virgen. No reutilizable | Pastillas ($\varnothing 4.5 \times 0.8 \text{mm}^3$) Reutilizable | Polvo encapsulado virgen. No reutilizable | Pastillas ($\varnothing 4.5 \times 0.8 \text{mm}^3$) Reutilizable | Polvo encapsulado virgen. No reutilizable |
| Tratamiento térmico de preparación | 1h a 400°C+24h a 80°C | Complejo (sensibilizan) 16s a 360°C+24h a 80°C | 4 h a 500°C | Complejo (sensibilizan) | 1h a 400°C+2h a 100°C |
| Ciclo de Lectura | Complejo | Complejo Precal: 24s a 140°C Lectura: Lineal hasta 260°C | Complejo Precal: 6s a 130°C Lectura: Lineal hasta 260°C | Complejo | Complejo Precal: 8s a 130°C Lectura: Lineal 10°C/s hasta 250°C |
| Lector | HARSHAW 2000A/B | TOLEDO | SAPHYMO | TOLEDO | HARSHAW 4000 |
| "fading" | Determinado Experimentalmente | < 0.5% en 1 mes | Determinado Experimentalmente ~2% (1-2) meses | <1% en 1 mes | Determinado Experimentalmente |
| Sensibilidad individual | Determinada al peso en cada aliquota | SI | Determinada al peso en cada aliquota | No, sólo de la tanda empleada | Determinada al peso en cada aliquota |
| Análisis de las curvas TL | Convencional | Convencional | Convencional | Convencional | Convencional |
| Reproducibilidad (1 dosímetro ó por cápsula) | 0.77% | <0.5% | 0.7% | 2.0% | 0.8% |
| Incertidumbre Combinada (1σ) | 2% | 2% | 1.5% | 2% | No indican. |
| Jerarquía de desviaciones | Aceptable: $\leq 5\%$ Menor: 5.1-10% Mayor: >10% | Aceptable: $\leq 4\%$ Menor: 4-7% Mayor: >7% | Aceptable: $\leq 3\%$ Menor: 3-6% Mayor: >6% | Aceptable: $\leq 4\%$ Menor: 4-7% Mayor: >7% | Aceptable: $\leq 3\%$ Menor: 3-6% Mayor: >6% |

Si observa en detalle la tabla se aprecia en primer lugar que, como ya se ha dicho, aparte del sistema OIEA/OMS, los sistemas postales que aparecen tienen un ámbito de actuación mucho más local siendo en dos casos internacionales pero restringido a asociaciones que reúnen a número limitado de países (UE, EORTC) o prestando asistencia a los centros médicos dentro de un único país, Suiza y República Checa en la tabla.

Por otra parte, a pesar de que el material termoluminiscente empleado como dosímetro de transferencia está basado de modo exclusivo en LiF, las especies concretas empleadas varían de un sistema postal a otro. Como se muestra en la tabla, además de contener distintos dopantes, adoptan formas físicas distintas como polvo o pastillas sólidas, y pueden proceder diversos fabricantes, como se detalla en el encabezamiento de la tabla. Concretamente dos de los sistemas, “Europa Contra el Cáncer” y el NRPI checo emplean cápsulas que contienen el material dosimétrico en forma de polvo, al igual que la OIEA/OMS. Sin embargo, tanto el sistema suizo como el de la EORTC, utilizan dosímetros en forma de pastillas compactas por extrusión de polvo. Esta diferencia no es trivial y será comentada más adelante.

Los tratamientos térmicos de preparación, salvo en el caso del sistema “Europa Contra el Cáncer”, son ciclos complejos de calentamiento compuestos de una primera fase de alta temperatura seguida de una segunda fase de baja temperatura, generalmente de mayor duración. Los parámetros característicos de ambas fases, temperatura y/o duración pueden variar mucho de un sistema a otro. Así, si bien la fase de alta temperatura tanto en el sistema del NRPI checo, como en el de la OIEA/OMS, es de 1h a 400°C, la fase de baja temperatura que es de 2h a 100°C en el primero es sin embargo de 24h a 80°C del segundo. En los otros dos sistemas, el de la EORTC y el sistema suizo se sensibilizan los dosímetros antes de iniciar la Intercomparación Postal, moderando la temperatura y la duración de la fase de alta temperatura (16s a 360°C). El único sistema de la tabla que emplea sólo ciclo simple de alta temperatura es el de “Europa Contra el Cáncer” y consiste en el calentamiento del material durante 4 horas a 500°C. En resumen, en lo concerniente a los tratamientos térmicos de preparación lo que más llama la atención es la complejidad y variedad que existe entre los distintos sistemas postales y que en general son de larga duración, de tres horas el que menos.

En lo que se refiere la lectura de los dosímetros puede decirse algo muy parecido ya que cada

sistema postal ha establecido su propio perfil de calentamiento. Nuevamente el denominador común es su complejidad y se componen de una primera etapa de precalentamiento, cuya única misión es la de eliminar de la curva los picos de baja temperatura, y de una segunda que suele consistir en una rampa lineal de calentamiento hasta llegar a la temperatura máxima final. Precisamente es en esta segunda etapa, en la que se adquiere la curva de termoluminiscencia empleada en la estimación de la dosis absorbida. Como también se aprecia en la tabla 2.3.1, los parámetros que caracterizan cada una de las fases, ésto es, la temperatura y duración del precalentamiento o la tasa de calentamiento en la fase lineal de adquisición de la curva, de nuevo varían mucho de un sistema postal a otro.

En la tabla se han incluido algunos detalles técnicos como el que hace referencia al modelo de lector empleado, o aspectos de gran importancia como la magnitud y el modo de determinación del “*fading*”, cómo se realiza la evaluación de la sensibilidad de cada alícuota, en el caso de emplear muestras en polvo, ó si se emplean factores de sensibilidad individual cuando se emplean pastillas sólidas. La interpretación completa de la significación de estos aspectos técnicos sólo será posible después de la lectura de los capítulos 4, 5, 6 y 7 pero se comentarán aquí para ilustrar la situación actual de la Dosimetría Postal, punto de partida de los trabajos que ahora se presentan.

Tal vez la mayor coincidencia entre estos sistemas postales, extensible a cualquier otro sistema postal del mundo, se encuentre en el método empleado para analizar las curvas de termoluminiscencia adquiridas y extraer la componente va ser utilizada finalmente en el cálculo de la dosis absorbida. Este método, al que se ha llamado *convencional*, consiste sencillamente en la integración de toda la luz que se emite en la segunda fase del ciclo de lectura o fase de calentamiento lineal y, sin hacer discriminación alguna, tomar ese valor como el parámetro a traducir en términos de dosis absorbida, tras la calibración.

En las últimas casillas de la tabla aparece la reproducibilidad reportada por cada sistema, expresado en porcentaje de variación y, a continuación, el valor de la incertidumbre combinada en la estimación final que se hace de la dosis absorbida. De acuerdo con este último valor, con el que cada sistema postal ha establecido su propia clasificación de las desviaciones de la dosis de referencia que pueden presentarse. Esta clasificación, a la hemos agrupado con el nombre de *Jerarquía de desviaciones*, aparece desglosada en la última línea de la tabla y se compone de desviaciones “aceptables”, “menores” y “mayores”.

La categoría “aceptables” reúne a aquellos casos en los que el centro médico ha superado sin problemas la Intercomparación Postal ya que las desviaciones detectadas están dentro de las incertidumbres propias del sistema postal. La categoría “menores” corresponde ya a desviaciones que requieren algún tipo de investigación para determinar las causas que las provocan. Como se ha señalado, a la luz de la información que reúne el cuestionario que acompaña a los dosímetros en el envío, es factible en muchos casos su identificación. En ese caso, puede proponerse al personal de las unidades la puesta en marcha de las medidas correctoras oportunas. Suele recomendarse asimismo que tras su ejecución la unidad vuelva a participar en una nueva Intercomparación Postal para evaluar sus efectos beneficiosos. Con este modo de proceder se ha observado que, en la mayor parte de los casos, unidades inicialmente afectadas por desviaciones *menores* pasan con facilidad a la categoría de desviaciones *aceptables* [2 Sve89] poniendo de manifiesto la eficacia del sistema de control postal.

Finalmente en la categoría “mayores”, se incluyen aquellas desviaciones que, debido a su magnitud, precisan con carácter de urgencia la puesta en marcha acciones especiales requiriendo por lo general la visita de personal especializado a la unidad afectada con el fin de realizar “*in situ*” las oportunas averiguaciones y colaborar en la medida de lo posible en la realización de los ajustes que haya que hacer en la unidad.

En general, debe hacerse notar una cierta falta de adecuada justificación de los niveles de incertidumbre referidos por los sistemas de Dosimetría Postal que se han presentado. En particular, como se verá en los capítulos 6 y 7, al menos una componente relevante a la incertidumbre final no ha sido considerada o lo ha sido erróneamente. Ésta es la referida a la influencia del “*fading*” y a la de los “*cambios de sensibilidad*”, por lo que en principio pudiera considerarse la incertidumbre global reportada como en exceso sesgada hacia el optimismo. La correcta identificación de la incidencia de los procesos que inducen el “*fading*” y los “*cambios de sensibilidad*” en la medida en Dosimetría Postal es objeto primordial del estudio que se presenta en esta memoria de Tesis Doctoral.

2.4. Situación en España

En nuestro país puede decirse que la calibración de los instrumentos de referencia, cámaras de ionización, empleados en las unidades de Radioterapia se encuentra adecuadamente cubierta por la

unidad de Metrología del CIEMAT, que actúa como Laboratorio Nacional de Metrología y tiene establecidos unos procedimientos específicos de calibración de dichos instrumentos [15 Bro95]. Además existe un Protocolo redactado por el Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), en el que se describen en detalle los procedimientos recomendados y los pasos a seguir en la calibración de los haces fotones entre 1 MeV y 50 MeV de las unidades de radioterapia externa [16 CDR84].

Sin embargo, en el caso de la Dosimetría Postal no existe un sistema propio y sólo algunos servicios de radioterapia han empleado esporádicamente el sistema de la OIEA. A raíz del accidente del acelerador lineal del Clínico de Zaragoza se impulsó oficialmente el empleo de los servicios postales del ámbito de la UE. Precisamente dentro de ese marco figura el proyecto de investigación del Fondo de Investigaciones Sanitarias de la Seguridad Social titulado "*Métodos Experimentales para Dosimetría Postal y Clínica en Radioterapia: Aplicación al Control de Calidad en Radioterapia*" (FISSS 90/0109) dentro el que se ha llevado a cabo el presente trabajo de Tesis. El interés por desarrollar un sistema nacional pudiera incrementarse a la vista del reciente Real Decreto del 17 de julio de 1998 y publicado el 28 de agosto de 1998 (BOE núm. 208 1566/1998), en el que se promulga una norma básica sanitaria relativa a la protección al paciente en radioterapia en la que se "*exige la implantación de un programa de garantía de calidad en las unidades asistenciales de radioterapia y sus instalaciones.*". Se abre pues la vía legal para implementar sistemas postales sirviendo a los servicios públicos y privados de radioterapia en España.

3. La Termoluminiscencia como instrumento para la Dosimetría de Radiaciones.

3.1. Introducción.

3.2. Dosimetría Personal.

3.3. Dosimetría Ambiental.

3.4. Dosimetría Clínica.

3.5. Aplicaciones en la industria.

3. LA TERMOLUMINISCENCIA COMO INSTRUMENTO PARA LA DOSIMETRÍA DE RADIACIONES.

3.1. Introducción.

Además de su empleo como herramienta adecuada en muchos casos para la caracterización de propiedades ópticas y térmicas en Ciencia de Materiales, la principal aplicación práctica de la termoluminiscencia (TL) es sin duda en la Dosimetría de Radiaciones (TLD). En esta actividad la TL ha alcanzado un gran desarrollo y un elevado grado de aceptación entre la comunidad científica internacional desde los trabajos pioneros de Daniels y col. en 1953 [17 Dan53].

Desde esas fechas la termoluminiscencia ha ido consolidándose hasta el momento actual en el que está considerada como un método de medida de gran versatilidad que se adapta sin excesivas dificultades a la gran variedad de actividades científicas o técnicas en la que se requiera una determinación precisa de la dosis por absorbida por irradiación. Se han publicado diversas monografías descriptivas del método termoluminiscente, de la instrumentación empleada en la aplicaciones dosimétricas y de las características de los diferentes materiales TL ([18 Ober81], [19 McKi81a], [20 Horo84a] y [21 McKe95]).

El rango de medida de dosis absorbida con los diferentes materiales termoluminiscentes es muy amplio, abarcando múltiples órdenes de magnitud. Algunos materiales tienen la sensibilidad suficiente para medir con fiabilidad y en tiempos muy cortos las bajas dosis debidas al fondo puramente natural (con tasas del orden de $0.1\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ [22 Qui92]). Otros permiten extender la capacidad de medida al rango de muy altas dosis como es el caso de ciertas aplicaciones industriales en las que las dosis comprometidas son de decenas de kGy tales como la esterilización de algunos alimentos para su conservación ([23 San89] y [24 Cor98]), la esterilización de material clínico o quirúrgico o en pruebas de resistencia de materiales en ingeniería. Un solo material, como es el caso del LiF:Mg,Ti , puede perfectamente medir dosis del orden del mGy hasta la decena de Gy y la variedad más reciente LiF:Mg,Cu,P , puede cubrir todo el rango de medida comprendido entre el μGy y el Gy, es decir más de seis ordenes de magnitud, propiedad que no tiene parangón en ningún otro método en Dosimetría de Radiaciones [25 Horo84b].

Una ventaja práctica considerable es que puede disponerse de una amplia gama de formas y tamaños de dosímetros de TL adaptables virtualmente a las necesidades de la aplicación concreta en la que se vayan a emplear. En particular ofrecen la posibilidad de disponer de dosímetros de dimensiones muy reducidas garantizando una excelente resolución espacial. En este aspecto la TL aventaja claramente a la práctica totalidad de sistemas de medida cuando se necesita medir en el seno de campos de radiación fuertemente inhomogéneos. Concretamente, cuando las dimensiones del volumen sensible del detector son excesivamente grandes, la determinación de la dosis puede ser poco fiable al estar midiendo realmente valores promediados en una zona inconvenientemente extensa. A este respecto con los TLDs puede conseguirse una imagen de la distribución espacial de dosis utilizando en diversos puntos y al mismo tiempo varios dosímetros del mismo tipo. Un buen ejemplo es la dosimetría de interfases en radioterapia en la que se emplean con ventaja dosímetros TL muy finos del orden de unas pocas micras [26 Lin84].

Otro aspecto interesante es que dada la gran variedad de materiales TL pueden encontrarse algunos que cuenten con alguna cualidad que sea particularmente interesante en alguna aplicación. Merece la pena destacar la equivalencia a tejido humano en cuanto a la absorción de energía del campo de radiación. Esta característica es importante en Dosimetría Personal y en la Clínica en las que las medidas del dosímetro han de ser representativas de las dosis absorbidas por las personas expuestas. La equivalencia a tejido aumenta la fiabilidad y disminuye la incertidumbre al evitar tener que aplicar factores de corrección por la falta de equivalencia en cuanto a los procesos primarios de absorción de energía ([19 McKi81a] y [20 Horo84a]).

Otras ventajas de los TLDs es que son relativamente económicos y que además se pueden reutilizar tras someterlos a los adecuados tratamientos térmicos de regeneración que aunque no son imprescindibles, sobre todo para dosis no excesivamente altas, tampoco necesitan ser excesivamente complicados. Por otra parte al ser dosímetros pasivos o integradores, no precisan cables, fuentes de alimentación o equipos auxiliares durante el periodo de exposición lo que los hace particularmente aptos para la dosimetría de pacientes en aplicaciones clínicas con radiaciones [20 Horo84a].

En el capítulo de desventajas merece ser destacado el carácter pasivo de la TLD. La principal desventaja reside en el hecho que la asignación de dosis tiene lugar en un proceso experimental separado en el tiempo de la fase de exposición una vez que ésta ya ha concluido. Esta situación plantea el inconveniente de imposibilitar la intervención en aquellas situaciones en las que fuera necesario modificar en tiempo real algún parámetro durante la fase de irradiación. No es en todo caso esta supuesta desventaja relevante en el caso de la Dosimetría Postal en Radioterapia, la aplicación dosimétrica sobre la que versa el presente trabajo.

Por otra parte tradicionalmente la TLD ha sido considerada como una técnica con excesivos condicionantes y parámetros de influencia que pueden incrementar las incertidumbres en la asignación final de dosis. A este respecto, se ha aludido con cierta frecuencia a la fuerte dependencia de la calidad de los resultados de la experiencia del personal responsable y encargado de llevar a cabo las medidas. En la actualidad este aspecto ha dejado de ser tan relevante gracias en parte a la mayor sofisticación del diseño de los actuales equipos de lectura y a la aparición de los métodos expertos de análisis de las curvas de termoluminiscencia en los que nuestro grupo ha sido principal impulsor y pionero. Ambos factores, unidos a mejores condiciones de entrenamiento y formación de los operadores hacen que los resultados de las medidas sean generalmente uniformes y de calidad homologable entre diferentes laboratorios.

Las elección del material TL adecuado debe ajustarse como es lógico de las necesidades y exigencias derivadas de la actividad en concreto a la que se vaya a destinar. Éstas se pueden clasificar en cuatro grandes grupos:

- a) Dosimetría Personal.
- b) Dosimetría Ambiental.
- c) Dosimetría Clínica.
- d) Aplicaciones en la Industria.

A continuación se detallan las características de cada uno de estos campos de aplicación dosimétrica de la termoluminiscencia de sólidos.

3.2. Dosimetría Personal.

Dentro de la dosimetría de radiaciones la Dosimetría Personal es sin duda la actividad más importante o al menos la que beneficia a un número mayor de personas. Consiste en la medida y control individual de la dosis recibida por las personas en cuyo entorno laboral existe el riesgo potencial de exposición a radiaciones ionizantes (Trabajadores Profesionalmente Expuestos, TPE). La dosimetría personal es legalmente obligatoria cuando estas exposiciones de tipo ocupacional pueden alcanzar determinados niveles en relación con los límites establecidos legalmente ([27 REG92]). La medida de la dosis que reciben los TPE es indispensable debido a los riesgos que entrañan las radiaciones ionizantes para su salud. Para la determinación de las dosis individuales se pueden emplear muchas técnicas de medida, pero la Termoluminiscencia es con mucho preponderante, posiblemente más de un 80% de estas medidas se hacen con TL. Otras técnicas son la de película fotográfica, la fotoluminiscencia y empiezan a ser también empleadas las técnicas, también de estado sólido, basadas en diodos semiconductores.

La determinación de cuáles son realmente estos riesgos continuamente es objeto de una intensa actividad investigadora en el campo de la radiobiología con apoyo también de la dosimetría y paulatinamente se han ido desentrañando algunos de los mecanismos básicos que operan en la interacción de la radiación ionizante con los tejidos biológicos y su relación con la dosis absorbida y la calidad o el tipo de la radiación que la produce. Sin embargo la variedad y complejidad de los procesos que pueden darse hace que en la mayoría de los casos, especialmente en lo concerniente a niveles bajos de dosis, se tenga que recurrir a datos estadísticos producidos en estudios epidemiológicos en los que se estudia el impacto diferencial de distintos niveles de radiación sobre diferentes grupos de población.

Un recorrido pormenorizado de los resultados de estos estudios se saldría del tema central de esta discusión, sólo baste decir que las conclusiones en tales estudios llevaron a la Comisión Internacional sobre Protección Radiológica (ICRP) a proponer hace ya tiempo el primer sistema de limitación de dosis con la intención de limitar al mismo tiempo las probabilidades de que se produzcan efectos perjudiciales sobre la salud, especialmente de los TPE, pero también del público en general [28 ICRP26]. Adoptando esta misma filosofía y con la aparición de nuevos hallazgos científicos este sistema de limitación ha sido revisado periódicamente

sustituyendo los viejos valores por nuevos límites de dosis que tienden a ser cada vez menores. La última revisión importante fue realizada en 1990 [29 ICRP60]. Este sistema de limitación de dosis suele ser incorporado a la legislación específica de cada país. En particular los nuevos límites surgidos de la revisión de 1990 han sido asimilados en una directiva muy reciente de la UE [30 96/29/EURATOM] que tiene carácter vinculante y fecha límite (13 de Mayo del 2000) para su inclusión en los reglamentos de protección contra las radiaciones ionizantes de los países miembros.

La comprobación de que en el desarrollo de las tareas y cometidos profesionales de los TPE se están manteniendo los requisitos obligatorios de protección frente a las radiaciones ionizantes se basan esencialmente en los valores de dosis medidos y emitidos por los laboratorios de Dosimetría Personal. La verificación de que estos valores de dosis se mantienen dentro de los límites de dosis sirven como garantía para asegurar que los riesgos potenciales para la salud inducidos por las radiaciones ionizantes se encuentran dentro de unos márgenes actualmente considerados como aceptables.

Las dosis debidas a fuentes de radiación externas al organismo se miden con los denominados dosímetros personales. Estos dosímetros suelen adoptar formatos especiales dependiendo de la actividad laboral que se tenga que desempeñar. Sus dimensiones son bastante reducidas y el formato más ampliamente extendido se porta normalmente sobre la ropa en la zona pectoral. Una característica importante para la Dosimetría Personal es que deben de absorber la energía del campo de radiación de una manera similar al tejido humano para que de ese modo pueda ser estimada adecuadamente la dosis absorbida.

La incidencia de los datos suministrados por los servicios de dosimetría personal son de importancia ya que pueden desencadenar acciones de distinta importancia para las personas afectadas promoviendo cambios en su situación laboral debidos a la imposibilidad de continuar trabajando con radiaciones o ser el motivo del inicio de acciones legales e incluso querrelas entre los trabajadores y la dirección. Ésto obliga a que los datos dosimétricos gocen de la fiabilidad necesaria para ser una base argumental sólida en estas situaciones. Teniendo en cuenta la reducción de los valores recomendados para los límites de dosis, el mantenimiento de esta fiabilidad requiere la capacidad de adaptación de los sistemas de medida existentes o el

desarrollo de nuevos sistemas o métodos análisis cada vez más sensibles y precisos.

La termoluminiscencia se adapta perfectamente a todas estas exigencias y requerimientos de la dosimetría personal. Son varios los materiales TL susceptibles de ser empleados en esta actividad. Los requerimientos prácticos más exigentes son en primer lugar una buena equivalencia a tejido que garantice una respuesta plana con la energía de la radiación. Además tales materiales han de ser capaces de medir en el rango que va de 0.1 mSv a 1 Sv con una incertidumbre global, todos los parámetros de influencia debidamente considerados, y para las dosis equivalentes estimadas mejor que el +30 y -50% según las últimas recomendaciones técnicas [31 EUR, IEC 1066].

3.3. Dosimetría Ambiental.

El objetivo de la dosimetría medioambiental es primariamente la medida de las fluctuantes dosis producidas por la radiación natural, de origen tanto terrestre como cósmico [32 Kat84]. El conocimiento detallado del fondo natural es el mejor camino para detectar con rapidez y fiabilidad la presencia de contribuciones adicionales de origen antropogénico, causadas por actividades humanas de diverso tipo, propiciando así la puesta en marcha inmediata de medidas correctoras. La gran sensibilidad social ante la contaminación del medioambiente, en particular por la de tipo radiológico, hace que las técnicas y métodos para la dosimetría ambiental hayan experimentado un gran empuje y desarrollo en los años recientes. Se emplean diferentes sistemas y detectores tanto activos, de respuesta inmediata, como pasivos con respuesta integrada y diferida [33 Del92a].

Se han desarrollado grandes sistemas de control centralizado abarcando todo el territorio de los países más avanzados tecnológicamente, con cientos y hasta miles de puntos de medida interconectados informáticamente incluso vía satélite desde un centro director o de control. Son los denominados “*early warning systems*”, cuya función primordial es la detección rápida de anomalías, para lo que se emplean detectores de tipo activo: Geiger o contadores proporcionales, también en algunas situaciones medidores basados en cámaras de ionización. Otro tipo de sistemas se concentran en las cercanías de las instalaciones potencialmente

generadoras de cargas radiológicas al medioambiente, como por ejemplo las centrales nucleares. Para estos sistemas se emplean preferentemente dosímetros integradores, de termoluminiscencia prácticamente en exclusiva, ya que su objeto es determinar la carga radiológica que el funcionamiento de tales instalaciones significa. Para esta determinación importan los valores medios de las dosis ambientales sobre períodos más bien largos de tiempo, anuales por ejemplo, sin que importen las fluctuaciones más o menos instantáneas. Comparando los valores medios de las dosis ambientales antes y después de entrar en funcionamiento la instalación controlada se puede estimar con precisión la incidencia en el medio ambiente. Los dosímetros integradores son idóneos para este cometido.

En dosimetría ambiental aunque también es deseable la equivalencia a tejido, esta cualidad pasa a un segundo plano si se compara con la necesidad de disponer de dosímetros con la máxima sensibilidad con los que sea posible la medida en un rango de dosis entre 10^{-1} - 10^2 μGy en tiempos de integración no excesivamente largos, de un día hasta un mes [34 Del96a]. Para hacerse una idea, la contribución anual del fondo natural varía entre 10^{-1} y 10^4 μGy dependiendo de factores como la localización geográfica del punto de medida, los niveles de radón etc.

La necesidad de dosímetros termoluminiscentes muy sensibles hace que exista una tendencia al empleo de materiales con un Z_{ef} bastante superior al del tejido humano. La razón es doble ya que estos materiales presentan una mayor sección eficaz en proceso de absorción de energía a lo que se añade una mayor eficiencia en la recombinación radiativa durante la lectura, dependiendo del tipo de impureza luminiscente [20 Horo84a]. La acción conjunta de ambos factores hace que se produzca una señal TL más intensa por unidad de dosis absorbida (eficiencia TL) que con materiales con Z_{ef} bajo. No obstante la equivalencia a tejido no es desdeñable y es muy habitual que se empleen combinaciones en las que se haga uso de materiales equivalentes a tejido con otros que no lo son, ya que de ese modo puede hacerse una estimación de la energía media de la radiación detectada ([35 Cam68], [36 Ros75] y [37 Pui76]). Este aspecto es de especial importancia en el caso de la medida de la radiación ambiental en la que se hace frente a campos de espectro heterogéneo y generalmente desconocido. No obstante las medidas TL pueden combinarse con otras técnicas en las que se determina el espectro de la radiación.

Otra característica muy necesaria en los materiales de uso en dosimetría ambiental es la estabilidad a largo plazo de la información dosimétrica que vaya registrando ya que, generalmente, para poder obtener una señal medible a estos niveles tan bajos de dosis son necesario períodos largos de exposición. En este aspecto la posibilidad de contar con materiales ultrasensibles tiene la ventaja adicional de reducir notablemente esos tiempos de exposición, si ello fuera necesario ([38 Del95a] y [39 Del95b]).

3.4. Dosimetría Clínica.

Como ya se ha avanzado en los capítulos precedentes, la dosimetría por termoluminiscencia encuentra también una aplicación fundamental en el entorno hospitalario ([19 McKi81a], [26 Lin84] [40 McKi81b] y [41 Horo81]). En este entorno pueden diferenciarse dos niveles de actuación, ambos con necesidades dosimétricas. El primero estaría realmente encuadrado en la Dosimetría Personal puesto que tiene la finalidad de medir y controlar las dosis que recibe el personal que trabaja en las unidades de tratamiento. Este personal es un ejemplo característico del grupo de trabajadores profesionalmente expuestos que está obligado a portar diferentes tipos de dosímetro de acuerdo a la actividad específica que realizan. El segundo, que es el que va a centrar este apartado, tiene como finalidad esencial el control de la calidad de los procedimientos radiológicos de diagnóstico y sobre todo, en los tratamientos radioterapéuticos.

Las posibilidades que brindan las radiaciones ionizantes tanto en el diagnóstico como en el tratamiento de las enfermedades son casi ilimitadas. Por hacer una lista de las técnicas diagnósticas y terapéuticas que se encuentran con mayor o menor frecuencia en el medio hospitalario podemos enumerar:

a) Fuentes externas:

1. Rayos gamma de fuentes encapsuladas de ^{60}Co y ^{137}Cs (teleterapia).
2. Rayos X de aceleradores lineales 6, 9, 12 y 18 MeV (teleterapia).
3. Electrones de aceleradores lineales de energías hasta 40 MeV (teleterapia).
4. Haces de radiación de otras calidades (protones, neutrones ó partículas cargadas pesadas) (teleterapia).
5. Rayos X de energías entre unos pocos y varias decenas de keV (radiodiagnóstico).

b) Fuentes internas:

1. Radiofármacos (diagnóstico y terapia).
2. Braquiterapia (inserción en cavidades del cuerpo de fuentes radiactivas de Iridio, Cesio y antiguamente agujas de radio¹).

La gran mayoría de las aplicaciones médicas en las que entran en juego las radiaciones ionizantes que están basadas en el uso de haces de rayos X de diferente energía o haces de radiación gamma procedente de fuentes encapsuladas. Las energías de los rayos X varían desde las decenas de keV en radiodiagnóstico hasta varios MeV en radioterapia

En la lista anterior aparecen también haces de radiación de otras partículas y calidades como neutrones protones o partículas cargadas pesadas, pero debido a la complejidad de las instalaciones necesarias para producirlos tan sólo cuentan con ellos un número bastante reducido de grandes centros hospitalarios en el mundo [42 Fow81]. En el caso concreto de España no existen instalaciones médicas que ofrezcan este tipo de servicio.

Tanto en radiodiagnóstico como en radioterapia podrían diferenciarse dos sectores de actividad dosimétrica: dosimetría para la calibración de los haces producidos por las unidades de tratamiento y dosimetría de pacientes. En ocasiones se denomina a estas actividades dosimetría física y dosimetría clínica respectivamente. Mientras que la calibración primaria de los haces se hace preferentemente con cámaras de ionización trazables al Laboratorio Nacional de Metrología, en el resto de actividades la termoluminiscencia es la técnica más empleada hoy en día. También, como se ha visto en el capítulo anterior, en actividades de control de calidad y para la comprobación del estado de calibración de los haces de radiación por medio de métodos postales, cuya mejora se aborda en el presente trabajo.

En este tipo de aplicaciones como siempre que se pretende deducir de las lecturas del dosímetro dosis absorbidas en el cuerpo humano, una característica esencial de los materiales TL es la equivalencia a tejido. En el caso de las técnicas de radiodiagnóstico la buena sensibilidad del material termoluminiscente es también un factor de importancia ya que las dosis involucradas no son muy altas y en cualquier caso el criterio es minimizarlas salvando la

¹ Desde el Real Decreto 1566/1998 del 28 de agosto ha quedado prohibido el uso clínico de fuentes de ²²⁶Raio.

calidad de la imagen sobre la que se efectúa el diagnóstico. Se encuentran típicamente en el rango comprendido entre 10^{-5} y 10^{-2} Gy. Si bien en los tratamientos típicos en radioterapia de haces externos las dosis impartidas son muy altas (hasta 20 Gy o más) la necesidad de optimizar la resolución espacial obliga en muchos casos a la utilización de dosímetros de dimensiones muy reducidas con lo que de nuevo necesario disponer de materiales de alta eficiencia, al objeto de obtener señales convenientes.

En el caso de la radioterapia si bien no son de aplicación criterios limitantes en las dosis administradas a los pacientes otros que los propios criterios médicos, sí se han establecido consideraciones generales dirigidas a la mejora y optimización de la calidad dosimétrica de los tratamientos con objeto de no causar detrimentos innecesarios en su salud [43 ICRP73]. En este sentido el principal objetivo de la dosimetría es asegurar que la dosis impartida en el volumen tumoral es la realmente prescrita en la planificación del tratamiento reduciendo al mínimo las administradas en las zonas sanas circundantes. Para conseguirlo es deseable disponer de sistemas dosimétricos destinados a la verificación experimental por procedimientos “*in vivo*” del grado de adecuación de las dosis realmente impartidas a las prescritas inicialmente en la planificación del tratamiento. Este punto es muy importante ya que los resultados de las medidas “*in vivo*” pueden suponer modificaciones en la planificación de los tratamientos con la finalidad de optimizarlos. La termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti junto a los dosímetros de semiconductor son los métodos más empleados para la dosimetría “*in vivo*” [44 Sanc95]. Los pequeños dosímetros TL pueden colocarse virtualmente sobre cualquier parte del cuerpo humano para determinar la dosis de entrada e incluso en el interior de cavidades abiertas del organismo para determinar dosis en las cercanías de la región tumoral si fuera preciso.

En el caso del radiodiagnóstico aunque las dosis involucradas son varios ordenes de magnitud menores es también importante el control de las dosis en pacientes. En primer lugar por su propia protección pero también por la necesidad de reducir la contribución del radiodiagnóstico a la dosis colectiva de la población en general. Si se examinan las estadísticas se observa enseguida que la contribución a la dosis colectiva por las pruebas radiológicas en medicina es con diferencia la mayor de todas y por tanto la de mayor impacto desde el punto de vista epidemiológico. Por poner un ejemplo bastante ilustrativo, en las campañas de

mamografía una población muy elevada de pacientes sanas son expuestas a rayos X para detectar sólo unos pocos casos de verdadera significación patológica.

3.5. Aplicaciones de la TL en la industria.

Dentro de este grupo de aplicaciones se incluyen por ejemplo algunas pruebas de resistencia de materiales en ingeniería y en especial los métodos de esterilización para la conservación de alimentos por irradiación o de instrumental quirúrgico. En estas aplicaciones las dosis involucradas suelen ser muy altas ($10 - 10^5$ Gy). La tabla muestra una clasificación cualitativa de los niveles de dosis típicos de estas aplicaciones.

Tabla 3.5.1. Niveles de dosis para las aplicaciones industriales.

| Categoría | Niveles de Dosis |
|-------------------|-------------------------|
| Dosis Bajas | 10 Gy – 3kGy |
| Dosis intermedias | 1kGy-10kGy |
| Dosis altas | 5kGy-100kGy |

En los últimos años ha cobrado especial importancia la dosimetría para la detección de alimentos irradiados. Aunque son varias las técnicas que han demostrado tener potencial cuantificador de tales dosis, pero la mejor y más desarrollada es la que emplea la termoluminiscencia de la fase mineral adherida a los alimentos ([23 San89] y [24 Cor98]).

4. Conceptos Básicos de Termoluminiscencia.

- 4.1. Descripción fenomenológica del proceso termoluminiscente.
- 4.2. Modelos de defectos para la termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti (TLD-100)
 - 4.2.1. Introducción.
 - 4.2.2. Repaso Histórico.
 - 4.2.3. Modelos de centros Z_n .
 - 4.2.4. Modelos de dipolos ($Mg^{2+} - V_{ac}^-$).
 - 4.2.5. Críticas a los modelos de centros Z_n y los modelos puros de dipolos.
 - 4.2.6. Introducción a los defectos extendidos.
- 4.3. Modelos Cinéticos: Expresiones analíticas para describir el proceso termoluminiscente.
- 4.4. Métodos numéricos de análisis de las curvas de termoluminiscencia.
 - 4.4.1. Introducción.
 - 4.4.2. Programas de análisis completo.
 - 4.4.3. Programas de Análisis Simplificados aplicados a las curvas de termoluminiscencia del TLD-100 y el GR-200.

4. CONCEPTOS BÁSICOS DE TERMOLUMINISCENCIA.

4.1 Descripción fenomenológica del proceso termoluminiscente.

La termoluminiscencia (TL) es el fenómeno de emisión de luz por parte de un material aislante o semiconductor cuando es calentado tras haber absorbido previamente cierta cantidad de energía de un campo de radiación ionizante, diferente a la que se origina simplemente por calentar un cuerpo hasta la incandescencia. A continuación se describe brevemente un modelo fenomenológico simple para las emisiones termoluminiscentes.

En los materiales termoluminiscentes empleados en dosimetría las emisiones TL son esencialmente procesos relacionados con la presencia de impurezas que han sido introducidas artificialmente en la red del material matriz (dopantes). Estas impurezas generan niveles de energía específicos (trampas) en la banda de energías prohibidas situada entre la banda de valencia y la banda de conducción que no existen en el material puro. Estos nuevos niveles pueden ser ocupados por los portadores de carga, electrones y/o huecos, liberados durante la irradiación. En materiales aislantes la banda prohibida suele ser bastante ancha, 6 eV ó mayor, permitiendo la presencia de gran variedad de trampas asociadas a diversos complejos de defectos en los que intervienen precisamente las impurezas con las que se ha dopado al material.

En efecto, durante la irradiación el material absorbe cierta cantidad de energía que se traduce en la creación de pares $e^- - h^+$, excitando electrones a la banda de conducción y dejando sus respectivos huecos en la banda de valencia. Ambos tipos de cargas pueden moverse por sus respectivas bandas y tras un corto intervalo de tiempo se recombinan (recombinación pronta) bien sea por canales radiativos o por no radiativos. La existencia de esos niveles intermedios en la banda prohibida hace que se abra un canal alternativo a través del que parte de esos electrones y/o huecos generados tras la irradiación quedan estabilizados retrasando o impidiendo su inmediata recombinación.

En la figura 4.1.1 se ha representado esquemáticamente todo el este proceso. La absorción de

energía está representada por el paso 1: se lleva un electrón a la banda de conducción dejando un hueco en la banda de valencia. La recombinación pronta (paso 2) representa la vuelta casi inmediata al estado fundamental previo a la irradiación ya sea por canales radiativos o no radiativos. El atrapamiento de parte de los portadores de carga (electrones este caso) es el paso 3 de la figura. En definitiva, estos niveles intermedios o trampas sirven como lugares en los que una pequeña fracción de la energía absorbida por el material del campo de radiación puede quedar almacenada una vez que la irradiación ha concluido.

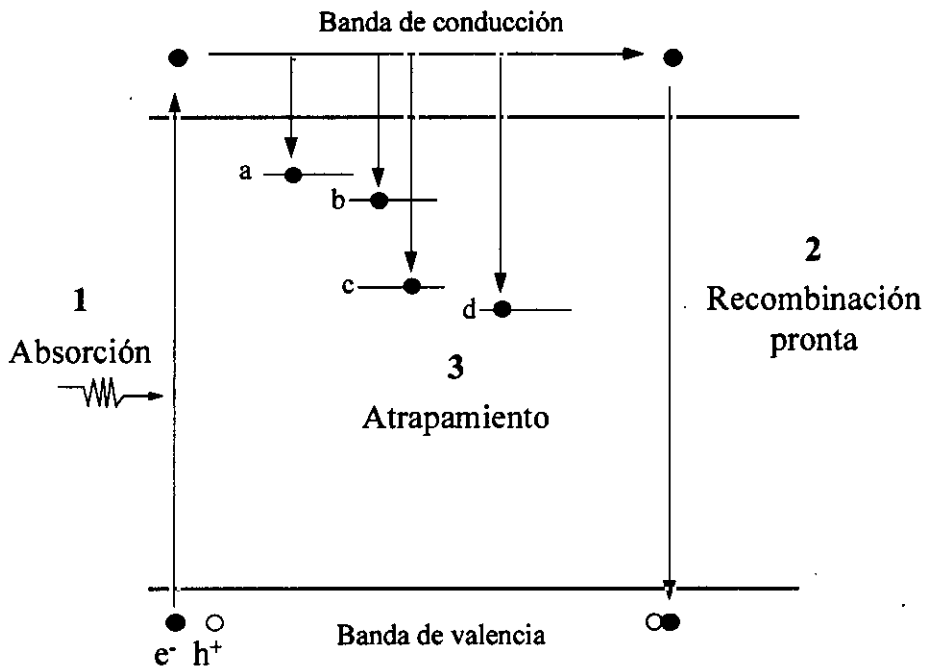


Figura 4.1.1 Esquema del proceso de absorción de energía del campo de radiación ionizante (1); recombinación pronta (2); estabilización de parte de la energía absorbida por atrapamiento portadores de carga (3).

Es posible encontrar estructuras (red matriz e impurezas) en las que haya una distribución de estos niveles de impureza cercana a la banda de conducción. En tal caso, se consigue excitar de nuevo las cargas atrapadas a la banda de conducción simplemente suministrando una pequeña cantidad de energía en forma de calor, es decir, elevando la temperatura del material.

Si se aumenta gradualmente la temperatura, las cargas atrapadas en las trampas más próximas a la banda de conducción serán excitadas en primer lugar. Éstas alcanzarán la banda de conducción a temperaturas inferiores que aquellas cargas que hayan sido atrapadas en trampas más profundas y que obviamente necesitarán una energía mayor para ser liberadas. Una vez en la banda de conducción y, con el material a alta temperatura, el proceso más probable es la

recombinación que de nuevo tiene la posibilidad de seguir canales radiativos y no radiativos. En los buenos materiales TL, la recombinación radiativa está favorecida por la existencia de centros de recombinación luminiscente, también asociados a impurezas dopantes específicas.

Todo este proceso tiene lugar durante la etapa de lectura del dosímetro y se ha representado en la figura 4.1.2. El paso 4 de la figura es la liberación térmicamente estimulada de cargas atrapadas seguida de la difusión de electrones por la banda de conducción y huecos en la banda de valencia. Finalmente el paso 5 da cuenta de la recombinación radiativa que tiene lugar en el centro de recombinación y que es la que genera la curva de termoluminiscencia.

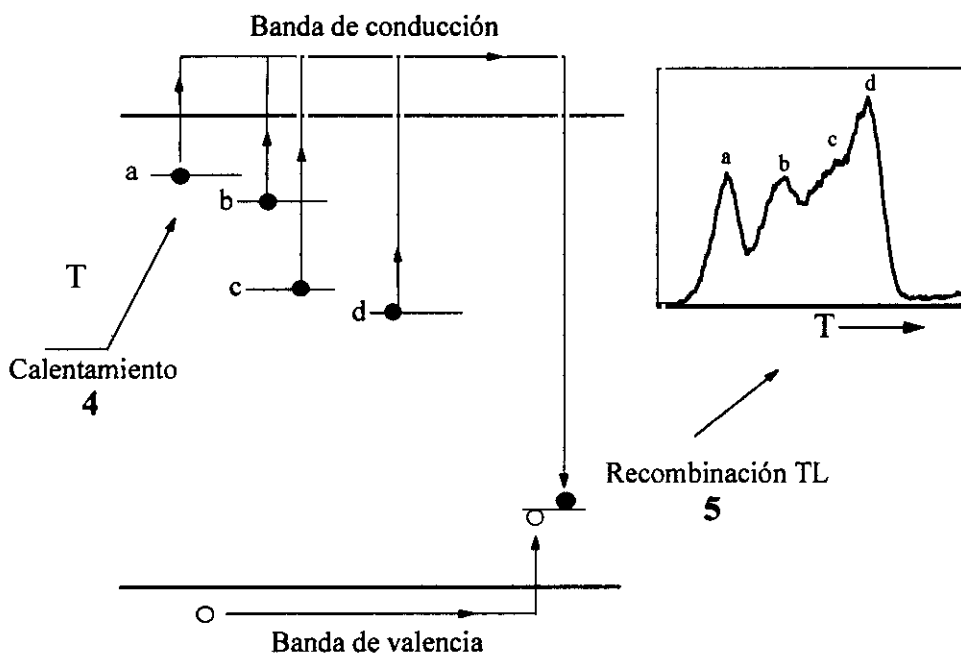


Figura 4.1.2 Esquema del proceso de lectura en termoluminiscencia. En este proceso se eleva gradualmente la temperatura del dosímetro y se produce sucesivamente la excitación de las cargas atrapadas en diferentes trampas (electrones en este caso) a la banda de conducción (4). Después de un tiempo muy corto en la banda de conducción, los eventos de recombinación radiativa (5) generan la curva de termoluminiscencia.

El número de cargas atrapadas en los niveles asociados a las impurezas es proporcional a la concentración de trampas existentes y naturalmente es función de la cantidad de energía absorbida por el material del campo de radiación. Si la concentración de trampas permanece constante, entonces el número de cargas atrapadas dependerá únicamente de la energía absorbida, esto es, de la dosis absorbida. Calentando pues el material irradiado se tiene entonces un método para estimar el número de cargas atrapadas y por tanto la dosis absorbida.

a través de la medida de la luz que se emite.

Bajo ciertas exigencias de estabilidad del material y reproducibilidad en su respuesta con la dosis, algunos de ellos pueden ser empleados para hacer estimaciones cuantitativas y fiables de la dosis absorbida, es decir, pueden ser empleados como dosímetros. Naturalmente la medida de la luminiscencia que se produce en la lectura no es por sí sola una medida cuantitativa de la dosis absorbida por el dosímetro. La dosimetría por termoluminiscencia es un método indirecto de medida que requiere un proceso previo de calibración que permita poder expresar las emisiones TL que en la unidad de magnitudes radiológicas con sentido físico como la dosis absorbida u otras derivadas de ella.

Resumiendo, en este esquema simplificado puede entenderse la termoluminiscencia en términos de dos tipos de centros, trampas y centros de recombinación. Las trampas actúan almacenando información relativa a la dosis absorbida del campo de radiación y los centros de recombinación transformándola en fotones TL durante la lectura.

La forma y estructura de la curva TL que se obtiene en la lectura está determinada por el proceso de liberación-recombinación de las cargas de distinto signo atrapadas, en este esquema electrones y huecos. Para trampas profundas, como la *c* o la *d* de la figura 4.1.2, la probabilidad de escape de sus trampas a temperatura ambiente es muy baja y los picos asociados son estables a esa temperatura. Las trampas *a* y *b* de esa figura, dada su proximidad a la banda de conducción, requerirán menos energía para ser liberadas y su probabilidad de escape será mayor pudiendo no ser estables a temperatura ambiente. Por esta razón los picos TL de baja temperatura no se emplean en dosimetría ya que la información dosimétrica no se almacena con una estabilidad térmica suficiente.

Para cualquier trampa TL la probabilidad de escape p de las cargas atrapadas crece monótonamente con la temperatura T y si ésta se incrementa lo suficiente se llega a $p=1$. A esa temperatura las cargas habrán adquirido suficiente energía para abandonar sus trampas y migrar por la banda de conducción hasta que se produce la recombinación.

Si bien p aumenta monótonamente con la temperatura, no lo hace la tasa de liberación de

cargas atrapadas dn/dt debido a que, naturalmente, la población de cargas atrapadas es finita y decrece conforme aumenta la temperatura. Por esa razón, al ser incrementada progresivamente la temperatura durante la lectura llega un momento en que la población de cargas atrapadas no es capaz mantener nuevos incrementos en dn/dt que en consecuencia comenzará a decrecer. Por tanto al aumentar la temperatura, dn/dt tendrá la forma de un pico: aumenta del lado de bajas temperaturas alcanzando un máximo determinado básicamente por las características de la trampa y finalmente decrece hasta cero cuando la temperatura ha crecido lo suficiente como para haber vaciado completamente la trampa.

Como la recombinación radiativa sigue a la liberación de las cargas, la intensidad de la luz detectada durante la lectura tendrá también la forma de un pico. En la figura 4.1.2 cada pico de termoluminiscencia está asociado a una trampa diferente e independiente y cada proceso puede describirse fenomenológicamente como se acaba de hacer y la composición de todos ellos daría lugar a una curva compleja de termoluminiscencia, muy habitual en los diferentes materiales termoluminiscentes.

4.2 MODELOS DE DEFECTOS PARA LA TERMOLUMINISCENCIA DEL LiF:Mg,Ti (TLD-100)

4.2.1 Introducción.

El LiF:Mg,Ti (TLD-100) es con mucho el material más ampliamente utilizado en dosimetría por termoluminiscencia en cualquiera de sus aplicaciones. Este material presenta una curva compleja de termoluminiscencia compuesta de un total de doce picos en el rango comprendido entre la temperatura ambiente y los 400°C, que son emitidos en una región espectral situada entre los 420 y 460 nm dependiendo de la temperatura en la que aparece cada uno de ellos¹. En dosimetría, la temperatura máxima de lectura suele limitarse hasta alcanzar 250°C ó 300°C, zona en la que aparecen cinco picos característicos de los que únicamente los tres últimos se emplean para la medida de dosis. Estos picos suelen identificarse por orden de aparición, numerándolos como muestra la figura 4.2.1.1.

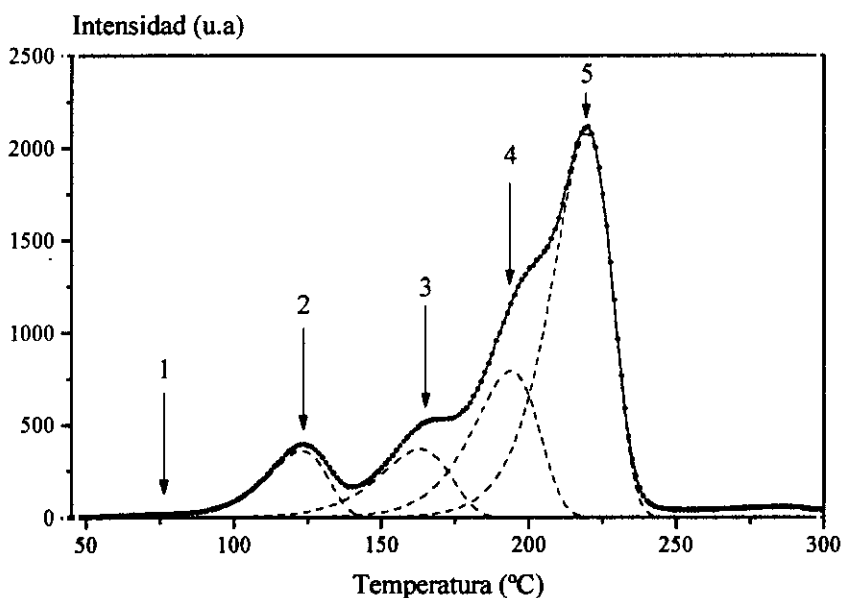


Figura 4.2.1.1 Curva pronta de termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti (TLD-100). El pico 1, muy débil e inestable a temperatura ambiente, ha desaparecido ya de la curva.

Las características concretas que presenta cada pico, como la forma y proporción en la curva, depende una amplia variedad de factores como son el ciclo de lectura empleado, los

¹ Espectro de emisión: El máximo se desplaza hacia longitudes de onda más corta según nos dirigimos a picos de mayor temperatura: P2 460 nm; P3 435 nm; P4 425 nm; P5 420 nm [45 Tow83].

tratamientos térmicos que se hayan aplicado antes y/o después de la irradiación, el tipo de radiación, la dosis impartida, la longitud de onda en la que se efectúe la medida e incluso de la partida de procedencia de las muestras.

La estructura del LiF se compone de dos redes cúbicas centradas en caras superpuestas, una correspondiente a los iones Li^+ y otra a los iones F^- (ver figura 4.2.1.2). La variedad dosimétrica denominada TLD-100 es fluoruro de litio dopado con Mg (100 – 200 ppm) y Ti (10-20 ppm) fabricada inicialmente por la Harshaw Chemical Company y patentada en 1963.

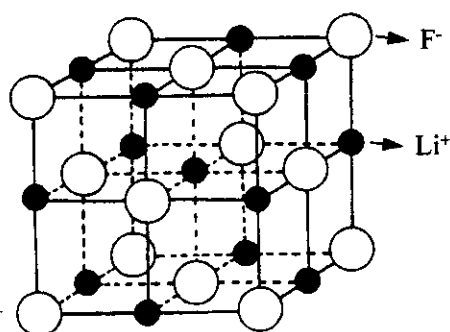


Figura 4.2.1.2. Estructura de la red del fluoruro de litio.

La introducción de la impureza Mg^{2+} en la red del LiF se hace en sustitución del Li^+ por lo que, para preservar la neutralidad de la carga, es necesaria la formación de vacantes de Li^+ (V_{Li}^-). Por su parte, el Titanio entra también en sustitución del Li^+ en dos posibles estados de carga: Ti^{3+} y Ti^{4+} . Para la compensación de carga se han sugerido varios mecanismos. Por ejemplo, se ha asociado a la presencia impurezas de oxígeno en forma de iones O^{2-} o de grupos oxhidrilo OH^- que entran en sustitución de los próximos-vecinos F^- [46 Davi74].

Muchos han sido los intentos de asociar los picos de termoluminiscencia y las trampas y los centros de recombinación que los generan a los defectos inducidos por las impurezas con las que intencionalmente se ha dopado al material y se ha dedicado un gran esfuerzo destinado al conocimiento de los mecanismos básicos mediante los que la energía es primeramente absorbida durante la irradiación y es posteriormente liberada durante la lectura. El modelo que tradicionalmente ha sido aceptado consiste en un primer proceso (ver figura 4.1.1, pag. 27) en el que se produce el atrapamiento de los portadores de carga liberados durante la irradiación,

en centros relacionados con el Mg. Durante el calentamiento del material, los portadores de carga atrapados son liberados de nuevo y se produce la recombinación con cargas de distinto signo en centros asociados al Ti sustitucional. De este modo, cada pico que se genera durante la lectura, lo hace como consecuencia de diferentes eventos de recombinación radiativa tras la liberación térmicamente estimulada de portadores de carga atrapados procedentes de distintas trampas (de diferente estabilidad térmica, independientes entre sí y de diferente morfología). Sin embargo, a pesar de la aceptación de este esquema, no se conoce de un modo preciso la estructura de los defectos que intervienen ni existe unanimidad acerca de la naturaleza de los entes cargados, electrones o intersticiales móviles, que entran en juego en el proceso de absorción/recombinación. Por otra parte, se observa experimentalmente que los picos de alta temperatura crecen a expensas de los de baja por la acción de diferentes tratamientos térmicos de recocido ([47 Zim66], [48 Har68] y [49 Boo72]) demostrando la existencia de alguna conexión entre trampas asociadas a diferentes picos. Una dificultad adicional para establecer la asignación de los picos TL a determinados defectos viene originada precisamente por la asociación que parece deducirse de algunos experimentos entre los centros de atrapamiento y los centros de recombinación ([45 Tow83], [50 Del84] y [51 Yua88]) indicando que en realidad se está en presencia de un complejo de defectos como se afirma en recientes trabajos de Horowitz y colaboradores ([52 Horo96], [53 Mah97] y [54 Horo98]).

4.2.2. Repaso Histórico.

Los modelos para la termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti (TLD-100) se han basado históricamente en la correlación que se observa entre la evolución de los picos TL y las bandas de absorción óptica generadas por la radiación, bajo la acción de diversos tratamientos térmicos y ópticos, variando la concentración de ambos dopantes y/o, en estudios de concentración de defectos por técnicas experimentales de pérdidas dieléctricas. Sin embargo, la interpretación precisa de estos datos ha estado siempre dificultada por la gran complejidad que presentan tanto la curva de termoluminiscencia (ver la figura 4.2.1.1) como el espectro de absorción de este material (ver la figura 4.2.2.1). Sin embargo, el motivo principal por el que es tan complicado asociar defectos a los picos TL reside en que, durante la lectura, los defectos están interviniendo simultáneamente en procesos diferentes a los de vaciado/recombinación y que modifican la emisión TL. Por esta razón la asociación buscada

haciendo uso de otras técnicas de medida de la concentración de defectos como son las de absorción óptica o las de pérdidas dieléctricas, estrictamente hablando, no es posible.

El espectro de absorción óptica a temperatura ambiente del TLD-100 irradiado consiste en una banda F dominante centrada en 250 nm, presente también en el material sin dopar, junto a una serie de picos centrados alrededor de 380, 310, 280 y 225 nm y que han sido asociados a centros en los que entra en juego el Mg. Además de estas bandas, existe una muy intensa situada en 200 nm asociada al Ti sustitucional, cuando forma complejos con el OH⁻, banda intrínseca del material, que no está inducida por la radiación [55 McKe90] (ver figura 4.2.2.1).

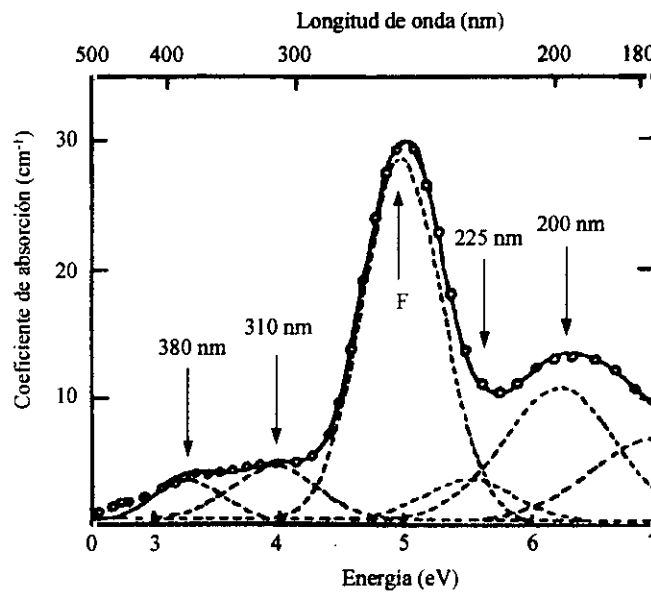


Figura 4.2.2.1. Espectro de absorción del LiF:Mg,Ti (TLD-100) irradiado. Adaptada de [65 Nin80]

En los primeros modelos ([56 May70a]), el proceso TL se relacionó con los centros F ya se pensaba que la emisión estaba producida por la recombinación de un hueco capturado por un ion de titanio con un electrón procedente de un centro F.

Sin embargo en la descripción del proceso de atrapamiento en el LiF, se propusieron principalmente dos modelos de centro. En el primero de ellos los picos TL estarían asociados a diferentes tipos de centros Z_n [57 Nin76], que consisten precisamente en la asociación de los centros F con la impureza Mg^{2+} y, en el segundo, los centros de atrapamiento serían los dipolos $Mg^{2+} - V_{ac}^-$ y sus diferentes agregados dando lugar a distintos picos TL de diferente estabilidad térmica ([58 Gra66], [59 Sto75] y [60 McKe82]).

4.2.3. Modelos de centros Z_n .

Este modelo, debido a Nink y Kos ([57 Nin76]) se desarrolló apoyado por resultados experimentales que mostraban una buena correlación entre la evolución de las bandas de absorción óptica inducidas por la radiación y los diferentes picos TL bajo la acción de diversos tratamientos térmicos y ópticos. Las bandas de absorción inducidas por la radiación están relacionadas con las trampas TL y su proximidad a la correspondiente a los centros F sugirió que dichas trampas pudieran estar formadas por centros F modificados por la presencia de las impurezas de Mg^{2+} [61 Chri72]. Dentro de este modelo la discusión se ha centrado habitualmente en los centros Z_2 y Z_3 . En centro Z_2 consiste en asociación de una impureza de magnesio situada en una posición adyacente a una vacante de flúor que ha capturado dos electrones, $(Mg^{2+} - F^{\cdot})$. Por su parte el centro Z_3 consiste en asociación de una impureza de magnesio situada en una posición adyacente a una vacante de flúor que ha capturado un electrón, $(Mg^{2+} - F)$. El punto de partida de este modelo se basa en la identificación del centro Z_3 , como responsable de la banda que aparece en 225 nm debido a que satisface la relación empírica de Mollwo-Ivey.

Kos y Nink hicieron un blanqueo térmico ([62 Kos77]) y un blanqueo con luz de 250 nm del espectro de absorción óptica de muestras irradiadas y observaron que se producía un decaimiento de la banda de 310 nm acoplado a un crecimiento de la banda de 225 nm. Por su parte, casi simultáneamente Mehta y col. [63 Meh77] llevaron a cabo un experimento parecido blanqueando, además de con luz de 250nm con luz de 310nm, obteniendo unos resultados muy similares. Estos autores interpretaron que este comportamiento era debido precisamente a la conversión de los centros responsables de la primera banda en centros de la segunda. Dado que la banda de 225 nm había sido asignada a centros Z_3 , es decir, con un electrón se propuso que los centros asociados a la banda que aparece a 310 nm debieran tener un electrón adicional, proponiendo al centro Z_2 , y siendo el proceso el siguiente



En definitiva, en este modelo durante la irradiación se crean los centros responsables de las bandas de 380 nm (con $2e^- + e^-$ y de naturaleza desconocida), 310 nm ($2e^-$, Z_2) y 225nm ($1e^-$, Z_3) y durante la lectura se produce en primer lugar la conversión de la trampa que origina la banda

de 380 nm en centros Z_2 con la liberación de un electrón que se recombina radiativamente generando el pico 2 (en realidad estos autores relacionan la banda de 380 nm con lo que ellos llaman prepicos, estos prepicos no son más que los picos 2-4). Incrementando la temperatura los Z_2 se transformarán en Z_3 de acuerdo con la expresión 4.2.3.1. La recombinación radiativa de los electrones liberados, en este caso, dará lugar al pico 5, siendo finalmente la liberación del último electrón de los centros Z_3 responsable de la generación del pico 6 transformándose en un centro Z_0 , ($Mg^{2+} - \alpha$), asumiendo que la banda que aparece a 137 nm del trabajo de Mayhugh y col. [64 May70b] estaría asociada a este tipo de centros ([65 Nin80] y [66 Kos80]).

A modo de sumario tenemos (ver figura 4.2.3.1):

- La banda a 137 nm con centros Z_0 , complejos ($Mg^{2+} - \alpha$)
- La banda a 280 nm con centros Z_1 , complejos ($Mg^{2+} - V_{ac}^- - F$)
- La banda a 310 nm con centros Z_2 , complejos ($Mg^{2+} - F'$)
- La banda a 225 nm con centros Z_3 , complejos ($Mg^{2+} - F$)
- El origen de la banda a 380 nm no se conoce con exactitud, pero se ha asociado en ocasiones con centros Z_2 con un electrón adicional [63 Meh77].

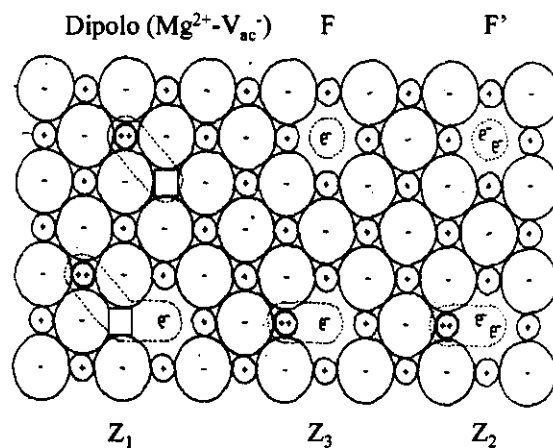


Figura 4.2.3.1. Esquema de los centros Z. Adaptado de [65 Nin80].

4.2.4. Modelos de dipolos ($\text{Mg}^{2+} - \text{V}_{\text{ac}}^-$).

Harris y Jackson [48 Har68], estudiaron la influencia de tratamientos térmicos de envejecimiento a 65°C en muestras irradiadas de TLD-100 sobre la curva TL y su espectro de absorción. Estos autores, observaron una fuerte correlación entre el decrecimiento de la banda de absorción situada alrededor de 380 nm y los picos 2 y 3 de la curva TL y, la de 310 nm con los picos 4 y 5. En un trabajo anterior, Grant y Cameron [58 Gra66] habían adscrito los dipolos de impureza divalente de magnesio y vacante alcalina ($\text{Mg}^{2+} - \text{V}_{\text{ac}}^-$) en LiF:Mg, al pico que aparece a 105°C, que correspondería al pico 2 en el TLD-100. Estos últimos autores mediante técnicas experimentales de pérdidas dieléctricas, siguieron la evolución en el tiempo de la concentración de los dipolos durante experimentos de envejecimiento a 67°C. Paralelamente estudiaron la evolución de la señal TL y observaron que la intensidad del pico 2 y la concentración de dipolos disminuían exactamente con la misma velocidad. Por esta razón, estos autores asignaron los dipolos ($\text{Mg}^{2+} - \text{V}_{\text{ac}}^-$) como responsables del pico 2, apoyándose precisamente en la proporcionalidad existente en todo momento entre la intensidad de dicho pico y la concentración de dipolos. Estos trabajos junto a otros publicados posteriormente llevaron a la conclusión de que tanto al pico 2 como la banda de absorción a 380 nm estaban asociados a los dipolos ($\text{Mg}^{2+} - \text{V}_{\text{ac}}^-$) y que a su vez el pico 3 también estaba asociado a ese tipo de defectos.

Las primeras discrepancias frente a este modelo surgieron de un trabajo debido a Dryden y Shuter (1973) [67 Dry73] en el que estudiaron de nuevo la relación entre los dipolos ($\text{Mg}^{2+} - \text{V}_{\text{ac}}^-$) en sus diferentes estados de agregación y los picos de termoluminiscencia. Estos autores llegaron a la conclusión que, si bien es cierto que la concentración de dipolos es uno de los factores que influyen en la intensidad de los picos 2 y 3, la correlación estaba lejos de ser perfecta como parecía desprenderse del trabajo de Grant y Cameron [58 Gra66] al no encontrar la exacta proporcionalidad entre la intensidad del pico 2 y la concentración de dipolos observada por estos autores. De hecho, tal correlación sólo parecía producirse a temperaturas próximas a los 70°C, no verificándose por ejemplo a temperaturas algo mayores. Con respecto a los picos de alta temperatura, picos 4 y 5, encontraron un resultado similar en lo que refiere a su relación con la concentración de trímeros, agregados de tres dipolos. No se

obtienen correlaciones sencillas entre los dipolos y el pico 2 excepto para temperaturas próximas a las empleadas por esos autores, resultado que fue posteriormente avalado por McKeever [68 McKe84].

A pesar de que la asignación propuesta en estos trabajos no era plenamente satisfactoria, parecía clara, al menos de modo cualitativo, que la concentración de dipolos era un factor influyente en la formación de los picos de baja temperatura (2 y 3) así como que la concentración de trímeros $(Mg^{2+} - V_{ac}^-)_3$ determinaba la aparición de los picos de alta temperatura (4 y 5). Trabajos posteriores (Dhar y col. [69 Dha73] y Bradbury y col. [70 Bra76]) confirmaron que los defectos responsables del pico 5 estaban formados por agregación de los correspondientes al pico 2). Desde un punto de vista práctico, esta interpretación es fácil de aceptar, si se tiene en consideración el gran número de pruebas experimentales en las que se observaba que los picos de alta temperatura crecen a expensas de los de baja merced a diversos tratamientos térmicos. (e.g. [47 Zim66], [48 Har68]). La figura 4.2.4.1 muestra esquemáticamente algunos agregados de dipolos.

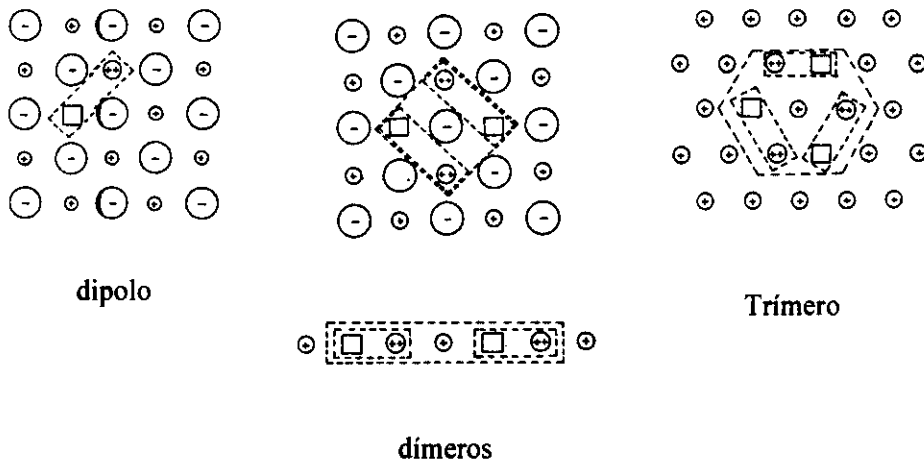


Figura 4.2.4.1. Dipolos, dímeros, agregados de dos dipolos, y trímeros, agregados de tres dipolos.

Una revisión algo más reciente de estos experimentos fue llevada a cabo por Taylor y Lilley [71 Tay82] en la que a través de un minucioso estudio de los mecanismos que intervienen en la agregación de los dipolos $(Mg^{2+} - V_{ac}^-)$ y de sus cinéticas, observaron en tratamientos de envejecimiento a diferentes temperaturas (80, 150, 170 y 190°C) que la intensidad del pico 2 del TLD-100 disminuye siempre a un ritmo siempre mayor que la concentración de dipolos.

Además encontraron casos en los que simultáneamente a la disminución en la concentración de dipolos se producía un claro crecimiento en la intensidad del pico 2. En concreto, vieron que esto sucede cuando la concentración de precipitados de magnesio está creciendo (la máxima pendiente en el crecimiento de la concentración de precipitados coincide más o menos con el máximo del crecimiento del pico 2). Así pues, las comparaciones entre las tasas de decrecimiento del pico 2 y las señales de pérdidas dieléctricas a diferentes temperaturas indican que las correlaciones no son sencillas, excepto para las temperaturas empleadas en los trabajos de Grant y Cameron [58 Gra66] y Harris y Jackson [48 Har68]. Las comparaciones entre las tasas de decaimiento del pico 2 y las señales de pérdidas dieléctricas indican que el pico 2 sólo está relacionado de modo indirecto con la concentración de dipolos. Estos hechos experimentales ponen una vez más en duda la perfecta correlación encontrada por Grant y Cameron [58 Gra66] y la directa asignación de los dipolos ($Mg^{2+} - V_{\infty}^{-}$) al pico 2. En lo que se refiere al pico 5, y su relación con los trímeros, obtuvieron datos experimentales que llevan a conclusiones similares ya que encontraron situaciones en las que la concentración de trímeros permanecía estable mientras que la intensidad del pico 5 experimentaba una disminución sistemática.

En definitiva, del trabajo de estos autores se desprende que siendo innegable la correlación entre la evolución de los picos 2 y 5, quedaba patente que con un modelo basado exclusivamente en la dinámica de dipolos ($Mg^{2+} - V_{\infty}^{-}$) se dan casos experimentales en los que se producen contradicciones injustificables.

Tras esta revisión, estos autores propusieron otro modelo de centros TL en el que la trampa responsable del pico 2 no estaría asociada al Mg^{2+} sino a un complejo en el que estaría involucrada la impureza de Ti, Ti^* , tradicionalmente asociada de un modo exclusivo a los centros de recombinación. De acuerdo con este trabajo, el complejo Ti^* , estaría formado por el ion Ti^{4+} compensado eléctricamente por una combinación de vacantes catiónicas e impurezas residuales como O^{2-} , o grupos OH en posiciones vecinas que se introducen en la red durante el crecimiento cristal.

El complejo Ti^* , caracterizado por una escasa movilidad, tendría la capacidad de atrapar átomos intersticiales de F⁻ producidos por la radiación que en este esquema, de acuerdo con las

ideas de Sagastibelza y Álvarez Rivas [72 Sag81], serían los entes móviles en lugar de los electrones y huecos.

En este modelo, los dipolos $(\text{Mg}^{2+} - \text{V}_{\text{ac}}^-)$ se agregarían a los Ti^* para formar un nuevo complejo de composición $\text{Ti}^*(\text{Mg}^{2+} - \text{V}_{\text{ac}}^-)_n$ que sería el responsable del pico 5. Este último proceso, que sigue una cinética de segundo orden, es mucho más rápido que el proceso de tercer orden que daría lugar a la generación de trímeros en los modelos puros de dipolos siendo capaz de justificar el hecho experimental de que el pico 2 decrezca con mayor rapidez que la concentración de dipolos. Esta dinámica, permite además el crecimiento del pico 5 a expensas del pico 2 por agregación de dipolos, como se observa en los experimentos de envejecimiento a diferentes temperaturas. Es importante destacar que en este modelo se incorpora ya de modo explícito la fuerte asociación existente entre los centros de atrapamiento y los centros de recombinación.

Sin embargo, rápidamente surgieron críticas a este modelo de las que la más importante se centra en el nulo papel encomendado al Mg en la generación del pico 2 que se presenta en este trabajo. A este respecto merecen ser destacados los trabajos de Townsend y col. [45 Tow83], McKeever [68 McKe84] y Yuan y McKeever [51 Yua88].

En el trabajo de Townsend y col. se afirma que es incorrecta la asignación del pico 2 a un defecto exclusivamente relacionado con el Ti. Estos autores analizaron detalladamente los espectros de emisión del LiF:Mg,Ti con diferentes concentraciones ambos dopantes, incluyendo las del TLD-100, y concluyeron que si bien es indudable que la emisión dominante está relacionada con el titanio, claramente se producen perturbaciones debidas a los defectos asociados al magnesio (en particular el máximo de la emisión depende del estado de agregación del Mg). McKeever [68 McKe84] defendió estos mismos resultados a la vista de los espectros de luminiscencia inducidos por rayos X. Estos resultados, contrastados con medidas de termoluminiscencia, medidas de concentración de defectos (por corrientes termoiónicas, ITC) y medidas de los espectros de absorción llevaron a este autor a proponer un complejo formado por los dipolos Mg-V_{ac} asociados al Ti (dipolos/Ti) como el defecto responsable del pico 2.

En un trabajo algo posterior, debido a Yuan y McKeever [51 Yua88], se consolidan estas ideas ofreciendo una imagen de los procesos físicos en la que los dipolos, los complejos dipolo/Ti, el Ti y los trímeros están en equilibrio termodinámico en la red del LiF con dinámicas acopladas de formación, agregación, disociación y precipitación de impurezas descritas a través del conjunto de constantes características de cada reacción.

Este modelo contrasta con la descripción tradicionalmente aceptada de centros de atrapamiento y de recombinación muy localizados, separados e independientes que han dominado durante años en los foros de discusión científica. En este esquema existe una fuerte asociación entre el lugar de la red en el que se produce el atrapamiento y aquel en el que tiene lugar la recombinación al estar dinámicamente acoplados. Esta dinámica global es el núcleo de unos modelos en los que todo el proceso termoluminiscente (absorción y recombinación) tiene lugar en diferentes partes de un mismo defecto (complejo de defectos) extendido. Estas ideas han sido validadas con la ayuda de nuevas técnicas de mayor sensibilidad, permitiendo establecer que las interacciones entre los defectos pueden tener un alcance que se extiende a lo largo de muchos parámetros de red, lo que contrasta con el carácter puramente local de los primeros modelos.

4.2.5. Críticas a los modelos de centros Z_n y los modelos puros de dipolos.

Ninguno de los modelos que acabamos de describir está libre de críticas ni es capaz de explicar convenientemente algunas de las propiedades básicas de la respuesta termoluminiscente del LiF:Mg, Ti. Las críticas al modelo de centros Z están basadas en la evolución con la dosis de las bandas de absorción del LiF:Mg,Ti que se observa experimentalmente y la respuesta que debe esperarse con la asignación de defectos efectuada. Utilizando una terminología habitual en microdosimetría, de acuerdo con este modelo, la banda de 310 nm estaría relacionada con la captura de dos electrones (“two hit”) al haber sido asignada a centros Z_2 (rec. complejos $Mg^{2+} - F'$). La banda de 225 nm estaría por su parte adscrita a la captura de un único electrón (“one hit”) al estar asignada a centros Z_3 (rec. complejos $Mg^{2+} - F$). De acuerdo con esto, sería de esperar que al incrementar la dosis la banda de 310 nm creciera respecto a las demás bandas. Sin embargo se observa que el crecimiento con la dosis de todas ellas es

lineal/sublineal [73 Horo82]. En lo que se refiere a la comparación con respuesta TL con la dosis se observa un comportamiento lineal-supralineal-sublineal. Esta diferencia de comportamiento entre indica que durante la lectura de los dosímetros entran en juego procesos que sin embargo no intervienen en la fase de absorción. Este comportamiento deja fuera en lo que respecta a la respuesta TL con la dosis a todos aquellos modelos basados en mecanismos basados en la fase de absorción. [74 Mis89] Por otra parte en un trabajo de Landreth y McKeever [75 Lan85] se pone en duda la correcta asignación de la banda de absorción que aparece a 225 nm a los centros Z_3 a través de la relación empírica de Mollwo-Ivey y que es el punto de partida de este modelo.

El argumento que fundamental que se da en contra de los modelos puros de dipolos y sus agregados se basa en la escasa probabilidad de que estas entidades, que son neutras en la red cristalina, sean capaces de atrapar de modo eficiente a los portadores de carga en el proceso de absorción [65 Nin80]. No obstante, los modelos de dipolos ($Mg-V_{ac}$) asociados al titanio (dipolos/Ti) han dado origen a los nuevos modelos de defectos extendidos en los que es fundamental la asociación espacial entre los centros de atrapamiento y los centros de recombinación como el “*Defect Interaction Model*”, DIM [74 Mis89] para fotones o “*Track Interaction Model*”, TIM [52 Hor96] para partículas pesadas cargadas. Más recientemente estos últimos autores han elaborado un modelo unificado válido ya para ambos tipos de radiación ionizante, UNIM ([53 Mah97] y [54 Hor98]).

4.2.6. Introducción a los defectos extendidos.

Como se ha indicado en el principio de este capítulo, el modelo que tradicionalmente ha sido aceptado para la emisión termoluminiscente del $LiF:Mg,Ti$ consiste en un primer proceso en el que se produce el atrapamiento en centros asociados con el magnesio de los portadores de carga liberados durante la irradiación. En la lectura, las cargas que han sido atrapadas son térmicamente liberadas. Los eventos de recombinación radiativa con cargas de signo opuesto en los centros asociados con el Ti [76 Ros71] son los que producen los picos TL. En este mecanismo los procesos de atrapamiento y de recombinación se producen en centros aislados, muy localizados y totalmente independientes entre sí. Estos modelos han dominado las

discusiones científicas durante muchos años aunque con las técnicas modernas de medida se ha podido establecer que las interacciones entre defectos tienen un alcance que se extiende a muchos parámetros de red. La importancia de éste hecho reside en que los centros de atrapamiento y de recombinación en termoluminiscencia ya no deben ser considerados únicamente a nivel local restringiendo su influencia a una zona que involucra tan sólo a unos pocos parámetros de red sino a una escala bastante mayor acabando con la idea de centros aislados e independientes. Para el LiF:Mg,Ti, como se ha venido señalando, esta idea no es precisamente nueva ya que desde hace bastante tiempo se vienen dando pruebas experimentales que en principio sugerían y posteriormente demostraron que ambos procesos, atrapamiento y recombinación, se producen en defectos que involucran conjuntamente a las impurezas intencionales Mg y Ti [50 Del84], asociadas a otros defectos e impurezas residuales como son vacantes, centros F, O²⁻ etc. En este esquema la termoluminiscencia podría originarse en el trasiego y recombinación de portadores de carga entre partes diferentes de un complejo extendido de defectos sin requerir necesariamente su paso por la banda de conducción como en el simplista modelo fenomenológico de la sección 4.1. Para hacerse una idea un trímero ligado a una impureza de titanio Ti⁴⁺, compensada por vacantes de F⁻ o impurezas residuales de O²⁻ en sustitución de iones de flúor, altera directamente una región de la red que involucra como mínimo a 20 ó 30 iones. Para la concentración típica de dopantes de Mg en el TLD-100, que se sitúa entre 100 y 200 ppm, significa que prácticamente ninguna zona del dosímetro queda libre de la influencia de estas interacciones.

4.3. MODELOS CINÉTICOS: EXPRESIONES ANALÍTICAS PARA DESCRIBIR EL PROCESO TERMOLUMINISCENTE.

La imagen simplificada presentada en la sección 4.1 para la generación de la termoluminiscencia con dos tipos de centros independientes implicados, centros de atrapamiento y centros de recombinación, está regida por las leyes de la mecánica cuántica y en principio sus propiedades podrían ser objeto de deducción y de cálculo.

Sin embargo, para conseguir ese objetivo es esencial conocer detalladamente la estructura los defectos que entran en juego. Como se desprende de la sección 4.2 esto está lejos de ser conseguido y de estas estructuras, estrictamente hablando, lo máximo que puede decirse es cuál es el papel que juegan en los procesos de absorción/recombinación. Esto es particularmente cierto para los materiales que se emplean en dosimetría de radiaciones. Por tanto no tiene sentido práctico aplicar cálculos mecano-cuánticos directos para predecir el comportamiento de estos sistemas.

No obstante, asumiendo las estructuras simplificadas de la sección 4.1 y, haciendo uso de unos pocos parámetros físicos, es posible caracterizar de modo aproximado estos procesos. La teoría de procesos estimulados térmicamente [77 Che81] aporta una descripción cinética de la termoluminiscencia capaz de hacer predicciones acerca de aspectos tan importantes como la forma de la curva de termoluminiscencia y su estabilidad térmica, que son de particular relevancia en las aplicaciones prácticas de la termoluminiscencia.

El primer modelo en este sentido aparece en un trabajo debido a Randall y Wilkins [78 Ran45]. Estos autores adoptaron el esquema más simple posible que se compone únicamente de una trampa de electrones cerca de la banda de conducción y una trampa de huecos en la que ambos portadores de carga se recombinan inmediatamente después de la liberación térmicamente estimulada del electrón atrapado. En este esquema los entes móviles son los electrones y el único proceso posible después de la liberación de su trampa es la recombinación considerando despreciable la probabilidad de reatrapamiento en su tránsito desde la trampa al centro donde se recombina con el hueco. Este esquema es poco realista porque en los sistemas reales existen varios tipos de trampa, los huecos son también entidades móviles y como es obvio existe la

probabilidad de reatrapamiento. No obstante, el modelo de Randall y Wilkins aunque es el más sencillo, permite dar una descripción cualitativa muy útil de los picos de las curvas de termoluminiscencia que es el origen de la mayoría de los métodos numéricos de análisis.

Randall y Wilkins describieron las trampas como un potencial cúbico donde los electrones pueden quedar ligados. Esta sencilla estructura se caracteriza por dos parámetros: La profundidad del potencial o energía de activación E , y la frecuencia con la que los electrones golpean las paredes del potencial, o frecuencia a la que intentan escapar s^1 . La energía de activación es en realidad la diferencia de energías entre el nivel inferior de la banda de conducción y el nivel de la trampa situada en la banda prohibida.

La intensidad de la luz detectada en una medida de termoluminiscencia, I , es proporcional a la tasa de recombinación, y bajo las hipótesis de Randall y Wilkins esta última será igual a la tasa de liberación térmicamente estimulada de los electrones, $-(dn/dt)$, debido a que tras esta liberación el único proceso abierto es la recombinación.

La tasa de liberación sigue la ley de Arrhenius y es proporcional a la concentración efectiva de electrones en la trampa. Esto último no es otra cosa que el producto de la concentración de electrones, n , el factor de frecuencia, s , y el factor de Boltzmann, $\exp(-E/k_B T)$. En este último término k_B es la constante de Boltzmann, T es la temperatura absoluta y E es la energía de activación de la trampa. Por tanto en el modelo de Randall y Wilkins la ecuación de partida es:

$$I = -\frac{dn}{dt} = s \cdot n \cdot \exp\left(\frac{-E}{k_B T}\right) \quad (4.3.1)$$

donde s es en s^{-1} , E en eV, k_B en $eV \cdot K^{-1}$ y n en m^{-3} .

Después de la exposición a la radiación ionizante un número de trampas, n_0 , están llenas y durante la lectura el número de cargas atrapadas disminuirá en el tiempo en correlación con la

¹ En realidad s sería el producto de la frecuencia con la que el electrón colisiona con las paredes del potencial y el coeficiente de reflexión. Según este modelo el valor de s debiera ser un orden de magnitud menor que la frecuencia vibracional del cristal, es decir, $10^{12} s^{-1}$. Sin embargo existe fuerte controversia científica respecto a este punto [79 Hor95].

emisión termoluminiscente:

$$n(T) = n_0 \cdot s \cdot \exp\left(\frac{-E}{k_B T}\right) \quad (4.3.2)$$

Normalmente, durante la lectura la temperatura se incrementa monótonamente en el tiempo y en dosimetría es muy frecuente el uso de ciclos lineales de calentamiento:

$$\beta = \frac{dT}{dt} \quad (4.3.3)$$

Haciendo el cambio de variables

$$\frac{dn}{dt} = \beta \cdot \frac{dn}{dT} \quad (4.3.4)$$

con lo que sustituyendo en (4.3.1) tendremos

$$\frac{dn}{dT} = -\left(\frac{1}{\beta}\right) \cdot n \cdot s \cdot \exp\left(\frac{-E}{k_B T}\right) \quad (4.3.5)$$

La solución de la ecuación (4.3.5) es

$$n(T) = n_0 \cdot \exp\left[-\left(\frac{1}{\beta}\right) \cdot \int_{T_0}^T \exp\left(\frac{-E}{k_B T'}\right) dT'\right] \quad (4.3.6)$$

y finalmente la dependencia en temperatura de la intensidad TL durante la lectura es

$$I(T) = -\left(\frac{dn}{dt}\right) = n_0 \cdot s \cdot \exp\left(\frac{-E}{k_B T}\right) \cdot \exp\left[-\left(\frac{s}{\beta}\right) \cdot \int_{T_0}^T \exp\left(\frac{-E}{k_B T'}\right) dT'\right] \quad (4.3.7)$$

Esta expresión representa la intensidad de un pico de termoluminiscencia correspondiente a lo

que se llama cinética de primer orden², caracterizada por ser el reatrapamiento despreciable y, en la que el único proceso posible después de la liberación de un electrón (hueco) atrapado, es la recombinación.

De la expresión (4.3.7) puede deducirse que el máximo de un pico de primer orden debe satisfacer la ecuación

$$\frac{\beta E}{k_B T_M^2} = s \cdot \exp\left(\frac{-E}{k_B T_M}\right) \quad (4.3.8)$$

De esta expresión pueden sacarse información muy útil respecto al comportamiento de los picos de primer orden:

1.- n_0 no aparece en la ecuación (4.3.8) con lo que la temperatura a la que aparece el máximo, T_M , no depende de la dosis. Esta es una propiedad muy útil para las aplicaciones de la termoluminiscencia en dosimetría.

2.- Despejando la tasa de calentamiento β en la ecuación (4.3.8) tenemos que,

$$\beta = \left(\frac{s \cdot k_B}{E}\right) \cdot T_M^2 \cdot \exp\left(\frac{-E}{k_B T_M}\right) \quad (4.3.9)$$

De esta expresión se deduce que la posición en la que aparece el máximo cambia si se cambia la tasa de calentamiento. Analizando la ecuación (4.3.9) se observa que los cambios son pequeños y que grandes cambios en la tasa de calentamiento producen sólo pequeños cambios en la posición del máximo.

Si se considera el caso en el que la probabilidad de reatrapamiento, después de la liberación de portadores de carga atrapados, es semejante a la probabilidad de recombinación [80 Gar48] la ecuación inicial es

²Nomenclatura habitual empleada en las reacciones químicas

$$I = -\left(\frac{dn}{dt}\right) = \left(\frac{s}{N}\right) \cdot n^2 \cdot \exp\left(-\frac{E}{k_B T}\right) \quad (4.3.10)$$

en lugar de (4.3.1).

En la ecuación (4.3.10) N es el número total de trampas y el resto de los parámetros que aparecen tienen el mismo significado que en la ecuación (4.3.1).

La solución a la ecuación (4.3.10) es, suponiendo de nuevo un calentamiento lineal con una tasa β , es ahora

$$I(T) = n_0^2 \cdot s' \cdot \exp\left(-\frac{E}{k_B T}\right) \cdot \left[1 + \left(\frac{n_0 s'}{\beta}\right) \cdot \int_{T_0}^T \exp\left(-\frac{E}{k_B T'}\right) dT'\right]^2 \quad (4.3.11)$$

Esta ecuación describe lo que se llama *cinética de segundo orden*. La mayor complejidad de esta expresión, si se compara con (4.3.7), es evidente. Se puede apreciar del análisis de (4.3.11) que los picos de segundo orden son casi simétricos y que en todo caso la parte de alta temperatura es más ancha que parte correspondiente a baja temperatura, al contrario de lo que sucede en cinética de primer orden (ecuación (4.3.7)). Una característica destacable es que en este caso la posición del máximo, T_M , depende de la dosis (n_0). En concreto, los picos de segundo orden se mueven hacia temperaturas menores si se incrementa la dosis. En la figura 4.3.1 aparece representado conjuntamente un pico de cinética de primer orden y el análogo correspondiente a cinética de segundo orden.

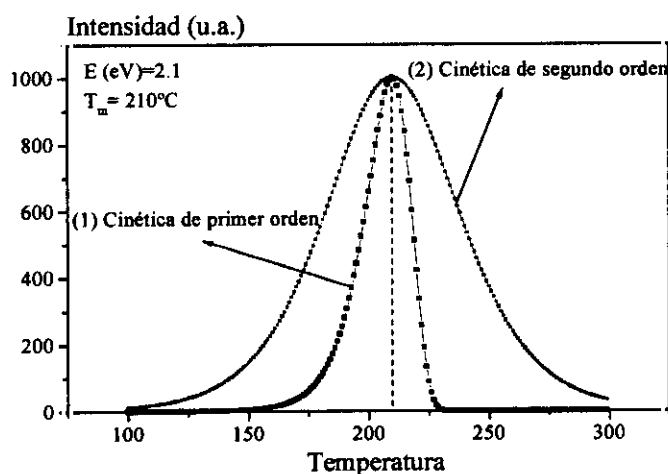


Figura 4.3.1. Picos aislados de primer y segundo orden con $E=2.1\text{eV}$ y $T_M=210^\circ\text{C}$

Los modelos con la posibilidad de reatrapamiento son más fáciles de aceptar que el modelo de Randall y Wilkins en el que el único proceso posible es la recombinación. Sin embargo, muchos materiales termoluminiscentes de interés en dosimetría, en particular el LiF:Mg,Ti, exhiben un comportamiento que obedece claramente a la cinética de primer orden ([81 Del86]). Este hecho tiene una gran significación a nivel microscópico pues este comportamiento tan particular va en la dirección de los modelos de defectos en los que se mantiene que existe una fuerte correlación espacial entre los centros asociados al atrapamiento de portadores de carga y los centros asociados a la recombinación. Por decirlo de algún modo es como si los portadores de carga, una vez liberados en la lectura, no se deslocalizaran en la banda de conducción como proponen los modelos clásicos y no *vieran* por tanto el resto de la red.

Las descripciones de tipo cinético pueden prever aspectos como la forma de la curva, partiendo únicamente de dos parámetros: la energía de activación E y el factor de frecuencia s . A partir esos dos parámetros se pueden obtener conclusiones acerca de la estabilidad térmica de la trampa TL asociada. En general para valores altos de E y valores pequeños de s el pico aparece a mayor temperatura y por tanto la estabilidad de las cargas atrapadas en la trampa correspondiente es mayor. La estabilidad térmica es tal vez el aspecto más importante en dosimetría por termoluminiscencia debido a que los dosímetros deben estar expuestos durante periodos largos de tiempo, meses por ejemplo, en dosimetría personal o ambiental. En dosimetría postal, la estabilidad es también esencial por los intervalos de tiempo que pueden transcurrir entre la preparación-irradiación-lectura de los dosímetros.

4.4 MÉTODOS NUMÉRICOS DE ANÁLISIS DE LAS CURVAS DE TERMOLUMINISCENCIA.

4.4.1. Introducción.

El conocimiento de las expresiones matemáticas predichas por los modelos cinéticos para los picos TL abre la posibilidad de su empleo para analizar las curvas, generalmente complejas, de termoluminiscencia y tratar de obtener de una forma más elaborada y precisa la información dosimétrica que contienen. La posibilidad de resolver las curvas TL en picos individuales, éstos es, de separar la contribución de procesos termoluminiscentes diferentes es especialmente atractiva dado que no todos ellos tienen el mismo interés desde el punto de vista dosimétrico, atendiendo en especial a su estabilidad térmica. El análisis numérico de las curvas TL empleando las expresiones analíticas propuestas por los modelos cinéticos podría discriminar la contribución de picos inconvenientes, aceptando sólo la información proporcionada por los picos con buenas características dosimétricas.

El grupo de la Ben Gurion University en Israel [82 Hor86] fue el promotor de la idea. Nuestro grupo en el CIEMAT se sumó a esta línea de trabajo que se desarrolló con rapidez, a lo que contribuyó el enorme progreso habido en sistemas de computación y el advenimiento de los ordenadores personales con capacidad suficiente para analizar curvas complejas de TL de modo casi inmediato (segundos).

Desde la aparición de los primeros programas rudimentarios de análisis numérico de curvas de termoluminiscencia asistidos por ordenador en la década de los años sesenta (GCA, *Glow Curve Analysis*) han ido evolucionando hasta alcanzar el presente grado de sofisticación y desarrollo ([83 Moh70], [84 Pod71], [85 Mos84], [82 Hor86], [86 Góm89], [87 Vri90] y [79 Hor95]). Inicialmente, fueron empleados de forma casi exclusiva como un elemento útil en el estudio y caracterización de las propiedades térmicas y ópticas de materiales aislantes y semiconductores en Física del Estado Sólido pero no en dosimetría. Actualmente estos programas se emplean no sólo en áreas restringidas a la investigación científica pura sino que poco a poco van siendo incorporados como herramienta de gran utilidad en áreas de la física aplicada de la relevancia de la Dosimetría de Radiaciones.

De modo genérico, estos programas pueden agruparse en dos grandes categorías:

1.- Programas análisis completo dotados con la capacidad de resolver curvas complejas de termoluminiscencia en los picos que las componen, estimando individualmente sus intensidades, áreas y parámetros de atrapamiento.

2.- Programas de análisis simplificado, en los que, a través del análisis global de la forma característica de la curva de termoluminiscencia de cada material, esencialmente hacen la estimación y sustracción del fondo intrínseco característico, dando como resultado una curva neta relacionada exclusivamente con la irradiación. Al mismo tiempo calculan, ya sobre la curva neta, el área de la región que se considera más idónea para efectuar la conversión TL en términos de dosis absorbida o la magnitud radiológica de interés en la calibración (Región de Interés Dosimétrico, RID).

El grupo de Métodos Dosimétricos del CIEMAT lleva más de diez años de experiencia acumulada no sólo en el desarrollo de programas de ambos tipos [86 Góm89] sino en su implementación en actividades de diversa índole en Dosimetría de Radiaciones, ya sea en Dosimetría Ambiental y Personal (rango de dosis bajas, [88 Del90a], [89 Del90b], [38 Del95a]) o en Dosimetría en Radioterapia (rango de Dosis altas, ([90 Muñ95], [91 Muñ97])).

4.4.2. Programas Análisis completo.

En esta categoría de programas, generalmente de elevada complejidad y sofisticación, se incluye a aquellos que tienen la capacidad de resolver cualquier curva compleja de termoluminiscencia en los picos individuales que la componen. Además de la temperatura a la que aparece cada pico, estos programas suministran como datos de salida las intensidades de sus máximos, sus áreas respectivas, éstos últimos parámetros, los de interés inmediato en dosimetría, y sus parámetros de atrapamiento, es decir, las energías de activación y los factores de frecuencia respectivos. El valor numérico de parámetros de atrapamiento que se obtienen con estos programas de deconvolución pueden ser utilizados también en Dosimetría con la

finalidad de establecer criterios de calidad intrínsecos en las medidas. En efecto, la detección de desviaciones en los parámetros de atrapamiento calculados respecto de los valores internacionalmente aceptados pueden significar irreproducibilidades de tipo experimental en el tratamiento térmico de preparación, en la lectura del dosímetro etc. permitiendo así establecer criterios objetivos para la aceptación o rechazo de una medida. Esta es una cualidad muy valorada en las aplicaciones más exigentes en cuanto a la incertidumbre global en las medidas. Este es el caso de la Dosimetría Postal en Radioterapia sobre la que se centra esta memoria de tesis.

Con la ayuda de los programas de deconvolución, se ha podido cuantificar con gran precisión, tanto para el TLD-100 ([89 Del90b], [92 Del91], [93 Del92b] y [94 Del93a]) como para el GR-200 ([39 Del95b], [95 Alv98] y [96 Alv99]), la magnitud de los cambios en la respuesta TL que experimenta cada uno de los picos de ambos materiales en función de la temperatura y el tiempo de exposición. De ese modo, se ha determinado sin ambigüedades el papel relativo que juegan los dos tipos de procesos que pueden originarlos, es decir, procesos que afectan a la estabilidad del sistema de trampas, a los que se agruparán bajo la denominación de cambios de sensibilidad o a la de los portadores de carga atrapados, es decir, desexcitación espontánea ó "*fading*".

El programa de deconvolución empleado a en este trabajo de tesis, desarrollado completamente en el CIEMAT [86 Góm89], permite la resolución de curvas complejas en gaussianas o en picos de órdenes de cinética diversos aunque, con los materiales empleados en este trabajo, sólo ha sido necesaria la opción de ajuste en picos de primer orden basada en la expresión (4.3.7) de la sección 4.3,

$$I(T) = n_0 s \cdot \exp\left(-\frac{E}{k_B T}\right) \cdot \exp\left[-\frac{s}{\beta} \int_{T_0}^T \exp\left(-\frac{E}{k_B T'}\right) dT'\right]$$

Esta expresión contiene en el segundo miembro un término que incluye la integral de una exponencial que no puede ser resuelta analíticamente y cuya evaluación es el principal escollo que hay que salvar en el desarrollo de los métodos numéricos de análisis. Para la resolución de este problema, se hizo uso de la relación

$$\int_{T_0}^T \exp\left(-\frac{E}{k_B T}\right) dT = \frac{E}{k_B} \int_x^\infty \xi^2 \exp(-\xi) d\xi = \frac{E}{k_B} \frac{1}{x} E_2(x) = T \cdot E_2\left(\frac{E}{k_B T}\right) \quad (4.4.2.1)$$

en la que el término $E_2(x)$ es la función Γ incompleta de segunda especie que se aproximó por un cociente de polinomios [97 Abr70]. El programa desarrollado de este modo en el CIEMAT participó, obteniendo una excelente calificación, en una reciente comparación internacional de programas de análisis de curvas de termoluminiscencia, programa B en GLOCANIN (“*GLOW Curve ANalysis INtercomparison*” ([98 Bos93] y [99 Bos94]), en cuya organización participó también nuestro grupo junto al del la Universidad Tecnológica de Delft.

La figura 4.4.2.1 muestra el tipo de resultados que produce este programa al analizar una curva de termoluminiscencia de LiF:Mg,Ti (TLD-100). Concretamente, la curva que aparece en la figura corresponde a una medida pronta de un dosímetro irradiado en ^{60}Co a una dosis de 0.5 Gy. En la lectura, fue empleando un ciclo lineal de calentamiento hasta 300°C a una tasa de 3°C·s⁻¹. Se han incluido en la figura los datos de salida que suministra el programa para cada uno de los picos ajustados: las temperaturas de los máximos, T_m ; las intensidades de los máximos, I_m ; las energías de activación, E (eV); los factores de frecuencia, s y finalmente las áreas. El programa asimismo facilita la suma de las áreas de varios picos que conforman distintas regiones de interés dosimétrico o partes de la curva susceptibles de ser empleadas en la conversión de la TL en dosis absorbida o cualquier otra magnitud radiológica de interés.

La calidad del ajuste en cada curva viene caracterizada por el factor de mérito (FOM, “*Figure Of Merit*”) que se define como [100 Bal77]

$$\text{FOM} = \sum_{J_{\text{inicial}}}^{J_{\text{final}}} \left| \frac{y_J - y(x_J)}{A} \right| \times 100 \quad (4.4.2.2)$$

y que expresa la adecuación, expresada en porcentaje, de la curva obtenida en el ajuste a la experimental.

El significado de las variables que aparecen en la expresión (4.4.2.2) es el siguiente:

- FOM es el factor de mérito en tanto por ciento;
- $J_{inicial}$ es el canal inicial de la región en la que se va a efectuar el ajuste;
- J_{final} es el último canal de la región en la que se va a efectuar el ajuste;
- y_j es el valor del dato experimental de la intensidad de la curva en el canal J-ésimo
- $y(x_j)$ es el valor de la intensidad que se obtiene para el canal J-ésimo tras el ajuste de los datos experimentales y,
- A es el área de la curva en la región de ajuste

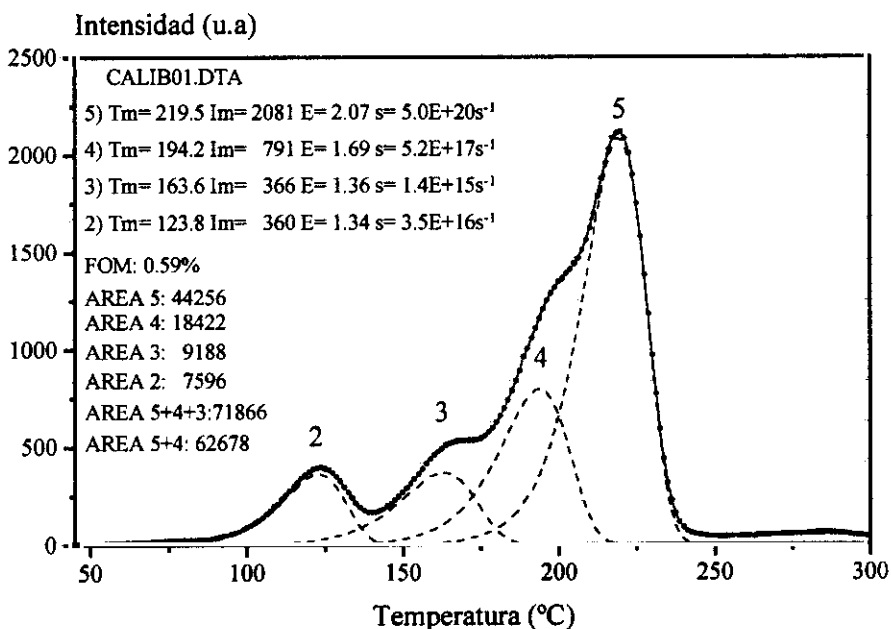


Figura 4.4.2.1. Curva de termoluminiscencia de TLD-100 resuelta en picos de primer orden con el programa del CIEMAT [86 Góm89]. Los datos de salida son las respectivas áreas, intensidades de los máximos, I_m , temperatura de los máximos, $T_m(^{\circ}C)$, y las energías de activación $E(eV)$ de los picos. La calidad del ajuste se expresa en porcentaje a través del factor de mérito, FOM (*“figure of merit”*) que se define en el texto. El pico 1, muy inestable a temperatura ambiente, ha desaparecido ya de esta curva. Otros parámetros experimentales son: Tratamiento térmico de preparación, 1h a $400^{\circ}C$; Dosis, 0.5 Gy en ^{60}Co ; Lectura, ciclo lineal a $3^{\circ}C \cdot s^{-1}$ hasta $300^{\circ}C$.

4.4.3. Programas de Análisis Simplificados aplicados a las curvas de termoluminiscencia del TLD-100 y el GR-200.

Para medidas en el rango de dosis bajas ($\leq 100 \mu Gy$), la sofisticación de los métodos de deconvolución es por una parte innecesaria y, por otra, la información que aportan resulta a

menudo poco fiable debido a la pobre estadística (relación señal/ruido) de las curvas que se obtienen. En este rango el uso del segundo tipo de programas mencionados al principio de este apartado, mucho más sencillos y basados en lo que hemos llamado métodos simplificados de análisis (SGCA, *Simplified Glow Curve Analysis*), han demostrado que proporcionan mejores resultados. Como se ha dicho, los métodos simplificados están basados en el análisis de la forma global de la curva de termoluminiscencia y la señal de fondo típicas de cada material. En el CIEMAT se han desarrollado varios programas simplificados específicos para la curva TL ([88 Del90a] y [101 Góm93]) y PTTL [102 Del92c] del TLD-100 y para la curva TL del GR-200 [38 Del95a].

Estos programas básicamente,

- i) Reconocen y sustraen en cada curva experimental la componente debida al fondo intrínseco característico no relacionado con la dosis absorbida y,
- ii) Seleccionan de la curva neta resultante de la sustracción del fondo la región más adecuada desde el punto de vista dosimétrico, es decir, la más fiable para realizar su conversión en dosis absorbida u otra magnitud radiológica de interés (Región de Interés Dosimétrico o RID).

Con los programas simplificados, tanto la sustracción del fondo intrínseco como la selección e integración del área exacta correspondiente a la RID se efectúa de modo individual y totalmente automático sobre cada curva TL que se mida. Ambas propiedades hacen que este sistema sea mucho más sensible y fiable que el de los métodos convencionales. Con métodos convencionales nos referimos a los que comúnmente han venido empleándose hasta el presente y que, en primer lugar, realizan la estimación de la contribución del fondo intrínseco de modo estadístico mediante segundas lecturas de los dosímetros irradiados o mediante lecturas de dosímetros no irradiados (lecturas de dosis cero) y, por otra, se preselecciona para todas las medidas la misma región de interés dosimétrico, fija respecto al perfil de lectura que se haya programado y no a la curva adquirida. Ésto hace que las medidas queden expuestas a la influencia adversa de los desplazamientos de la curva que se produzcan respecto a ese perfil de lectura.

Otra ventaja de los programas simplificados reside en que, debido a su gran sencillez, permiten que el análisis de las curvas que se adquieren se pueda realizar casi simultáneamente al de la

lectura de los dosímetros, no precisando por tanto de un proceso independiente y de tiempo adicional alguno para efectuar dicho análisis.

En el caso de los programas simplificados desarrollados en el CIEMAT, la RID seleccionada se compone de los picos 3+4+5 en el caso del TLD-100 (figura 4.4.3.1a) y, por los picos 3+4 en el GR-200 (figura 4.4.3.1b).

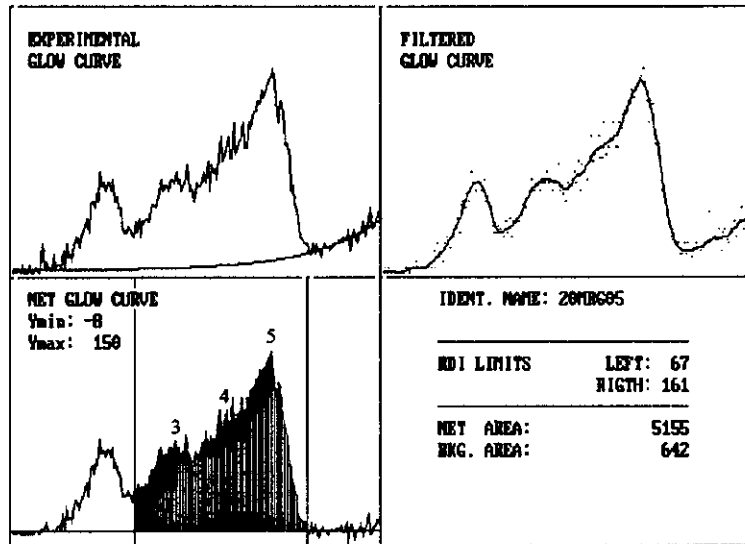


Figura 4.4.3.1a. Análisis simplificado de una curva TL pronta de un dosímetro de TLD-100. Irradiado a 0.2mGy. Se ha restado el fondo intrínseco ("BKG AREA") y se integrado el área ("NET AREA") en una RID que comprende los picos 3+4+5. El fondo intrínseco se compone de una primera parte independiente de la temperatura seguida de una segunda de crecimiento exponencial, que empieza a ser importante entorno a 200°C [88 Del90a].

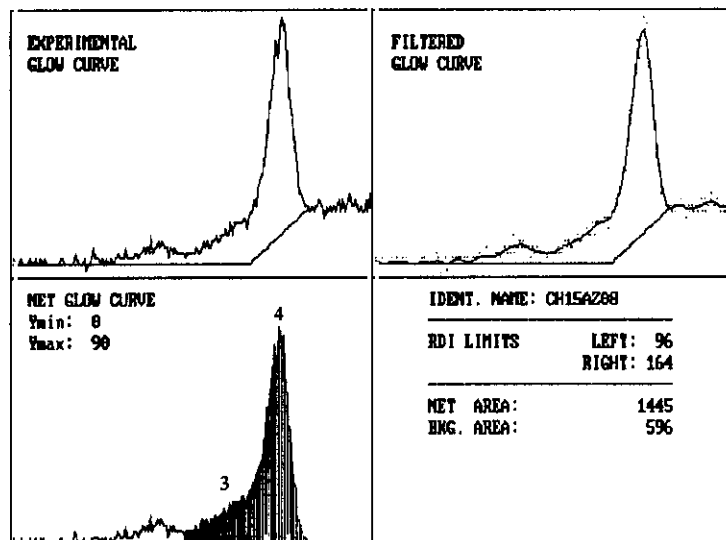


Figura 4.4.3.1b. Análisis simplificado de una curva TL de GR-200 de un dosímetro expuesto cinco horas a la radiación natural. Se ha restado la señal residual ("BKG AREA") y se ha integrado el área de la curva en la RID, picos 3+4 ("NET AREA") [38 Del95a].

Como se ha dicho y aparece reflejado en ambas figuras, la contribución del fondo intrínseco dentro la RID es estimada y restada individualmente de acuerdo a la forma característica que presenta en cada material [88 Del90a] y [38 Del95a]. Sin embargo, por lo general depende de factores como la tanda a la que pertenecen los dosímetros, el tipo de ciclo de lectura y tratamiento térmico de preparación empleado, el número de lecturas y reutilizaciones que hayan sido realizadas y de un modo especial del historial dosimétrico particular de cada dosímetro.

Ha sido claramente demostrado que la autodosis depende principalmente más del material matriz que de los dopantes incorporados y en todo caso se ha cuantificado, tanto para el TLD-100 como para el GR-200, una tasa de autodosis comprendida entre 0.8 y 0.9 nGy·h⁻¹, representando una contribución despreciable incluso cuando se la compara con la debida al fondo de radiación natural [39 Del95b].

Otro factor que naturalmente contribuye es el que aporta propio sistema de lectura. En el caso de los lectores empleados por lo general en dosimetría por termoluminiscencia son destacables la corriente oscura del tubo fotomultiplicador y la emisión infrarroja generada por el elemento calefactor, el mismo dosímetro y la propia cámara que los contiene. Esta última componente es reducida de modo significativo si se efectúa la lectura en una atmósfera inerte, inyectando N₂ con objeto de reemplazar al O₂.

En el caso del TLD-100, el fondo intrínseco se compone de una parte inicial constante e independiente de la temperatura, que se ajusta dentro del programa de análisis por el valor medio de la intensidad de los primeros canales que se adquieren, y de una segunda región que crece de modo exponencial con la temperatura (ver figura 4.4.3.1a). La identificación y sustracción del fondo del GR-200, tiene que hacerse de manera diferente, teniendo en cuenta que hay una importante componente residual remanente debido a la imposibilidad de llevar a cabo un borrado completo del dosímetro sin alterar la sensibilidad del material. Sin embargo, la forma constante y característica de esa señal residual ha permitido el desarrollo de un programa simplificado de análisis que reconoce y elimina de la curva esa componente [38 Del95a]. La figura 4.4.3.1b muestra el modo de funcionamiento de este programa mostrando el fondo ajustado y la RID seleccionada.

En concreto, el fondo se compone de una primera parte constante e independiente de la temperatura, seguido de una segunda parte creciente que se ha demostrado que se ajusta adecuadamente con una recta. La justificación de este método de análisis se hace de manera exhaustiva en la referencia 38 [38 Del 95a].

Es obvio, que la contribución relativa tanto del fondo intrínseco del dosímetro en el TLD-100, como de la componente residual del GR-200, debe ir perdiendo importancia respecto de la señal neta conforme se incrementa la dosis de radiación. Eso hace que en medidas de dosis muy bajas sea absolutamente imprescindible realizar las lecturas en atmósfera de N_2 mientras que para dosis más altas, por ejemplo en el rango del Gray, no sea un elemento de tanta importancia. En ese rango la principal ventaja del empleo de los métodos de análisis por ordenador no reside en la sustracción del fondo sino principalmente en que permiten seleccionar las RIDs más convenientes con mucha mayor precisión y mayor reproducibilidad. Este punto se hace esencial en aquellas aplicaciones que requieren la máxima precisión y exactitud, como es por ejemplo el caso de la Dosimetría en Radioterapia en la que los métodos de deconvolución de curvas están especialmente indicados.

5. Métodos Experimentales e Instrumentación.

5.1. Materiales Dosimétricos.

5.1.1. Introducción.

5.1.2. El LiF:Mg,Ti (TLD-100).

5.1.2. El LiF:Mg,Cu,P (GR-200).

5.2. El horno de templado.

5.3. La unidad de irradiación terapéutica Theratron AECL..

5.4. Sistemas expertos de análisis para el LiF:Mg,Ti (TLD-100).

5.5. Sistema experto de adquisición-lectura para el LiF:Mg,Cu,P (GR-200).

5.1 MATERIALES DOSIMÉTRICOS.

5.1.1. Introducción.

Las características que se exigen de un material termoluminiscente que vaya a ser empleado en dosimetría de radiaciones son dictadas por las necesidades concretas de la actividad en que se vaya a emplear. Sin embargo en términos generales es recomendable que disponga de:

1.- Buena SENSIBILIDAD.

Esto significa que la eficiencia termoluminiscente del material¹ se adecue bien al rango de dosis en el que se tiene que medir. Así en el rango de dosis bajas (por ejemplo en dosimetría ambiental y personal) significa que el dosímetro debe ser capaz de producir señales TL medibles, correspondientes a dosis cercanas a la contribución del fondo ambiental en los periodos de exposición típicos de estas actividades, alrededor un mes. Por dar un valor de referencia, el material debe responder satisfactoriamente a energías absorbidas del orden del nJ.

Por el contrario, en el caso de la dosimetría en radioterapia (Dosimetría Postal en Radioterapia por ejemplo) este no es un punto difícil de satisfacer ya que a la dosis de referencia, 2 Gy, la mayor parte de los materiales dosimétricos producen señales lo suficientemente intensas como para ser medidas sin problemas con los lectores de termoluminiscencia actuales.

2.- Buena RESPUESTA CON LA ENERGÍA², adecuada a la magnitud radiológica que vaya a ser medida.

Las cantidades relevantes en aplicaciones como la dosimetría personal y dosimetría clínica se definen en referencia a la absorción de energía por el tejido humano. En ese caso para fotones, por ejemplo, buena respuesta con la energía de un material equivale a decir que el material tenga un número atómico efectivo, Z_{ef} , similar al del tejido humano ($Z_{ef}=7.4$).

3. Respuesta TL LINEAL frente a la dosis absorbida en el rango de interés.

Es deseable que el material dosimétrico que se esté empleando tenga una dependencia lineal con la

¹ La eficiencia termoluminiscente, α , de un dosímetro es el cociente (en %) entre la energía media emitida durante la lectura en forma de fotones TL, $\langle \epsilon_{TL} \rangle$, y la energía media impartida al material en la irradiación $\langle \epsilon_d \rangle$.

² A menudo se utiliza la respuesta relativa, η_{ij} , de un dosímetro en dos campos de distinta energía i y j que es el cociente de las eficiencias termoluminiscentes medidas a una misma dosis D_0 en la zona de respuesta lineal con la dosis: $\eta_{ij} = \alpha_i(D_0) / \alpha_j(D_0)$. Una de ellas se suele tomar como energía de referencia, generalmente la del ⁶⁰Co (1.25 MeV). Un material ideal en este sentido sería aquel que tuviera $\eta_{ij}=1$ para todas las energías. En la tabla 5.1.1 por ejemplo, aparece esta magnitud comparando la respuesta para fotones de 30keV con la del ⁶⁰Co.

dosis al menos en el rango de trabajo. A efectos prácticos, este tipo de comportamiento simplifica mucho la conversión en dosis de la señal TL medida, ya que hace necesario el cálculo del factor de calibración en un sólo punto cuya validez será extensible a todo ese rango. Aunque la presencia de regiones no lineales en la respuesta TL con la dosis no es un elemento totalmente excluyente para un material susceptible de ser empleado en dosimetría, este comportamiento hace necesaria la obtención de un mayor número de puntos para determinar su curva de calibración, con la consiguiente aparición de términos de corrección adicionales que lógicamente llevarán asociadas a ellos sus propias fuentes de incertidumbre.

4.- Buena ESTABILIDAD de la información dosimétrica almacenada en condiciones ambientales de temperatura. Esta cualidad se convierte en exigencia en aplicaciones en las que dosímetros deban estar necesariamente expuestos a temperaturas incontrolables durante la fase de exposición, como sucede en Dosimetría Ambiental y Personal. Esta exigencia también es muy importante en las técnicas de Dosimetría Postal en Radioterapia ya que es conveniente que la información dosimétrica registrada no sufra alteraciones de importancia durante el tránsito de los dosímetros entre el laboratorio director de la Intercomparación postal, y el centro médico participante. A parte de la ya mencionada estabilidad térmica, es deseable que se consiga evitar la influencia de otros factores ambientales como la humedad o la luz.

5.- Buena REPRODUCIBILIDAD de la señal que se obtiene cuando se hacen series repetidas de medidas idénticas. Obviamente, este aspecto no sólo afecta al material dosimétrico empleado sino que debe ser exigido al sistema de medida al completo, desde la instrumentación hasta la metodología de análisis empleada.

La elección final puede decantarse hacia uno u otro material dependiendo de las necesidades que sean más perentorias. No existe un material ideal que satisfaga plenamente todos los puntos que se acaban de enumerar y lo que a lo sumo se consigue es generalmente un compromiso aceptable entre los más importantes. Por ejemplo en dosimetría personal y dosimetría clínica es importante ante todo el compromiso entre una sensibilidad suficiente y la equivalencia a tejido. En este sentido las variedades del LiF ó del $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ (ver la tabla 5.1.1) son una buena elección. Sin embargo en aquellas aplicaciones en las que se hayan de medir dosis muy bajas, como en dosimetría ambiental, la equivalencia a tejido se sacrifica a menudo debido a la necesidad de que los dosímetros tengan la máxima eficiencia termoluminiscente. Debido a ello, suelen emplearse

materiales con un número atómico efectivo bastante mayor que el del tejido humano³ (ver la tabla 5.1.1). A pesar de que encontrar un material que satisfaga simultáneamente todas estas exigencias puede ser una utopía, la búsqueda de nuevos y mejores materiales de interés en dosimetría debe seguir su curso [103 McKe93] y de hecho aparecen con mucha frecuencia nuevos candidatos que se presentan como alternativos a los ya existentes. Para ilustrar estos puntos, se han representado en la tabla 5.1.1 algunas de las propiedades básicas de algunos materiales termoluminiscentes ya establecidos así como sus campos naturales de aplicación en Dosimetría de Radiaciones.

Tabla 5.1.1 Propiedades generales de varios materiales termoluminiscentes habitualmente empleados en diversas aplicaciones en dosimetría de radiaciones.

| Material | LiF | | Li ₂ B ₄ O ₇ | | CaF ₂ | | SO ₄ Ca | |
|-------------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|---|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|
| | Ti,Mg | Mg,Cu,P | Mn | Cu | Mn | Dy | Dy | Tm |
| Activadores | | | | | | | | |
| Número Atómico efectivo, Z_{ef} | 8.2 | | 7.4 | | 16.3 | | 15.3 | |
| Respuesta relativa 30keV/1.25MeV | 1.3 | 0.8 | 0.9 | 0.9 | 15 | 15 | 12 | 12 |
| "Fading" | Bajo | Bajo | Medio | Alto | Alto | Alto | Bajo | Bajo |
| Temperatura del pico principal (°C) | 210 | 210 | 210 | 200 | 260 | 240 | 220 | 220 |
| Rango de trabajo (Gy) | 10 ⁻⁵ -10 ³ | 10 ⁻⁷ -10 ² | 10 ⁻³ -10 ⁴ | 10 ⁻⁶ -10 ¹ | 10 ⁻⁵ -10 ³ | 10 ⁻⁶ -10 ³ | 10 ⁻⁶ -10 ³ | 10 ⁻⁶ -10 ² |
| Sensibilidad relativa al TLD-100 | 1 | 30 | 0.1 | 2 | 5 | 15 | 15 | 15 |
| Espectro de emisión | Azul | Azul/UV | Naranja | UV | Azul/Verde | Amarillo | Azul/Verde | Azul |
| Aplicaciones | Uso general | | Clinica | Uso general | Ambiental | | Ambiental | |

³ La razón de empleo de materiales con un Z_{ef} bastante superior al del tejido es debido a la mayor sensibilidad TL propiciada, por una parte, por la mayor sección eficaz que presentan en la fase de absorción de energía a lo que se añade una mayor eficiencia en la recombinación radiativa durante la lectura, dependiendo del tipo de dopantes. La acción conjunta de ambos elementos genera en definitiva una señal TL más intensa por unidad de dosis absorbida (mayor eficiencia TL).

5.1.2 El LiF:Mg,Ti (TLD-100).

El LiF:Mg,Ti en su variedad comercial denominada TLD-100 y fabricada por Harshaw es el material TL más intensivamente estudiado y es todavía el más empleado en actividades como la dosimetría ambiental, dosimetría personal y en dosimetría clínica debido fundamentalmente al excelente compromiso entre sensibilidad y equivalencia a tejido ($Z_{ef}(LiF)=8.2$). Esta cualidad ha primado sobre una sensibilidad que es tan sólo moderada o una curva de termoluminiscencia extremadamente compleja (figura 4.2.1.1). Este material tiene además un comportamiento muy dependiente de parámetros experimentales como son los tratamientos térmicos de regeneración o el ciclo de lectura que se empleen ([104 Bos92], [105 Del94]) y su respuesta TL es sólo moderadamente estable en condiciones ambientales de temperatura/tiempo de exposición [89 Del90b].

La singular dependencia de la sensibilidad TL del TLD-100 de los tratamientos térmicos de regeneración empleados, incluida la propia lectura, indica que no es un dosímetro con una sensibilidad intrínsecamente constante. Debido a este hecho, los tratamientos térmicos de regeneración que permiten su reutilización, no tienen como único objetivo el borrado de los dosímetros sino que además deben tener la capacidad de devolverlos a una sensibilidad adecuada y muy reproducible ya que de lo contrario sería inevitable tener que realizar continuamente calibraciones de la TL en unidades de dosis absorbida. A este respecto hay que considerar que la fase de enfriamiento es una etapa especialmente importante del tratamiento térmico ya que es precisamente durante el enfriamiento hasta la temperatura ambiente cuando se genera la configuración de equilibrio de los centros TL que da lugar a una sensibilidad y una forma de la curva TL determinadas. Todos estos elementos hacen que una condición ineludible para desarrollar una dosimetría fiable con el TLD-100, es que se desarrollen unas técnicas experimentales de trabajo muy reproducibles en las que se garantice a priori una repetibilidad adecuada en las medidas. La fuerte dependencia de la forma de la curva de termoluminiscencia del TLD-100 de condicionantes de tipo experimental adquiere su mayor expresión en el peculiar comportamiento del pico 4, uno de los picos dosimétricos de este material, cuya forma, intensidad y posición varían según las características concretas del tratamiento de regeneración empleado y de la tasa de calentamiento durante la lectura [105 Del94].

Los dosímetros pueden encontrarse en diferentes formatos físicos como en muestras en polvo, monocristales, pastillas formadas por extrusión de polvo o de polvo sinterizado etc. Habitualmente

los monocristales no se utilizan en aplicaciones prácticas en dosimetría debido a su fragilidad, dificultad de obtención y precio. Por ello se suelen emplear otros formatos como las pastillas formadas por extrusión o sinterización de polvo de material que son notablemente más resistentes. Por ejemplo, los dosímetros empleados todos los experimentos descritos en el capítulo 6 fueron pastillas sólidas fabricadas por Harshaw por extrusión de TLD-100 en polvo, de dimensiones $3 \times 3 \times 0.9 \text{ mm}^3$. Sus reducidas dimensiones aseguran una buena resolución espacial pudiendo tomarse como un detector aproximadamente puntual. De hecho, existen formatos de dimensiones todavía inferiores como los microcubos de 1 mm^3 que se emplean en radioterapia en aquellas situaciones en las que es precisa la máxima resolución espacial. Tal es el caso de la dosimetría “in vivo” en Radiocirugía estereotáxica en la que se utilizan haces muy colimados de sección ultrarreducida ($\leq 3 \text{ mm}^2$) ([106 Núñ95] y [107 Núñ99]). Presentan una suficiente resistencia mecánica y pese a sus pequeñas dimensiones, su manejo no es excesivamente complicado.

La dependencia con la dosis de la respuesta TL del TLD-100 es lineal para dosis menores de 1 Gy. A partir de ese punto y hasta los 10^3 Gy la respuesta es ya supralineal y posteriormente el comportamiento se torna netamente sublineal como muestra la figura 5.1.2.1.

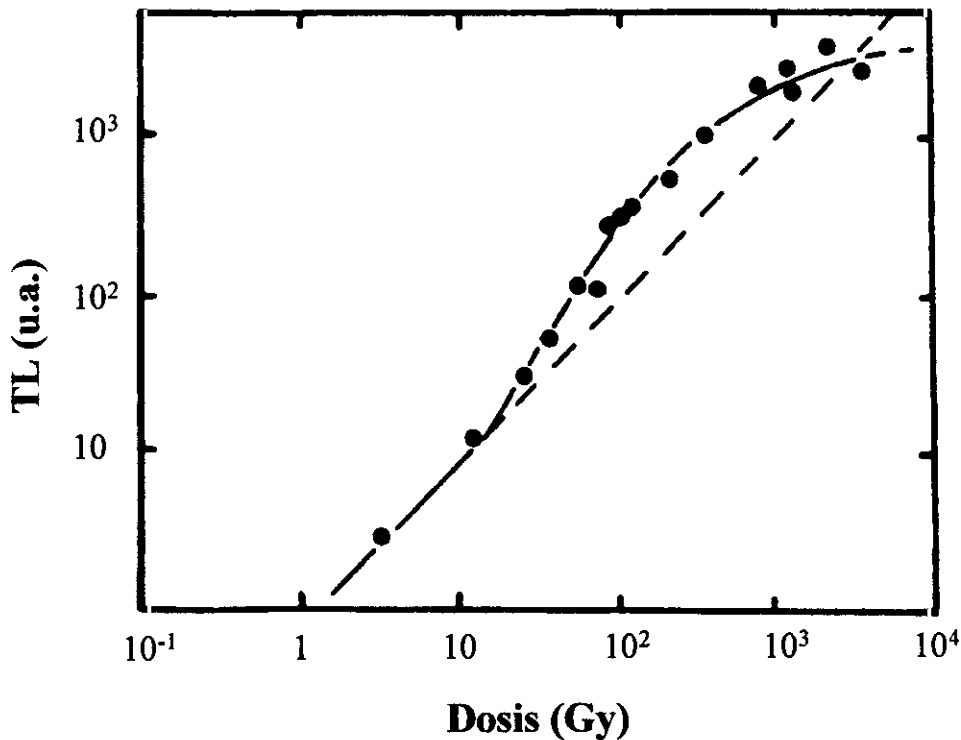


Figura 5.1.2.1. Respuesta TL con la dosis del LiF:Mg,Ti (TLD-100). Adaptada de [21 McKe95].

Como anticipo de lo que se presentará posteriormente, la respuesta observada experimentalmente en el rango situado torno a 2 Gy, dosis de referencia de Dosimetría Postal en Radioterapia es claramente supralineal como se puede observar en las figuras 6.3.1 y 6.3.2 del capítulo 6. La respuesta TL es asimismo independiente de la tasa de dosis.

El pico principal de su curva de termoluminiscencia aparece situado en torno a los 210°C, temperatura ideal pues es suficientemente alta como para asegurar su estabilidad a temperatura ambiente, y es lo suficientemente moderada como para que la componente infrarroja que se genera a esa temperatura durante la lectura no sea excesiva (figura 5.1.2.2). La longitud de onda de emisión TL del TLD-100 se produce dentro del rango comprendido entre 350-600 nm, coincidiendo con la zona de mayor eficiencia de los fotocátodos más corrientes de los tubos fotomultiplicadores.

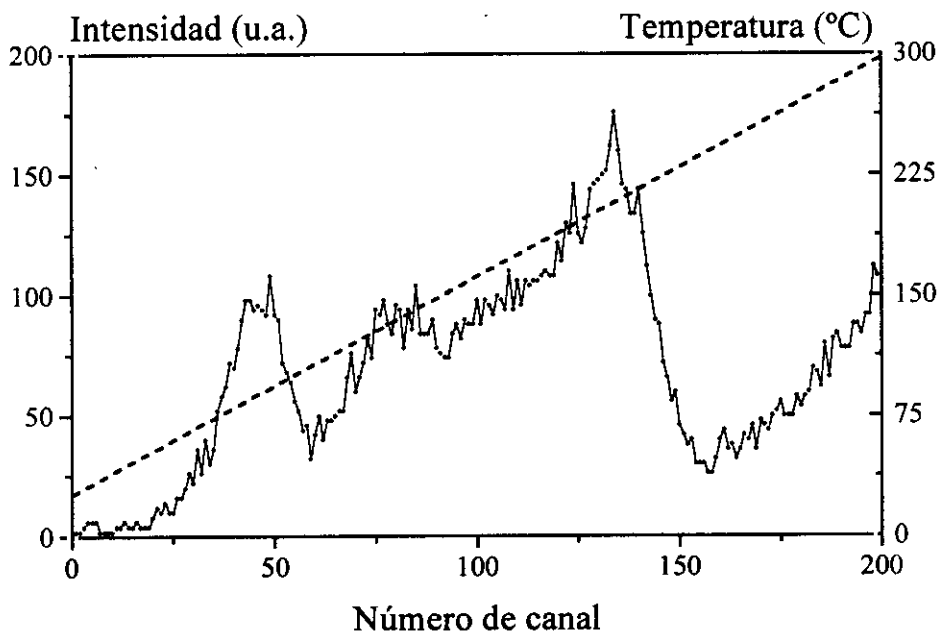


Figura 5.1.2.2. Curva de termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti TLD-100 correspondiente a una dosis de 0.2 mGy. La línea punteada representa el perfil de calentamiento.

Los dosímetros son reutilizables si se dan los tratamientos térmicos oportunos, adecuados al nivel de dosis de trabajo, previos a cada irradiación. En particular, se ha demostrado experimentalmente que hasta una dosis de 200 mGy la propia lectura de los dosímetros hasta 300°C es suficiente para garantizar una buena reproducibilidad [108 Muñ96]. Este rango contiene con holgura al rango de

interés en Dosimetría Personal simplificando al máximo las condiciones operativas de trabajo.

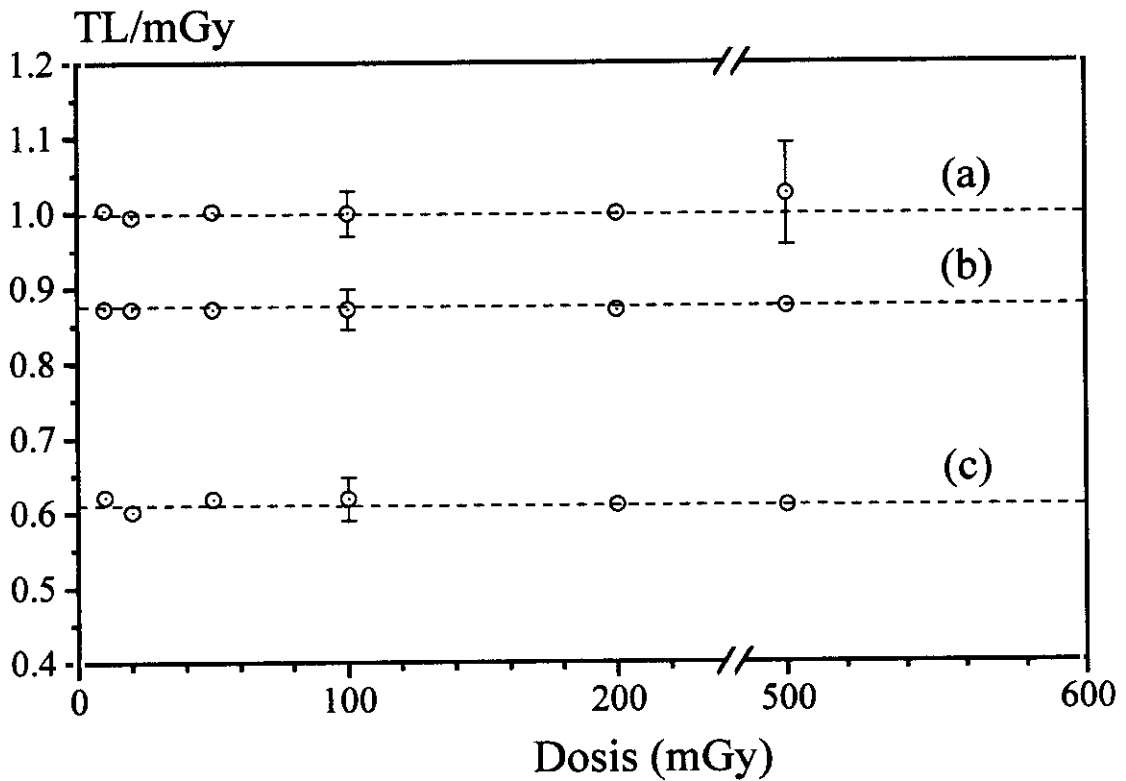


Figura 5.1.2.3. Comparación de la reproducibilidad en la respuesta a la dosis usando diferentes tipos de tratamientos térmicos en el rango 0-500 mGy. (a) Tratamiento de lectura lineal hasta 300°C + enfriamiento natural a temperatura ambiente dentro del lector, (b) Tratamiento de horno 1 h a 400°C + enfriamiento reproducible a temperatura ambiente en 15 min y (c) Tratamiento de horno 1 h a 400 °C + 3.5 h a 100 °C. Se observa que la sensibilidad media es inferior según se hace más enérgico el tratamiento térmico y que hasta 200 mGy es suficiente sólo la lectura para conseguir una buena reproducibilidad. A partir de entonces se observa un aumento neto de sensibilidad, acompañada de una mayor dispersión, lo que indica claramente que la lectura ya no es suficiente para restaurar la sensibilidad inicial. (Adaptada de [108 Muñ96])

En el empleo del TLD-100 en el rango del Gray obliga a recurrir a tratamientos más enérgicos aunque no excesivamente complicados. Un tratamiento de 1h a 400°C seguido de un enfriamiento reproducible ha demostrado ser suficiente ([109 Hor90a], [110 Hor90b] y [90 Muñ95]) para eliminar la información dosimétrica residual y evitando así la sensibilización artificial del material.

Los mecanismos físicos que modifican su curva de termoluminiscencia y por consiguiente afectan a la estabilidad de su respuesta TL a temperatura ambiente han sido objeto de un estudio intensivo, no exento de una fuerte controversia científica en los últimos años propiciada por su singular importancia en Dosimetría de Radiaciones. Para hacerse una idea, basta sólo con hacer una rápida consulta en la bibliografía e inmediatamente sorprende la enorme disparidad en los datos publicados

por grupos de investigación de reconocido prestigio, en referencia a los cambios de respuesta que experimenta TLD-100 en exposiciones ambientales, revelando sin duda el escaso acuerdo existente en los protocolos de medida empleados o, en algunos casos, a una elección inadecuada de la región de la curva de termoluminiscencia que emplean para hacer la conversión TL en dosis absorbida. Como muestra, tenemos la siguiente lista de valores de “*fading*” que aparecen en algunos textos básicos en dosimetría por termoluminiscencia:

- 7% en dos semanas, Becker K “Solid State Dosimetry” Cleveland: CRC Press (1973).
- 1% en un año De Werd L A “Application of thermally induced luminescence” Thermally Stimulated Relaxation in Solids. Editor: P. Braunlich Berlin: Springer-Verlag (1979).
- 5-10% en un año Oberhofer M y Scharmann A “Applied thermoluminescence dosimetry” Bristol: Adam Hilger Ltd. (1981).
- $0 \pm 2\%$ en 50 días Horowitz Y S “General characteristics of thermoluminescent materials” Thermoluminescence and thermoluminescent dosimetry” Boca Raton: CRC Press vol. I (1984).
- 5% en un año McKeever S W S “Thermoluminescence of Solids” Cambridge University Press (1985).
- 10% en un mes Mahesh K., Weng, P.S. y Furetta, C. “Thermoluminescence in Solids and its applications” NTP Ashford, Kent, UK (1989).

5.1.3 El LiF:Mg,Cu,P.

El LiF dopado con Mg, Cu, P (LiF:Mg,Cu,P) es un material termoluminiscente equivalente a tejido de elevada sensibilidad que ha despertado recientemente gran interés entre la comunidad internacional dedicada a la dosimetría de radiaciones. Sin embargo este material fue presentado hace ya algún tiempo por Nakajima y col. en 1978 [111 Nak78] y desde entonces fueron introduciéndose mejoras en el método de fabricación hasta que finalmente Wang y col. del Solid Dosimetric Detector and Method Laboratory de Beijing [112 Wan86] desarrollaron un sistema que les permitió su preparación en una forma ya apta para dosimetría iniciando a continuación su comercialización en diversos formatos reunidos bajo la denominación de GR-200.

Enseguida emergieron las ventajas e inconvenientes de este material en comparación con el

LiF:Mg,Ti (TLD-100) [113 Hor93]. Hay que insistir en que el principal atractivo del GR-200, reside de nuevo en el excelente compromiso entre una gran sensibilidad y una buena respuesta con la energía de la radiación. En este aspecto, el GR-200 aventaja claramente al TLD-100 ya que siendo su sensibilidad aproximadamente cuarenta veces superior, es también un material aproximadamente equivalente a tejido (ver Tabla 5.1.1). En lo que respecta a la dependencia TL con la dosis absorbida, tiene un comportamiento lineal hasta los 10 Gy [113 Hor93] característica muy útil para su uso en Radioterapia ya que el rango de trabajo se ajusta cómodamente dentro de ese intervalo de respuesta lineal con la dosis.

La gran sensibilidad del GR-200 lo hace especialmente atractivo como es lógico en dosimetría ambiental al permitir una considerable reducción de los períodos de exposición necesarios para producir señales TL medibles. En concreto, puede medirse sin excesivos problemas la dosis debida al fondo natural de radiación en tan sólo unas pocas horas de exposición. Su respuesta TL es por otra parte más estable a temperatura ambiente que la del TLD-100 ([39 Del95b], [95 Alv98] y [96 Alv99]) y es también prácticamente insensible a la luz.

La curva de termoluminiscencia del GR-200 tiene una estructura considerablemente más sencilla que la del TLD-100, con unos picos que están mucho menos solapados y uno predominante en torno a 210°C (ver figura 5.1.3.1). Todas estas características colocan en principio a este material claramente por delante del TLD-100 en prácticamente todos los campos de aplicación en Dosimetría de Radiaciones.

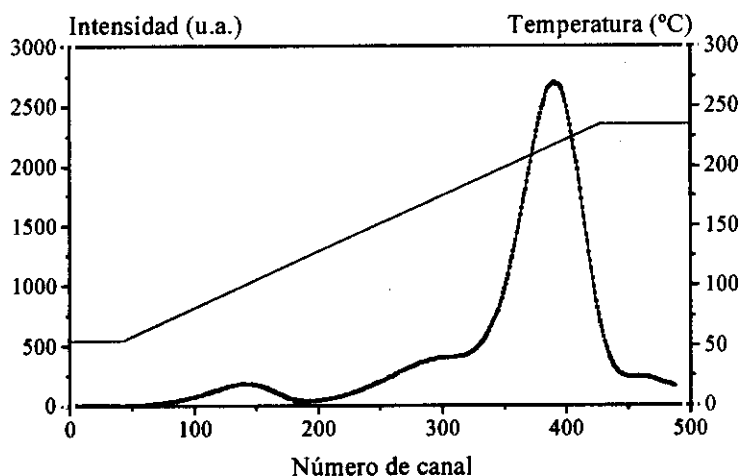


Figura 5.1.3.1. Curva de termoluminiscencia característica del LiF:Mg,Cu,P (GR-200A). Aparece superpuesto el ciclo de lectura empleado en el que la tasa durante la rampa inicial de calentamiento lineal fue de $2^{\circ}\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$.

El principal inconveniente que presenta es la fuerte inestabilidad de su curva de termoluminiscencia cuando es sometido a tratamientos térmicos que superan cierta temperatura crítica no excesivamente alta. En concreto, los fabricantes establecieron inicialmente que el calentamiento del material nunca debiera superar la temperatura de 240°C, ya que por encima de esa temperatura se inducen distorsiones significativas en su curva de termoluminiscencia alterando la forma característica de sus picos y produciendo pérdidas irreversibles de sensibilidad. En lo que a la medida de dosis se refiere, estos procesos degenerativos producen cambios importantes de respuesta empeorando drásticamente la reproducibilidad. A este problema se une la gran inhomogeneidad que se observa entre tandas diferentes, mucho mayor que en caso del TLD-100, indicando una evidente inmadurez en el proceso de fabricación y la lenta pero gradual pérdida de sensibilidad que experimenta conforme se incrementa el número de reutilizaciones aún cuando haya garantías de que la temperatura crítica no ha sido rebasada. Estos inconvenientes han bastado para impedir su uso generalizado en dosimetría, reemplazando al TLD-100, a pesar tener otras cualidades tan ventajosas. La solución a los problemas del LiF:Mg,Cu,P probablemente obliga a hacer modificaciones tanto en el proceso de crecimiento de los cristales como en el de elaboración de los dosímetros. Evidentemente, ambas tareas están fuera del objetivo marcado en esta tesis aunque es importante destacar que algunos problemas como el debido a la inhomogeneidad entre partidas diferentes dosímetros, es superado sin excesivas dificultades si se trabaja con grupos de sensibilidad similar, se calibran con una frecuencia algo mayor que la necesaria con TLD-100 y se efectúan las correcciones oportunas utilizando factores de sensibilidad individuales dentro cada grupo de dosímetros y/o factores de grupo entre grupos distintos (ver las secciones 6.2 y 7.2).

A primera vista la limitación en la temperatura máxima de calentamiento parece no representar un problema insalvable al estar el pico principal situado alrededor de 210°C lejos todavía de esos 240°C (ver figura 5.1.3.1). Sin embargo, en seguida aparecen problemas de importancia derivados directa o indirectamente de tal limitación. En primer lugar, el dosímetro cuya curva aparece representada en la figura 5.1.3.1 fue leído con una tasa de calentamiento relativamente lenta de $2^{\circ}\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$. Si se programan tasas de calentamiento mucho más elevadas, como las que se emplean en Dosimetría Personal, la posición del pico a su vez se desplaza a temperaturas considerablemente más altas (ver la ecuación 4.3.8.) pudiendo aparecer a temperaturas ya muy cercanas a los 240°C.

Sin embargo, el principal problema práctico que surge inmediatamente es que la lectura hasta 240°C no es suficiente para un borrado efectivo de todos picos TL del GR-200. En concreto, existe una distribución de trampas asociadas a picos de baja intensidad situados entre 270°C y 300°C que no son borradas. Por esta razón, tras la lectura quedan señales residuales, de intensidad dependiente del historial dosimétrico, cuyo flanco de baja temperatura se solapa con la posición en la que aparece el pico principal, ésto es, el pico 4 (figura 5.1.3.2.).

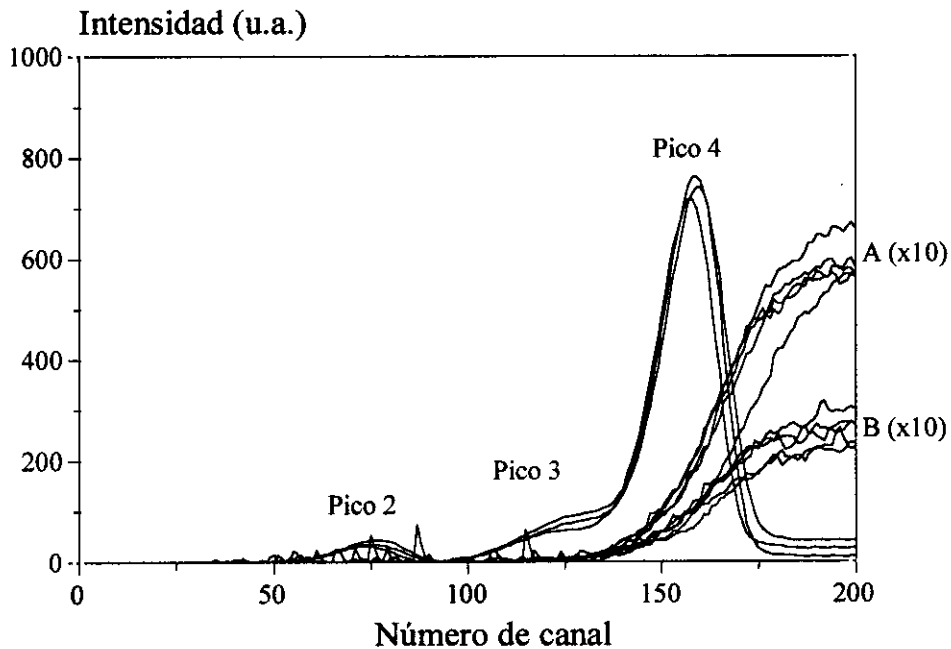


Figura 5.1.3.2. Curvas de termoluminiscencia correspondientes a dosímetros irradiados a 10µGy. Aparecen junto a sus segundas lecturas, A, y junto a las segundas lecturas de los mismos dosímetros después de ser irradiados a 100µGy, B. Para apreciar mejor cómo solapan estas señales con el pico 4, se han multiplicado por un factor 10.

Del mismo modo, y como es lógico, estos picos irán creciendo y adquiriendo mayor intensidad conforme aumente el número de reutilizaciones del dosímetro. Por dar un valor orientativo que centre esta discusión, en el rango de dosis habitual en dosimetría ambiental y/o personal, la intensidad media de la señal residual en segundas lecturas con el TLD-100 no supera unas pocas partes por mil de la correspondiente a las medidas directas. Sin embargo, con el GR-200, en este mismo rango de dosis, la intensidad relativa de la señal residual respecto a la de las medidas directas puede encontrarse fácilmente entre el 5 y el 10% [114 Ost93].

El efecto negativo de la señal residual remanente en la repetibilidad de las medidas se aprecia muy claramente en el rango de muy bajas dosis (~µGy). En estos casos la débil señal asociada

a la dosis real aparece superpuesta a una componente que puede ser muy intensa debida al borrado incompleto del dosimetro. De ese modo puede suceder que la intensidad de la señal correspondiente a la dosis real llegue a ser inferior a la señal residual e incluso a estar totalmente ocultada por ella. La figura 5.1.3.3. muestra la situación típica que se da en esos casos.

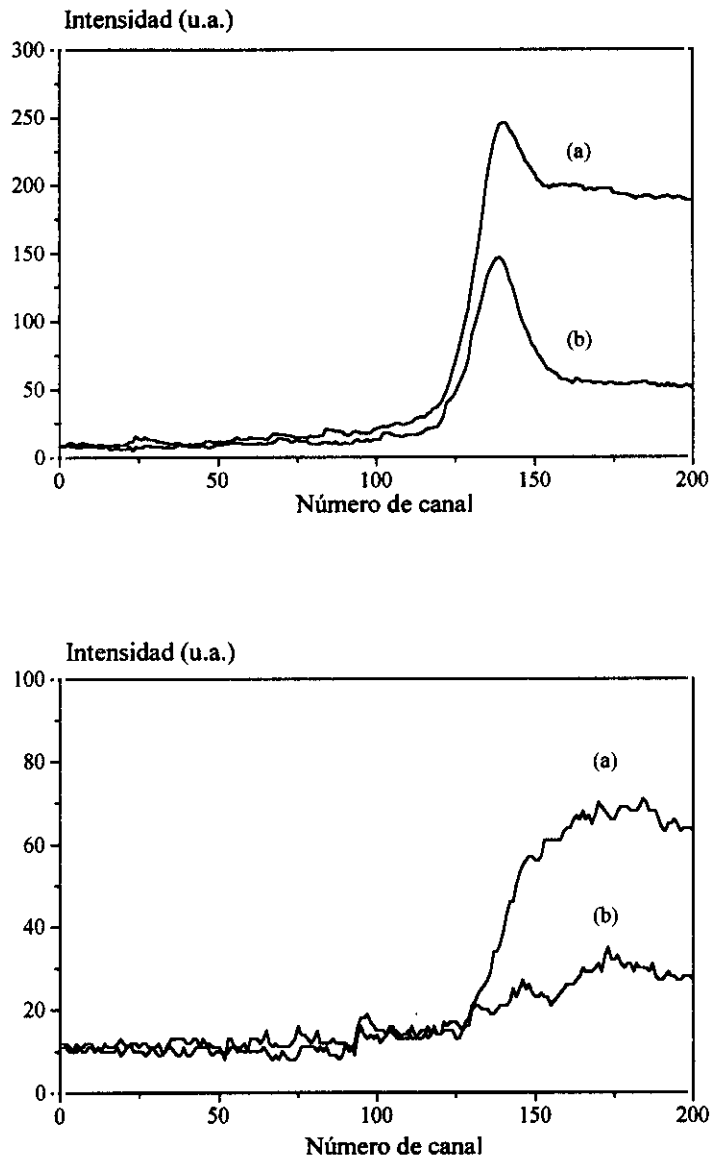


Figura 5.1.3.3. Curvas de termoluminiscencia de GR-200 irradiadas a una dosis de $1\mu\text{Gy}$. Arriba, en la curva (a) la dosis impartida en la medida anterior fue de $300\mu\text{Gy}$, mientras que en (b) ésta fue también de $1\mu\text{Gy}$. Abajo, se muestran las segundas lecturas de los mismo dosímetro tras ser irradiados a $300\mu\text{Gy}$ (a) y a $1\mu\text{Gy}$ (b) respectivamente. Adaptada de [38 Del95a].

En la figura aparecen dos curvas de termoluminiscencia correspondientes a dosímetros

irradiados a $1\mu\text{Gy}$. En la identificada como (a) el dosímetro fue previamente irradiado a $300\mu\text{Gy}$ y leído, mientras que en la curva (b) la medida previa también fue de $1\mu\text{Gy}$. A continuación, en la misma figura 5.1.3.3, se han representado las segundas lecturas correspondientes a los mismos dosímetros tras las dosis de $300\mu\text{Gy}$ y $1\mu\text{Gy}$ respectivamente.

La mera inspección visual de la figura es suficiente para comprobar cómo la presencia de estas altas señales residuales representa un grave inconveniente para la utilización práctica del LiF:Mg,Cu,P especialmente en el rango de bajas dosis. Sin embargo la forma de ambas señales residuales es muy semejante, tienen la misma estructura, y lo que más las diferencia es esencialmente su intensidad. Precisamente la conservación de forma característica de las señales residuales es lo que se ha aprovechado en el desarrollo de los métodos simplificados de análisis para el GR-200 en el rango del μGy [38 Del95a] y del que posteriormente se hará uso en el capítulo 5 ya en el rango del Gray. No obstante alrededor de la dosis de referencia en radioterapia, 2 Gy, la señal residual remanente es muy pequeña, casi despreciable, frente a la muy intensa señal producida en la irradiación directa.

En resumen, con ayuda de las técnicas de análisis asistidas por ordenador que se presentarán más adelante y, gracias a las mejoras en las nuevas partidas dosímetros que permiten llevar la temperatura máxima de lectura hasta los 270°C con mínimas pérdidas de sensibilidad ([114 Ost93] y [115 Ost96]), se puede desarrollar una dosimetría muy fiable sacando partido de la gran sensibilidad y estabilidad a temperatura ambiente de este material, a la vez que se reducen al mínimo los inconvenientes derivados directa o indirectamente de la existencia de esa limitación en temperatura.

5.2. EL HORNO DE TEMPLADO.

Una de las ventajas de emplear dosímetros en forma de pastillas sólidas consiste en la posibilidad de reutilizarlos si se dan los tratamientos térmicos adecuados. En ese caso, como ya se dijo en la sección 5.1.2 al hablar del TLD-100, los tratamientos térmicos no sólo tienen la misión de borrar los dosímetros sino que deben ser capaces de restaurar adecuadamente su sensibilidad. Para ello es indispensable llevar cuidadosamente el control de todas las fases de las que se compone el ciclo de tratamiento, esto es, naturalmente su temperatura y la reproducibilidad del enfriamiento. Concretamente, como se observaba en la figura 5.1.2.1 de la página 65, para conseguirlo con TLD-100 la lectura hasta 300°C era un tratamiento suficiente sólo hasta un nivel de dosis cercano a 200 mGy siendo necesario a partir de entonces aplicar tratamientos externos adicionales de mayor temperatura antes de cada irradiación para reproducir correctamente el mismo nivel de señal en medidas consecutivas. Es fácil de entender entonces que en el rango del Gray, el nivel de Radioterapia, con el TLD-100 se está en esta situación y es por tanto indispensable aplicar estos tratamientos adicionales. Por esa razón habida cuenta de la gran importancia que tienen estos tratamientos se diseñó y se construyó en nuestros laboratorios un horno con la intención de ajustarse a las exigentes necesidades de medida en dosimetría postal.

En el horno construido el calentamiento de los dosímetros se produce por contacto físico con una resistencia plana y homogénea de acero inoxidable de dimensiones $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y de 0.3 cm de espesor. Esta resistencia se encuentra cubierta pero al mismo tiempo aislada por una capa muy fina sobre la que va atornillada una plancha, también de acero inoxidable, dotada de una matriz de 100 pocillos de forma circular en los que se alojan ordenadamente los dosímetros, de modo que una vez colocados se les pueda identificar fácilmente si es necesario. Todo el conjunto va montado sobre una base en forma de trípode que se encuentra insertada dentro de una cámara cúbica de dimensiones $(40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3)$ y cuyas paredes se encuentran recubiertas por bloques de Teflón de 2cm de espesor con fin de aislarla térmicamente del exterior.

En este horno se pueden programar ciclos de tratamiento térmico compuestos de etapas de alta y baja temperatura de distinta duración separados por fases de enfriamiento que se llevan a cabo a través de una pareja de turboventiladores que se activan de modo coordinado y automático una vez que ha concluido el tiempo total de duración programado en cada una de las etapas del tratamiento.

El control de la temperatura de la plancha en la que se encuentran los dosímetros se efectúa por medio de dos reguladores de temperatura, uno por etapa, de la marca Crouzet modelo CTD46. Estos reguladores son controlados por un microprocesador y están dotados de dos indicadores numéricos. Uno de ellos muestra la temperatura real medida en un punto de referencia mediante un termopar de tipo K, y en el otro aparece la temperatura de consigna del ciclo que se ha programado tanto en la rampa de calentamiento hasta llegar a la temperatura programada como durante el tiempo de permanencia programado a esa temperatura. De ese modo, mediante la comparación de ambas cantidades el regulador abre o cierra la potencia que entra en la resistencia calefactora ajustando en todo momento la temperatura real que mide el termopar en el punto de referencia a la temperatura consignada. Así por una parte se produce la llegada a la temperatura de tratamiento de un modo muy suave impidiendo que sea rebasada y, en las fases estables las temperaturas de tratamiento se mantiene en todo momento bajo un control suficientemente preciso ($\pm 1^\circ\text{C}$).

El control del tiempo de permanencia a las temperaturas programadas en el tratamiento y los de funcionamiento de los turboventiladores en las fases de enfriamiento, se hace de modo coordinado y por medio de temporizadores electromecánicos de la marca Crouzet, modelo TOP 2000, en los que pueden controlarse tiempos de entre 6 minutos y 12 horas.

Para comprobar si la temperatura en la plancha sobre la que se colocan los dosímetros se distribuye homogéneamente, se han dispuesto varios termopares a lo largo de su superficie en los que se mide y registra continuamente la temperatura. Así se ha podido saber que, en todo momento y durante todas las fases de los tratamientos, simples ó complejos, la diferencia máxima de temperatura entre los diferentes puntos de medida no sobrepasa nunca la banda del $\pm 1^\circ\text{C}$. Esto significa que tanto la disposición de la plancha en la que se apoyan los dosímetros sobre la resistencia calefactora como el aislamiento del exterior de la cámara de tratamiento son los adecuados y en consecuencia la temperatura es la misma para todos los dosímetros durante los tratamientos y que asimismo, las fases de enfriamiento, serán también muy reproducibles.

La figura 5.2.1. muestra un esquema de bloques del horno de tratamiento en el que aparecen los reguladores de temperatura de las dos etapas independientes de las que puede componerse un ciclo de tratamiento con sus correspondientes temporizadores. Aparece además el turboventilador con su temporizador y el termopar que mide la temperatura en un punto de referencia de la plancha en la

que se colocan los dosímetros. Evidentemente se pueden programar ciclos simples o compuestos por dos etapas (figura 5.2.2) tan sólo con activar o desactivar la segunda en el programador de ciclos.

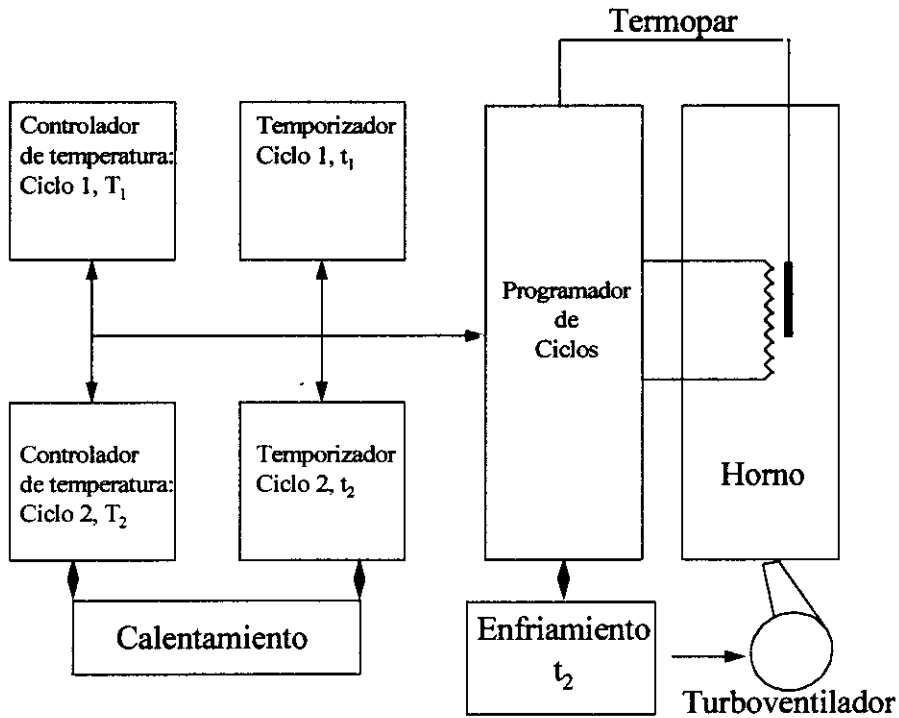


Figura 5.2.1. Esquema de bloques del horno de tratamiento.

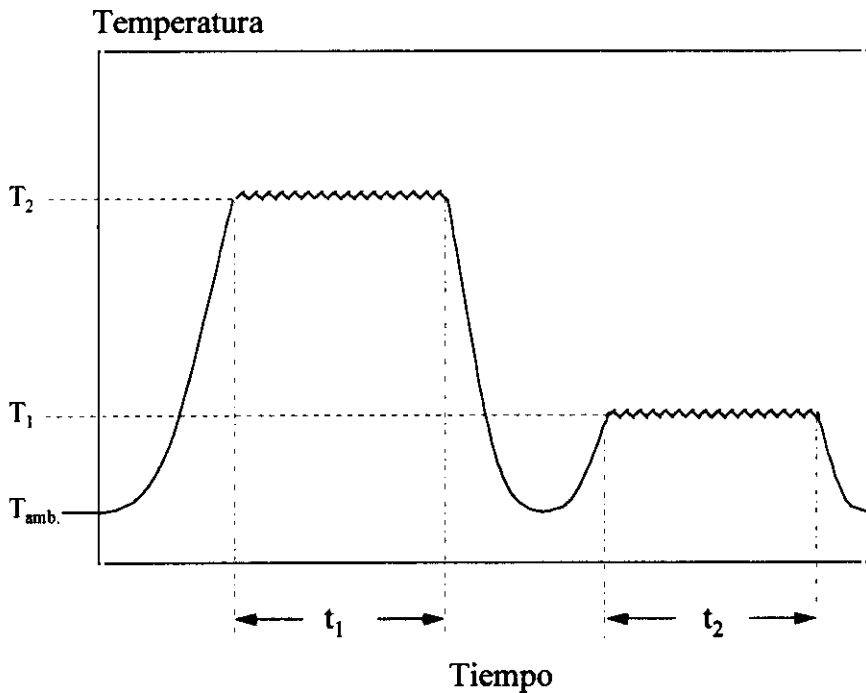


Figura 5.2.2. Perfil de temperatura-tiempo de un calentamiento complejo compuesto en este caso por dos etapas.

5.3. LA UNIDAD DE IRRADIACIÓN THERATRON 780 AECL.

La unidad Theratron 780 es una unidad completa de tratamiento de teleterapia de ^{60}Co fabricada por la Atomic Energy of Canada Limited (AECL). Consta de un sistema de irradiación ajustable y solidario a una cama de tratamiento (figura 5.3.1). En concreto, el sistema de irradiación está formado por un brazo rotatorio que lleva ajustada al final una pieza (cabeza) montada sobre unos cojinetes que permiten su rotación en ángulos de hasta 180° .

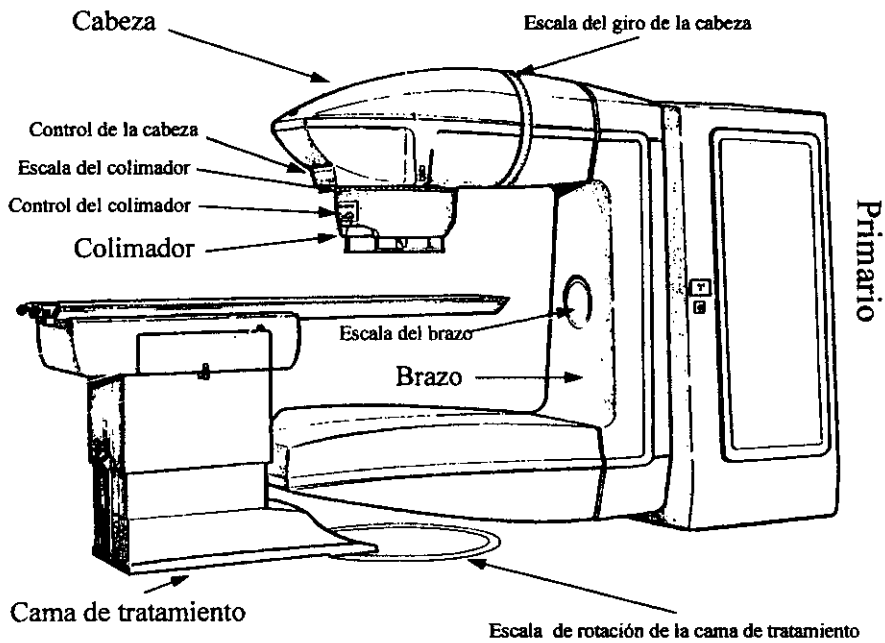


Figura 5.3.1. Esquema general de la unidad de telecobaltoterapia modelo Theratron 780 AECL.

Todos los movimientos necesarios para configurar las condiciones de irradiación se realizan utilizando, un sistema manual situado dentro de la sala de irradiación, los mecanismos de ajuste situados en la cabeza del irradiador y los de la cama de tratamiento.

El tamaño de los campos se configura con ayuda de la fuente de luz situada dentro de la cabeza que muestra la figura 5.3.2 con la que, haciendo diversas composiciones con el sistema de colimación se puede generar una imagen del campo real que se va a utilizar en el tratamiento. La cabeza del sistema de irradiación (figura 5.3.2.) está hecha de plomo con algunas partes de uranio empobrecido. Lleva asimismo en su interior insertado un tubo por el que se desliza la fuente radiactiva desde la posición de almacén, receptáculo aislado por uranio empobrecido, a

la de irradiación por aire a presión de modo controlado por dos válvulas.

La fuente se compone de una cantidad de ^{60}Co metálico encapsulada en el interior de dos cilindros concéntricos de acero inoxidable, cuyo tamaño externo es de 3 cm de largo con una base de 2 cm de diámetro.

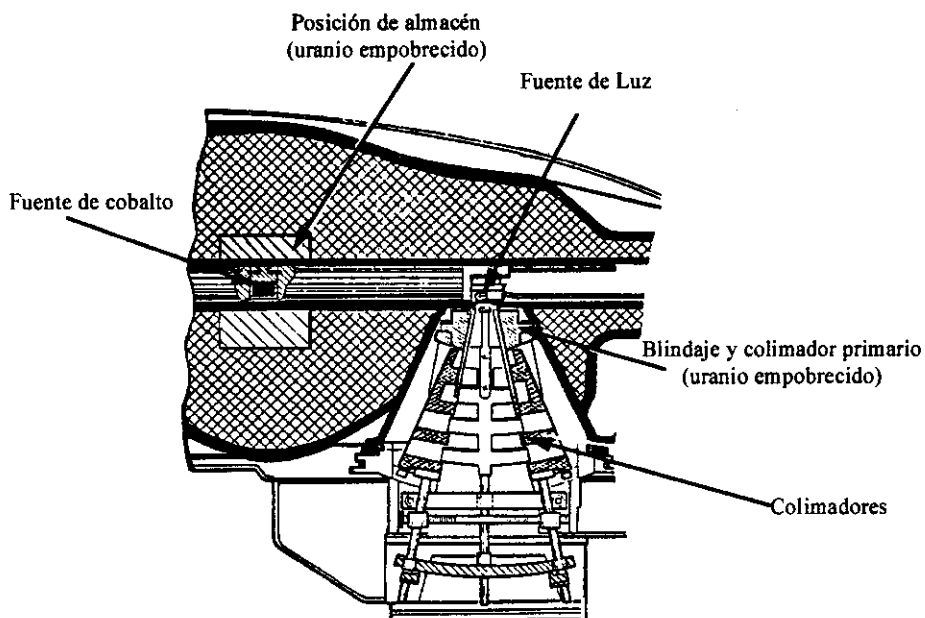


Figura 5.3.2. Esquema de la cabeza del Theratron 780 AECL.

Para fijar la distancia de la fuente a la superficie irradiada (*DFS*), piel del paciente o el plano en el que se sitúan los dosímetros en Dosimetría Postal, se dispone de una escala telemétrica luminosa que aparece superpuesta a la imagen del campo de irradiación que se ha configurado. Accionando los controles de la cama de tratamiento y con ayuda de la escala telemétrica se selecciona la *DFS* planificada y modificando la apertura de los colimadores ajusta el tamaño del campo a esa distancia.

El control y ajuste de los tiempos de irradiación se realiza en una consola de control situada fuera de la sala de tratamiento que dispone además de un conjunto de indicadores que tienen como misión la de informar al operador acerca de la marcha de la irradiación en curso y de proporcionar distintos mensajes de aviso y de alarma.

5.4. SISTEMAS EXPERTOS DE ANÁLISIS PARA EL TLD-100.

Como se dijo en la sección 4.4, la aparición de los métodos de análisis numérico de análisis numérico asistidos por ordenador aplicados a la evaluación dosimétrica de curvas de termoluminiscencia [86 Góm89] han significado la mejora más importante en la capacidad de medida de dosis utilizando esta técnica en los últimos años. Por ejemplo en el rango de bajas dosis han significado una reducción sustancial en el límite de detección [116 Muñ99] y en el rango de dosis del Gray habitual en radioterapia han permitido una mejora drástica en la precisión de las medidas eliminando al mismo tiempo los complicados y costosos procedimientos experimentales que había que desarrollar y que eran la norma hasta entonces [90 Muñ95]. Si se repasan las técnicas de análisis numérico que se comentaron en esa sección lo que allí se llamó método completo de análisis permite una caracterización exhaustiva de la curva de termoluminiscencia en la se que incluyen parámetros de interés en dosimetría como son las áreas de los picos individuales o la suma de algunos de ellos en regiones de interés dosimétrico. Precisamente la suma de las áreas correspondientes a los picos más estables es lo que se emplearía para estimar la dosis que ha absorbido el dosímetro durante el período de exposición después de la fase de calibración del mismo.

Las ventajas más importantes del método completo de análisis para la medida de dosis son,

1. Se pueden utilizar los parámetros de atrapamiento de cada pico para establecer criterios objetivos de calidad en las medidas;
2. Efectúan la estimación y sustracción del fondo característico de modo individual para cada dosímetro;
3. Eliminan el problema del borrado espontáneo o "*fading*" sin la necesidad de recurrir a la aplicación de tratamientos térmicos complicados;
4. Calculan automáticamente el área de la curva en la región de interés dosimétrico;
5. Mejoran la relación señal ruido de las medidas.

Sin embargo al hablar de un sistema experto de análisis para el TLD-100 hay que hacer necesariamente la observación de que depende de las necesidades concretas de la aplicación dosimétrica en que se vaya a emplear.

En este sentido, el mayor inconveniente encontrado en las primeras etapas del desarrollo y empleo de los métodos completos de análisis en su aplicación práctica es el aumento en el tiempo de proceso necesario para la evaluación de cada dosímetro en comparación con el invertido por los métodos convencionales de análisis que hay establecidos en los que la obtención del dato dosimétrico de salida se produce de modo casi instantáneo. Por otro lado para aprovechar al máximo la precisión con la que se pueden efectuar los análisis con el método completo es necesario que la curva adquirida esté muy bien definida para lo que es necesario el empleo de tasas de calentamiento muy lentas, del orden de $2 \text{ ó } 3^{\circ}\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$. La acción conjunta de ambos elementos conduce a un incremento inaceptable en el tiempo de evaluación para sistemas de dosimetría a gran escala, como es la Dosimetría Personal, haciendo que no se considerara suficientemente compensado por la mejora que se obtiene en la estimación de la dosis absorbida con el uso este tipo de programa.

El primero de estos inconvenientes, es decir el elevado tiempo de proceso para efectuar el análisis completo de cada curva, ha sido superado completamente gracias al avance tan rápido que han tenido los sistemas informáticos en los últimos años. En particular, con la primera versión del programa completo desarrollado en el CIEMAT [86 Góm89], resolver una curva de termoluminiscencia del TLD-100 exigía un tiempo de cálculo situado alrededor de los dos minutos, aún cuando se contaba con un centro de cálculo provisto de máquinas de elevadas prestaciones. En la actualidad, la última versión de este mismo programa opera sin problemas en un ordenador de tipo PC y hace el mismo trabajo en menos de un segundo. La cuestión de la necesidad de una tasa lenta de calentamiento en la lectura sin embargo no tiene solución.

El desarrollo del método simplificado estuvo estimulado precisamente por las necesidades de los sistemas de dosimetría personal ordinarios en los que por una parte no se disponía de grandes centros de cálculo para realizar el análisis completo y, por otra, debido al elevado número de medidas a realizar es una exigencia irrenunciable disponer de protocolos medida y métodos de análisis que produzcan unos resultados suficientemente fiables y consuman el menor tiempo posible, es decir, lecturas con tasas de calentamiento muy rápidas y análisis en tiempos muy cortos. En resumen el reto fue desarrollar un programa que funcionara de modo automático en ordenadores de tipo PC, que en aquella época tenían una velocidad de reloj de 8MHz, sin necesitar un tiempo largo de proceso, capaz de analizar las curvas de

termoluminiscencia que se adquieren empleando tasas altas de calentamiento y que además conservara las características más interesantes para dosimetría del método completo. En esta situación el método simplificado de análisis del que se hablaba en la sección 4.4 es un método experto para el TLD-100 en aplicaciones en rango de dosis bajas como es el caso de la Dosimetría Ambiental y Personal. Para el uso rutinario en el rango de bajas dosis la mayor ventaja de los métodos de análisis reside en la capacidad de separar la señal TL del fondo del dosímetro más que resolver la curva en sus picos individuales.

Cuando se requieren criterios de calidad mucho más estrictos, entonces los métodos completos de análisis son la mejor opción ya que los criterios de calidad se pueden basar en la adecuación de los parámetros intrínsecos de atrapamiento de cada pico de las curvas de termoluminiscencia medidas, energías de activación y factores de frecuencia, con los que debieran obtenerse en condiciones ideales de acuerdo con los valores establecidos y aceptados por la comunidad científica internacional. De ese modo se tiene un argumento sólido para aceptar o rechazar una medida pudiéndose detectar incluso pequeñas desviaciones causadas por algún tipo de contaminación en el dosímetro o anomalías en los tratamientos térmicos de preparación/regeneración o en el ciclo de lectura que tendrían un impacto negativo y directo en la incertidumbre final asociada a la estimación de dosis. De ese modo, en el caso de las aplicaciones más exigentes, es tolerable adoptar un protocolo de medida en el que el perfil de lectura tenga una tasa de calentamiento suficientemente lenta con el método completo como el sistema experto de análisis. Las técnicas de dosimetría postal basadas en TLD-100 se encuadrarían dentro de este grupo de aplicaciones.

5.5. SISTEMA EXPERTO DE ADQUISICIÓN-LECTURA PARA EL LiF:Mg,Cu,P (GR-200A).

Como ya se puso de manifiesto en la sección 5.1.2, la reproducibilidad de la respuesta TL del GR-200 depende críticamente de la temperatura máxima de calentamiento que alcanza el dosímetro en la lectura. También se dijo que las recientes mejoras en el crecimiento de los cristales y en el mismo proceso de fabricación de los dosímetros han permitido que la limitación en el calentamiento haya pasado de los muy restrictivos 240°C que se tenían en las primeras tandas a los ciertamente más holgados 270°C de las tandas actuales ([114 Ost93] y [115 Ost96]). Esta nueva limitación, naturalmente permite un borrado mucho más eficiente de las señales residuales que aparecen solapadas al pico 4, pico dosimétrico, procedentes de los picos de más alta temperatura, y que perjudican al mismo tiempo a la precisión en la asignación de la dosis absorbida y empeoran la repetibilidad de las medidas. Además, como se explicó en la sección 4.4, la forma constante y característica de estas señales residuales dio lugar al desarrollo de un programa de análisis simplificado por ordenador capaz de reconocerlas y sustraerlas individualmente de cada curva experimental. Ambos elementos, es decir un mejor borrado y el empleo de este programa de análisis, han contribuido a superar en gran medida los inconvenientes derivados, directa e indirectamente, de problema más importante que tiene el GR-200 en dosimetría, esto es, la existencia de la limitación en la temperatura de calentamiento.

Sin embargo, hasta el presente el único elemento que no ha experimentado ninguna evolución en el proceso de medida con GR-200 ha sido el propio sistema de lectura. Debe hacerse la observación de que hasta la aparición de este material, en el diseño de los lectores de termoluminiscencia, no se había barajado la posibilidad de que los dosímetros pudieran tener una limitación tan restrictiva en su calentamiento. Por esa razón la medida y control de la temperatura en el ciclo de lectura se consideró que era suficiente que se efectuara sólo sobre el elemento calefactor, plancheta en los lectores óhmicos o toberas en los de chorro de N₂ caliente, aunque hubiera plena constancia de que las diferencias entre la temperatura de éste y la del dosímetro podían llegar a ser apreciables ([117 Bet93a] y [118 Bet93b]). Todo ello conduce a que las curvas aparezcan desplazadas respecto al perfil de lectura nominal programado, constituyendo una nueva fuente de imprecisión e incertidumbres. Si bien es cierto que este es un problema común a cualquier especie, por ejemplo el TLD-100, debido a las

características físicas particulares de estos dosímetros y al problema de la limitación en la temperatura de calentamiento, se agrava en el caso del GR-200.

Con todas estas consideraciones se abordó el diseño de un sistema experto de adquisición-lectura para el GR-200 en el que el control del ciclo de lectura y la limitación en el calentamiento se efectuara lo más cerca posible a la temperatura real del dosímetro en lugar de tomar como referencia a la temperatura nominal del elemento calefactor. Para ello, se pensó que la forma más fiable y directa de tener una temperatura de referencia sobre el dosímetro en la lectura es precisamente la posición de los picos de termoluminiscencia. Dado que el pico 4 es el pico dosimétrico de este material y que además aparece en una posición muy cercana a la temperatura límite de calentamiento, sin dudarlo se tomó la posición en la que aparece en cada lectura como punto de referencia sobre el que fijar una serie de parámetros de control adicionales, ajustados a criterios de salvaguarda de las medidas con los que hacerlas inmunes a los desplazamientos de las curvas y evitar el sobrecalentamiento de los dosímetros.

Con esa finalidad se adaptó la electrónica de un lector de termoluminiscencia comercial y se asimiló la forma del ciclo habitual de lectura empleado con el GR-200 como punto de partida incorporando, eso sí, esos nuevos parámetros de control. La Figura 5.5.1. muestra superpuesto a una curva de GR-200 el perfil de lectura que hemos mencionado. Como puede apreciarse, está compuesto de dos etapas. La primera de ellas consiste en una rampa de calentamiento lineal *a* que se prolonga hasta alcanzar una temperatura máxima nominal que se sitúa cercana a los 240°C. A continuación sigue de inmediato una segunda etapa, *b*, en la que se mantiene el dosímetro a esa temperatura durante un corto espacio de tiempo hasta finalizar el ciclo.

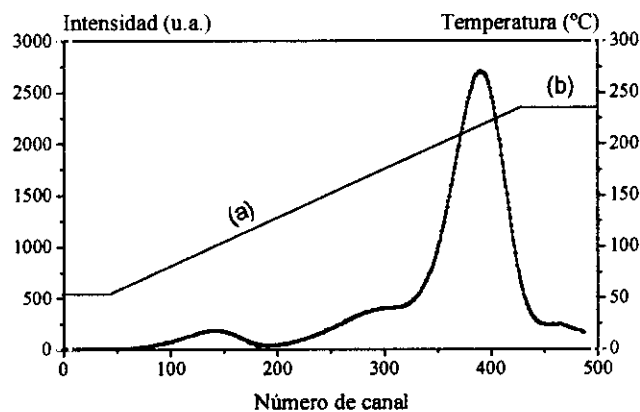


Figura 5.5.1. Perfil de calentamiento con el GR-200: En la primera etapa (a) el calentamiento es lineal hasta alcanzar la temperatura máxima de calentamiento programada. A continuación se estabiliza la temperatura durante un intervalo el tiempo que resta hasta concluir el tiempo total programado en el ciclo en lo que constituye la segunda etapa (b).

El equipo de lectura que se adaptó fue un lector comercial Harshaw modelo 2000A por calentamiento óhmico, en el modo de operación de control externo, sobre el que se implementó un sistema de control del perfil de lectura asistido por ordenador cuya pantalla de entrada aparece en la figura 5.5.2.

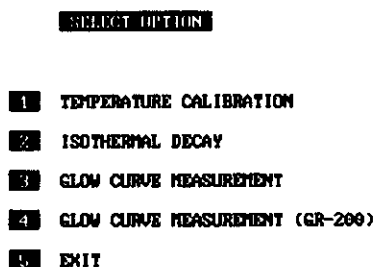


Figura 5.5.2. Aspecto de la pantalla de entrada al programa experto de adquisición-lectura:

1: Es la opción de calibración del lector en temperaturas.

2: Es una opción destinada a la realización de experimentos de decaimiento isoterma a diferentes temperaturas.

3: Es una opción destinada a ciclos de lectura lineales ordinarios. Es la que se usa con TLD-100.

4: Es la opción para los ciclos de lectura del GR-200A. Los detalles de esta opción aparecen en la figura 5.5.3.

Este sistema de lectura se autocalibra en temperaturas eligiendo la opción 1 del menú y eligiendo la opción 4 se entra en el sistema de adquisición-lectura para el GR-200 sobre el que se centra esta sección. En la figura aparecen otras opciones destinadas a la realización de experimentos de decaimiento isoterma, opción 2, o cuando se necesita el empleo de ciclos de lectura puramente lineales, y sin el control de la temperatura máxima, opción 3.

La opción 4, desarrollada específicamente para el GR-200, consiste en el análisis en tiempo real de la curva de termoluminiscencia que se está obteniendo durante la lectura del dosímetro. Básicamente se comparan de modo continuo, la intensidad del último canal adquirido con las de los pertenecientes al conjunto formado por los diez canales que lo preceden. De ese modo el programa va elaborando sucesivamente los espectros de las diferencias absolutas dentro de cada uno de esos subconjuntos de diez puntos, entre los que se hallará el mínimo correspondiente a la posición buscada del máximo del pico 4. Para facilitar que identificación de ese mínimo y hacer que la asignación sea unívoca, se ha introducido la serie de parámetros adicionales de control que hemos mencionado, que ayudan a su correcta detección y que aseguran que efectivamente se trata del pico 4 y no de otro pico evitando errores y artefactos

de medida. La figura 5.5.3. muestra el volcado de la pantalla de ordenador correspondiente a esta opción en la que se introducen uno a uno todos esos parámetros.

```

heating rate (<10°C/sec.)      2.0 C/sec.
slow heating start              NONE

detecting temperature          215 C          (GR-200)
heating stop temperature delay 10.0 C
cooling rate (<20°C/sec.)      FREE
GC duration (>10sec.)         35 sec.
annealing duration (>5sec.)    5 sec.
time between points (>0.1sec.) 0.17 sec.
file name (max. 8 char.)       CALIB02.DTA
number of readouts             1

PRESS C TO CONTINUE

```

Figura 5.5.3. Volcado de la pantalla en la que se introducen los parámetros de control en el programa experto de adquisición-lectura del GR-200A, opción 4 de la figura 5.5.2.

Existen un par de elementos iniciales que no aparecen en la lista de la figura 5.5.2 y que pueden definirse como de seguridad pasiva. En primer lugar como paso previo para entrar en el programa se pide una temperatura máxima de seguridad, válida solamente para la opción 4, cuya finalidad es que se limite el calentamiento a esa temperatura si sucede que accidentalmente no se produce la detección del pico 4. En segundo lugar, esta opción lleva además incorporada una condición que siempre debe cumplirse en la que se establece que la intensidad del máximo del pico 4 deberá ser como mínimo tres veces mayor que intensidad de señal detectada en los primeros canales que se adquieren al iniciar la lectura.

Los parámetros de control que deben introducirse en la pantalla de la figura 5.5.3 pueden clasificarse en cuatro categorías:

1. Dos parámetros básicos que incluyen los usuales en cualquier tipo de medida como son la tasa de calentamiento de la primera etapa, etapa *a* del ciclo ("*heating rate*") y el tiempo total de lectura ("*GC duration*").
2. Un parámetro de detección para facilitar que el programa encuentre al pico 4, reduciendo considerablemente la zona de búsqueda de dicho pico ("*detecting temperature*").
3. Dos parámetros con los que se completa la adquisición de la curva y se asegura al mismo tiempo que se administra el tratamiento térmico más eficiente, sin sobrecalentar al

- dosímetro, sólo con la lectura (“*heating stop temperature delay*” y “*annealing duration*”),.
4. Cinco parámetros opcionales de los que dos de ellos sirven para facilitar una transición suave desde la etapa *a* a la etapa *b* del ciclo, “*slow heating start*” y “*slow heating rate*”, uno que se utiliza si se desea modificar la anchura de canal o frecuencia de muestreo, “*time between points*”, otro si hace falta reducir la tasa de enfriamiento al finalizar la lectura, “*cooling rate*”, y uno más por si fuera necesario leer el mismo dosímetro varias veces consecutivas en idénticas condiciones, “*number of readouts*”.

A continuación, en la tabla 5.5.1, se presenta un listado de todos estos parámetros, junto con una somera descripción de su función y significado, en el mismo orden en que aparecen en la pantalla de entrada de datos (figura 5.5.3).

Tabla 5.5.1 Parámetros de entrada y de control para la lectura del GR-200A con el programa de experto de adquisición-lectura.

| | |
|---------------------------------------|---|
| heating rate | Tasa de calentamiento durante la primera etapa, etapa <i>a</i> , de la lectura del dosímetro. |
| slow heating start | temperatura de comienzo de la fase opcional de lectura lenta del dosímetro en la transición desde la etapa <i>a</i> a la etapa <i>b</i> . (si se introduce -1 se desactiva esta fase) |
| slow heating rate | tasa de calentamiento durante la fase opcional de lectura lenta del dosímetro en la transición de la etapa <i>a</i> a la etapa <i>b</i> . |
| detecting temperature | temperatura a partir de la que se inicia la búsqueda del pico 4. |
| heating stop temperature delay | intervalo de temperatura tras el que se detiene el calentamiento lineal de la etapa <i>a</i> una vez que se ha detectado el pico 4. |
| cooling rate | tasa de enfriamiento una vez que ha finalizado la lectura (-1 corresponde al enfriamiento natural) |
| GC duration | tiempo total de lectura (aunque se puede incluir, no se adquiere la emisión TL durante el enfriamiento). |
| Annealing duration | duración de la etapa <i>b</i> del ciclo. |
| time between points | Frecuencia de muestreo (canal·s ⁻¹) |
| file name | nombre del archivo que contiene a la curva adquirida.(la opción N no guarda la curva) |
| Number of readouts | Número de lecturas consecutivas del mismo dosímetro en idénticas condiciones. |

En la figura 5.5.4, que en realidad se asemeja a la 5.5.1, se ha destacado el modo de funcionamiento del programa experto de adquisición-lectura. Se aprecia como se ajusta la etapa *a* de calentamiento lineal y la etapa *b* de estabilización a la temperatura máxima de acuerdo a la detección del pico 4. La figura muestra asimismo un esquema del funcionamiento del programa de análisis simplificado presentado en la sección 4.4 con la curva de GR-200 representada. La RID correspondiente se encuentra limitada por las dos flechas y la TL neta de salida es el área de la zona rayada.

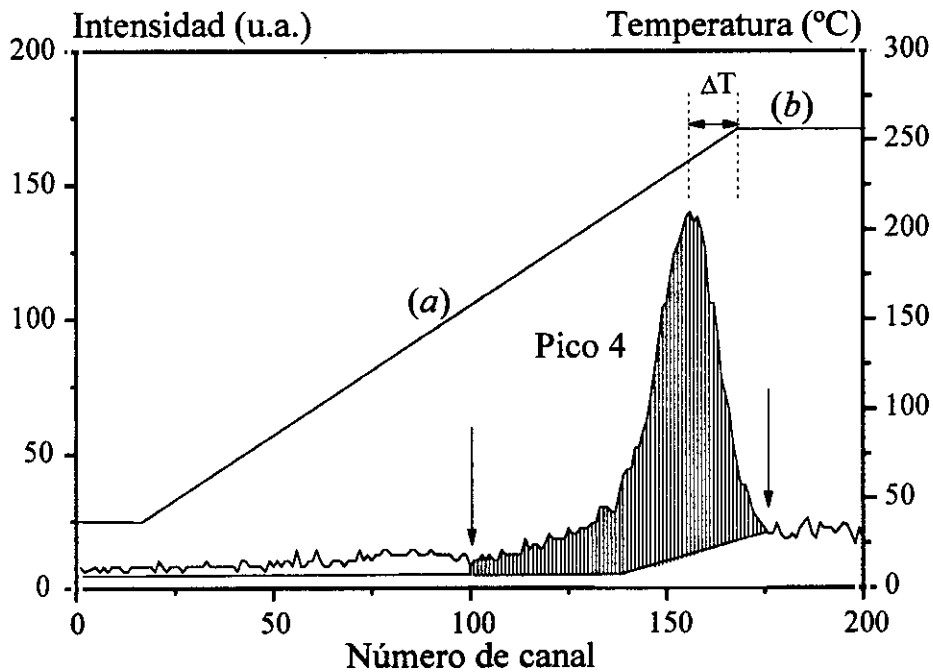


Figura 5.5.4. Esquema de la lectura de un dosímetro con el programa experto de adquisición-lectura en el que se observan las dos fases principales del ciclo de calentamiento. En la primera etapa (a) el calentamiento es lineal hasta la detección del pico 4. Esta fase se prolonga un intervalo de temperatura ΔT programado hasta alcanzar la temperatura máxima de calentamiento. Esta temperatura a continuación se estabiliza durante un intervalo de tiempo programado hasta concluir el ciclo en lo que constituye la segunda etapa (b). La figura muestra al mismo tiempo el análisis simplificado de la curva adquirida (ver sección 4.4). La RID está limitada por las dos flechas y la TL neta es el área de la zona rayada.

Naturalmente existe cierto margen en la selección de los parámetros de entrada de la figura 5.5.3 que les permite ajustarse a las condiciones concretas de trabajo de la aplicación que se vaya a desarrollar. De la elección de esos parámetros se pueden derivar distintas formas de la curva de termoluminiscencia, por ejemplo variando la tasa de enfriamiento (“*cooling rate*”) o diversas situaciones en lo que respecta al nivel de señal y reproducibilidad de las medidas. En ese aspecto adquieren notable importancia los parámetros “*heating stop temperature delay*” y “*annealing duration*”.

La figura 5.5.5 que viene a continuación es un ejemplo en el que el rango de dosis, $50\mu\text{Gy}$, y la relativamente rápida tasa de calentamiento que se ha seleccionado en la etapa *a*, $8^\circ\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$ se ajustarían por ejemplo a las condiciones de trabajo en dosimetría personal.

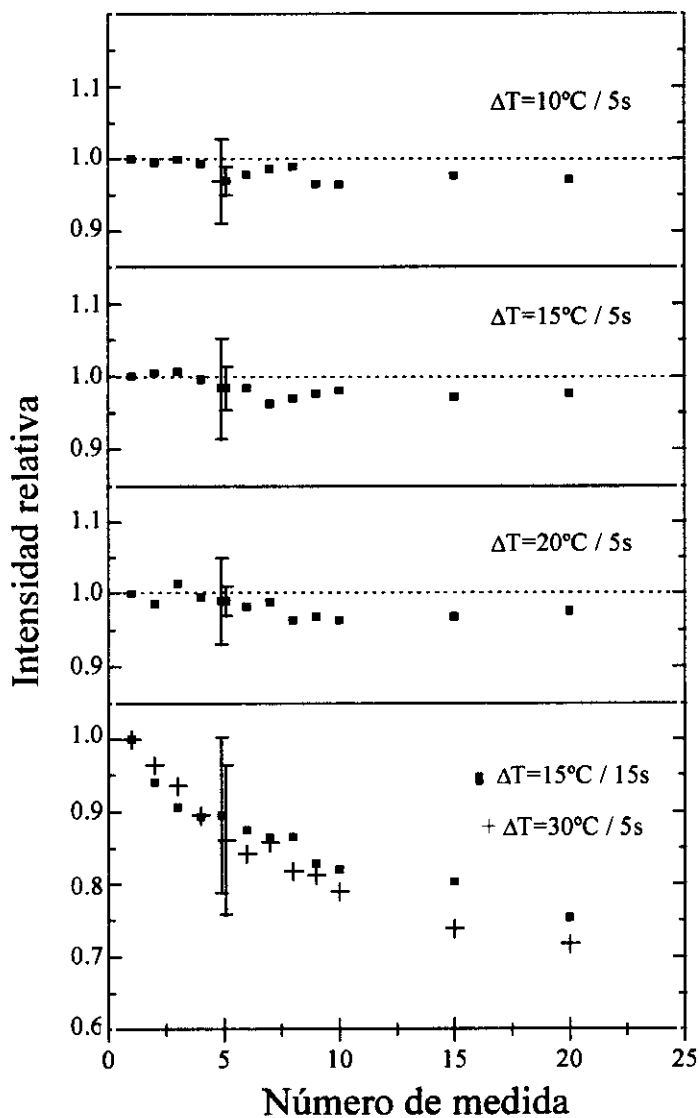


Figura 5.5.5. Reproducibilidad observada en diferentes combinaciones del parámetro “*heating stop temperature delay*” que retrasa el final de la fase lineal de calentamiento, ΔT y, la duración de la fase final a temperatura constante parámetro “*annealing duration*”. Cada punto es el valor medio de las medidas efectuadas con cada grupo de cinco dosímetros irradiados a $50\mu\text{Gy}$. Las barras de error, largas y cortas, son representativas de cada serie de veinte medidas, antes y después de la corrección por los factores de sensibilidad individual (ver el texto) y son 1σ (una medida). Adaptada de [119 Góm96].

En concreto, como se aprecia en la figura, conseguir una buena reproducibilidad no sólo depende de la temperatura máxima de calentamiento que se alcanza en la prolongación de la fase *a* una vez detectado el pico 4, y que depende de la elección de ΔT ó “*heating stop temperature delay*”, sino que también depende del tiempo de permanencia a esa temperatura, duración de la fase *b* ó “*annealing duration*”.

Los resultados representados corresponden a cinco conjuntos de veinte medidas consecutivas realizadas con sendos grupos, compuestos por cinco dosímetros cada uno de ellos, en los que se han elegido distintas condiciones de lectura (temperatura máxima y duración de la segunda etapa a esa temperatura). Merece ser destacada la excelente reproducibilidad que se consigue para $\Delta T=10, 15$ y 20°C con 5s de duración en la etapa *b*. Por el contrario para temperaturas máximas mayores, $\Delta T=30^{\circ}\text{C}$, ó tratamientos de mayor duración, concretamente $\Delta T=15^{\circ}\text{C}$ pero 15s de permanencia a la temperatura máxima en la etapa *b*, se produce una clara y continua pérdida de sensibilidad.

Por otro lado, las barras de error que aparecen en la figura son representativas de cada serie de veinte medidas realizadas con cada grupo y corresponden a un 1σ (una medida) antes (barras largas) y después (barras cortas) haber aplicado la corrección por los factores de sensibilidad individual de cada dosímetro en su grupo correspondiente¹. Es importante señalar que en las tres primeras series ($\Delta T=10, 15$ y 20°C y 5s), la dispersión de las medidas se reduce pasando del 6-8% de las medidas directas ser del 2-4% tras la aplicación de dichos factores de sensibilidad. Este resultado tiene gran importancia puesto que contrasta con lo que sucede con sistemas de convencionales de lectura en los que se prefija la temperatura máxima de calentamiento de acuerdo con una temperatura nominal medida sobre la plancheta de calentamiento. En esos sistemas no se consigue mejora alguna en la dispersión de las medidas tras la aplicación de los factores individuales de sensibilidad. La mejora que se aprecia en este caso se puede entonces relacionar con el mejor y más reproducible control de la temperatura máxima real que alcanza el dosímetro el sistema experto de adquisición-lectura que acabamos de presentar.

Al contrario de lo que sucedía en los tres conjuntos de medidas anteriores, en las series de medidas correspondientes a los dos últimos grupos (rec. con $\Delta T=15^{\circ}\text{C}/15\text{s}$ y $\Delta T=30^{\circ}\text{C}/5\text{s}$ respectivamente), además de mostrar el mencionado decrecimiento continuo de sensibilidad, las barras de error son mucho mayores, en este caso entre el 10 y el 17%, y la corrección con los factores individuales de sensibilidad no suponen en estos casos mejora alguna en la dispersión de las medidas. Este efecto muy probablemente sea debido a que estos parámetros

¹ Los factores de sensibilidad individual se definirán más detalladamente en la sección 6.1.2. Por el momento basta con decir que representan la diferente sensibilidad individual de cada dosímetro normalizada a la sensibilidad media del grupo del que forma parte.

de lectura son ya inadecuados, produciéndose daño en los dosímetros durante la lectura. Esta explicación está avalada por cambios que se observaban en la forma de las curvas que se iban adquiriendo en medidas sucesivas, y que afectaban de modo diferente a cada dosímetro del grupo.

En resumen con este sistema, si se seleccionan adecuadamente los parámetros de control de la tabla 5.5.1, se puede trabajar con el tratamiento térmico de lectura más energético y efectivo posible asegurando al mismo tiempo que no se van a sobrecalentar los dosímetros. Puede parecer que este modo de operar depende de una cantidad excesiva de parámetros, pero la realidad es que únicamente hace falta su elección e introducción al inicio de las medidas y una vez seleccionados y fijados se mantienen invariables y constantes en las series de restantes funcionando a partir de entonces de modo totalmente automático.

6. Dosimetría Postal para Radioterapia con LiF:Mg,Ti (TLD-100).

6.1. Introducción.

6.1.1. Materiales y métodos. Esquema general del experimento.

6.1.2. Factores de corrección.

6.1.3. Medidas prontas y medidas retardadas.

6.2. Repetibilidad a la dosis de referencia de 2 Gy.

6.3. Respuesta termoluminiscente con la dosis en el rango de 0.5 a 4Gy.

6.4. Estabilidad de la respuesta del TLD-100 a temperatura ambiente: Medidas retardadas.

6.4.1. Procesos que afectan a la estabilidad en la respuesta.

6.4.2. Descripción del experimento.

6.5. Estimación de la dosis en medidas retardadas.

6.6. Incertidumbres del sistema postal.

6.6.1. Incertidumbres en f_s .

6.6.2. Incertidumbres en f_i .

6.6.3. Incertidumbres en M .

6.6.4. Incertidumbre combinada en la asignación de dosis Q .

6.7. Conclusiones.

6. DOSIMETRÍA POSTAL CON LiF:Mg,Ti (TLD-100).

6.1 Introducción. Esquema general del experimento.

Como se ya se ha dicho en capítulos anteriores, la termoluminiscencia es un método de medida que se adapta muy bien a las características operativas y en general a las necesidades de la dosimetría en radioterapia. Tal vez entre los materiales dosimétricos, el LiF:Mg,Ti (TLD-100) sea el material más utilizado debido a que, a la vez de ser aproximadamente equivalente a tejido, posee la sensibilidad adecuada para medir con fiabilidad en el rango del Gray. Por estas características particularmente favorables es también el más frecuentemente utilizado en Dosimetría Postal para radioterapia y de hecho existen desde hace tiempo varios sistemas de este tipo funcionando con este material o con materiales análogos tal y como ya se ha descrito en el capítulo 2 ([1 Eis77],[2 Sve89]).

Sin embargo, junto a estas cualidades favorables, la principal objeción que se le puede poner al TLD-100, es que, si no se toman las precauciones debidas, no es fácil conseguir la elevada precisión y exactitud que se requieren en estas actividades. Esta deficiencia es achacable por una parte a que no siempre se logra una repetibilidad adecuada en todos los parámetros experimentales en los ciclos de preparación y lectura a lo que se añade que su respuesta TL puede sufrir notables cambios causados por procesos que se activan térmicamente incluso a temperatura ambiente. Estos cambios son la causa de las variaciones que en algunos sistemas se puede apreciar en la relación Dosis/TL y que dificultan en general la correcta asignación de la dosis absorbida en dosimetría por termoluminiscencia.

La Dosimetría Postal, obviamente puede estar también afectada por ambos tipos de problemas, pero debido su modo de funcionamiento, las principales fuentes generadoras de la imprecisión e incertidumbre en la estimación de la dosis vendrán causadas precisamente por los cambios de respuesta TL que pueden experimentar los dosímetros sólo por el hecho de soportar las temperaturas ambientales durante el tránsito entre el Laboratorio Director y el Centro Médico participante en la Intercomparación Postal. Por esta razón, como vimos en la sección de Antecedentes, en el esfuerzo por tratar paliar la negativa influencia de estos cambios de respuesta se han propuesto complicados, y no siempre bien justificados, protocolos de medida que exigen la puesta en funcionamiento de complejos tratamientos térmicos de preparación, generalmente de elevada duración, y de ciclos de lectura, no menos complejos, que incluyen etapas de

precalentamiento a diferentes temperaturas y de diversa duración ([3 Sve90], [9 Han93], [11 Dut94] y [120 Toi93]).

La limitada reproducibilidad que presentan los sistemas postales actuales, probablemente sea heredada en parte de deficiencias en la propia reproducibilidad de las múltiples etapas que se deben suceder, tanto en los tratamientos térmicos de preparación como en los complicados ciclos de lectura. Sin embargo, sin lugar a dudas, la mayor y más importante fuente de errores proviene de la imprecisión inherente en lo que hemos llamado *métodos convencionales* de análisis de las curvas de termoluminiscencia en el capítulo de Antecedentes (Tabla 2.3.1).

En consecuencia si se tiene la capacidad de analizar en mayor profundidad las curvas que se obtienen se puede conseguir finalmente mejorar la confianza en las estimaciones de la dosis absorbida que se hagan. Tal análisis ayudará además a decidir de modo objetivo si una curva de termoluminiscencia medida es o no aceptable. Evidentemente con los métodos convencionales no se puede distinguir entre curvas “correctas” e “incorrectas”, ya que únicamente integran la señal TL entre dos límites prefijados produciendo un número de salida generalmente expresado en unidad de carga eléctrica, nC, que será traducida en términos de dosis absorbida.

Como vimos en el sección 4.4, el método de análisis completo de curvas de termoluminiscencia, basado en los modelos físicos para los procesos de atrapamiento-recombinación radiativa, no sólo facilita de un modo muy preciso las cantidades de interés en dosimetría, las áreas de los picos y sumas de algunos de ellas en las RIDs, sino que proveen al usuario de los parámetros de atrapamiento de cada uno de los picos. Es precisamente sobre la idoneidad de los parámetros de atrapamiento que surgen de este tipo de análisis en lo que se puede apoyar un criterio objetivo de aceptabilidad de una curva de termoluminiscencia. Con un criterio de aceptabilidad de este tipo, es obvio que la calidad y la fiabilidad de los resultados de los análisis será mucho mayor y la mejora en la reproducibilidad del sistema de medida será también una consecuencia natural.

Por otra parte, con ayuda de este tipo análisis se ha podido determinar individualmente la evolución de cada pico del TLD-100 en función del tiempo de almacenamiento a temperatura ambiente y, además de permitir una cuantificación muy precisa de las variaciones de respuesta que experimentan, ha hecho posible el análisis de los varios procesos que se activan térmicamente, y la identificación del que es el principal responsable de dichas variaciones ([89 Del90b], [92 Del91]).

Ésto ha dado lugar al desarrollo de un procedimiento para el cálculo de dosis en el que el factor de calibración (Dosis/TL) tiene en cuenta la sensibilidad final que haya adquirido el dosímetro [93 Del92b]. La consecuencia inmediata es que ya no hacen falta, y carecen de toda justificación, los complicados y engorrosos protocolos de medida, tratamientos térmicos y ciclos de lectura, destinados a moderar los cambios de respuesta que, como se ha dicho, pueden ser el origen de algunas de las irreproducibilidades que afectan a los sistemas postales actuales.

El objeto de este capítulo, y en general el de esta tesis, es describir y proponer un método sencillo, experto y autoconsistente que consiga estar dentro de las exigencias de precisión y exactitud de la Dosimetría Postal. Es *sencillo* ya que no necesita emplear los complicados procedimientos experimentales habituales en estas técnicas, *experto*, porque efectúa la conversión TL en dosis absorbida de acuerdo a la sensibilidad final de los dosímetros en el momento de la lectura, y *autoconsistente*, porque se utiliza un método de análisis dotado de un criterio interno de calidad por el que se justifica objetivamente la aceptación o rechazo de las medidas.

6.1.1. Materiales y Métodos. Esquema general del experimento

En el experimento fueron empleados dosímetros de LiF TLD-100 en forma de pastillas compactas de dimensiones $3 \times 3 \times 0.9 \text{ mm}^3$ suministradas por Harshaw. En todo el proceso de medida, entraron en juego un total de veinte grupos, compuesto por cinco dosímetros cada uno de ellos, elegidos al azar entre tandas de dosímetros adquiridas a lo largo de los últimos quince años en nuestro laboratorio. Hay que señalar que, pese a la diversa procedencia de los dosímetros que entraron en juego, siempre mostraron un comportamiento muy similar en los distintos ensayos que se realizaron, conduciendo a unos resultados independientes del grupo concreto empleado. De ese modo, los valores representados en las figuras que aparecen en las secciones que vienen a continuación, dan cuenta sólo de una muestra representativa del conjunto total de resultados obtenidos ya que la calidad de todos ellos fue siempre uniforme y homogénea.

La lectura de los dosímetros se realizó en un lector modelo Harshaw 4000, de calentamiento por contacto térmico con una resistencia calefactora (plancheta). El ciclo programado consistió en una rampa lineal a $3^\circ\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$ hasta alcanzar una temperatura máxima de 300°C . No se empleó fase de precalentamiento alguna ni hubo la necesidad de retrasar las medidas tras la irradiación para evitar la presencia de los picos de baja temperatura como algunos autores sugieren ([12 Der95]). Por otra

parte, debido a que la contribución infrarroja es muy pequeña frente a la señal TL que se produce a 2Gy y a que el programa de análisis identifica y elimina completamente su contribución de la curva, no fue necesario efectuar las lecturas en atmósfera de N₂. Finalmente hay que señalar que se eligió un perfil lineal con la tasa de calentamiento indicada ya que genera unas curvas de termoluminiscencia fáciles de ajustar con el programa de análisis completo utilizado. El empleo de tasas de calentamiento más elevadas tiene el inconveniente de producir unas curvas en las que los picos aparecen excesivamente solapados empeorando la calidad y la fiabilidad de los ajustes.

El tratamiento térmico de preparación de los dosímetros consistió en un ciclo simple de calentamiento a $400 \pm 1^\circ\text{C}$ durante una hora, seguido de una fase de enfriamiento controlado hasta la temperatura ambiente de 15 minutos de duración. Para llevar a cabo estos tratamientos se empleó el horno, diseñado y construido a tal efecto, que se describió en la sección 3.1. Este tratamiento tan simple fue propuesto hace ya bastante tiempo con la finalidad de conseguir la restauración del nivel de señal TL que tenían los dosímetros antes de cada irradiación permitiendo así su reutilización ([121 Cam64], [47 Zim66]). Como es sabido cuando un tratamiento de regeneración es insuficiente, se produce un incremento continuo de la sensibilidad de los dosímetros [108 Muñ96]. Por el contrario si la temperatura es excesivamente alta, lo que sucede es que los dosímetros experimentan un decrecimiento continuo de sensibilidad. Esta última situación fue comprobada y verificada en una etapa de ajuste preliminar al experimento en sí. En nuestro experimento, a duración total del tratamiento, incluidas las fases de calentamiento hasta 400°C , la estabilización durante una hora a esa temperatura, y la fase de enfriamiento controlado hasta la temperatura ambiente es de noventa minutos. La temperatura es controlada estrictamente en todas las fases y mantenidas siempre dentro de un intervalo de $\pm 1^\circ\text{C}$.

Todas las irradiaciones fueron realizadas, con la valiosa asistencia del personal del Servicio de Radiofísica del Hospital Puerta de Hierro de Madrid, en la unidad de irradiación terapéutica de ⁶⁰Co modelo Theratron 780 AECL descrita ya la sección 5.3. La distancia fuente dosímetro (DFD) fue de 80 cm y se empleó un campo de dimensiones $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el plano de irradiación. Los dosímetros situaron en ese plano y a esa distancia insertados o bien en un minimaniquí de PMMA con forma de paralelepípedo bajo un espesor de $0.475 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$ (figura 6.1.1.1), o en un chasis circular en el interior de una cuba de agua a una profundidad de $5 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$. Esta última configuración fue la que se empleó en la calibración de los dosímetros en términos de dosis absorbida en agua frente a la referencia española en el nivel de Radioterapia [15 Bro95], que se compone de un conjunto de tres

cámaras de ionización modelo Shonka. La incertidumbre dada por el laboratorio de calibración en este proceso fue de 0.7% (1s). Los detalles de la calibración del sistema postal pueden consultarse en el apéndice B.

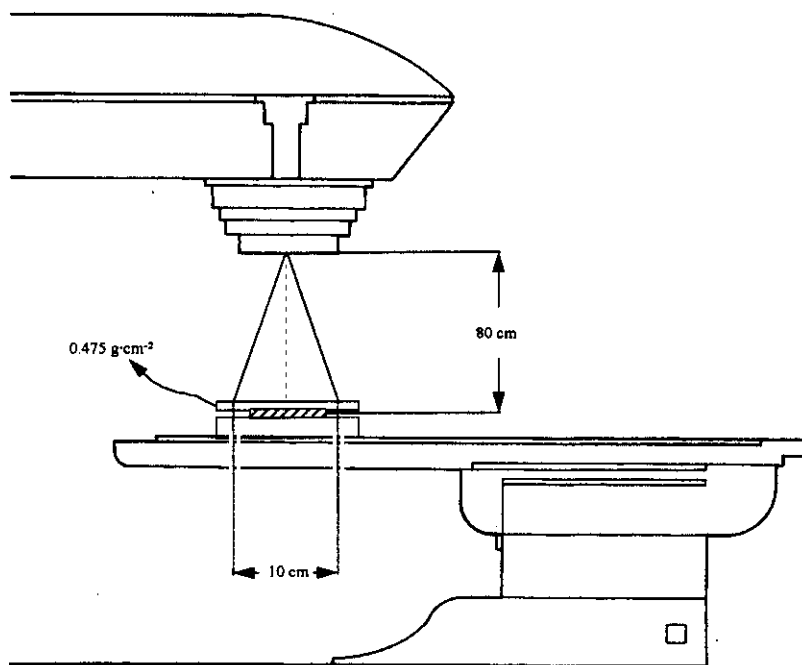


Figura 6.1.1.1. Disposición geométrica de los dosímetros en las irradiaciones en el Theratron 780 AECL.

Todas las curvas de termoluminiscencia obtenidas en el experimento fueron analizadas con el programa de análisis completo desarrollado en el CIEMAT [86 Góm89] y presentado en la sección 4.4.2, capaz de resolver una curva compleja de TLD-100 en sus picos individuales. Este programa ajusta los puntos experimentales haciendo uso de la expresión correspondiente a cinética de primer orden para un pico individual (fórmula 4.3.7).

La figura 6.1.1.2 muestra el tipo de resultados que se obtienen con este programa al analizar una curva correspondiente a la lectura de un dosímetro preparado con el tratamiento térmico y leído en las condiciones que acabamos de describir e irradiado a la dosis absorbida de 2 Gy.

Los datos de salida que proporciona el programa son las temperaturas e intensidades de los máximos de los picos, sus áreas y sus respectivos parámetros de atrapamiento, es decir, las energías de activación y los factores de frecuencia correspondientes.

El programa, también facilita la suma de las áreas de varios conjuntos de picos que configuran distintas zonas de interés dosimétrico o partes de la curva susceptibles de ser empleadas en la

conversión TL a dosis absorbida como discutiremos más adelante en la sección 6.4.2. La calidad del ajuste en cada curva viene caracterizada, como se dijo en la sección 4.4.2, por su factor de mérito (FOM, *Figure Of Merit*) [100 Bal77].

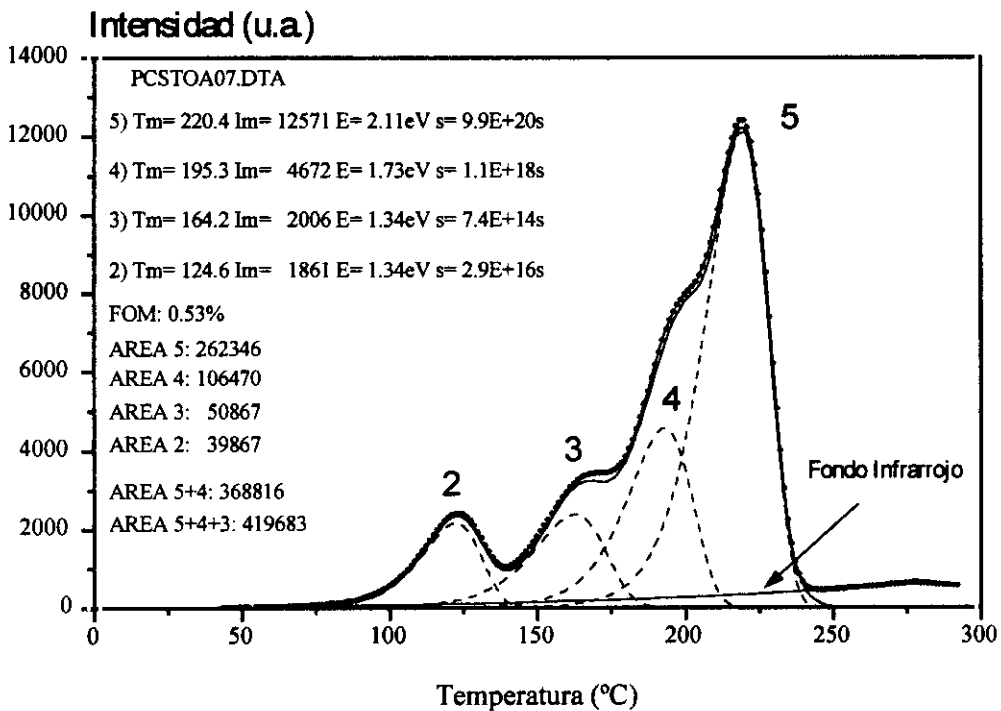


Figura 6.1.1.2. Análisis de una curva pronta de 2 Gy analizada con el programa de análisis completo en picos de primer orden de la sección 4.4.2. Aparecen las áreas e intensidades de los picos así como sus parámetros de atrapamiento o la calidad del ajuste. Se ha señalado la pequeñísima contribución infrarroja a la curva experimental. También aparece superpuesta una pequeña contribución perteneciente al flanco de baja temperatura del pico 6 [122 Pla83] que es despreciable y que de acuerdo a la expresión (4.3.7) tiene inicialmente, al igual que el fondo infrarrojo, un crecimiento exponencial. Ambas contribuciones son eliminadas de la curva por el análisis.

6.1.2. Factores de Corrección

Como ya se ha dicho en la sección precedente, el experimento se llevó a cabo utilizando varios grupos de cinco dosímetros que fueron empleados conjuntamente en cada una de las medidas. Cada detector dentro de su propio grupo se identificó a través de su sensibilidad individual respecto su grupo de dosímetros. Esto se hizo definiendo lo que se llama *factor de sensibilidad individual* f_i y que se expresa matemáticamente como

$$f_i = \frac{\bar{m}}{m_i} \quad (i=1..5) \quad (6.1.2.1)$$

donde \bar{m} es el valor medio de las medidas del grupo y m_i es el valor de la medida correspondiente al

i-ésimo dosímetro de ese mismo grupo. Los factores individuales de sensibilidad se obtuvieron en las primeras series de medidas del experimento y fueron empleados posteriormente en el resto de las medidas realizadas.

Para estimar y hacer la corrección por las posibles variaciones en la sensibilidad del propio lector durante el experimento, en todas series de lectura se intercalaron las correspondientes a un grupo especial de dosímetros destinado exclusivamente a la tarea de normalización. Dicho grupo, también formado por cinco dosímetros y que a partir de ahora recibirá el nombre de *grupo de control*, fue siempre irradiado a la dosis de 0.5 Gy. El tratamiento térmico de preparación empleado con el grupo de control fue idéntico al empleado con el resto de los grupos. En cada tanda de medidas, el valor medio de las lecturas del grupo de control sirvió para evaluar la sensibilidad del lector en ese momento. Operar de ese modo, nos permite referir todas las lecturas del experimento a la sensibilidad del lector en un momento determinado, caracterizado por una sensibilidad que se tomará como referencia para todas las demás medidas [123 Horo90c]. Para ello se definió el factor de corrección por la variación de la sensibilidad del lector, o simplemente *factor de lector* f_i , que matemáticamente se expresa como

$$f_i = \frac{\bar{m}_{c,0}}{\bar{m}_{c,t}} \quad (6.1.2.2)$$

donde $\bar{m}_{c,0}$ es el valor medio de las lecturas del grupo de control en la medida de referencia 0 y, $\bar{m}_{c,t}$ es el valor que se obtiene en una serie cualquiera de medidas efectuada en el tiempo t .

La determinación del factor de lector es muy importante por varios motivos. Por una parte, como sucede con todo factor de normalización, es multiplicativo por lo que esta corrección modificará el valor medio final de cada serie de lecturas: todas y cada una de las medidas directas van a ser corregidas por su correspondiente f_i . Por otra la finalidad de aplicar esta corrección es la de reducir al máximo el error sistemático causado por la falta de estabilidad del lector haciendo que en las medidas queden presentes únicamente aquellas desviaciones atribuibles a errores en la irradiación o al deterioro por el uso de los propios dosímetros. Este procedimiento es extremadamente útil, especialmente si no se dispone de instrumentos de lectura que sean tan estables como el empleado en este experimento.

A pesar de la buena estabilidad del lector empleado, con todos los f_i que se obtuvieron a lo largo de

todo este experimento, se confeccionó una sucesión en la que se observa una ligerísima tendencia creciente, siendo un indicativo de que el lector iba perdiendo sensibilidad de modo continuo conforme avanzaba el experimento y se incrementaba el número de medidas realizadas. De cualquier modo, esta tendencia se pudo cuantificar en, a lo sumo, unas pocas partes por mil de una medida a la siguiente.

En definitiva, como resultado de la aplicación de los f_i correspondientes a cada una de las medidas realizadas en el experimento, quedaron corregidas por las variaciones en la sensibilidad del lector y traducidas a una sensibilidad fija, obtenida de una medida única de referencia.

6.1.3. Medidas Prontas y Retardadas

Los resultados del experimento que se va a describir a continuación, están avalados por un gran número de medidas, más de tres mil, dada la determinación de sustentar las conclusiones de este trabajo con un gran soporte estadístico. El experimento discurrió por dos grandes etapas. En la primera se evaluó cuantitativamente la reproducibilidad global del sistema de medida, y se determinó la función de respuesta TL de los dosímetros con la dosis en el rango situado entre 0.5 y 4 Gy, prestando especial atención a la franja situada entre 1.5 y 2.5 Gy centrada en 2 Gy que es, como se ha dicho, la dosis de referencia en Dosimetría Postal. En esta etapa todas las medidas realizadas fueron *prontas*, lo que significa que se realizaron sin mediar importantes intervalos de tiempo, a lo sumo unas pocas horas, entre el tratamiento térmico de preparación de los dosímetros, su irradiación y su lectura.

En la segunda etapa, siguiendo estrictamente el modo de operación de un sistema postal real, el tipo de medidas que se realizaron fueron *retardadas* ya que, al contrario que en las de la primera etapa, mediaron intervalos de tiempo significativos, concretamente entre una y ocho semanas, entre la preparación, irradiación y la lectura de los dosímetros. Para llevar a cabo esta etapa, los dosímetros fueron almacenados en una sala en la que la temperatura se controlaba y fijaba en 22°C únicamente en las horas de trabajo. Durante la noche, la temperatura de la sala caía por debajo de 15°C en invierno y permanecía alrededor de 28°C durante el verano. Naturalmente hubiera sido posible elegir y fijar unas condiciones en las que la temperatura de la sala permaneciera constante en todo momento, sin embargo, no se optó por esta última opción para que el experimento adquiriera un carácter lo más realista posible, lejos de las controladas condiciones de un laboratorio. Fruto de esta

etapa del experimento y de acuerdo con las conclusiones de trabajos anteriores ([89 Del90b], [92 Del91] y [93 Del92b]), surgió la necesidad de introducir un nuevo factor de corrección que compensara los cambios de sensibilidad que experimentan los dosímetros al mediar esos intervalos de tiempo en las medidas retardadas. En consecuencia se introdujo el factor f_s , *factor de corrección por los cambios de sensibilidad en medidas retardadas*, que será definido y justificado más adelante en la sección 6.5 a la luz de los resultados experimentales obtenidos.

6.2 REPETIBILIDAD A LA DOSIS DE REFERENCIA DE 2Gy

Una vez ajustadas las condiciones de trabajo se inició la primera fase del experimento y se comenzó de modo sistemático el estudio de la reproducibilidad de los factores de sensibilidad, f_i , y la de la señal TL de los dosímetros a la dosis de referencia con este procedimiento de análisis y medida.

Para ello, primeramente se realizaron experimentos consistentes en series de diez medidas sucesivas a 0.5 Gy, con los subgrupos de cinco dosímetros formados en la fase preliminar del experimento. La figura 6.2.1 muestra los resultados de uno de estos grupos y la reproducibilidad de los f_i . En el caso representado en esta figura, el grupo se formó eligiendo aquellos dosímetros que mostraron mayores diferencias de respuesta TL en la fase preliminar con la única finalidad de analizar la situación correspondiente al caso más desfavorable.

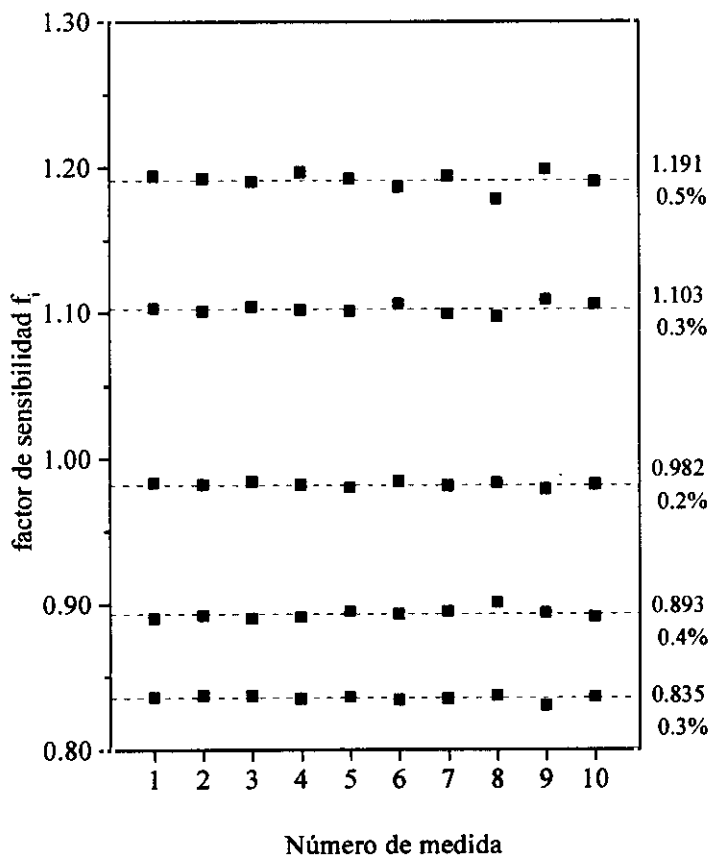


Figura 6.2.1. Estabilidad de los factores de sensibilidad individuales en medidas de reproducibilidad a 0.5 Gy. A la derecha aparece la desviación típica relativa muestras en porcentaje

En la figura, se ha representado el factor de sensibilidad f_i de cada detector ($i=1...5$), junto al valor medio y la desviación típica relativa muestral en tanto por ciento en el conjunto de las diez medidas. Puede observarse que la excelente estabilidad de los factores de sensibilidad, siempre dentro de 0.5%, contrasta con la respuesta TL tan diferente que tienen los dosímetros que conforman el grupo. Concretamente, hay una diferencia del 43% entre el de mayor y menor sensibilidad. A diferencia de este conjunto en particular, los dosímetros del resto de los subgrupos tenían una respuesta TL mucho más homogénea que el representado en la figura. Sin embargo, en lo que respecta a la estabilidad de los f_i , estos resultados constituyen una muestra representativa de lo observado con los demás subgrupos del experimento.

La conclusión de esta parte del experimento es que el factor de sensibilidad f_i es muy estable independientemente de la respuesta individual de cada dosímetro y puede perfectamente ser usado para corregirla y referirla al valor medio del grupo del que forma parte. Consecuentemente las medidas directas realizadas en todas las fases del experimento, son inmediatamente corregidas por estos factores y su influencia en la incertidumbre combinada asociada al sistema Postal que se va a proponer, como se verá más adelante, tomada en cuenta.

El paso siguiente fue la comprobación de la estabilidad de la señal TL en medidas de reproducibilidad al nivel de dosis de referencia. Para ello, se realizó una serie de experimentos consistentes en series de diez medidas consecutivas a 2Gy usando los subgrupos de cinco dosímetros formados al principio.

En la figura 6.2.2 se ha representado uno de estos experimentos de reproducibilidad. Los puntos de la figura son los valores medios de grupo obtenidos después de cada irradiación. Obviamente, para eliminar la influencia en las medidas de las derivas del lector y aislar exclusivamente los efectos reales sobre los dosímetros, todos los valores que aparecen están corregidos por los f_i o factor de estabilidad del lector.

Para apreciar los resultados de forma más clara, se han representado los datos normalizados al valor medio de las diez medidas de la serie, flanqueadas por dos líneas discontinuas que delimitan una franja de anchura $\pm 1\%$ alrededor este valor. Si se analizan estos resultados con mayor detenimiento, se observa que realmente están agrupados en una franja más estrecha, de anchura $\pm 0.4\%$.

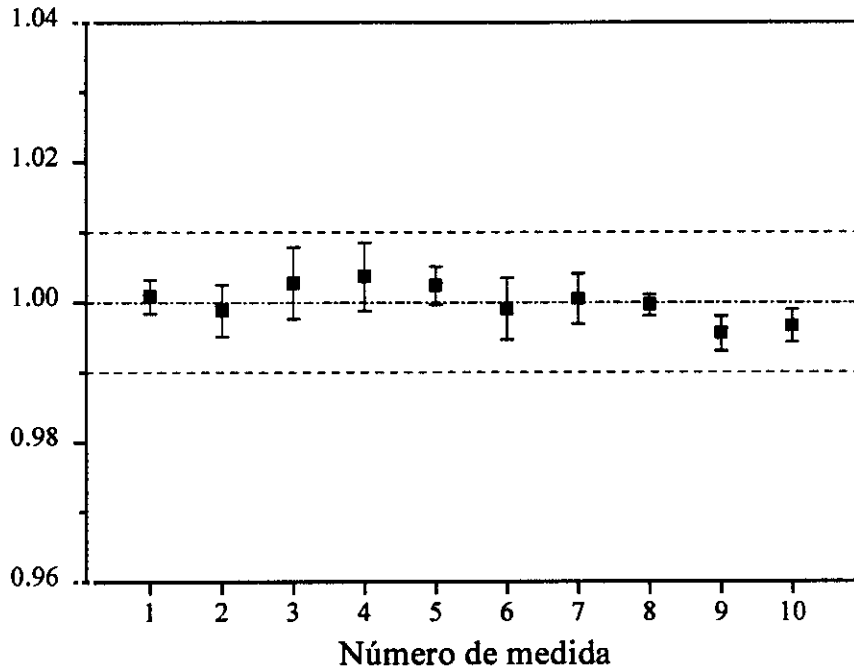


Figura 6.2.2. Reproducibilidad obtenida ordinariamente en diez medidas consecutivas a la dosis de referencia de Dosimetría Postal, 2Gy, con uno de los subgrupos de cinco dosímetros. Cada punto representado es el valor medio que se obtiene cada irradiación y las barras de error son dos veces la desviación típica de este valor medio. Por claridad los datos se han representado relativos al valor medio de las diez medidas efectuadas en el experimento y flanqueados por una banda de anchura $\pm 1\%$ de ese valor.

Las barras de error que aparecen en el gráfico corresponden a dos desviaciones típicas sobre el valor medio de grupo, una vez hecha la corrección por los f_i . La amplitud de las barras de error nunca superó el 0.4 % y en la mayor parte de los casos estuvo por debajo del 0.25 %. Como ya se ha dicho, en este experimento en particular, la corrección por f_i no mejora excesivamente la figura 6.2.2 debido a la excelente estabilidad del lector empleado. Sin embargo, no siempre se puede garantizar que se disponga de un equipo tan estable. En ese caso, la corrección por derivas del lector es fundamental. No hay que olvidar que, mientras que la corrección por los factores f_i no modifica significativamente el valor medio del grupo (a lo sumo en unas partes por mil), la corrección por f_i si lo hace, pudiendo significar en muchos casos una modificación significativa en la asignación final de la dosis.

La buena estabilidad que se alcanza, como muestra claramente la figura 6.2.2, confirma tanto la idoneidad del tratamiento térmico empleado para recuperar la sensibilidad de los detectores

y como la del esquema general de trabajo. No se dan los incrementos de sensibilidad típicos cuando el tratamiento térmico aplicado es insuficiente ni aparecen las pérdidas de sensibilidad provocadas por tratamientos en los que la temperatura es excesiva ($>440^{\circ}\text{C}$) ([109 Hor90a] y [110 Hor90b]). Ambas situaciones fueron tenidas en cuenta y estudiadas en la fase preliminar variando tanto la temperatura como el tiempo de preparación para varios de los subgrupos, manteniendo invariable el tratamiento para el grupo de control.

Los resultados de estos experimentos confirmaron definitivamente que un tratamiento simple y relativamente corto de sólo una hora a 400°C seguido de un enfriamiento reproducible es suficiente para restablecer de modo adecuado la sensibilidad de los dosímetros en el rango de dosis de Dosimetría Postal.

6.3 RESPUESTA TL CON LA DOSIS EN EL RANGO 0.5-4Gy

Una vez garantizada la repetibilidad del proceso de medida en el nivel de la dosis de referencia, el siguiente paso a dar en la fase de medidas prontas fue el estudio de la dependencia de la respuesta TL de los dosímetros con la dosis absorbida en agua, magnitud en la que se va a realizar todo este estudio. Concretamente, se estudió con especial interés el rango centrado a ese nivel (1.5-2.5 Gy) y uno algo más extendido (0.5-4 Gy). En las figuras 6.3.1 y 6.3.2 se presentan los resultados de dos de estos experimentos realizados para cada uno de estos rangos. Los datos que aparecen en la figura, se obtuvieron con uno de los subgrupos de cinco dosímetros formados para el experimento. La separación temporal entre ambos conjuntos de medidas fue bastante grande, la primera de ellas se realizó en las primeras etapas del experimento, concretamente justo después del estudio de reproducibilidad mostrado en la figura 6.2.2 y, el segundo constituyó la última tanda de medidas que se realizaron en todo el experimento. Debido a ello, los dosímetros empleados soportaron entretanto un gran número de ciclos de medida de diversa índole, siendo casi siempre irradiados a 2 Gy.

En la figura 6.3.1 en realidad se ha representado la relación $TL \cdot Gy^{-1}$ en función del nivel de dosis absorbida en Gy con la finalidad de reflejar esta dependencia con la dosis de un modo más explícito que en las representaciones habituales en las que aparece únicamente la respuesta TL en función de la dosis absorbida. Las barras de error son, de nuevo, dos veces la desviación típica del valor medio del grupo para cada valor de dosis. En gráfica se observa por una parte, que a pesar de haber mediado un gran número de medidas entre los dos ensayos que se han representado, los resultados son prácticamente coincidentes. Además, se aprecia cierto grado supralinealidad en la respuesta TL con la dosis. Basta sólo con observar que se obtiene de modo sistemático un mayor valor $TL \cdot Gy^{-1}$ a 4 Gy que a 0.5 Gy. Si no existiera tal supralinealidad este valor sería constante e independiente del valor de dosis y la curva de la figura, una recta horizontal.

Los valores obtenidos en el experimento, pueden ser adecuadamente ajustados por una expresión cuadrática del tipo:

$$Dosis(Gy) = A + B \cdot TL + C \cdot TL^2$$

en la que el coeficiente C da cuenta de la supralinealidad que se observa experimentalmente. Es

necesario hacer notar que en todos los experimentos de este tipo, C resultó ser siempre negativo y muy pequeño como muestra la figura para los dos ensayos que se han representado. También es destacable la bondad de los ajustes, puesta de manifiesto por el excelente valor del coeficiente de correlación de la regresión ($r=0.99999$) y el bajo valor del χ^2 . Finalmente, la línea discontinua trazada en la figura 6.3.1 corresponde precisamente al valor $TL \cdot Gy^{-1}$ frente a la dosis absorbida según se deduce de la expresión cuadrática que se ha ajustado.

La figura en sí misma, es una expresión del excelente acuerdo entre la función obtenida en el ajuste y los puntos que se obtienen experimentalmente. Un acuerdo muy similar ha sido observado sistemáticamente con todos los grupos que han intervenido en el experimento asegurando la validez de la expresión cuadrática obtenida para ser empleada en la conversión de los datos TL en dosis absorbida. Este hecho elimina la necesidad de aplicar las correcciones por supralinealidad que han sido propuestas por otros autores [124 Mos93].

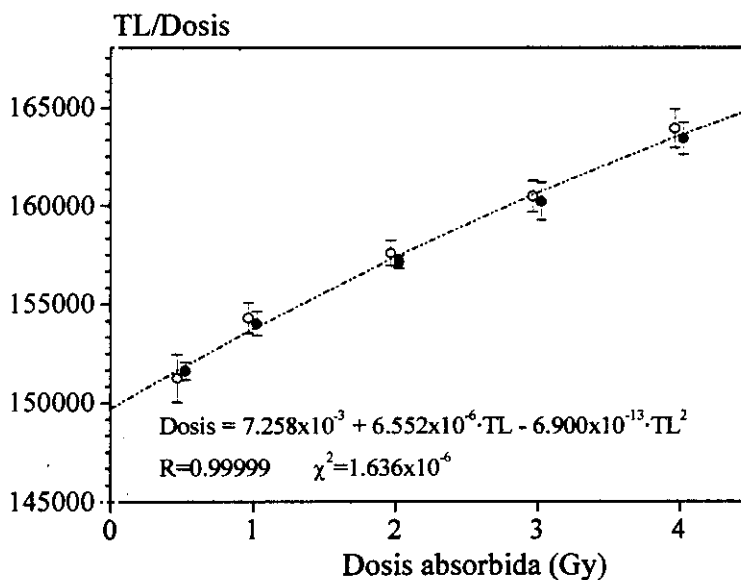


Figura 6.3.1. Dependencia de la TL por unidad de dosis absorbida frente a la dosis absorbida en el rango 0.5-4 Gy. Se observa un comportamiento ligeramente supralineal. El mejor ajuste precisa de añadir un término cuadrático en la regresión.

Otro aspecto analizado en esta parte del trabajo guarda relación con el diferente grado de supralinealidad observado por algunos autores ([124 Mos93], [125 Sto84] y [126 Sto85]) en diferentes dosímetros de TLD-100. Para aclarar definitivamente esta cuestión, se realizó un experimento que consistió en la comparación de los factores de sensibilidad individuales a 0.5 y

4 Gy de todos los dosímetros empleados en este trabajo, con el objetivo de detectar la existencia de algún indicio en ese sentido dentro de este amplio y heterogéneo conjunto.

Obviamente, una supralinealidad diferente entre dosímetros haría que los factores de sensibilidad individual dependieran del nivel de dosis. Sin embargo, los resultados obtenidos en este estudio indican que, al menos dentro del rango de dosis del experimento (0.5 - 4 Gy) y para un conjunto relativamente grande y variado de dosímetros, no se aprecia señal alguna que indique una supralinealidad diferente. En definitiva, todos los dosímetros se comportaron homogéneamente, siempre dentro de las incertidumbres propias del sistema de medida. Hay que volver a hacer hincapié que, si bien es cierto que se empleó un número muy limitado de dosímetros, si se tiene en cuenta que procedían de tandas muy diferentes adquiridas a lo largo de los últimos quince años puede considerarse a este conjunto como una muestra suficientemente representativa.

Si se hace un estudio idéntico al que se ha representado en la figura 6.3.1 en la región restringida entorno 2 Gy (1.5 - 2.5 Gy), se observa que la respuesta TL a la dosis absorbida es prácticamente lineal. En ese caso, como muestra la figura 6.3.2, el factor $TL \cdot Gy^{-1}$ es aproximadamente constante.

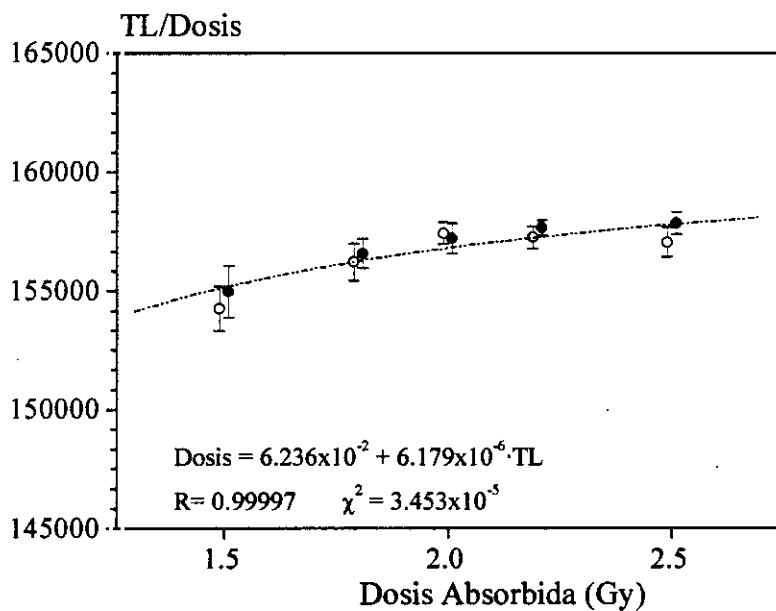


Figura 6.3.2. Dependencia de la TL por unidad de dosis absorbida frente a la dosis absorbida en el rango 1.5-2.5 Gy. Se observa que supralinealidad suficientemente leve como para poderse considerar suficiente hacer un ajuste lineal en este caso.

Al igual que en la figura 6.3.1, la línea discontinua representa el valor $TL \cdot Gy^{-1}$ ajustado para cada valor de dosis absorbida. Debe señalarse que en este caso lo que se ha dibujado no es exactamente la expresión lineal que aparece en la parte inferior de la figura, sino una función deducida a partir de ella, que representa TL por unidad de dosis ($TL \cdot Gy^{-1}$) en función de la dosis absorbida. Nuevamente es de destacar el buen acuerdo que existe entre la curva calculada y los datos obtenidos experimentalmente. Por otra parte se observa que el valor $TL \cdot Gy^{-1}$ que aparece en la figura no es perfectamente constante tampoco en este rango de dosis. A este comportamiento se debe el que la ordenada en el origen que obtiene en el ajuste lineal no sea despreciable. Este efecto probablemente está causado por un ligero comportamiento supralineal también en este rango. En definitiva, ya sea a través de la expresión cuadrática obtenida en el rango que va de 0.5 a 4 Gy ó por medio de la expresión lineal de la zona restringida entre 1.5 y 2.5 Gy pueden hacerse con estimaciones de dosis con bastante precisión en la región próxima a la dosis de referencia en dosimetría postal.

Puede hacerse la consideración de que es muy poco probable que en los ejercicios reales de un control postal se produzcan desviaciones de la dosis de referencia tan fuertes que hagan salir al valor calculado fuera de la zona restringida (1.5-2.5 Gy). En concreto resulta bastante prudente asumir que, incluso en los casos más desfavorables, éste no se salga de una franja de anchura $\pm 10\%$ alrededor de ese valor. En ese caso, la expresión lineal obtenida producirá estimaciones de dosis suficientemente buenas.

Los resultados que aparecen representados en las figuras 6.3.1 y 6.3.2 han sido obtenidos empleando una zona de integración sobre la curva de termoluminiscencia que incluye únicamente la suma de las áreas de los picos 4 y 5. Debe señalarse que, para las medidas prontas, se obtienen unos resultados muy parecidos si se añade también el área del pico 3. Por el contrario, si la región de interés dosimétrico se compone exclusivamente del área del pico 5, los resultados de esas medidas empeoran notablemente. Concretamente, tanto la dispersión asociada a los f_i como a la reproducibilidad de las medidas a 2 Gy aumentan su valor hasta duplicar los que aparecen respectivamente en las figuras 6.2.1 y 6.2.2, pasando de valores inferiores al 0.5 % a valores del orden del 1 %. La causa se encuentra en la dificultad de separar adecuadamente unos picos tan solapados, como son el 4 y el 5 del TLD-100, a pesar del uso en la lectura de una tasa de calentamiento moderadamente lenta como es la de $3^\circ C \cdot s^{-1}$. De hecho no es muy extraño que se produzcan ajustes en los que se obtienen valores

anormalmente altos para el área del pico 4 junto a valores excesivamente bajos para el área del pico 5, claramente artefactos producidos por el programa de análisis. Esto justifica la conveniencia de tomar la suma de áreas ambos picos como región de interés dosimétrico ya que de ese modo se consigue alcanzar cierta compensación. Por tanto parece claro que la elección del área del pico 5 aislado como RID no es suficientemente buena si se pretende conseguir una dosimetría de alta precisión.

La situación empeora aún más si se sigue el criterio, empleado habitualmente en sistemas convencionales de dosimetría, de elegir siempre una zona de integración fija como región de interés dosimétrico. Se han analizado de nuevo las curvas que dieron lugar a la figura 6.2.1 adoptando este criterio y encontrándose que la dispersión de los factores de sensibilidad individual, pasa de estar entre el 0.2 y el 0.5% a valores comprendidos entre el 0.4 y el 1.5 %. Un resultado semejante se observa en lo que respecta a la reproducibilidad a 2 Gy que se ha representado en figura 6.2.2. Analizando las curvas de ese modo, los puntos representados en esa figura pasan a quedar dispersados dentro de una banda mayor, de anchura ± 1.2 %, alrededor del valor medio del grupo con unas barras de error, también notablemente mayores, que ahora oscilan entre el 0.4 % y 1.2 %.

La causa de este empeoramiento de los resultados es atribuible al hecho comprobado experimentalmente, de que las curvas se desplazan respecto al perfil nominal de calentamiento debido probablemente a irreproducibilidades inevitables en el contacto real entre el dosímetro y la plancheta de calentamiento. Debido a este problema experimental, no puede ser un buen criterio el que selecciona una región fija de integración respecto al perfil nominal de calentamiento ya que es completamente insensible a esos desplazamientos de la curva. Sin embargo, como vimos en la sección 4.4 los métodos numéricos de análisis se adaptan, a través de la forma de la curva, al perfil real de calentamiento seguido por el dosímetro.

Los desplazamientos del perfil nominal de calentamiento durante las lecturas suelen ir en la dirección de temperaturas de plancheta más elevadas. Al analizar las curvas asumiendo el perfil nominal de calentamiento se observa que la existencia de esos desplazamientos afecta de modo desigual a los parámetros de atrapamiento que se obtienen. Concretamente, mientras que las áreas de los picos prácticamente no se ven alteradas, las energías de activación muestran una gran sensibilidad. Por poner un ejemplo, si el pico 5 se ajusta a una temperatura mayor de

aquella en la que debiera aparecer, la energía de activación que se obtiene tenderá a ser inferior a la que corresponde, 2.1 eV. Este aspecto es de extremada utilidad pues permite emplear los parámetros de atrapamiento obtenidos en el ajuste de las curvas al control de calidad del proceso de medida aumentando el grado de confianza en los resultados. Este mecanismo de control, permite la detección de errores durante la lectura de los dosímetros que podrían dar lugar a medidas erráticas, que pasarían desapercibidas con los procedimientos habituales.

6.4 ESTABILIDAD DE LA RESPUESTA DEL TLD-100 A TEMPERATURA AMBIENTE: MEDIDAS RETARDADAS.

6.4.1 Procesos que afectan a la estabilidad de respuesta.

Como se dijo en la sección 5.1, una de las cualidades más importantes que se debe exigir a un material termoluminiscente que vaya a ser empleado en dosimetría de radiaciones, es que presente una buena estabilidad de la información dosimétrica en condiciones ambientales de temperatura. Esta cualidad, que es especialmente importante dosimetría ambiental debido a que los dosímetros en la fase de exposición pueden tener que soportar regímenes de temperaturas incontrolables, es también muy importante para la Dosimetría Postal en Radioterapia ya que, debido a las fuertes exigencias en cuanto a precisión y exactitud, es necesario que la información dosimétrica registrada no sufra alteraciones incontroladas de su estabilidad durante el tiempo que pueda transcurrir en las diferentes etapas del proceso de medida, con los dosímetros viajando entre el laboratorio director de la Intercomparación postal, y el centro médico participante.

El estudio de las variaciones de respuesta con la temperatura y el tiempo de exposición de los materiales termoluminiscentes, ha sido una cuestión de particular interés que ha merecido un intensivo y continuado estudio prácticamente desde que se comenzó a utilizar esta técnica en la medida de dosis de radiación, hasta la actualidad. Haciendo balance de los trabajos publicados en este tema, el material que con diferencia ha sido estudiado más a fondo es el LiF:Mg,Ti (TLD-100). La interpretación convencionalmente aceptada para los procesos que originan los cambios de respuesta en este material, es la que afirma que se produce “una pérdida no intencional de la información dosimétrica latente llamada *fading* o desvanecimiento” [127 Bus81]. En este sentido, recordando lo que se dijo en la descripción fenomenológica del proceso termoluminiscente de la sección 4.1, la información dosimétrica se almacena en el dosímetro en forma de cargas que, tras ser liberadas como resultado de la absorción de energía procedente del campo de radiación al que está expuesto, quedan posteriormente ligadas a los niveles permitidos o trampas existentes en la banda prohibida, generados por las impurezas con las que intencionalmente se ha dopado al material matriz. Entonces según la interpretación convencional el único proceso responsable de los cambios de respuesta sería el *desatrapamiento espontáneo* y no intencional de cargas que fueron atrapadas tras la irradiación dando lugar a una pérdida irreversible de información dosimétrica. No se considera la posibilidad de cualquier otro proceso físico que

podiera alterar o modificar la estabilidad de los propios centros de atrapamiento, que se consideran pues perfectamente estables y ligados a la estructura inalterable del propio material dosimétrico.

Si fuera cierto que el desatrapamiento es el único proceso operativo, no sería muy difícil hacer una estimación casi perfecta de la corrección por “*fading*” que habría que aplicar para hacer una estimación de la dosis muy precisa y libre de los cambios de respuesta que se han mencionado. Consideremos un pico de primer orden, por ejemplo el pico 5 del TLD-100 [81 Del86], entonces con ayuda del método de análisis completo asistido por ordenador descrito en la sección 4.4 se puede obtener una buena estimación del factor de frecuencia, s , y la energía de activación, E , parámetros ambos que gobiernan la estabilidad térmica del centro de atrapamiento y por ende de las cargas atrapadas en el mismo. Con estos datos, simplemente utilizando la ley de Arrhenius se calcularía fácilmente la vida media de las cargas atrapadas en función de la temperatura de almacenamiento, $\tau = s^{-1} \cdot \exp\{E/k_B \cdot T\}$. Sin embargo, como se comprueba experimentalmente, la evolución del pico 5 del TLD-100 en concreto no sigue una ley tan sencilla y claramente se observa que el comportamiento real es mucho más complejo como muestra la figura 6.4.1.1 que indica la acción de un proceso más complicado que el mero “*desatrapamiento*” de portadores de carga.

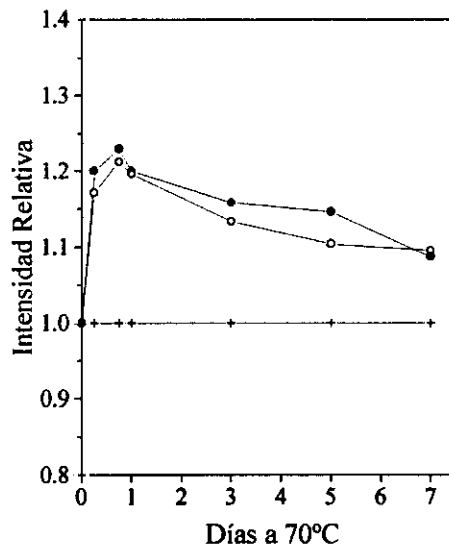


Figura 6.4.1.1. Evolución a 70°C del pico 5 del TLD-100 observada experimentalmente en dosímetros irradiados (círculos llenos) y sin irradiar (círculos vacíos). Se ha añadido, representado con cruces, la evolución que se predice si sólo se considera el desatrapamiento espontáneo de portadores de carga utilizando la ley de Arrhenius $\tau = s^{-1} \cdot \exp\{E/k_B \cdot T\}$ con los parámetros de atrapamiento aceptados para este pico ($E=2.17$; $s=4.0 \times 10^{21}$; $T_m=210^\circ\text{C}$ [128 McKe80]). Adaptada de [93 Del92b]

Como se observa en la figura con las predicciones de la ley de Arrhenius y los valores para sus parámetros de atrapamiento, el pico 5 del TLD-100 es perfectamente estable a 70°C durante siete días, mientras que los resultados experimentales muestran cambios de alrededor del 20%, y además independientemente de si los dosímetros estaban o no irradiados durante el tiempo a 70 °C y paradójicamente aumentando la respuesta respecto de la inicial, ésto es, mostrando algo así como un “*antifading*”. Todo esto obviamente no es compatible con una interpretación exclusivamente basada en la pérdida espontánea de cargas atrapadas.

De hecho, la imagen de trampas estables y efectos que se producen exclusivamente sobre los portadores de carga atrapados, fue puesta en tela de juicio hace ya bastante tiempo a la luz de algunos resultados experimentales bastante claros. En efecto, para el TLD-100 ya hace bastante tiempo que se publicaron trabajos sugiriendo que eran las propias trampas los agentes causantes de los cambios de respuesta en TLD-100 relegando a un papel marginal la liberación espontánea de portadores de carga atrapados, responsable a lo sumo de los cambios que experimentan los picos de baja temperatura que como se sabe carecen de interés práctico en dosimetría ([49 Boo72], [129 Joh74] y [130 Jul84]). Sin embargo estos trabajos fueron sistemáticamente ignorados por la mayoría de los dosimetristas acostumbrados y acomodados a la interpretación del “*fading*” hasta que estas ideas originales fueron finalmente respaldadas y confirmadas en durante los últimos años con la ayuda de las técnicas de análisis numérico asistidas por ordenador aplicadas a curvas complejas de termoluminiscencia.

Concretamente para el LiF:Mg,Ti (TLD-100), en una serie de trabajos realizados por nuestro grupo de investigación ([89 Del90b], [92 Del91], [93 Del92b] y [94 Del93a]), mediante una caracterización muy minuciosa de la evolución individual de cada uno de sus picos en función de la temperatura/tiempo de almacenamiento, se ha demostrado ya sin ambigüedades que en todo el rango ambiental de temperaturas, los cambios en la respuesta TL son debidos a procesos que actúan sobre el sistema de trampas, *cambios de sensibilidad*, más que sobre las cargas atrapadas, “*fading*”. Las propuestas del grupo del CIEMAT generaron una cierta controversia no tanto sobre su validez sino sobre las implicaciones sobre la dosimetría.

Recientemente [79 Hor95] se ha hecho notar las dificultades para llegar a una terminología clara para definir el impacto atribuible cada tipo de proceso, *fading* o cambios de sensibilidad, de acuerdo al momento en el que se produce la irradiación del dosímetro respecto al periodo

de almacenamiento, o lo que es lo mismo, al grado de llenado de las trampas. En concreto, Horowitz propone reservar el nombre de “*fading*” para los cambios de la señal TL por unidad de dosis, sea aumento o disminución, que se producen en dosímetros tras ser irradiados atribuible, bien sea al escape espontáneo de cargas atrapadas de sus trampas, y/o a la interacción entre trampas ocupadas (*trampas llenas*). Del mismo modo propone reservar el término *cambios de sensibilidad* a los cambios de respuesta debidos a las interacciones que se producen entre trampas que todavía no han capturado carga, ésto es, en dosímetros sin irradiar (*trampas vacías*). No obstante como él mismo se ocupa de recalcar, esta definición está lejos de ser perfecta y en las situaciones reales se producen ambos tipos de mecanismos de manera indistinguible pudiendo darse, por ejemplo, interacciones de trampas llenas con trampas vacías conduciendo a cambios de *sensibilidad/fading*.

Desde el punto de vista del presente trabajo y de la aplicación del TLD-100 a la Dosimetría Postal en radioterapia es preferible obviar estas distinciones un tanto semánticas simplificando tales apelativos y en lo que sigue emplearemos el término *cambios de sensibilidad* englobando a cualquier proceso que afecte al sistema de trampas, llenas o vacías. Asimismo asignaremos a la palabra “*fading*” su significado clásico de liberación espontánea de los portadores de carga atrapados.

6.4.2 Descripción del Experimento.

Como se ha dicho ya en varias ocasiones, en Dosimetría Postal los habitualmente largos intervalos que median entre la preparación de los dosímetros en el laboratorio director y su irradiación en el centro médico participante, sumado al que transcurre desde dicha irradiación a su recepción de nuevo en el laboratorio director para la lectura y evaluación final, hacen que las medidas que se obtienen puedan estar afectadas por ambos tipos de procesos, “*fading*” y cambios de sensibilidad. Mientras en el viaje de ida (antes de irradiar) los dosímetros estarán expuestos tan solo a cambios de sensibilidad que se producen cuando las trampas no están ocupadas, en el de vuelta tras la irradiación en el centro médico controlado, podrán estar expuestos a los cambios de sensibilidad que pudieran sufrir las trampas ocupadas además del posible “*fading*” de las cargas atrapadas.

Como punto de partida en esta fase del experimento se adoptó una metodología similar a la

seguida por nuestro grupo de investigación en trabajos anteriores y que fue utilizada con éxito en dosimetría ambiental ([89 Del90b], [92 Del91] y [93 Del92b]). De esos trabajos merece la pena que sea destacado el método que se ideó para estimar la dosis en el que el factor de calibración de los dosímetros se calcula de acuerdo a la sensibilidad final que tienen al concluir el almacenamiento, procedimiento que ha demostrado ser independiente de las fluctuaciones en la temperatura a la que hayan estado sometidos durante ese intervalo de almacenamiento ([92 Del91] y [93 Del92b]). De ese modo, en el presente trabajo la cuestión se reducía a tratar de encontrar la forma de adaptar esas ideas y métodos que tan buenos resultados habían dado en dosimetría ambiental a las condiciones y circunstancias propias de la Dosimetría Postal en Radioterapia.

Con ese objetivo, se llevó a cabo un experimento similar a los que se desarrollaron en esos trabajos, en el que se estudiaron las variaciones de respuesta de los dosímetros en los diferentes pasos del ciclo de medida. Para ello se almacenaron varios conjuntos de dosímetros a temperaturas en el rango ambiental en periodos de tiempo comprendidos entre una y ocho semanas de duración. Cada conjunto empleado estuvo formado por quince dosímetros subdivididos en tres grupos de cinco. De los tres grupos el primero y el tercero se irradiaban a la dosis de referencia de 2 Gy al principio y al final de almacenamiento respectivamente. El segundo se irradiaba también a 2 Gy pero en un punto cercano a la mitad de ese periodo. En cada medida, los tres grupos de cada conjunto se almacenaron siempre juntos en el mismo maniquí y, una vez cumplido el tiempo total de almacenamiento estipulado, se leían en una sola tanda sin solución de continuidad, obteniendo lo que denominamos "*medidas retardadas*". Para evaluar directamente la magnitud de los cambios de sensibilidad de los tres regímenes, tras la lectura de los dosímetros se les daba a todos el mismo tratamiento térmico de regeneración de siempre (1h a 400°C), se les irradiaba de nuevo a la dosis de referencia y se les leía en las mismas condiciones ($3^{\circ}\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$), pero esta vez, en un plazo no superior a unas pocas horas desde la irradiación, obteniendo así el grupo de medidas al que designaremos como "*medidas prontas*" o de referencia. Trabajando de este modo, tras realizar cada medida retardada se obtenía a continuación una medida pronta de cada grupo, la comparación de las medidas de ambos grupos permitía evaluar cuantitativa y cualitativamente los cambios de respuesta producidos durante el almacenamiento.

De los tres grupos de dosímetros, el segundo seguía el mismo ciclo de medida que se da en

Dosimetría Postal, y se irradiaba a la dosis de referencia, 2Gy, más o menos transcurrida la mitad del tiempo de almacenamiento en cada periodo estudiado. A este grupo se lo denominó grupo *M*. Al primer grupo, formado por los dosímetros que se almacenan justo después de haber recibido esa misma dosis, se lo denominó grupo *SA* (del inglés “*Storage After irradiation*”). Al tercer grupo en el que los dosímetros se almacenan antes de su irradiación, que se efectúa justo al final del intervalo almacenamiento e inmediatamente antes de la lectura, se lo denominó grupo *SB* (del inglés “*Storage Before irradiation*”). De ese modo los cambios de respuesta del grupo *M* son debidos en la primera parte del almacenamiento a los cambios de sensibilidad originados por la interacción entre trampas vacías, y en la segunda parte, tras la irradiación, las variaciones de respuesta son debidas a cambios de sensibilidad que pueden ser atribuidas ya a interacciones entre trampas llenas y vacías pero también a posibles pérdidas de portadores de carga atrapados o “*fading*”.

Como puede fácilmente deducirse el grupo *M*, el grupo de máximo interés en Dosimetría Postal, puede en principio estar afectado por variaciones de respuesta atribuibles a todas las modalidades posibles de procesos. Por esa razón, y con el objetivo de estudiar paralela y comparativamente la evolución en los dos casos extremos se incluyeron los grupos *SA* y *SB*. En concreto, las variaciones de respuesta en los dosímetros del grupo *SA* al haber sido almacenados después de irradiarlos, podrán ser debidos a cambios de sensibilidad por interacciones entre trampas llenas entre si o con trampas vacías y a pérdidas de carga por “*fading*”. Las del grupo *SB* sin embargo debido a que los dosímetros en este caso se irradian al concluir el tiempo de almacenamiento, sólo podrán experimentar variaciones de respuesta debidos a los cambios de sensibilidad por interacción de las trampas vacías, pero en absoluto por *fading* ya que no hay cargas atrapadas durante el almacenamiento.

Las figuras 6.4.2.1 y 6.4.2.2 muestran algunos resultados obtenidos en este experimento expresados por medio del cociente de las áreas de la medida retardada de cada grupo (*SA*, *M* y *SB*) y sus respectivas medidas prontas de referencia en cada período de almacenamiento estudiado (*PA*, *PM* y *PB*). En concreto en la primera de las dos figuras se han representado los valores que se obtienen si se toma la suma de las áreas de los picos 3, 4 y 5 de la curva como región de interés dosimétrico (RID) y en la segunda se han representado los resultados correspondientes a las mismas medidas si la RID incluye únicamente la suma de las áreas de los picos 4 y 5. Los puntos que aparecen en ambas figuras proceden de los valores medios de las

áreas que se obtienen con los cinco dosímetros que forman cada grupo.

En ambas figuras los círculos vacíos representan a los grupos en los que los dosímetros se irradian al final del almacenamiento (rec. *SB*, *trampas vacías*) mientras que los círculos llenos corresponden, al caso recíproco, es decir a los grupos en los que los dosímetros se almacenaron ya irradiados (rec. *SA*, *trampas llenas*). Los cuadrados por su parte, representan a los grupos que se irradiaron hacia la mitad del periodo de almacenamiento (rec. grupo *M*). Este último grupo lógicamente evoluciona como un grupo *SB* en la primera parte del almacenamiento para luego, después de la irradiación, tender a evolucionar como un grupo del tipo *SA*.

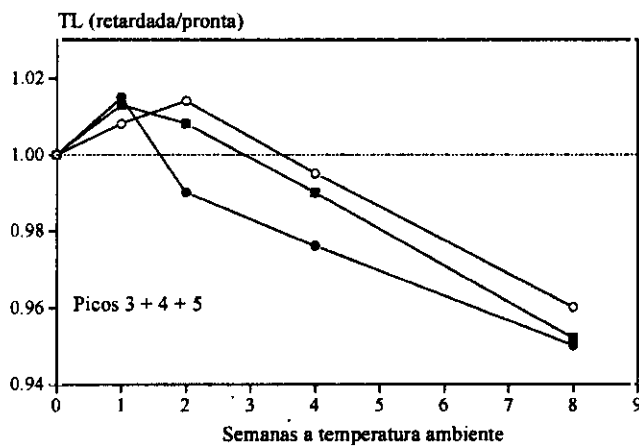


Figura 6.4.2.1. Evolución a temperatura ambiente de la RID formada por la suma de las áreas de los picos 3, 4 y 5. Los puntos representan las áreas normalizadas de las medidas retardadas respecto a las de sus prontas correspondientes. Los círculos llenos corresponden a grupos *SA*, *trampas llenas*, los vacíos a grupos *SB*, *trampas vacías* y cuadrados son grupos *M*.

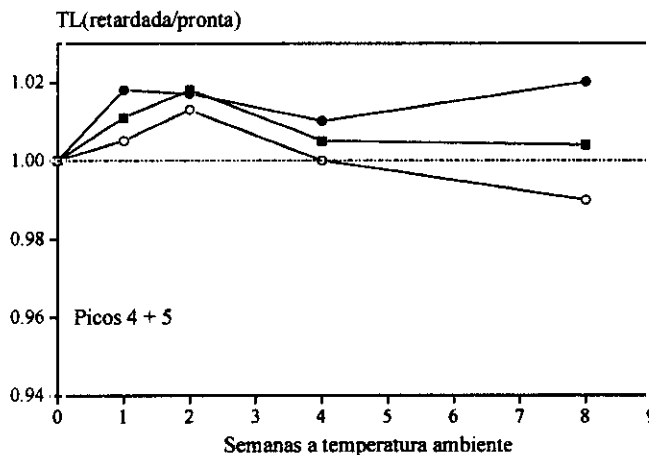


Figura 6.4.2.2. Evolución a temperatura ambiente de la TL correspondiente a la RID formada por la suma de las áreas de los picos 4 y 5. Al igual que en 6.4.2.1, los puntos representan las áreas normalizadas de las medidas retardadas respecto a las de sus prontas correspondientes, con los símbolos manteniendo el idéntico significado.

Si se comparan los resultados representados en la figura 6.4.2.1 con los de la 6.4.2.2 se aprecia claramente que la evolución relativa de los grupos *SA* respecto los *SB* es diferente. En concreto, para el criterio que incluye la suma de los tres picos (figura 6.4.2.1) la intensidad TL de los grupos irradiados antes del almacenamiento (*SA, trampas llenas*) está casi siempre por debajo de la de los grupos irradiados al final (*SB, trampas vacías*) para el mismo intervalo de almacenamiento. Este hecho apunta en la dirección de que se producen pérdidas de carga atrapada, ya que los dosímetros *SA* se almacenan con las trampas llenas mientras que los dosímetros de los grupos *SB* se almacenan con las trampas vacías. Este tendencia podría explicarse exclusivamente en estos términos de pérdida de carga atrapada sólo en el caso de los grupos *SA*. Sin embargo, se observa que en líneas generales este fuerte decrecimiento en intensidad afecta a ambos grupos, independientemente que hayan sido o no irradiados, y como se ha dicho, obviamente no puede producirse pérdida de cargas atrapadas en los dosímetros que se irradian cuando ha concluido el almacenamiento (grupos *SB*). En este último caso sólo cabe la posibilidad de efectos sobre los centros de atrapamiento, es decir cambios de sensibilidad. La interpretación que se puede hacer es que el pico 3, situado a menor temperatura que el 4 y el 5 e incluido en esta RID, experimenta tanto procesos de “*fading*”, lo que justificaría que *SA* casi siempre esté por debajo de *SB*, como cambios de sensibilidad lo que explicaría que *SB* también decrezca monótonamente con esta RID.

Si observamos ahora la figura 6.4.2.2, (RID picos 4+5) se aprecia el efecto contrario. En este caso los subgrupos *SA (trampas llenas)* dan valores de intensidad TL sistemáticamente mayores que los *SB (trampas vacías)* y ambos están situados siempre por encima de la sensibilidad de las medidas prontas de referencia. Estos resultados respaldan una vez más la idea que los mecanismos dominantes en la evolución de los picos 4 y 5 son procesos que afectan a sus respectivos centros de atrapamiento, provocando cambios de sensibilidad, que producen un incremento neto de su intensidad, sin que existan evidencias de procesos que induzcan pérdidas importantes de carga atrapada (“*fading*”).

Esta conclusión apunta en la misma dirección que la encontrada en trabajos anteriores ([89 Del90b], [92 Del91], [93 Del92b] y [94 Del93a]) en los que se demostró que la presencia de cargas en las trampas las estabiliza. Si nos atenemos a los modelos propuestos para las trampas que dan lugar a los diferentes picos del TLD-100 éstas consisten en complejos en los que están implicados diferentes tipos de agregados de dipolos (Mg-V). La dinámica del

proceso de agregación de estos dipolos está regida por fuerzas de tipo electrostático y naturalmente el estado de carga de las trampas TL será diferente antes que después del proceso de atrapamiento (irradiación) [131 Pit93]. En consecuencia el estado de carga de las trampas llenas es diferente al de las trampas vacías, ya sea por presentar una carga neta diferente o por presentar simplemente una distribución de carga diferente, tal y como sugieren modelos bien recientes ([52 Hor96], [53 Mah97] y [54 Hor98]) que postulan la correlación entre los centros de atrapamiento y de recombinación, con movimiento de cargas dentro de un único defecto. En cualquier caso, tanto una carga neta diferente como una diferente distribución de carga podrá modificar la capacidad del centro para participar en los procesos de agregación de impurezas provocando cambios de diferente entidad en la sensibilidad o respuesta con la dosis del material. En resumen, procesos simples y razonablemente bien conocidos de dinámica de impurezas en redes cristalinas pueden explicar el comportamiento observado en LiF TLD-100.

Volviendo a la aplicación dosimétrica que nos ocupa, si se quiere elegir la RDI más conveniente, basta con comparar de nuevo las dos figuras anteriores. Por una parte, hay que recordar que en el caso de las medidas prontas la elección de la RDI formada por la suma de los picos 3+4+5 o la de los 4+5 no es muy importante ya que ambas producen resultados prácticamente idénticos. Sin embargo para las medidas retardadas, de los resultados obtenidos en este experimento se comprueba que resulta más ventajosa la elección de la suma de los picos 4+5. Es cierto que para periodos de almacenamiento inferiores a dos semanas ambas regiones de integración dan lugar a unos resultados similares. Sin embargo, los resultados van empeorando paulatinamente a medida que se incrementa el tiempo de almacenamiento cuando se incluye al pico 3 en la RID. Concretamente con el criterio de tres picos la sensibilidad varía desde el +1.2 % al cabo de una semana en grupos SA, hasta el -5 % también de los grupos SA pero después de ocho semanas de almacenamiento.

Si se adopta el criterio de dos picos, la variación máxima se reduce a valores entre +2 % al cabo de ocho semanas para los grupos SA y el -1 % en grupos SB también después de ocho semanas. En definitiva y dado que en Dosimetría Postal los tiempos de tránsito de los dosímetros pueden ser muy largos, el criterio que considera la suma de las áreas de los picos 4+5 como región de interés dosimétrico es más adecuado que el de tres picos. Por otra parte y, como ya se ha señalado, las dificultades para separar adecuadamente unos picos tan solapados como son el pico 4 y el pico 5 del TLD-100, hacen que un criterio que considere como RID

únicamente el área del pico 5 aislado, sea también menos fiable.

6.5. ESTIMACIÓN DE DOSIS EN MEDIDAS RETARDADAS.

El tipo de medidas que se van a encontrar en dosimetría postal son casi exclusivamente del tipo de las que se han llamado medidas *retardadas* en la sección 6.1.3. Como mostraban las figuras 6.4.2.1 y 6.4.2.2 la sensibilidad de los dosímetros en este tipo de medidas cambia considerablemente respecto a la sensibilidad de sus respectivas prontas, incluso cuando se emplean las regiones térmicamente más estables de la curva de termoluminiscencia ([89 Del90b] y [92 Del91]). De hecho, como se puede observar en la figura 6.4.2.2 si se elige la región de la curva que incluye sólo a los picos 4 y 5 la magnitud de estas variaciones puede situarse fácilmente entre el ± 2 ó el ± 3 %. Este es el factor es el que introduce las mayores desviaciones e incertidumbres en la estimación final de la dosis absorbida.

De los tres grupos estudiados en la sección anterior, *SA*, *SB* y *M*, este último grupo es el que mejor representa al grupo que se envía e irradia en el Hospital participante en una Intercomparación Postal real ya que es irradiado en un momento que se sitúa hacia la mitad del periodo de almacenamiento y se lee justo al final del mismo.

En efecto, como se ha dicho en la sección 2 de Antecedentes, en un Sistema Postal real los dosímetros se preparan en los laboratorios de la entidad directora, se envían para su irradiación a la unidad de radioterapia participante y una vez irradiados se reenvían de nuevo para su evaluación al laboratorio del que salieron al principio de todo el proceso (ver figura 2.2.1. del capítulo de Antecedentes). Por lo tanto, al igual que los dosímetros del grupo *M* en el experimento de la sección 6.4.2, evolucionan durante la primera mitad del viaje como un grupo *SB* (*trampas vacías*) y, tras ser irradiados, lo hacen en la segunda como si fueran un grupo *SA* (*trampas llenas*).

Si se vuelve a las figuras 6.4.2.1 y 6.4.2.2, se aprecia que la evolución del grupo *M* siempre sigue una ruta dentro de la región limitada por la que siguen los grupos *SA* y *SB*. Por esa razón, si se conocen sólo las sensibilidades estos dos grupos, es lógico pensar que la sensibilidad real del grupo *M* se encuentre en algún punto un dentro de esa región. En este sentido el modo más sencillo e inmediato de hacer una estimación de la sensibilidad del grupo *M* consistiría simplemente en calcular la media aritmética de las sensibilidades de los grupos *SA*

y *SB*. Si este método funciona suficientemente bien, se dispondría de un procedimiento muy simple para estimar la sensibilidad de los dosímetros que se mandan para ser irradiados a las unidades de radioterapia en Dosimetría Postal. Este método consistirá en enviarlos siempre acompañados por dos grupos adicionales de dosímetros que reciben el mismo tratamiento térmico de preparación y que son irradiados a la misma dosis pero esta vez en el Laboratorio Director y responsable de la Intercomparación Postal. Uno de los grupos se irradiaría antes del envío, como el *SA* de la sección 6.4.2, y el otro nada más ser recibidos de vuelta en el laboratorio justo antes de la lectura, como el *SB*. A continuación los tres grupos, *M*, *SA* y *SB* se leerían en la misma tanda de medidas.

Con este método, el estimador de la corrección por los cambios de sensibilidad en medidas retardadas, f_s , que se definiría como:

$$f_s = P/S$$

donde $P = (PA+PB)/2$ y $S = (DA+DB)/2$, siendo *PA* y *PB* las sensibilidades de las medidas prontas y *DA* y *DB* las correspondientes a las medidas retardadas respectivas de los grupos adicionales de dosímetros, grupos *SA* y *SB*, que se acompañan al grupo de dosímetros que deben ser irradiados en el Hospital participante, grupo *M*.

La aplicación de este factor de corrección es indispensable para traducir la sensibilidad retardada de los dosímetros del grupo *M* a la sensibilidad que tendrían en una medida pronta. Tras esta corrección ya se puede realizar una estimación de la dosis, libre de los efectos provocados por los cambios de sensibilidad usando unas funciones de conversión TL en dosis absorbida como las representadas en las figuras 6.3.1 y 6.3.2 de la sección 6.3 que se obtendrían en el proceso de calibración.

La comprobación de que en efecto este método funciona bien en la práctica con la estimación propuesta para el factor f_s se puede apreciar en la figura 6.5.1 que viene a continuación. En esa figura se ha representado el cociente entre la dosis estimada siguiendo este procedimiento y la dosis realmente impartida al grupo *M* después de periodos de almacenamiento de una, dos, cuatro y ocho semanas a temperatura ambiente.

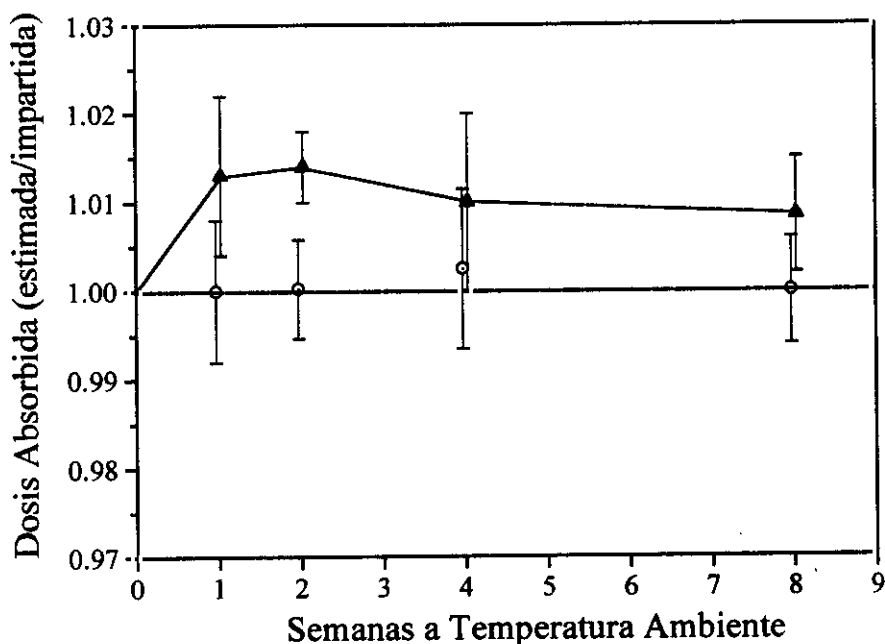


Figura 6.5.1. Determinaciones de la dosis con el grupo *M*. Los triángulos, sin la corrección por f_s y los círculos, después de esa corrección. Cada símbolo representa al valor medio de las seis determinaciones efectuadas y las barras de error son una desviación típica (una medida) para cada grupo.

Para apreciar las mejoras en la estimación de dosis que se derivan de aplicar este modo de corregir las medidas se las ha acompañado de las que se obtienen a través de la comparación directa de la sensibilidad retardada con la sensibilidad pronta, es decir, sin aplicar f_s . Concretamente las estimaciones de dosis en las que se ha aplicado la corrección por f_s se han representado con círculos, y en las que no se ha aplicado con triángulos.

Cada punto de la figura representa al valor medio de seis estimaciones de dosis efectuadas un mismo periodo de almacenamiento estudiado, realizadas en diferentes épocas del año en las que la temperatura ambiental variaba en la sala donde se almacenaron los dosímetros como ya se ha explicado. Las barras de error representan una desviación típica (una medida) para cada grupo de estimaciones. Estos valores van desde un mínimo del 0.5 % en las medidas de dos semanas hasta un máximo del 0.8 % en las medidas de una semana.

La mejora en la estimación de la dosis al aplicar el factor de corrección f_s es notable. Mientras que si no se aplica f_s siempre se sobrestima la dosis absorbida, llegando a ser +1.4 % en las

medidas de dos semanas, la máxima desviación que se observa si por el contrario se aplica el factor f_s , nunca superó el +0.25 %, valor que en este experimento correspondió a las medidas de cuatro semanas. En definitiva, con este sencillo procedimiento, se calcula un factor de corrección que es capaz de neutralizar de modo eficiente la adversa influencia que tienen los cambios de sensibilidad de los dosímetros en la correcta estimación de la dosis absorbida en las condiciones de trabajo típicas de un sistema de Dosimetría Postal.

No obstante, los resultados que se obtienen sin aplicar f_s que se han representado en esa figura son mejores que los que se obtendrían con un método *convencional puro* como el de los sistemas postales que aparecen en la tabla 2.2.1. La razón es que todas las curvas que han dado lugar a los datos representados en la figura 6.5.1, tanto triángulos como círculos, se han beneficiado también del empleo del método completo de análisis de la sección 4.4.2. Con un método convencional puro, las barras de error serían apreciablemente mayores que las que aparecen en esa figura, debido a que las curvas de termoluminiscencia habrían sido analizadas con un sistema que estima y resta inadecuadamente el fondo de los dosímetros, y lo que es más importante, que selecciona peor y con mucha menor reproducibilidad las RIDs que se emplean para el cálculo de la dosis (ver capítulo 2).

Por otra parte, aunque en realidad el procedimiento propuesto para el cálculo del f_s y la corrección de las medidas por los cambios de sensibilidad es independiente del método que se emplee para analizar las curvas de termoluminiscencia, ya sean los programas completos como el empleado en éste trabajo, o los métodos convencionales más arcaicos que únicamente suman el área de la curva dentro de una región prefijada, la propuesta de este procedimiento sólo ha sido posible tras la detallada caracterización de la evolución de los picos individuales del TLD-100 efectuada gracias a la técnica de análisis completo de curvas de termoluminiscencia.

6.6 INCERTIDUMBRES DEL SISTEMA POSTAL.

La conversión de la señal medida que se obtiene de la lectura de un dosímetro irradiado en términos de dosis absorbida se efectúa mediante la curva de calibración del material. Dicha curva es una expresión matemática que describe la respuesta termoluminiscente del dosímetro en función de la dosis absorbida.

Como ya se ha dicho en las secciones anteriores, se ha estudiado esta dependencia en el intervalo de dosis que va de 0.5 Gy a 4 Gy con particular atención al rango restringido entre 1.5 y 2.5 Gy considerando que esta zona está centrada en torno a la dosis de referencia en Dosimetría Postal, 2 Gy.

Para el cálculo de incertidumbres que viene a continuación, nos basta considerar una expresión genérica de la forma siguiente:

$$D = Q(M^*) \quad (6.6.1)$$

donde valor de salida D es la dosis absorbida en Gray y el dato de entrada M^* , es el valor corregido

$$M^* = f_s \times f_l \times M \quad (6.6.2)$$

obtenido a partir del valor M , que se obtiene directamente del análisis de las curvas TL medidas en el experimento, una vez hecha la corrección por los factores de sensibilidad individual, f_i ,

$$M = \sum f_i \times m_i \quad (6.6.3)$$

Como se expresa a través de la ecuación 6.6.2, la determinación de la dosis depende de tres factores de corrección: los factores f_i que acabamos de mencionar, el factor de lector f_l y el factor de cambios de sensibilidad obtenido de las medidas retardadas, f_s .

En definitiva, si hacemos un breve sumario de las variables que intervienen, tenemos que:

f_i , es el factor de sensibilidad del dosímetro i referido al grupo de cinco dosímetros al que pertenece. El cálculo de todos los f_i es realizado por el Laboratorio Director de la

Intercomparación Postal, para todos los grupos de dosímetros que entran en juego

$$f_i = \frac{\bar{m}_s}{m_{s,i}} \quad (6.6.4)$$

donde

$$\bar{m}_s = \frac{\sum m_{s,i}}{n} \quad (6.6.5)$$

es el valor medio de las medidas individuales m_{si} de cada subgrupo 's' de dosímetros irradiados conjuntamente, a la misma dosis, en una irradiación efectuada por el Laboratorio Director. Los f_i representan, como ya se ha dicho, la sensibilidad relativa que tiene cada dosímetro respecto a la sensibilidad media del grupo de cinco al que pertenece.

Al ser irradiados conjuntamente, los f_i dependen del grado de homogeneidad del haz sobre el plano en el que se sitúan, un campo de dimensiones $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una distancia de la fuente (DFD) de 1m, y de la estabilidad de la respuesta a corto plazo tanto de los dosímetros como del equipo de lectura.

En general, las medidas para la determinación de los f_i se debieran realizar, y así se ha hecho en este experimento, en tandas en las que cada grupo de dosímetros se leen sin solución de continuidad en la misma sesión sin que medien intervalos de tiempo importantes desde la irradiación, es decir, son medidas prontas.

Con este modo de actuación y, dado que la carga de trabajo del equipo de lectura en cada sesión de medida no es excesiva, no es de esperar que las variaciones de estabilidad a corto plazo tengan un peso significativo ni en la respuesta de los dosímetros ni en la del lector. No obstante en lo que respecta al lector, como se intercalaron dosímetros de control en cada una de las medidas del experimento, las variaciones a corto plazo también fueron tenidas en consideración también en este caso. De ese modo se comprobó, como no podría ser de otro modo, que los efectos a corto plazo sobre los f_i son despreciables.

Para estudiar la inhomogeneidad del haz sobre el lugar en el que se ubicaron los dosímetros en las irradiaciones, se realizó en primer lugar una medida densitométrica sobre una placa fotográfica situada sobre ese mismo plano, que tras ser irradiada en las mismas condiciones y revelada, proporcionó una imagen topográfica del haz a esa distancia. Con la ayuda de dicha

imagen, pudo visualizarse la posición real en la que se ubicaba cada dosímetro respecto de dicho haz. Este método proporcionó una primera idea de la geometría y magnitud de estas inhomogeneidades y un primer acercamiento a su posible influencia en las medidas.

Sin embargo, para abordar directamente el problema y tener resultados definitivos, se desarrolló a continuación un experimento específico que consistió en varias series de medidas idénticas con un grupo, compuesto nuevamente por cinco dosímetros, en las que únicamente se fue variando de modo sucesivo la posición relativa de cada uno de ellos en el seno del campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ hasta cubrir todas las configuraciones posibles. De ese modo, se pudo cuantificar directamente la influencia real sobre los f_i de la inhomogeneidad del haz.

Los resultados obtenidos en este experimento, se compararon con los de uno de similares características en el que los dosímetros conservaron siempre las mismas posiciones relativas. No se observaron discrepancias significativas, obteniéndose unos resultados prácticamente idénticos a los que se mostraron en la figura 6.2.1 de la página 97, indicando que la contribución que aporta la inhomogeneidad del campo sobre el plano de irradiación a la incertidumbre asociada a los f_i es insignificante.

Por tanto, un valor representativo de la incertidumbre asociada a los f_i se puede considerar como el valor medio cuadrático de las desviaciones típicas medias (una medida) que se obtuvieron en una de las series de diez determinaciones consecutivas de los f_i realizadas con cualquiera de los conjuntos de cinco dosímetros utilizados en los experimentos de la sección 6.2. Tomando por ejemplo la serie representada en la figura 6.2.1 de la página 97, estas desviaciones típicas medias fueron del 0.5%, 0.3%, 0.2%, 0.4% y 0.3% respectivamente para cada dosímetro como aparece explícitamente a la derecha de dicha figura. Calculando la media cuadrática de estos valores se obtiene finalmente que,

$$\frac{d f_i}{f_i} = 0.35\% \quad (6.6.6)$$

6.6.1 Incertidumbres en f_s .

Como ya se ha dicho anteriormente, el factor f_s se introduce para corregir las variaciones en la respuesta TL de los dosímetros por los cambios de sensibilidad inducidos durante tránsito de

los dosímetros entre el Laboratorio Director y el Centro Participante.

Para la evaluar la incertidumbre asociada a este factor se parte del conjunto de todos los datos obtenidos en el experimento de medidas retardadas en la sección 6.4. En ese conjunto de datos se obtuvo que las máximas desviaciones en los f_s correspondieron a las medidas de una semana y fueron de +0.9% y de -0.6% de su valor medio. Entonces puede ser admitido un valor de $\pm 0.9\%$, o bien de $\pm 1\%$ si se adopta un criterio algo más conservador, para el rango de variación de f_s .

Adoptando una ley de distribución rectangular con esa amplitud para los valores posibles de f_s , se obtiene finalmente una incertidumbre asociada del

$$\frac{0.9\%}{\sqrt{3}} = 0.52\% \approx 0.5\%$$

en el caso realista , ó

$$\frac{1.0\%}{\sqrt{3}} = 0.58\% \approx 0.6\%$$

si finalmente se adopta el criterio ligeramente más conservador.

6.6.2 Incertidumbres en f_i .

Como se ha dicho en varias ocasiones, el factor f_i , se introduce para evaluar y corregir los efectos sobre las medidas de las variaciones a largo plazo en la respuesta del lector. Ya se ha señalado que, aunque es de desear que la instrumentación de medida muestre siempre una estabilidad óptima, no debe ignorarse que se pueden presentar inestabilidades en la práctica. Como también se ha dicho, un método efectivo de corrección consiste simplemente en intercalar, en cada serie de medidas, las correspondientes a un grupo de dosímetros testigo, grupo de control del lector, cuya única misión es la de cuantificar la sensibilidad particular de lector en el instante mismo de la medida. De ese modo, a través del grupo de control se pueden referir las medidas efectuadas en cualquier momento a las correspondiente a un momento de referencia [123 Horo90c].

Este factor de corrección es particularmente crítico ya que modifica el valor de la TL que ha de convertirse finalmente en dosis absorbida. Una exigencia fundamental es que en la preparación e irradiación de estos dosímetros testigo se mantengan siempre de forma estricta las mismas condiciones de trabajo. Concretamente, tanto el tratamiento térmico de preparación como la dosis impartida a las muestras deben ser siempre los mismos, no debiendo mediar intervalos de tiempo importantes entre los mencionados procesos y la lectura de los dosímetros, para evitar al máximo la influencia de factores externos que no tengan relación con las variaciones en la sensibilidad del lector. Como sabemos, el factor f_i se define como

$$f_i = \frac{M_{c,t}}{M_{c,0}} \text{ siendo,}$$

$$M_{c,t} = \frac{[\sum f_i \cdot m_{c,i}]_t}{n} \text{ y}$$

$$M_{c,0} = \frac{[\sum f_i \cdot m_{c,i}]_0}{n}$$

donde $m_{c,i}$ lectura del detector i del grupo de control y los subíndices o y t indican que las tandas de medida se han efectuado en series diferentes: o en la serie de referencia y t en el momento particular de una determinada medida. Como este grupo tiene la misión exclusiva de hacer de árbitro en la estabilidad del lector, siempre va a estar en manos del Laboratorio Director y no participa en ninguna clase de envío a las unidades participantes. Por consiguiente, producirá exclusivamente medidas prontas.

Para el cálculo de incertidumbres asociadas a la variable $m_{c,i}$, deben tenerse en cuenta todos los factores que afectan a la reproducibilidad en la asignación de la dosis de referencia, es decir, por una parte los errores en el posicionado de las muestras y, por otra, en la temporización de la irradiación.

La amplitud máxima para los errores en la reproducibilidad del posicionado es de ± 2 mm adoptando un criterio fuertemente conservador. Dado que se irradió a una DFD de 1m, dicha amplitud representa el 0.4% de esa distancia. Si consideramos de nuevo que las DFD se distribuyen en una distribución rectangular con esa amplitud, se tendrá una incertidumbre del

$$\frac{0.4\%}{\sqrt{3}} = 0.23\%$$

En el caso de la temporización de la irradiación, hay que considerar de nuevo una distribución rectangular cuya amplitud es el tiempo medio de apertura del obturador que abre la fuente, conocido como variable τ , o y que se estimó en ± 0.15 s. Dado que el tiempo total de irradiación fue de 42 s, esta cantidad representa sólo el 0.36%. Así se obtiene en consecuencia, una incertidumbre por defecto en la temporización de

$$\frac{0.36\%}{\sqrt{3}} = 0.21\%$$

Una vez efectuadas todas estas asignaciones parciales, la incertidumbre compuesta se obtiene aplicando la ley de propagación de incertidumbres. Por una parte,

$$\frac{df_i}{f_i} = \sqrt{\frac{2}{n}} \cdot \sqrt{\left(\frac{df_i}{f_i}\right)^2 + \left(\frac{dm_{c,i}}{m_{c,i}}\right)^2} \quad (n=5)$$

con lo cual como

$$\frac{dm_{c,i}}{m_{c,i}} = \sqrt{0.23^2 + 0.31^2} = 0.31\% \quad \text{y}$$

$$\frac{df_i}{f_i} = 0.30\%$$

tenemos finalmente que la incertidumbre asociada al factor de corrección por la deriva del lector es,

$$\frac{df_i}{f_i} = \sqrt{\frac{2}{5}} \cdot \sqrt{0.30^2 + 0.31^2} = 0.27 \approx 0.30\%$$

6.6.3 Incertidumbre sobre M .

El valor medio del grupo de dosímetros de "trabajo" es,

$$M = \frac{\sum f_i \cdot m_i}{n}$$

donde las m_i corresponden a lecturas de dosímetros que han sido enviados e irradiados en la

unidad de radioterapia del hospital participante.

De la aplicación directa de la ley de propagación de incertidumbres obtenemos la incertidumbre asociada a esta cantidad

$$\frac{dM}{M} \cong \frac{1}{\sqrt{n}} \cdot \sqrt{\left(\frac{df_i}{f_i}\right)^2 + \left(\frac{dm_i}{m_i}\right)^2} \quad (n=5)$$

que como vemos está compuesta de la incertidumbre sobre los f_i y sobre los m_i .

Como hemos dicho ya, los f_i son obtenidos en el laboratorio director y por tanto la incertidumbre asociada es la que ya hemos estimado en 0.3%. Sin embargo, los m_i son las lecturas TL de estos mismos dosímetros (grupo de "trabajo"), esta vez, irradiados en la unidad de terapia participante en la Intercomparación Postal. Por esta razón, la incertidumbre en los m_i está fuera del método en sí aunque, naturalmente, va de nuevo a depender del grado de inhomogeneidad del campo de radiación en la profundidad de calibración en la unidad de ^{60}Co participante y, de la incertidumbre que se quiera adjudicar o que se considere tolerable en la Intercomparación, debido a la geometría de trabajo: DFD , tamaño de campo y profundidad en el maniquí, por variaciones que se puedan admitir respecto a los nominales establecidos previamente.

En consecuencia, en lo que se refiere exclusivamente al método en sí, sólo se contabilizaría la incertidumbre sobre los f_i , teniéndose

$$\frac{dM}{M} \approx \frac{1}{\sqrt{5}} \cdot \sqrt{\left(\frac{df_i}{f_i}\right)^2} = \frac{1}{\sqrt{5}} \cdot \sqrt{0.30^2} \% = 0.13\% \approx 0.15\%$$

adoptando una postura algo más conservadora se puede redondear a un valor del 0.2%

6.6.4 Incertidumbre sobre Q

Después de todas las correcciones que hemos aplicado a la medida directa para evitar la influencia de derivas en el lector, los cambios de sensibilidad en los detectores inducidos por la temperatura en el curso del tránsito que han soportado los dosímetros etc., se ha obtenido

finalmente la TL neta corregida por de todos esos parámetros de influencia, M^* . Este es el número que finalmente debe convertirse en dosis haciendo uso de la curva de calibración cuya expresión hemos representado por la función Q .

$$D = Q(M^*)$$

Esta es en definitiva la asignación final de dosis que suministra el sistema postal que se propone, con los dosímetros que han sido enviados e irradiados en el centro médico participante objeto de control y que habrá de compararse con el valor que inicialmente se ha requerido en este ejercicio, ésto es, la dosis de referencia de 2 Gy.

Esta asignación de dosis Q , está afectada esencialmente por dos componentes de incertidumbre:

(a) En primer lugar la procedente de la calibración del sistema dosimétrico TL.

Dicha calibración fue realizada haciendo uso del maniquí CIEMAT y utilizando la referencia española (compuesta por cámaras Shonka trazables al BIMP) en términos de dosis en agua D_w (^{60}Co) a una DFD de 1m, en la profundidad de $5 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$ y un campo de $10\times 10 \text{ cm}^2$ [15 Bro95]. Aunque en el apéndice A se encuentra una descripción detallada del modo en que se realizó la calibración, en este punto y sólo a efectos de cálculo, nos basta saber que la incertidumbre del factor calibración del sistema dosimétrico tiene a su vez tres componentes:

- i) La componente asociada directamente al Patrón del CIEMAT que contribuye con un 0.52%,
- ii) La asociada al dosímetro TL que representa un 0.16% y,
- iii) La asociada al sistema dosimétrico en medidas prontas que representa un 0.36%.

La suma cuadrática de estos valores, produce un valor final para la incertidumbre del $0.65\% \approx 0.70\%$.

(b) En segundo lugar la debida al algoritmo de conversión TL a dosis absorbida en agua, D_w . Ésta se estima mediante la media cuadrática de las desviaciones observadas en las medidas de realizadas para establecer la dependencia TL frente a dosis. Su contribución se estima del 0.15%.

En la tabla 6.6.1. se encuentra desglosado el cálculo de la incertidumbre combinada final en función de las componentes que acabamos de enumerar.

Tabla 6.6.1. Incertidumbres del sistema postal

| Componente | Contribución (%) | |
|--------------------------------------|------------------|--------------|
| | Realista | Conservadora |
| Calibración del sistema dosimétrico | 0.65 | 0.70 |
| Determinación del valor medio M | 0.20 | 0.20 |
| Determinación de f_i | 0.30 | 0.30 |
| Determinación de f_s | 0.50 | 0.60 |
| Determinación algoritmo TL/Dosis | 0.15 | 0.15 |
| <i>Incertidumbre combinada</i> | 0.90 | 1.00 |
| Incertidumbre Expandida (k=2) | 1.80 | 2.00 |

El grado de coherencia de estos resultados, se ha comprobó tras realizar una serie de tests ciegos organizados por el Laboratorio de Calibración del CIEMAT, tanto para el caso de medidas prontas, como para las medidas retardadas.

Los resultados de estas pruebas, uno de las cuales se presenta en la tabla 6.6.2., mostraron que las discrepancias entre las dosis estimada y realmente impartida nunca excedió el 0.4% para las medidas prontas. Si rehacemos el cálculo de incertidumbres para este tipo de medidas, excluyendo la componente debida a f_s , se obtiene un valor del 0.5%.

Tabla 6.6.2. Resultado de una de las pruebas a ciegas realizadas.

| Dosis Impartida (Gy) | Dosis Estimada (Gy) | SEOM (k=3) | Desviación de la dosis (%) |
|----------------------|---------------------|------------|----------------------------|
| 2.50 | 2.51 | 0.5 | 0.4 |
| 2.25 | 2.25 _s | 0.7 | 0.2 |
| 2.10 | 2.11 | 0.4 | 0.4 |
| 1.75 | 1.74 _s | 0.6 | -0.3 |
| 1.50 | 1.49 _s | 0.5 | -0.3 |

Un resultado análogo se obtuvo para las medidas retardadas pues se encontró que las

diferencias entre las dosis estimadas y las realmente impartidas, para los distintos periodos de almacenamiento, siempre estuvo dentro de $\pm 0.8\%$ en completo acuerdo con la incertidumbre combinada calculada para el sistema TL.

6.7 CONCLUSIONES.

Los resultados que se han obtenido en el experimento que se acaba de describir, confirman la adecuación del empleo del LiF TLD-100 en actividades de Dosimetría Postal en radioterapia.

Estos resultados han sido obtenidos empleando un método muy simple de preparación y un perfil sencillo de lectura de los dosímetros, gracias al empleo de las técnicas de análisis numérico de curvas de termoluminiscencia asistidas por ordenador presentadas en la sección 4.4.

La incertidumbre combinada en la estimación de la dosis con este sistema es del 1%. De acuerdo con las recomendaciones de los laboratorios de ensayo en el ámbito de la CE, suele considerarse la incertidumbre expandida correspondiente a $k=2$. Por este motivo, de acuerdo con esta recomendación, las desviaciones por encima del 2% de la dosis de referencia requerida en los ejercicios postales pueden ser consideradas como significativas si se hace uso de este sistema. Como es obvio, este valor satisface condiciones exigidas a un sistema de estas características pues se encuentra perfectamente dentro del nivel del 5% tolerable en radioterapia [29 ICRP60].

Para conseguir esa precisión, ha sido necesario realizar un estudio concienzudo de un parámetro de influencia tan importante como la estabilidad térmica de la respuesta termoluminiscente del TLD-100, en los tiempos de tránsito de los dosímetros típicos en Dosimetría Postal, ya que es precisamente la falta de una adecuada estabilidad el origen de la mayor fuente de errores en la correcta estimación de dosis de estas técnicas.

Con ayuda de los métodos de análisis numérico, ha sido posible caracterizar individualmente el patrón de evolución que sigue cada uno de los picos que componen la curva del TLD-100, especialmente los picos dosimétricos 4 y 5, confirmando que el origen de los cambios de respuesta es debido a la modificación del sistema de trampas del material y no en la pérdida de portadores de carga atrapados generados por la radiación que era la hipótesis manejada hasta el presente ("*fading*") ([89 Del90b], [92 Del91] [93 Del92b] y [94 Del93a]).

Esta conclusión es de particular importancia desde el punto de vista práctico, ya que significa que no hay pérdidas netas de información dosimétrica durante el tránsito de los dosímetros

entre el Laboratorio Director y el centro médico participante en la Intercomparación, pero sí una apreciable modificación de tal información, éste es, en la respuesta de los dosímetros.

Basándose en la demostración de ese hecho, se ha propuesto una metodología sencilla que es capaz de cuantificar de modo satisfactorio la incidencia de esos cambios de respuesta TL en los dosímetros irradiados en los servicios de Radioterapia de los Hospitales cuando, como es el caso de la Dosimetría Postal, éstos se leen cierto tiempo después de haber sido irradiados. Este método se basa en el cálculo de un factor de corrección, al que se ha llamado factor de corrección por medidas retardadas, f_s . Este factor se obtiene a través de dos grupos de dosímetros adicionales que se irradian a la dosis de referencia antes del viaje (grupo SA) y justo al llegar (grupo SB) en el Laboratorio Director de la Intercomparación postal y que acompañan siempre a los que debe irradiar el Hospital Participante (grupo M). Este esquema general del método se encuentra representado gráficamente en la figura 6.7.1.

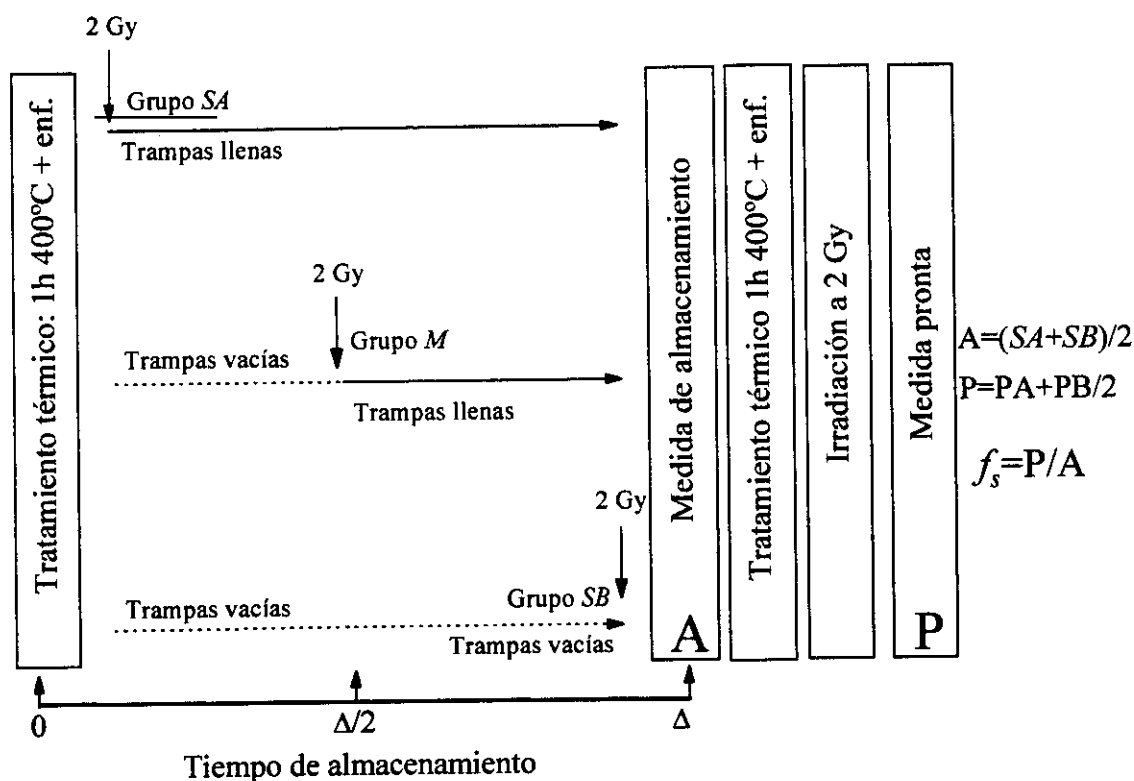


Figura 6.7.1. Esquema de operación del sistema propuesto de Dosimetría Postal para Radioterapia.

Un aspecto operativo a destacar es que, a diferencia de la mayor parte de los sistemas postales existentes, en particular el OIEA/OMS, en éste han sido empleados dosímetros en forma de pastillas en lugar de utilizar polvo contenido en cápsulas.

La forma en pastillas reutilizables, consideramos que presenta ventajas respecto al polvo desechable debido a que:

- a) Sin lugar a dudas **son más fáciles de manejar;**
- b) **No existe la posibilidad de que produzcan contaminación de los equipos de lectura;**
- c) **Es fácil identificar individualmente cada dosímetro;**
- d) **Se pueden reutilizar si se emplean los tratamientos de preparación adecuados, que en ese caso se pueden llamar de regeneración, después de cada irradiación;**
- e) **Son mucho más versátiles y adaptables en cualquier actividad radioterapéutica, en particular en las prácticas postales.**

Los dos primeros puntos prácticamente no precisan de explicación alguna, ya que las pastillas no se dividen en alícuotas que deban ser dispensadas con un cuidado extremo sobre la plancheta de calentamiento. Con el formato en polvo es frecuente que se produzcan calentamientos defectuosos dependiendo precisamente del modo en que se haya distribuido sobre la plancheta cada alícuota antes de ser leída con lo que es natural que haya un margen mayor para las irreproducibilidades en las medidas que con las pastillas.

En ese aspecto, pese a las objeciones expuestas por algunos autores acerca de la reusabilidad real de los dosímetros en forma de pastilla [12 Der95], en este capítulo ha sido demostrada para el TLD-100 por partida doble. En primer lugar y de un modo directo con las medidas consecutivas de repetibilidad a la dosis de referencia (figura 6.2.2 de la sección 6.2) y, en segundo lugar por la práctica coincidencia en la respuesta con la dosis, de las dos parejas de medidas de la sección 6.3, tanto en el intervalo extendido (0.5-4.0 Gy) como en el restringido (1.5-2.5 Gy) (ver las figuras 6.3.1 y 6.3.2 de las páginas 102 y 103 respectivamente).

Recuérdese que para ambos intervalos de dosis la primera serie de medidas se realizó al principio del experimento y la segunda serie se realizó justo al final, cuando esos mismos grupos de dosímetros se habían empleado en un número bastante grande de medidas retardadas incluyendo muchas irradiaciones a 2 Gy, con sus respectivos tratamientos térmicos de una hora 400°C, y las correspondientes lecturas.

7. Dosimetría Postal para Radioterapia con LiF:Mg,Cu,P (GR-200).

7.1. Introducción.

7.1.1. Materiales y métodos.

7.2. Repetibilidad a la dosis de referencia de 2 Gy.

7.3. Respuesta termoluminiscente con la dosis en el rango de 0.5 a 2.5Gy.

7.4. Estabilidad de la respuesta del TLD-100 a temperatura ambiente: Medidas retardadas.

7.5. Estimación de la dosis en medidas retardadas

7.6. Incertidumbres del sistema postal.

7.7. Conclusiones.

7 DOSIMETRÍA POSTAL CON GR-200.

7.1 Introducción

El LiF:Mg,Cu,P ha despertado en los últimos años un enorme interés entre los miembros de la comunidad científica dedicada a la dosimetría de radiaciones debido fundamentalmente a que se trata de un material de elevada sensibilidad a la que acompaña una aproximada equivalencia a tejido. Debido precisamente a su elevada sensibilidad, cuarenta veces superior a la del TLD-100, la investigación ha versado principalmente sobre su aplicación a la medida de niveles de dosis muy bajas, en rango del μGy . Evidentemente, este material puede ser también utilizado en Radioterapia, con la ventaja añadida de presentar un comportamiento lineal hasta 10 Gy [113 Horo93], al contrario del TLD-100 que mostraba ya indicios de supralinealidad en niveles de dosis cercanos a 1 Gy (véase la sección 6.3). A este buen comportamiento con la dosis se suman numerosas pruebas experimentales que van en la dirección de que las señales termoluminiscentes son bastante estables, más que las del TLD-100, en almacenamientos a temperatura ambiente ([39 Del95b], [95 Alv98] y [96 Alv99]). Al mismo tiempo la dependencia con la energía de su respuesta TL en el rango del MeV es muy similar a la del TLD-100 ([132 Harri97] y [133 Gin99]).

Hasta aquí todo parecen ser ventajas respecto al TLD-100 pero en el capítulo de los inconvenientes los más importantes derivan, como fue comentado en la sección 5.1.2, de la existencia de una muy restrictiva limitación en la temperatura máxima de calentamiento, en un principio fijada en 240°C y posteriormente extendida hasta 270°C ([114 Ost93] y [115 Ost96]). Recuérdese que calentar el material por encima de esa temperatura traía consigo modificaciones importantes en su curva de termoluminiscencia original que arrastraba pérdidas netas de sensibilidad, con el consiguiente perjuicio directo en la reproducibilidad de las medidas. Esta circunstancia, que en principio obligaba a asegurar un control muchísimo más estricto de la lectura que en el caso del TLD-100, hemos visto que se palia eficazmente con el sistema de adquisición-lectura diseñado y presentado en la sección 5.5 en el que la posición en la que aparece el pico 4 de la curva de termoluminiscencia que se está adquiriendo actúa de modo automático durante la lectura como parámetro limitante para la temperatura máxima de calentamiento.

Las buenas cualidades dosimétricas que presenta este material, asistidas con empleo del sistema experto de adquisición-lectura, y naturalmente con los métodos de análisis de curvas de termoluminiscencia presentados en la sección 4.4, generaron a priori unas claras expectativas de mejora de los ya realmente buenos resultados obtenidos con el TLD-100 en Dosimetría Postal en radioterapia, que motivaron el desarrollo de un experimento similar para determinar cuáles son las ventajas reales que ofrece el uso del GR-200 respecto al del TLD-100 en esta disciplina.

7.1.1. Materiales y Métodos

En el experimento que se va a describir se emplearon dosímetros en forma de pastillas sólidas de LiF:Mg,Cu,P de la variedad comercial del denominada GR-200A, de dimensiones $4.5 \times 0.8 \text{ mm}^3$, fabricada por el Beijing Shiyang Radiation Detector Works (China).

Las irradiaciones fueron realizadas en los haces de ^{60}Co del Laboratorio de Calibración del CIEMAT, insertando los dosímetros dentro de mini-maniquies de PMMA bajo un espesor másico de 0.475 g-cm^{-2} , y se restringieron esta vez al rango de dosis comprendido entre 0.5 y 2.5 Gy.

Como se ha dicho, los ciclos de lectura se llevaron a cabo utilizando el sistema experto de adquisición-lectura desarrollado en el CIEMAT y descrito en el apartado 5.5 en el que se aprovechaba la electrónica de un lector Harshaw 2000 modificado de modo que el perfil de la lectura pudiera ser totalmente programado y controlado externamente por ordenador. Ya se había comprobado que este sistema de adquisición-lectura permite un abanico de posibilidades, pudiendo programar unas condiciones de lectura que evitan que se produzcan las pérdidas de sensibilidad habituales que aparecen cuando se sobrecalentamiento el dosímetro [119 Góm96].

Los parámetros programados en los ciclos de lectura que dieron lugar a las figuras 5.5.5 y 5.5.6 que aparecen en la sección 5.5 respondían a las exigencias típicas en Dosimetría Personal o Ambiental, ésto es, ciclos con tasas altas de calentamiento. Sin embargo en Dosimetría Postal no sólo no es necesario programar tasas tan altas de calentamiento sino que por contra, y debido a las fuertes exigencias de precisión y exactitud, es recomendable que la velocidad de calentamiento sea más lenta ya que de ese modo las curvas de termoluminiscencia que se

obtienen están mejor definidas y en consecuencia la calidad de los análisis puede ser mucho mayor. Por esa razón en este experimento, el perfil de calentamiento seleccionado, consistió en una rampa lineal a $2^{\circ}\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$ (etapa (a) de la figura 5.5.4) hasta alcanzar una temperatura máxima que se situó 10°C por encima de la posición en la que aparece el pico 4 en cada medida ($\Delta T=10$ en la figura 5.5.4). Una vez alcanzada la temperatura máxima la duración de la fase de estabilización a esa temperatura, “*Annealing duration*” (etapa (b) de la figura 5.5.4), se fijó en 10 s. tras lo cual se dejaba que el dosímetro se enfriara de modo natural hasta la temperatura ambiente dentro del lector.

Un resultado muy importante al que se llegó en un estudio preliminar realizado inmediatamente antes del experimento en sí, se refiere al uso de tratamientos térmicos externos a la propia lectura de los dosímetros, por ejemplo el tratamiento de horno estándar de 10 min. a 240°C . Este tratamiento no mejora en nada la repetibilidad que se obtiene en las medidas respecto a la simple lectura de los dosímetros con el perfil que acabamos de describir. Por el contrario, supone una complicación adicional y no justificada por la calidad de las medidas obtenidas.

La forma de la curva de termoluminiscencia del GR-200 como se dijo en la sección 5.1.3, es considerablemente más sencilla que la del TLD-100, y está compuesta de un pico muy intenso (pico 4) junto a dos picos mucho más débiles que aparecen a temperaturas inferiores, picos 2 y 3, y una distribución bastante ancha y sin una estructura definida más allá del pico 4 como se observa en la figura 7.1.1

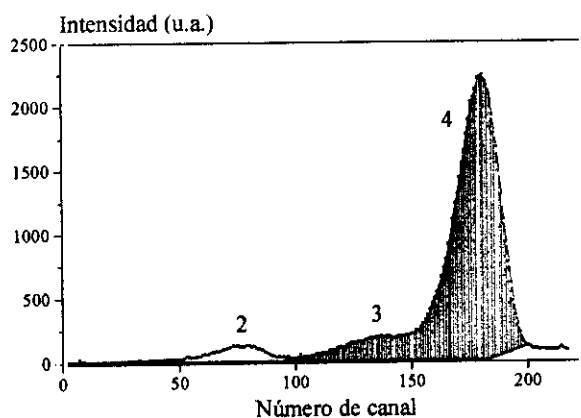


Figura 7.1.1. Curva de termoluminiscencia de un dosímetro de GR-200 irradiado a 2 Gy y leído con una tasa de $2^{\circ}\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$ empleando el ciclo de lectura descrito en el texto. En la figura se muestra además el método de simplificado de análisis que se ha empleado. La zona sombreada corresponde al área de la curva en la región de interés dosimétrico que selecciona este programa.

Para el análisis de las curvas obtenidas en este experimento se emplearon dos tipos de programas. Uno de ellos fue el mismo programa de análisis completo empleado con el TLD-100 en el capítulo precedente, capaz de resolver la curva de termoluminiscencia en picos individuales usando la expresión correspondiente a un pico de primer orden (ecuación 4.3.7) y el otro fue el programa simplificado para el GR-200 de la sección 4.4, con el que no se trata de resolver la curva en picos individuales, sino que a través del análisis global de su forma, se selecciona e integra el área de la curva en la RID y además sustrae el fondo del dosímetro incluyendo la contribución residual debida a los picos de alta temperatura no completamente borrados. Este programa es el mismo que se utilizó con éxito en el análisis de curvas TL de GR-200 correspondientes a medidas de muy bajas dosis [38 Del95a]. En lo que respecta a la asignación final de dosis en el sistema de Dosimetría Postal que se va a proponer, ambos programas arrojaron unos resultados prácticamente idénticos como se observó al analizar paralelamente las mismas curvas de termoluminiscencia obtenidas en el experimento.

Al igual que con el TLD-100, en este experimento se efectuaron dos grupos diferentes de medidas: medidas *prontas* y medidas *retardadas*.

Las medidas prontas se emplearon por una parte para determinar la reusabilidad real de los detectores con nuestro sistema de medida y por otra, para obtener la relación TL/Dosis en función de la dosis absorbida en el rango comprendido entre 0.5 y 2.5 Gy. Las medidas retardadas se destinaron a evaluar los cambios de respuesta que experimentan los dosímetros en almacenamientos de diversa duración a temperatura ambiente y dilucidar la naturaleza de los procesos que los generan. En este sentido se realizaron medidas que incluyeron intervalos de almacenamiento a temperatura ambiente desde una semana hasta dos meses de duración.

En las todas las medidas realizadas se adoptó el mismo esquema que dio tan buenos resultados en el capítulo precedente y los dosímetros se emplearon nuevamente agrupados en subconjuntos formados por cinco unidades. Análogamente se aplicó en cada medida y dentro de cada subconjunto los respectivos factores de sensibilidad individual de los dosímetros, f_i .

Para comprobar y corregir las derivas en la sensibilidad del lector durante el experimento, de nuevo se interpuso, en todas y cada una de las medidas, un grupo adicional de cinco dosímetros, en este caso de GR-200, irradiados a la dosis de control de 0.5 Gy para calcular el factor de corrección f_i y a través de él referir todas las demás lecturas a una misma sensibilidad.

Como se expondrá en la sección 7.2, se llevó a cabo un control adicional del grupo de control de GR-200, usando dosímetros de TLD-100, que demostró la repetibilidad y la reusabilidad del GR-200 a 0.5 Gy y su idoneidad como grupo de control a esa dosis.

Del mismo modo se llevó a cabo un estudio de las variaciones de respuesta a 2 Gy en función del tiempo de almacenamiento a temperatura ambiente demostrando que, como para el TLD-100, también para el GR-200 se puede definir y del mismo modo un factor de corrección por los cambios de sensibilidad que experimentan los dosímetros las medidas retardadas, f_s .

7.2 REPETIBILIDAD A LA DOSIS DE REFERENCIA DE 2 Gy.

Siguiendo el mismo esquema de la sección 6.2, se hicieron varios estudios de reproducibilidad de los factores sensibilidad individuales, f_i , con distintos grupos de GR-200 semejantes a los realizados para el TLD-100 (ver la figura 6.2.1 del capítulo 6). En la figura 7.2.1 aparecen los resultados obtenidos en uno cualquiera de estos estudios que puede considerarse representativo de todos los que se llevaron a cabo.

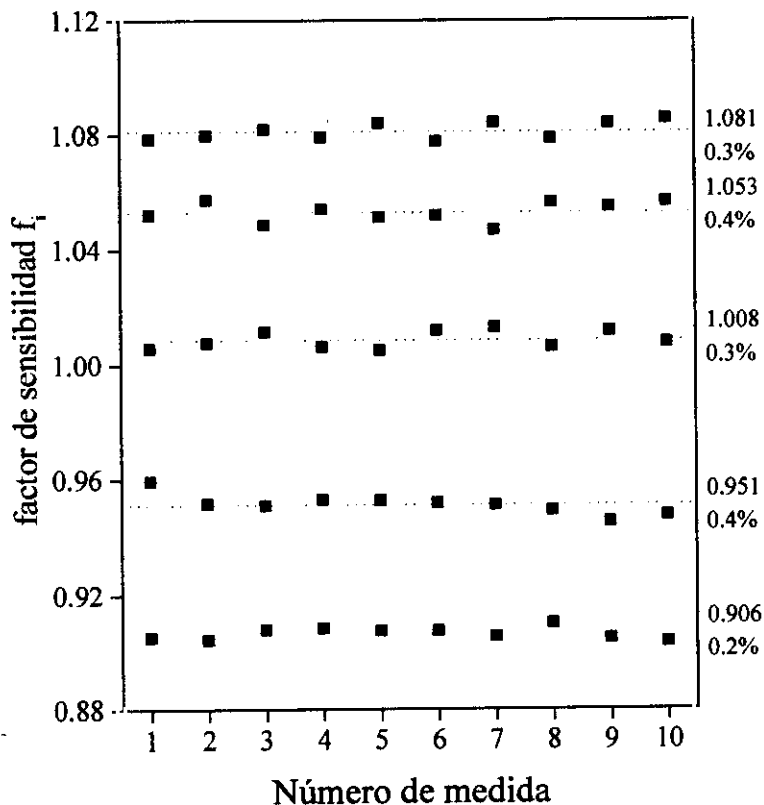


Figura 7.2.1. Estabilidad de los factores de sensibilidad individuales del GR-200 en medidas de reproducibilidad a 0.5 Gy. A la derecha aparece la desviación típica relativa muestral en porcentaje

Se puede apreciar en esta figura que la calidad en la reproducibilidad en los f_i que se obtiene semejante a la que se encontró con el TLD-100 (comparar con la figura 6.2.1 de la sección 6.2). Hay que destacar que si se hace balance de los valores de la desviación típica obtenidos con todos los conjuntos de diez determinaciones consecutivas de los f_i llevadas a cabo en esta fase del experimento, el peor valor obtenido fue del 0.65%. Sin embargo, en su inmensa mayoría se situaron entre el 0.2 y el 0.4% como muestra la figura.

Como ya se dijo en la sección 6.2, la buena estabilidad de los factores individuales de sensibilidad dentro un grupo no garantiza necesariamente la estabilidad en su respuesta, sólo significa que todos los dosímetros evolucionan de la misma manera en función del número de medidas consecutivas efectuadas. Precisamente, conseguir una buena estabilidad en la respuesta del GR-200 es uno de los puntos más problemáticos en el uso del GR-200 en dosimetría [134 Pit90]. Como ya se comentó en la sección 5.1.3, este material presenta una leve pero continua disminución en su sensibilidad conforme se incrementa el número de medidas realizadas, si se sobrepasa una cierta temperatura crítica, no excesivamente alta, durante la lectura. Sin embargo, como se ha demostrado con anterioridad [119 Góm96] y se va a confirmar en este trabajo, el empleo del método de adquisición-lectura de la sección 5.5 con los dosímetros de GR-200 elimina o hace insignificantes tales problemas de estabilidad.

En efecto, la figura 7.2.2 representa los resultados de un ensayo de estabilidad de grupo que consiste en diez medidas consecutivas a tres niveles de dosis distintos, respectivamente 0.5, 1.0 y 2.0 Gy. Para cada una de las dosis que aparece en la figura se empleó un subconjunto diferente formado por cinco dosímetros. Las barras de incertidumbre que aparecen en la figura corresponden a dos desviaciones típicas (valor medio) de las lecturas obtenidas con cada subgrupo y en cada medida. Los valores estas incertidumbres varían entre 0.3 y 0.7% que, aún siendo ligeramente peores que las obtenidas con TLD-100, continúan siendo bastante buenas.

Lo que llama más la atención de esa figura es que la buena estabilidad en la respuesta que se consigue a 0.5 y 1 Gy, todos los puntos están dentro del 1% (*b* y *c* en la figura), contrasta con la lenta pero monótona tendencia a decrecer a 2 Gy (*a* en la figura) según aumenta el número de irradiaciones y lecturas. En un experimento paralelo a los representados en la figura 7.2.2 se ha confirmado que esta tendencia a decrecer en la sensibilidad se intensifica según se incrementa el nivel de dosis absorbida.

La dependencia con la dosis de este comportamiento sugiere que pueda estar probablemente causado por algún tipo de daño por radiación más que ser atribuible simplemente al sobrecalentamiento de los dosímetros, induciendo probablemente alguna inestabilidad en la fase de más alta temperatura del ciclo de lectura. En efecto, está claro que de producirse debido a inestabilidades de origen exclusivamente térmico, debieran verse afectadas del mismo modo las medidas de 0.5 y 1 Gy al haber sido empleado siempre el mismo ciclo de lectura.

Esta falta de estabilidad a 2 Gy del GR-200 es un fuerte inconveniente para su uso en Dosimetría Postal al ser esta la dosis de referencia universalmente empleada en esta técnica.

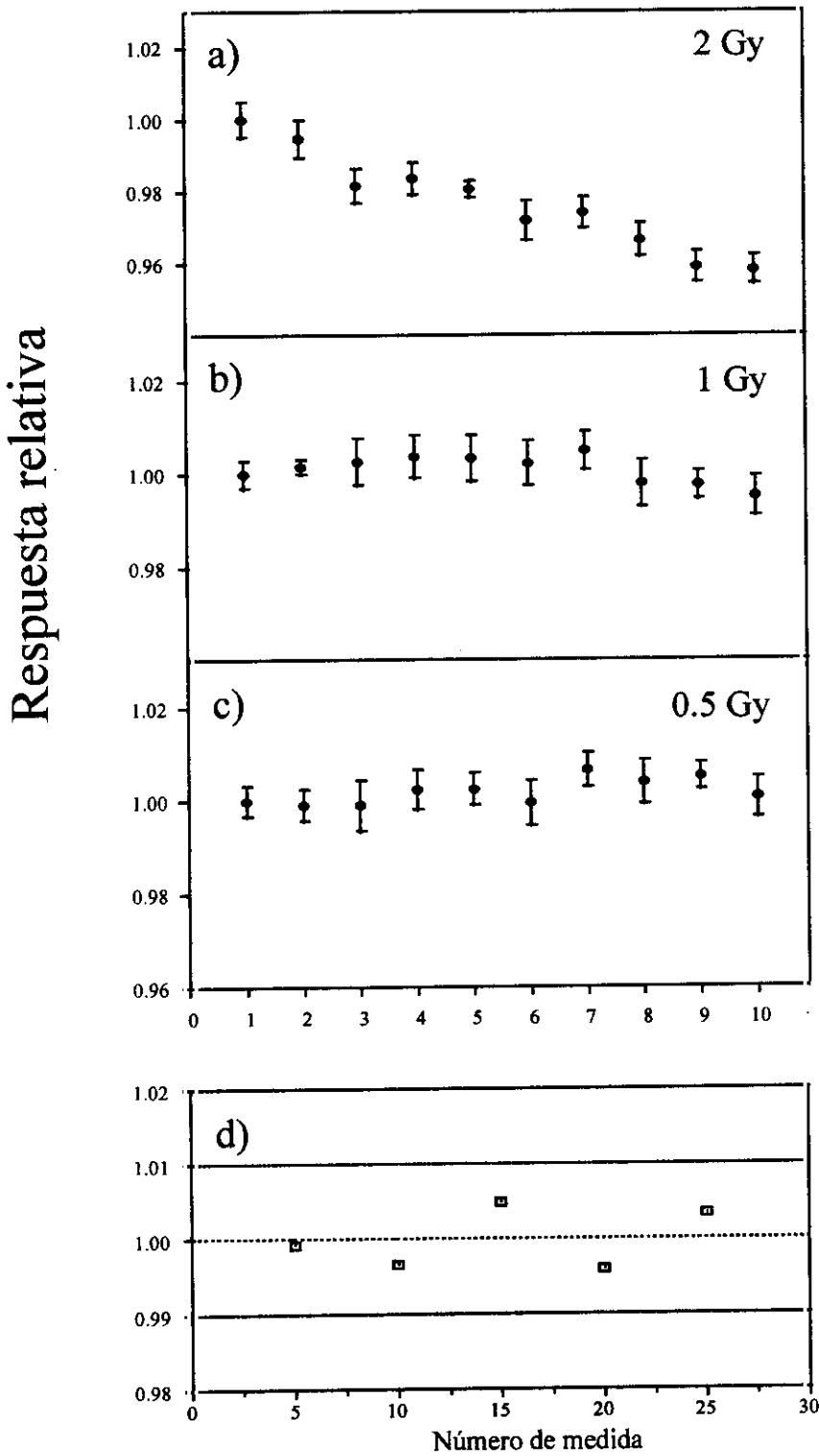


Figura 7.2.2. Repetibilidad en el rango: (a) 2 Gy, (b) 1 Gy y (c) 0.5 Gy. En el subgráfico (d), se ha representado el cociente entre la respuesta del grupo de control de GR-200 a 0.5 Gy y la del TLD-100 a la misma dosis en las medidas número 5, 10, 15, 20 y 25.

Para poder asegurar que este efecto no está provocado en realidad por una tendencia en las medidas del grupo de control, recordemos que el grupo de control del lector lo componen dosímetros de GR-200 y que se irradian precisamente a 0.5 Gy, fueron intercaladas en algunas medidas las correspondientes a un segundo grupo de control, esta vez formado por dosímetros TLD-100 e igualmente irradiados a 0.5 Gy, que permitiera arbitrar sobre la propia estabilidad del grupo de control de GR-200. Es, por así decirlo, el control del grupo de control realizado con un material, TLD-100, del que se ya se sabe que es suficientemente estable (en medidas prontas). En la parte *d* de la figura 7.2.2 se han representado precisamente también los resultados que se obtuvieron con esos dosímetros de TLD-100. En el caso de la figura, como puede apreciarse, se insertaron entre las medidas número 5, 10, 15, 20 y 25. Por claridad, lo que en realidad aparece es el cociente normalizado de las medidas hechas con el grupo de control del GR-200 con las de este grupo adicional de TLD-100 y como se observa permaneció dentro del $\pm 1\%$ siendo una prueba inequívoca de la estabilidad del grupo de control de GR-200 empleado en todas las medidas de la figura 7.2.2.

Como conclusión a este apartado se observa que, mientras que los factores de sensibilidad muestran un comportamiento semejante al observado para el TLD-100, se observa una ligera pérdida de respuesta del GR-200. No obstante este decrecimiento de sensibilidad, aunque claro y continuo, no se puede considerar un efecto totalmente catastrófico ya que evoluciona con un ritmo más o menos constante que, en todo caso, no supera nunca el 0.5% de una medida a la siguiente.

7.3 RESPUESTA TL CON LA DOSIS EN EL RANGO 0.5-2.5 Gy

Después del estudio de la repetibilidad del proceso de medida en los niveles de dosis de 0.5 Gy, 1 Gy y 2 Gy de la sección anterior, la siguiente tarea en la fase de medidas prontas fue determinar la dependencia de la respuesta TL de los dosímetros con la dosis absorbida en el rango centrado a 2 Gy (1.5-2.5 Gy). Para ello, se llevaron a cabo una serie experimentos similares a los que dieron como resultado la figura 6.3.2 del capítulo 6 para el TLD-100.

En la figura 7.3.1. se han representado los resultados obtenidos en uno de estos experimentos y al igual que en la figura 6.3.2 del capítulo 6, se ha representado la variación del factor de respuesta ó respuesta específica (TL/Gy) del GR-200 en función de la dosis. En esta figura, además se ha incluido el punto correspondiente a 0.5 Gy al ser considerado de especial interés pues es dosis empleada con el grupo de control del lector.

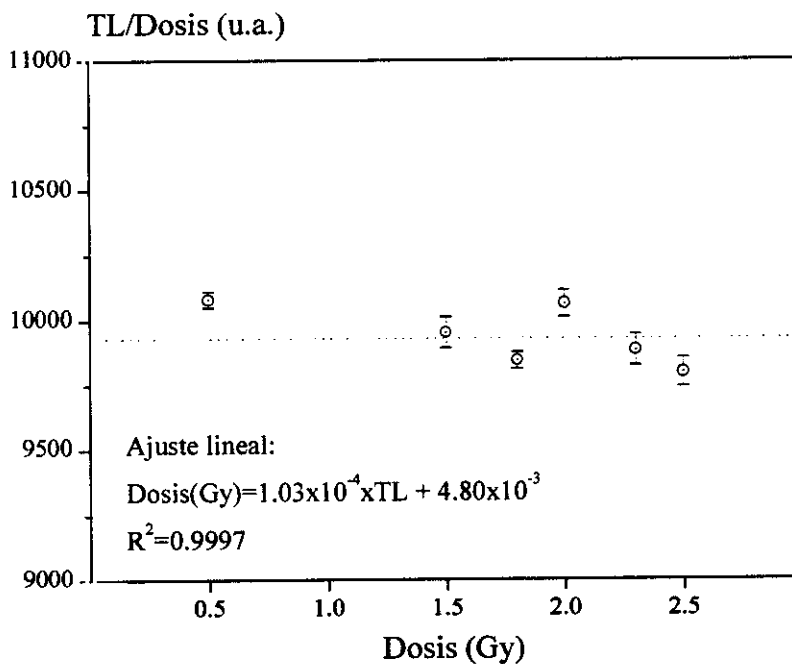


Figura 7.3.1. Variación del factor de respuesta ó respuesta específica (TL/Gy) del GR-200 entre 0.5 Gy y 2.5 Gy.

La figura refleja una constancia razonablemente buena del factor de respuesta en este rango de dosis siendo un claro síntoma de linealidad, es decir, de proporcionalidad entre la respuesta TL de los dosímetros y la dosis absorbida confirmando que el comportamiento decreciente

observado en la figura 7.2.2 (a) de la sección anterior es aún muy débil en niveles de dosis cercano a la dosis de referencia de 2 Gy. Por otra parte, análogamente a lo que sucedía en el rango de dosimetría ambiental y personal ([38 Del95a] y [96 Alv99]), la pequeña ordenada en el origen indica que tanto el fondo característico del dosímetro como la componente residual remanente de la que se hablaba en la sección 5.1.3 son sustraídos adecuadamente por el programa simplificado que se está empleando para analizar las curvas de termoluminiscencia medidas. Esta proporcionalidad, que contrasta con el comportamiento supralineal que presenta el TLD-100 ya en esta región, es un punto a favor del GR-200 en Dosimetría Postal, y en general para su empleo en radioterapia ya que, como se dijo en la introducción del capítulo 5.1, el comportamiento lineal tiene la ventaja inherente de que, a efectos prácticos, es sinónimo de sencillez, ya que se requiere del mínimo número de puntos para calcular la curva de calibración de los dosímetros, y de precisión, puesto que las incertidumbres comprometidas en los ajustes lineales son las mínimas. Al mismo tiempo, se podría hacer la sugerencia de reducir el valor de la dosis de referencia a menos de 2 Gy, para el GR-200 a la vista de la peor repetibilidad para este valor de dosis y que se acentúa para dosis superiores.

7.4. ESTABILIDAD DE LA RESPUESTA DEL GR-200 A TEMPERATURA AMBIENTE: MEDIDAS RETARDADAS.

Nuevamente, para abordar esta parte del experimento se siguió exactamente el mismo esquema usado en la sección 6.4.2 del capítulo anterior con el TLD-100 y, en consecuencia, se va a emplear la misma nomenclatura.

Varios conjuntos de quince dosímetros fueron almacenados a temperatura ambiente en periodos de 7, 15, 30 y 60 días de duración. Cada conjunto estaba compuesto de tres grupos de cinco dosímetros. Dos de los grupos se irradiaban a una dosis de 2 Gy al principio y al final del período de almacenamiento respectivamente, grupos *SA* (*Storage After*) y *SB* (*Storage Before*). El tercer grupo, grupo *M*, se irradiaba a la misma dosis pero en un punto intermedio del período de almacenamiento correspondiente. Tras completarse el período total de almacenamiento estipulado, los quince dosímetros, acompañados del grupo de control del lector, se leían sucesiva y ordenadamente en la misma sesión. Para comparar directamente los cambios de respuesta en los tres regímenes se irradiaba de nuevo a los tres grupos a la dosis de 2 Gy y se los volvía a leer en idénticas condiciones obteniendo una medida pronta de referencia de cada grupo. De ese modo, al igual que en la sección 6.4.2, es posible observar la evolución durante el almacenamiento de las trampas llenas (*SA*) y vacías (*SB*) y, a través de la evolución particular de cada pico, comparar la importancia relativa de los efectos inducidos por la temperatura sobre las cargas atrapadas y sobre el sistema de trampas, estructura y población, del dosímetro. Para el análisis de las curvas de termoluminiscencia obtenidas en esta parte del experimento, se empleó el mismo programa de análisis completo empleado con el TLD-100 en el capítulo anterior, con objeto de resolver, en este caso, la curva del GR-200 en picos de primer orden.

La figura 7.4.1, muestra la evolución de las áreas de los picos 3 y 4 del GR-200 a temperatura ambiente. Los círculos llenos corresponden al régimen *SA* y los vacíos al *SB*, ésto es, a muestras que se almacenan irradiadas (*trampas llenas* durante el almacenamiento) y a muestras que se almacenan no irradiadas (*trampas vacías* durante el almacenamiento) respectivamente.

Los cuadrados por su parte representan la evolución de las áreas de esos mismos picos en el régimen al que hemos llamado *M*, que recordemos que partiendo como un grupo *SB* en la

primera mitad del almacenamiento se convierte tras la irradiación, en un *SA* en la segunda.

La evolución está representada en esta figura como el área de cada pico relativa su área en la medida pronta después de cada periodo de almacenamiento (área relativa).

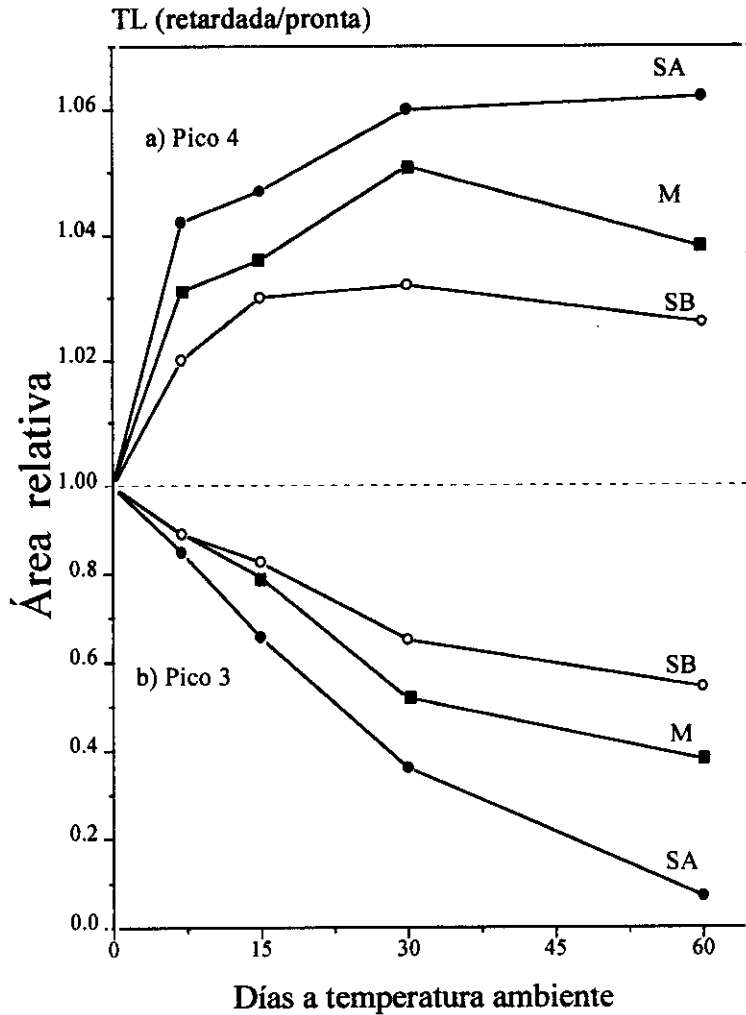


Figura 7.4.1. Evolución de los picos 3 y 4 del GR-200 a temperatura ambiente en los regímenes *SA* (círculos cerrados, dosímetros irradiados antes del almacenamiento), *SB* (círculos abiertos, dosímetros irradiados después del almacenamiento) y *M* (cuadrados, dosímetros irradiados en medio del almacenamiento). La dosis impartida en todos los casos fue de 2 Gy.

El pico 4 experimenta un fuerte crecimiento en los primeros días de almacenamiento para después alcanzar cierta estabilidad a partir de la cuarta semana aproximadamente, manteniéndose desde entonces en el +6% en medidas *SA* y en el +4% en *SB* respecto de su área inicial. En todos y cada uno de los periodos de almacenamiento estudiados el área relativa del pico 4 es mayor en los grupos *SA* que en los grupos *SB*. Por su parte el grupo *M*, al igual que sucedía con el TLD-100, evoluciona siempre dentro de la región delimitada por la de los grupos *SA* y *SB*.

El pico 3 por el contrario decrece en intensidad conforme se incrementa el periodo de almacenamiento quedando reducida su área entorno al 10% del área inicial en los dosímetros *SA* y al 50% en los *SB* al cabo de sesenta días.

El hecho de que el pico 4 muestre siempre un área mayor después de cada periodo de almacenamiento es indicativo que el mecanismo dominante es el que lleva al incremento neto del número de trampas asociadas a este pico y que por su parte la liberación espontánea de cargas atrapadas ("*fading*") no parece jugar papel alguno en su evolución. Esta interpretación se ve reforzada por el hecho de que este crecimiento del pico 4 es mayor precisamente en los dosímetros que se almacenan después de haber sido irradiados, *SA*, que en los otros dos grupos, *M* y *SB*, como se observa en la figura. Por otra parte, la estabilidad de las cargas atrapadas que se deduce del cálculo de la vida media a temperatura ambiente de este pico, es también compatible con una liberación espontánea despreciable para éstas.

Es obvio que no es descartable que este mismo efecto pudiera tener su origen en una modificación en el número de centros de recombinación. Sin embargo, como ya se dijo en la sección 4.2, los centros de atrapamiento y los centros de recombinación del LiF no parecen ser entidades independientes sino que, como hace ya algún tiempo se apreció están correlacionados espacialmente [50 Del84]. De hecho en los modelos más recientes ya se alude únicamente a complejos de defectos extendidos en los que se postula y sobreentiende esa correlación de los centros de atrapamiento y de recombinación con movimiento de carga dentro un único defecto ([52 Hor96], [53 Mah97] y [54 Hor98]). Por esa razón es preferible expresarse ya en términos de centros de atrapamiento/recombinación ó simplemente centros TL.

La situación para el pico 3 en apariencia es algo diferente. En este caso, el área del pico correspondiente a los grupos *SA* (círculos llenos) experimenta un decrecimiento mayor y más rápido que el de los dosímetros *M* y *SB*, cuadrados y círculos vacíos respectivamente. En una primera interpretación podría pensarse que el "*fading*" es el único responsable de este comportamiento. No obstante todavía cabe explicarlo en términos de efectos sobre los centros TL o cambios de sensibilidad. En efecto, si se hace un análisis algo más cuidadoso, se observa en primer lugar que los grupos *SB* también experimentan un decrecimiento considerable aún cuando los dosímetros se irradian al final cuando ya ha concluido el almacenamiento. En

segundo lugar si se utilizan los parámetros de atrapamiento (E_s) característicos de este pico [135 Del93b] en medidas prontas y se calcula su vida media a temperatura ambiente, se obtiene que ésta es superior a dos años y medio discrepando de los datos que se obtienen en nuestro experimento y que aparecen representados en la figura 7.4.1. Concretamente, en esta figura se observa que al cabo de sesenta días de almacenamiento a temperatura ambiente este pico ha quedado ya reducido a menos del 10%. Uniendo ambos argumentos se tiene que aunque hay lugar para la pérdida de carga atrapada en este caso, al mismo tiempo va reduciéndose el número de trampas asociadas a este pico con lo que los cambios de sensibilidad también son de máxima importancia para el pico 3.

En resumen, la evolución del pico 4 sugiere una interpretación similar a la que se utilizó para el pico 5 del TLD-100, es decir, que se produce un aumento en la población de los centros TL asociados a este pico durante el almacenamiento mientras que el pico 3 presenta ambos tipos de efectos, es decir, disminución del número de centros TL y pérdidas de portadores de carga atrapados cuando los dosímetros se almacenan irradiados.

Así pues, la conclusión final de esta parte del experimento es similar a la de su equivalente para el TLD-100 (sección 6.3) confirmando también para el GR-200, que los procesos que causan la falta de estabilidad de sus picos dosimétricos a temperatura ambiente no producen la pérdida espontánea de portadores de carga atrapados sino que inducen cambios en su sistema de centros de atrapamiento/recombinación durante el almacenamiento quedando de nuevo relegados los efectos sobre las cargas atrapadas a un papel marginal, importante solamente para los picos de baja temperatura.

No obstante, el paralelismo no es exacto y existen pequeñas diferencias cualitativas entre la evolución de los picos dosimétricos del TLD-100 y los del GR-200. En efecto, si se compara minuciosamente por ejemplo la evolución del pico 4 del GR-200 que muestra la figura 7.3.1 con la del 5 del TLD-100 observada en trabajos anteriores [94 Del93a], se observa que mientras que para el TLD-100 el pico 5 de los dosímetros *SA* (trampas llenas) muestra mayor estabilidad que el de los *SB* (trampas vacías) con el pico 4 del GR-200 sucede justo al contrario. Este diferente patrón de evolución en ambos picos confirma lo que se halló recientemente en una serie de estudios comparativos de la estabilidad térmica de la señal TL de ambos materiales en el rango ambiental de dosis y temperaturas ([95 Alv98] y [96 Alv99]).

Cabe destacar que en estos estudios, estas diferencias entre el TLD-100 y el GR-200, se justificaron aludiendo a la dependencia de las interacciones entre los complejos de defectos de la presencia o no de carga atrapada, cuya distribución dentro del complejo depende en último término de la estructura concreta que tengan esos defectos en cada material, estructura que por otra parte, no se conoce con suficiente precisión. De ese modo la presencia de carga atrapada que resulta estabilizadora para el TLD-100, puede muy bien no serlo para el GR-200.

No obstante, este hecho no tiene gran trascendencia a efectos prácticos y en lo que respecta a la estimación del factor de corrección f_s , se puede emplear la misma aproximación que se empleó ya en la sección 6.5 con el TLD-100 puesto, que como era de esperar, de nuevo el grupo M evoluciona situándose siempre en algún punto dentro de la zona delimitada por la evolución de los grupos SA y SB , independientemente de quién quede arriba o abajo. Por otra parte, la anticorrelación que se observa en la evolución de los picos 3 y 4 propicia nuevamente que la suma de ambos picos sea un mejor y más constante estimador de la dosis que un pico aislado, el pico 4 en este caso. En efecto, si consideramos en lugar del pico 4 aislado la suma de los picos 3+4 la variación en la respuesta relativa retardada/pronta se reduce desde 3-6%, al 2-4%. Por esta razón se ha considerado esa última zona como la RID más adecuada para el cálculo de la dosis absorbida. Elegir esta RID tiene una ventaja más, y es que prácticamente coincide con la región sombreada de la figura 7.1.1, RID del programa simplificado de análisis del GR-200 (ver la sección 4.4.3), abriendo la posibilidad de emplear con fiabilidad este tipo de programa, que como vimos es mucho más sencillo.

7.5. ESTIMACIÓN DE DOSIS EN MEDIDAS RETARDADAS.

Como se ha afirmado en la sección 7.4 esta perfectamente justificado utilizar el mismo estimador del factor de sensibilidad en medidas retardadas, f_s , que se empleó con el TLD-100 para corregir los datos que se obtienen con el grupo M . Este grupo es, como ya se ha dicho, el que tiene el mismo papel y sigue la misma evolución que los dosímetros que se envían e irradian en las Unidades de Radioterapia participantes en las Intercomparaciones Postales reales.

Por consiguiente del mismo modo que en la sección 6.4. para el TLD-100, se pueden definir,

$$P = \frac{PA + PB}{2} \quad S = \frac{DA + DB}{2} \quad \text{y} \quad f_s = \frac{P}{S}$$

donde PA y PB son la sensibilidades prontas y DA y DB son las sensibilidades retardadas de los grupos SA y SB respectivamente y f_s es el estimador que se va a emplear para el factor de corrección por los cambios de respuesta en medidas retardadas del grupo M .

La figura 7.4.1 muestra la mejora que se consigue en la estimación de la dosis al introducir la corrección por f_s . Para apreciarlo mejor, en la figura se ha representado el cociente entre la dosis estimada y la dosis realmente impartida al grupo M y delimitando la banda correspondiente a $\pm 1\%$ del valor verdadero con la línea punteada.

Para la obtención de cada punto, las curvas obtenidas se han analizado con el programa simplificado para el GR-200 presentado en la sección 4.2. Recuérdese que este programa calculaba el área de la curva encerrada en la RID, correspondiente a la zona en la que aparecen los picos 3 y 4 tras la sustracción de fondo del dosímetro y la señal residual remanente.

Se analizaron las mismas curvas con el programa completo de análisis y se obtuvieron unos resultados prácticamente idénticos a los que muestra la figura. Sin embargo debido a la sencillez y versatilidad del programa simplificado, se ha preferido presentar solamente los resultados obtenidos con tal programa.

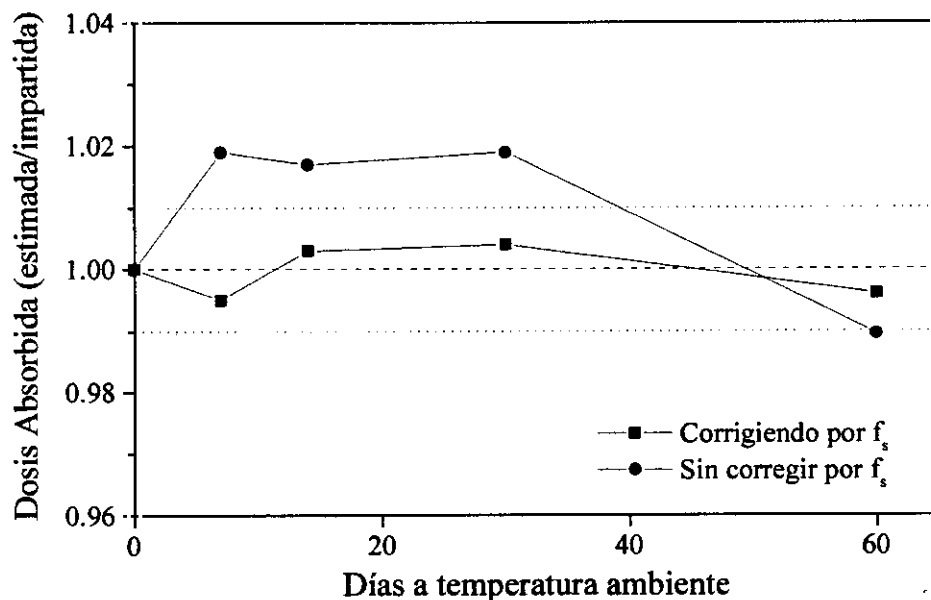


Figura 7.5.1. Cociente entre la dosis estimada en Dosimetría Postal con GR-200 y la realmente impartida. Cuadrados, estimación tras aplicar el factor de corrección por los cambios de sensibilidad en medidas retardadas y círculos sin aplicar esa corrección.

En esta figura se puede apreciar cómo la estimación de dosis si se hace recaer la sensibilidad de los dosímetros en las medidas retardadas sobre las medidas prontas, es decir sin usar el factor de corrección, f_s , se halla entre +2% (al cabo de una semana) y -1% (al cabo de dos meses) de la dosis realmente impartida. Por el contrario las estimaciones que se realizan tras efectuar esa corrección, es decir tras la aplicación de los f_s , pasan a tener unas discrepancias máximas sobre el valor real situadas sólo entre el +0.5% (al cabo de una semana) y el -0.5% (al cabo de un mes).

7.6 INCERTIDUMBRES.

La evaluación de la dosis requiere la determinación de tres factores de sensibilidad diferentes:

- (a) El factor de sensibilidad del lector.
- (b) El factor de sensibilidad individual del cada dosímetro dentro de su grupo.
- (c) El factor f_s de corrección por los cambios de sensibilidad en las medidas retardadas.

El factor de sensibilidad del lector estima y corrige las derivas del lector a lo largo del experimento y como es natural no debe depender del dosímetro que se esté empleando.

Experimentalmente, se ha comprobado que factores de sensibilidad individuales f_i del GR-200 presentan una estabilidad muy similar al del TLD-100 como puede verse comparando las figuras (6.2.1) y (7.2.1).

En cuanto al factor de corrección f_s , a pesar de los indicios que señalaban una mayor estabilidad de la respuesta del GR-200 en almacenamientos a temperatura ambiente en el rango de dosis ambiental, la estabilidad encontrada en este experimento, y en las condiciones de trabajo de la Dosimetría Postal, es muy similar a la observada para el TLD-100. Sin embargo, hay que hacer notar que el tratamiento de preparación empleado con GR-200 ha sido únicamente la propia lectura del dosímetro mientras que con el TLD-100 fue necesario aplicar un tratamiento de horno adicional más energético de 1h a 400°C para poder reutilizar los dosímetros y desde este punto de vista no sería comparable la estabilidad de ambos materiales. No obstante, en la práctica a efectos de estabilidad a temperatura ambiente, no existe una ventaja neta del GR-200 sobre el TLD-100 en dosimetría postal.

Tal vez el punto más débil que se ha encontrado con el GR-200 ha sido una reusabilidad más deficiente a 2 Gy, dosis de referencia en Dosimetría Postal, tendencia que empeora a dosis mayores. Se pudo comprobar que si se reduce este nivel de dosis, a 1 Gy por ejemplo, la reusabilidad mejora apreciablemente (figura 7.2.2 (b)) pudiéndose adoptar como nueva dosis de referencia si se usa GR-200 en Dosimetría Postal. No obstante no deben descartarse los 2 Gy como dosis de referencia ya que esta tendencia, aunque monótona no es catastrófica de

una medida a la siguiente.

Una solución para minimizar su efecto consistiría en obtener el algoritmo Dosis/TL con los mismos dosímetros que van a ser utilizados justo antes o después de su envío al Hospital, asegurando de ese modo que el cambio de respuesta debido a este efecto es el mínimo. Otra solución consistiría en introducir un nuevo factor de corrección que tuviera en consideración esta falta de reproducibilidad en las medidas prontas. No obstante, y considerando que la variación entre medidas consecutivas es muy pequeña, ronda el 0.4%, se ha optado por no aplicar factor de corrección alguno y simplemente asumir una mayor incertidumbre en la conversión a dosis a través del algoritmo Dosis/TL [136 Gran97]. En ese caso se obtienen los resultados que aparecen desglosados en la tabla 7.6.1. y que arrojan una incertidumbre combinada ($k=1$) de 1.11% que, aunque es ligeramente superior a la del TLD-100, sigue siendo mucho mejor que la de los sistemas postales en funcionamiento existentes en la actualidad, empleando técnicas convencionales de medida y análisis.

Tabla 7.6.1. Incertidumbres del sistema postal con GR-200

| Componente | Contribución (%) |
|---|-------------------------|
| Calibración del sistema dosimétrico | 0.70 |
| Determinación del valor medio M | 0.40 |
| Determinación de f_m | 0.30 |
| Determinación de f_s | 0.50 |
| Determinación algoritmo TL/Dosis | 0.50 |
| Incertidumbre combinada | 1.11 |
| Incertidumbre combinada ($k=2$) | 2.22 |

7.7 CONCLUSIONES.

Como se dijo en la introducción de este capítulo, el la idea de desarrollar un sistema postal basado en el GR-200, estuvo fuertemente estimulada por las perspectivas de mejora que a priori se tenían si se empleaba este material en lugar del TLD-100 en Dosimetría Postal, al ser un material con una respuesta lineal en el rango de dosis de interés, presumiblemente con mayor estabilidad térmica a temperatura ambiente, que no necesita tratamientos térmicos de regeneración especiales etc. Los problemas derivados de la limitación en la temperatura máxima de calentamiento se habían superado satisfactoriamente gracias a las condiciones menos restrictivas de las nuevas tandas de dosímetros y al desarrollo del sistema de adquisición-lectura presentado en la sección 5.5 que permitía elevar al máximo la temperatura de lectura con la seguridad de que no iba a haber sobrecalentamiento del dosímetro. En resumen que las condiciones de partida eran más que prometedoras.

Sin embargo, estas ventajas quedaron ligeramente oscurecidas ya desde la etapa de las medidas prontas, por la repetibilidad algo más pobre a 2 Gy que el TLD-100 como muestra el continuo decrecimiento en observado en la señal TL conforme se incrementaba el número de reutilizaciones del mismo dosímetro a este nivel de dosis. No obstante, debido a su pequeña magnitud ($\leq 0.4\%$ por medida), este comportamiento, aunque negativo no se consideró que fuera totalmente catastrófico. De hecho, en la evaluación de las incertidumbres en el capítulo 7.6 se tuvo en cuenta este efecto incrementando la componente asociada al algoritmo Dosis/TL respecto a la correspondiente al TLD-100. Ésto condujo a que la incertidumbre combinada resultante fuera finalmente algo mayor con GR-200.

De todos modos, como acabamos de decir, el impacto que tiene en las medidas es muy pequeño y para el sistema postal con GR-200 se obtuvo finalmente una incertidumbre combinada (1σ) del 1.11% no demasiado lejos del 1.00% del TLD-100. Sin embargo, el precio que se tiene que pagar para obtener unos resultados tan buenos es realizar calibraciones con mucha frecuencia, mucha más que con TLD-100 y con la necesidad imperiosa de que se efectúen en un momento lo más próximo posible a las medidas normales. Otra alternativa factible sería considerar la posibilidad cambiar la dosis de referencia de 2 Gy a 1 Gy para este material, debido a que a este nivel de dosis, la repetibilidad es tan buena como la que se consiguió con el TLD-100 a 2 Gy (comparar la figura 6.2.2 con la 7.2.2(b)). De ese modo se

aprovecharían solamente las ventajas de este material y se evitaría el inconveniente de la pérdida de continua de señal a 2 Gy.

Un punto a destacar en favor del GR-200 es que no son necesarios tratamientos térmicos de regeneración especiales fuera de la propia lectura de los dosímetros. Recuérdese que con TLD-100 era preciso dar un tratamiento adicional de horno de 1h de duración a 400°C, mientras que con el GR-200 sólo es necesaria la propia lectura de los dosímetros. Sin duda alguna esto ha sido posible gracias a la acción combinada del método de análisis utilizado y del método de adquisición-lectura que se desarrolló. En efecto, esto es debido a que el primero selecciona adecuadamente la RID en cada curva, sustrayendo al mismo tiempo el fondo residual remanente, y a que el segundo permite ajustar con fiabilidad la máxima temperatura de lectura a la máxima temperatura permitida de modo que se borren lo mejor posible los dosímetros e impidiendo que se les pueda causar daño por sobrecalentamiento.

La tabla 7.7.1. se ha resumido comparativamente para el TLD-100 y el GR-200 algunos los puntos que se han comentado.

Tabla 7.7.1. Resultados comparados de los sistemas postales con LiF:MgTi (TLD-100) y con LiF:Mg,Cu,P (GR-200).

| | TLD-100 | GR-200 |
|---|---|---|
| Tratamiento térmico de regeneración. | 1h a 400°C | Lectura |
| Respuesta entorno a 2 Gy. | Ligeramente supralineal | Lineal |
| Análisis de curvas. | Métodos completos | Métodos simplificados |
| Reproducibilidad de la TL a 2 Gy. | Muy Buena (Holgadamente dentro del $\pm 1\%$) | Ligero decrecimiento. ($\leq 0.4\%$ por medida) |
| Estabilidad a temperatura ambiente. | Mediana. | Buena. |
| Incertidumbre Combinada ($2\cdot\sigma$). | 2.00% | 2.22% |

8. Conclusiones

- 8.1. Expectativas de empleo del nuevo método de dosimetría postal en el futuro.

8. CONCLUSIONES.

Los resultados obtenidos en los experimentos de los capítulos 6 para el LiF:Mg,Ti (TLD-100) y 7 para el LiF:Mg,Cu,P (GR-200), confirman la validez de ambas variedades **en forma de pastillas** sólidas para la Dosimetría Postal en Radioterapia. El sistema desarrollado en este trabajo por el que se opta al grado de Doctor en Ciencias Físicas, supone una mejora significativa en la precisión y exactitud de la estimación de la dosis absorbida respecto a los sistemas postales convencionales en operación actualmente. Esta mejora se resume en los bajos niveles para la incertidumbre global del método, obtenidos después de un estudio metrológico y pormenorizado de las componentes individuales de incertidumbre. La mejora además se ha conseguido empleando tratamientos térmicos de preparación muy simples y perfiles de lectura muy sencillos, es decir simplificando los procedimientos operativos.

Tanto la simplificación en los procedimientos experimentales como la mejora en los resultados está directamente asociada al uso de las técnicas de análisis numérico de curvas de termoluminiscencia asistidas por ordenador presentadas en la sección 4.4. En concreto con el TLD-100 hizo falta emplear el método de análisis completo, resolviendo las curvas en sus picos individuales, mientras que con el GR-200 se demostró la adecuación del empleo del método simplificado, definiendo tan sólo el área de interés dosimétrico. Ambos sistemas están descritos y su empleo justificado en los capítulos 6 y 7.

A modo de resumen, el empleo del nuevo procedimiento de dosimetría postal, que tiene características de sistema experto, ha permitido:

1. **Identificar de manera concluyente, que el mecanismo responsable de las variaciones de respuesta TL** en los dos materiales durante los almacenamientos a temperatura ambiente, no es la liberación espontánea de los portadores de carga atrapados (*“fading”* de la información dosimétrica) sino que, en ambos casos, son los cambios que se producen en el sistema de centros TL (*cambios de sensibilidad* de los dosímetros).

2. **Basado en los conocimientos alcanzados acerca de la naturaleza de los procesos que afectan a la estabilidad de respuesta se ha desarrollado un procedimiento efectivo para corregir con eficacia el impacto negativo de las variaciones de respuesta en la medida de dosis.**
3. **Establecer un criterio de calidad intrínseco de las curvas que se obtienen basado en la adecuación de los valores para los parámetros de atrapamiento de los picos de termoluminiscencia individuales respecto a los valores aceptados por la comunidad científica internacional.**
4. **La simplificación de los tratamientos térmicos necesarios para la preparación de los dosímetros, en particular, eliminando la necesidad de las largas etapas de tratamiento a baja temperatura habituales en los sistemas postales existentes.**
5. **Hacer innecesarias las fases de precalentamiento que se emplean ordinariamente en los ciclos de lectura convencionales para eliminar de la curva la contribución de los picos inestables de baja temperatura;**

La incertidumbre combinada en la estimación de la dosis que se consigue con estos sistemas postales es del 1.00% para el TLD-100, y del 1.11% para el GR-200. Si se considera la incertidumbre expandida recomendada, que corresponde a un factor de seguridad $k=2$, desviaciones por encima del 2.00% de las dosis requeridas pueden ser consideradas como significativas si se hace uso del sistema que utiliza al TLD-100 o del 2.22% con el sistema que emplea al GR-200. Ambos valores, al encontrarse perfectamente dentro del 5% tolerable [29 ICRP60], satisfacen completamente las condiciones que se exigen de un sistema de Dosimetría Postal para Radioterapia.

8.1 Expectativas de empleo del nuevo método propuesto en esta tesis para la Dosimetría Postal en el futuro.

Cuando los trabajos experimentales soporte de esta Tesis Doctoral se encontraban ya finalizados y la redacción de la presente memoria muy avanzada, se publicó el *REAL DECRETO* 1566/1998 del 17 de julio de 1998, por el que se establecen los criterios de

calidad en radioterapia, que tiene rango de *norma básica sanitaria* con carácter de obligado cumplimiento y en el que se recoge la necesidad ineludible de asegurar la calidad de los tratamientos médicos con radiaciones y de las dosis administradas a los pacientes.

El trabajo que se ha presentado describe una herramienta muy mejorada respecto a las preexistentes para el logro de las exigencias de calidad de las dosis absorbidas involucradas en las utilizaciones médicas de las radiaciones.

9. Bibliografia.

BIBLOGRAFÍA:

1. [Eis77] Eisenlohr, H.H y Jayaraman, S. "IAEA-WHO Cobalt-60 teletherapy Dosimetry Service Using Mailed LiF Dosemeters. A Survey of results obtained during 1970-75" *Phys. Med. Biol.* **22** pp. 18-28, 1977.
2. [Sve89] H. Svensson, G.P. Hanson y K. Zsdánszky. "The IAEA/WHO TL Dosimetry Service for Radiotherapy Centres 1969-1987". *SSDL Newsl.* **28** pp. 3-21, 1989.
3. [Sve90] H. Svensson, P. Nette y K. Zsdansky "Clinical Application of Solid State Dosimetry". *Radiat. Prot. Dosim.* **34** p 241-247, 1990.
4. [Bjä80] Bjärngard, B.E. Kase, K.R., Rudén, B.I., Biggs, P.J., Boyer, A.L.y Johansson, K.A. "Postal Intercomparison of Absorbed Dose for High Energy X Rays with Thermoluminescence Dosimeters". *Med. Phys.* **7**, pp. 560-565, 1980.
5. [Kir92] Kirby, T.H. , Hanson , W.F.y Johnson, D.A. "Uncertainty Analysis of Absorbed Dose Calculations from Thermoluminescence Dosimeters" *Med. Phys.* **19**, pp.1427-1433, 1992.
6. [Han91] Hansson, U. y Johansson, K.A. "Quality Audit of Radiotherapy with EORTC mailed in Water TL-Dosimetry" *Radiot. Oncol.* **20**, pp.191-196, 1991.
7. [Ham91] Hamers, H.P., Johansson, K.A., Venselaar, J.L.M., de Brower, P., Hansson, U y Moudi, C. "Entrance and Exit TL-Dosimetry in the Conservative treatment of Breast Cancer: A Pilot Study for the EORTC-Radiotherapy Cooperative Group" *Radiot. Oncol.* **22**, pp.280-284, 1991.
8. [Hori93] Horiot, J.C., van der Schueren, E. Johansson, K.A., Bernier, J. y Bartelink, H. "The Programme of Quality Assurance of the EORTC Radiotherapy Group. A Historical Overview" *Radiot. Oncol.* **29**, pp.81-94, 1993.
9. [Han93] Hansson, U., Johansson, K.A., Horiot, J.C. y Bernier, J. "Mailed TL Dosimetry Programme for Medicine Machine Output Check and Clinical Application in the EORTC Radiotherapy Group" *Radiot. Oncol.* **29**, pp.85-90, 1993.
10. [Dut93] Dutreix, A., van der Schueren, E. Derreumaux, S. y Chauvandra, J. "Preliminary Results of a Quality Assurance Network for Radiotherapy Centres in Europe". *Radiot. Oncol.* **29**, pp.97-101, 1993.
11. [Dut94] Dutreix, A., Derreumaux, S., Chauvandra, J y van der Schueren, E. "Quality Control of Radiotherapy Centres in Europe: Beam Calibration". *Radiot. Oncol.* **32**, pp.256-264, 1994.

12. [Der95] Derreumaux, S., Chauvandra, J., Bridier, A., Rosetti, V. y Dutreix, A. "A European Quality Assurance Network for Radiotherapy: Dose Measurement Procedure". *Phys. Med. Biol.* **40**, pp.1191-1208, 1995.
13. [Dav93] Davis, B. y Faessler, P. "Quality audit of Megavoltage radiotherapy units: intercomparison of dose at a reference point using a mailed TL-dosimetry system". *Radiat. Oncol.* **28**, pp 79-91, 1993.
14. [Kro97] D. Kroutiliková "TLD Audit in Radiotherapy". (Simposio del IRPA, 8-12 de septiembre de 1997, Praga.
15. [Bro95] Brosed, A. y Molina, E. "La Referencia española de dosis absorbida en agua en ^{60}Co y en Niveles de terapia". DT-MRI-9509 (Documento Interno CIEMAT), 1995
16. [CDR84] SEFM y CDR "Procedimientos recomendados Para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos", 1984.
17. [Dan53] Daniels, F., Boyd, C. y Saunders, D. "Thermoluminescence as a Research Tool". *Science* **117**, pp. 343-349, 1953.
18. [Ober81] Oberhofer, M. y Scharmann, A. "Applied Thermoluminescence Dosimetry". Adam Hilger, Bristol 1981.
19. [McKi81a] McKinlay, A.F "Thermoluminescence Dosimetry". Medical Physics Handbook 5. Adam Hilger Ltd, Bristol 1981.
20. [Horo84a] Horowitz, Y.S. "General characteristics of thermoluminescent materials" "Thermoluminescence and thermoluminescent dosimetry". Boca Raton: CRC Press vol.1 Editor: Y.S. Horowitz, 1984.
21. [McKe95] McKeever, S.W.S, Moscovitch, M. y Townsend, P.D. "Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses". Nuclear Tecnology Publishing, 1995.
22. [Qui92] Quindos, L.S., Fernández, P.L., Rodenas, C. y Soto, J. "Estimate of External Gamma Exposure Outdoors in Spain". *Radiat Prot. Dosim.* **45**, pp. 527-529, 1992.
23. [San89] Sanderson, D.C.W., Slater, C. Y Cairns, K.J. "Detection of Irradiated Food". *Nature* **340**, pp. 23-24, 1989.
24. [Cor98] Correcher, V., Muñiz, J.L. y Gómez Ros J.M. "Dose Dependence and Fading Effect of the Thermoluminescence Signals in γ -Irradiated Paprika". *J.Sci. Food Agric.* **76**, pp. 149-155, 1998.

25. [Horo84b] Horowitz, Y.S. Prefacio de "Thermoluminescence and thermoluminescent dosimetry". Boca Raton: CRC Press, 1984.
26. [Lin84] Lindsough, B.A. y Lundberg, L.M. "Clinical Applications of Thermoluminescent Dosimetry". En "Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry". Vol. 3, cap. 2, pp. 49-129, Boca Raton: CRC Press, 1984. Editor: Y.S. Horowitz.
27. [REG92] Real Decreto 53/1992 Reglamento sobre Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes del 24 de enero de 1992. Promulgado en el BOE 37 12 de febrero de 1992.
28. [ICRP26] International Commission on Radiological Protection. "Recommendations of the International Commission on Radiation Protection". ICRP Publication nº 26.
29. [ICRP60] International Commission on Radiological Protection. "Recommendations of the International Commission on Radiation Protection". ICRP Publication nº 60 Pergamon Press, Oxford 1990.
30. [EUR29] 96/29/EURATOM.
31. [EUR, IEC 1066]
32. [Kat84] Kathren, R. L. "Radioactivity in the Environment" Harwood Academic Pub. Amsterdam, 1984.
33. [Del92a] Delgado, A. "Modern Methods in Radiation Measurement and Dosimetry". Curso organizado por la UE, EURADOS y GSF Physikzentrum, Bad Honnef, Alemania 23-26 de noviembre de 1992.
34. [Del96a] Delgado, A. "Recent Improvements in LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P Based Environmental Dosimetry". *Radiat. Prot. Dosim.* **66**, pp. 129-134, 1996.
35. [Cam68] Cameron, J.R., Suntharalingam, N. y Kenney, G.N. "Thermoluminescent Dosimetry" University of Wisconsin Press, Madison, 1968.
36. [Ros75] Rossiter, M.J. "The Use of Precision Thermoluminescent Dosimetry for Intercomparison of Absorbed Dose". *Phys. Med. Biol.* **20**, pp.735-745, 1975.
37. [Pui76] Puite, K.J. "A Thermoluminescence System for the Intercomparison of Absorbed Dose and Radiation Quality of X-Rays with a HVL of 0.1 to 3 mm Cu". *Phys. Med. Biol.* **21**, pp.216-224, 1976.
38. [Del95a] Delgado, A., Gómez-Ros J M y Muñiz J L. "Computerised Analysis of LiF GR-200 TL Signals: Application to Dose Measurements in the μGy Range". *Radiat. Prot. Dosim.* **60**, pp. 147-153, 1995.

39. [Del95b] Delgado, A., Sáez Vergara, J.C., Gómez-Ros, J.M. y Romero, A. "Intrinsic Self-dosing and Long Term Stability of LiF TLD-100 and GR-200 TL Detectors". *Radiat. Prot. Dosim.* **58**, pp. 211-216, 1995.
40. [McKi81b] McKinlay A.F. "Application of TLD in Medicine". "Applied Thermoluminescence Dosimetry". pp.271-287. Editores: M. Oberhofer y A. Scharmann Adam Hilger Ltd., Bristol 1981.
41. [Horo81] Horowitz, Y.S. "The Theoretical and Microdosimetric basis of Thermoluminescence and Applications to Dosimetry" *Phys. Med. Biol.* **26**, pp. 765-824, 1981.
42. [Fow81] Fowler, J. "Nuclear Particles in Cancer Treatment". Medical Physics Handbook 8. Adam Hilger Ltd, Bristol, 1981.
43. [ICRP73] International Commission on Radiological Protection. "Radiological Protection and Safety in Medicine". ICRP publication nº73. Pergamon Press, Oxford Marzo 1996.
44. [Sanc95] Sanchez-Doblado, F., Terrón, J.A., Sanchez-Nieto, B., Arrans, R., Errazquin, L., Biggs, D., Lee, C., Núñez, L., Delgado, A. and Muñiz, J.L. "Verification of an on line semiconductor dosimetry system for TBI with two TLD procedures". *Radiot. Oncol.* **34** pp. 73-77, 1995.
45. [Tow83] Townsend, P.D., Ahmed, K., Chandler, P.J., McKeever, S.W.S. and Whitlow, H.J. "Measurements of The emission spectra of LiF during thermoluminescence". *Radiation Effects* **72**, pp. 245-257, 1983.
46. [Davi74] Davies, J.J. "E.P.R. and ENDOR of Titanium-Doped Lithium Fluoride". *J. Phys. C* **7**, pp. 599-609, 1974.
47. [Zim66] Zimmerman, D.W., Rhyner, C.R. y Cameron, J.R. "Thermal Annealing Effects on the Thermoluminescence of LiF". *Health Phys.* **12**, pp. 525-531, 1966.
48. [Har68] Harris, A.M. y Jackson, J.H. "Pre-irradiation Annealing of TLD Lithium Fluoride". *Health Phys.* **15**, pp. 457-461, 1968.
49. [Boo72] Booth, L.F., Johnson, T.L. y Attix, F.H. "Lithium fluoride glow-peak growth due to annealing". *Health Phys.* **23**, pp.137-142, 1972.
50. [Del84] Delgado, L. y Delgado, A. "Photoluminescence and thermoluminescence of Ti centers in LiF (TLD-100)". *J. Appl. Phys.* **55** pp. 515- 518, 1984.
51. [Yua88] Yuan, X.L. y McKeever, S.W.S. "Impurity Clustering Effects in Magnesium-Doped Lithium Fluoride". *Phys. Stat. Sol. (a)* **108**, pp. 545-551, 1988.

52. [Horo96] Horowitz, Y.S., Mahajna, S., Rosenkrantz, M., y Yossian, D. "Unified Theory of Gamma and Heavy Charged Particle TL Supralinearity: The Track/Defect Interaction Model". *Radiat. Prot. Dosim.* **65**, pp.7-12, 1996.
53. [Mah97] Mahajna, S. y Horowitz, Y.S. "The Unified Interaction Model Applied to the Gamma Induced Supralinearity and Sensitization of Peak 5 in LiF:Mg,Ti (TLD-100)" *J. Phys. D: Appl. Phys.* **30**, pp.2603-2619, 1997.
54. [Horo98] Horowitz, Y.S., Mahajna, S., Oster, L., Weizman, D. "The Unified Interaction Model Applied to the Gamma-Induced Supralinearity and Sensitization of Peak 5 in LiF:Mg,Ti (TLD-100)". *Radiat. Prot. Dosim.* **78**, pp. 169-193, 1998.
55. [McKe90] McKeever, S.W.S. y Horowitz, Y.S. "Charge trapping mechanisms and microdosimetric processes in lithium fluoride". *Radiat. Phys. Chem.* **36**, pp.35-46, 1990.
56. [May70a] Mayhugh, M.R., Christy, R.W. y Johnson, N.M. "Thermoluminescence and Color Center Correlation in Dosimetry LiF". *J. Appl. Phys.* **41**, pp. 2968-2976, 1970.
57. [Nin76] Nink, R. Y Kos, H. "On the Role of Z Centres in the Trapping Mechanism of Thermoluminescent Lithium Fluoride". *Phys. Stat. Sol. (a)* **35**, pp.121-129, 1976.
58. [Gra66] Grant, R.M. y Cameron, J.R. "Effects of pre-irradiation annealing on the thermoluminescence and dielectric loss of LiF:Mg". *J. Appl. Phys.* **37** p 3791-3795, 1966.
59. [Sto75] Stoebe, T.G. y Watanabe, S. "Thermoluminescence and Lattice Defects in LiF". *Phys. Stat. Sol. (a)* **29**, pp. 11-29, 1975.
60. [McKe82] McKeever, S.W.S. y Lilley, E. "Evidence for Trimer Formation during Dipole Clustering in Mg- doped LiF". *J. Phys. Chem. Solids* **43**, pp. 885-893, 1982.
61. [Chri72] Christy R.W. y Mayhugh, M.R. "Thermoluminescence Mechanism in Dosimetry LiF". *J. Appl. Phys.* **43**, pp.3216-3217, 1972.
62. [Kos77] Kos, H-J y Nink, R. "Mechanism of Restored Thermoluminescence in Lithium Fluoride". *Phys. Stat. Sol. (a)* **44**, pp.505-510, 1977.
63. [Meh77] Mehta, S.K., Merklin, J.F., y Donnert, H.J. "Thermoluminescence Related Z Centres in LiF: Mg,Ti". *Phys. Stat. Sol. (a)* **44**, pp. 679-685, 1977.
64. [May70b] Mayhugh, M.R. "Color Centers and the Thermoluminescence Mecanism in LiF". *J. Appl. Phys.* **41**, pp. 4776-4782, 1970.
65. [Nin80] Nink, R. y Kos, H-J. "Lithium Fluoride Dosimetry Part 1. The Z Center Model- A New Concept for the Description of the Trapping Process in Dosimetric LiF:Mg,Ti". *Nucl. Instrum. Methods* **175**, pp.15-16, 1980.

66. [Kos80] Kos, H-J. y Nink, R. "Lithium Fluoride Dosimetry Part 2. The Z Center Model- Origin and Relevance of some dosimetry phenomena." *Nucl. Instrum. Methods* **175**, pp.24-25, 1980.
67. [Dry73] Dryden, J.S. y Shuter, B. "The dependence of the thermoluminescence of LiF:Mg²⁺" crystals on the state of aggregation of the Mg²⁺ ions". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **6** pp. 123-130, 1973.
68. [McKe84] McKeever, S.W.S. "Optical Absorption and Luminescence in Lithium Fluoride TLD-100". *J. Appl. Phys.* **56**, pp.2883-2889, 1984.
69. [Dha73] Dhar, A., deWerd, L.A. y Stoebe, T.G. "The Effects of Annealing and Cooling Processes on Thermoluminescence of LiF (TLD-100)", *Health Phys.* **25** pp. 427-433, 1973.
70. [Bra76] Bradbury, M.H., Nwosu, B.C.E. y Lilley. E. "The effect of Cooling Rate on the Performance of Thermoluminescent Dosimeter Crystals (TLD-100) and LiF Crystals". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **9** pp. 1009-1016, 1976.
71. [Tay82] Taylor, G.C. y Lilley, E. "Effect of Clustering and Precipitation in LiF (TLD-100) Crystals: II". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **15**, pp. 1253-1263, 1982.
72. [Sag81] Sagastibelza, F. y Álvarez Rivas, J.L. "Thermoluminescence in LiF (TLD-100) and LiF Crystals Irradiated at Room Temperature". *J. Phys. C: Solid State Phys.* **14**, pp.1873-1889, 1981.
73. [Horo82] Horowitz, Y.S. "Criticism of the Z-Centre Model in LiF:TLD". *Phys. Stat. Sol.* (a) **69**, K29-32, 1982.
74. [Mis89] Mische, E.F. y McKeever, S.W.S. "Mechanisms of supralinearity in lithium fluoride thermoluminescence dosimeters". *Radiat. Prot. Dosim.* **29**, pp.159-175, 1989.
75. [Lan85] Landreth, J.L. y McKeever, S.W.S. "Some Observations on the Optical Absorption Bands In LiF:Mg,Ti". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **18**, pp.1919-1933, 1985.
76. [Ros71] Rossiter, M.J., Rees-Evans, D.B., Ellis, S.C. y Griffiths, J.M. "Titanium as a Luminescence Centre in Thermoluminescent Lithium Fluoride". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **4**, pp.1245-1251, 1971.
77. [Che81] Chen, R. Y Kirsh, Y. "Analysis of Thermally Stimulated Processes". Pergamon Press, 1981.
78. [Ran45] Randall, J.T. y Wilkins, M.H.F. "Phosphorescence and Electron Traps. The Study of Trap Distribution" Proceedings Royal Society of London A, **184**, pp.365-389, 1945.

79. [Horo95] Horowitz, Y. S. y Yossian, D. "Computerised Glow Curve Deconvolution Application to Thermoluminescence Dosimetry". *Radiat. Prot. Dosim.* **60** pp.1-114, 1995.
80. [Gar48] Garlick, G.F.J. y Gibson, A.F. "The electron Trap Mechanism of Luminescence in Sulphide and Silicate Phosphors" *Proceedings Physical Society* **60**, pp. 574-590, 1948.
81. [Del86] Delgado, A. y Barreiro, J.C. "On the Determination of the Order of Kinetics for Peak V in LiF TLD-100 by Isothermal Decay Methods". *Radiat. Prot. Dosim.* **16**, pp. 295-300, 1986.
82. [Horo86] Horowitz, Y.S., Moscovitch, M. y Wilt, M. "Computerised Glow Curve Deconvolution Applied to Ultralow Dose LiF Thermoluminescence Dosimetry". *Nucl. Instrum. Methods A224*, pp.556-564, 1986.
83. [Moh70] Mohan, N.S. y Chen, R. "Numerical Curve Fitting for Calculating for Calculating Glow Peaks Parameters". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **3**, pp. 243-247, 1970.
84. [Pod71] Podgorsak, E.B. Morgan, P.R. y Cameron, J.R. "Interpretation of Resolved Glow Curve Shapes in LiF (TLD-100) from 100 to 500K". En: *Proc. 3rd International Conference on Luminescence Dosimetry*, Riso 1971.
85. [Mos84] Moscovitch, M., Horowitz, Y. S. y Oduko, J. "LiF Thermoluminescence Dosimetry Via Computerised First Order Kinetics Glow Curve Analysis". *Radiat. Prot. Dosim.* **6**, pp.157-159, 1984.
86. [Góm89] Gómez-Ros, J.M. "Desarrollo de Métodos Numéricos de Análisis para el Estudio de Curvas de Termoluminiscencia. Aplicación LiF:Mg,Ti y a su Utilización en Dosimetría de Radiaciones". Tesis Doctoral, Universidad Autónoma de Madrid 1989.
87. [Vri90] de Vries, W. y Bos, A.J.J. "Precision and Lower Detection Limit of TLD-100 with Glow Curve Analysis". *Radiat Prot. Dosim.* **33**, pp.251-253, 1990.
88. [Del90a] Delgado, A. y Gómez-Ros, J.M. "A Simple Method for Glow Curve Analysis Improving TLD-100 Performance in the Dose Region Below 100 μ Gy". *Radiat. Prot. Dosim.* **34**, pp. 357-360, 1990.
89. [Del90b] Delgado, A. y Gómez-Ros, J. M. "Evolution of TLD-100 Glow peaks IV and V at elevated Ambient Temperatures". *J. Phys. D:Appl. Phys.* **23**, pp.571-574, 1990.
90. [Muñ95] Muñiz, J.L., Delgado, A., Gómez-Ros, J. M. y Brosed, A. "Application of glow curve analysis methods to radiotherapy mailed dosimetry with LiF TLD-100". *Phys. Med. Biol.* **40**, pp. 253-268, 1995.

91. [Muñ97] Muñiz, J.L. y Delgado, A. "A study of LiF GR-200 for radiotherapy mailed dosimetry". *Phys. Med. Biol.* **42**, pp. 2569-2576, 1997.
92. [Del91] Delgado, A., Gómez-Ros, J.M. y Muñiz, J.L. "High Ambient Temperature Effects in LiF TLD-100". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **24**, pp.1126-1130, 1991.
93. [Del92b] Delgado, A., Gómez-Ros, J.M. y Muñiz, J.L. "Temperature effects in LiF TLD-100 based environmental dosimetry". *Radiat. Prot. Dosim.* **45**, pp. 101-105, 1992.
94. [Del93a] Delgado, A., Gómez-Ros, J.M. Muñiz, J.L, Bos, A.J.J. y Piteris, T.M. "Confirmation of The Evolution of TLD-100 Glow Peaks 4 and 5 during Storage at Ambient Temperatures". *Radiat. Prot. Dosim.* **47**, pp. 231-234, 1993.
95. [Alv98] Alves, J.G., Muñiz, J.L. y Delgado, A. "On the Thermal Stability of LiF GR200 in Environmental Exposures". *Radiat. Prot. Dosim.* **78**, pp. 107-111, 1998.
96. [Alv99] Alves, J.G., Muñiz, J.L., Gómez Ros, J.M. y Delgado, A. "A Comparative Study on the Thermal Stability of the LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P Detectors for Environmental Monitoring". Aceptado en *Radiat. Prot. Dosim.*, 1999.
97. [Abr70] Abramowitz, M. y Stegun, I.A. "Handbook of Mathematical functions". Dover, New York, 1970.
98. [Bos93] Bos, A.J.J., Piteris, T.M., Gómez Ros, J.M. y Delgado, A. "GLOCANIN. An Intercomparison of glow curve analysis computer programs:I Synthetic Glow Curves". *Radiat Prot. Dosim.* **47**, pp.473-477, 1993.
99. [Bos94] Bos, A.J.J., Piteris, T.M., Gómez Ros, J.M. y Delgado, A. "An Intercomparison of glow curve analysis computer programs:Measured Glow Curves". *Radiat Prot. Dosim.* **51**, pp. 257-264, 1994.
- 100.[Bal77] Balian, H.G. y Eddy, N.W. "Figure-Of-Merit (FOM), an Improved Criterion Over the Normalized Chi-Squared Test for Assessing Goodness-of-Fit of Gamma-Ray Spectra Peaks". *Nucl. Instrum. Methods* **145**, pp.398-395, 1977.
- 101.[Góm93] Gómez Ros, J.M., Muñiz, J.L., Delgado, A., Botter-Jensen, L. y Jorgensen, F. "A Glow Curve Analysis Method for Non-linear Heating Hot Gas Readers". *Radiat. Prot. Dosim.* **47**, pp.483-487, 1993.
- 102.[Del92c] Delgado, A., Gómez Ros, J.M., Muñiz, J.L. y Portillo, J.C. "Application of Glow Curve Analysis Methods to Improve TLD-100 Dose Reassessment Performance". *Health Phys.* **62** pp. 228-234, 1992.

- 103.[McKe93] McKeever, S.W.S. Editorial RPD "Thermoluminescence Dosimetry: Deterministic Unpredictability". *Radiat. Prot. Dosim.* **49** pp. 405-406, 1993.
- 104.[Bos92] Bos A.J.J., Vijverberg R.N.M., Pijters T.M. y McKeever S.W.S. "Effects of cooling and heating rate on trapping parameters of LiF:Mg, Ti crystals". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **25** pp. 1249-1257, 1992.
- 105.[Del94] Delgado, A., Muñiz, J.L. y Gómez-Ros, J.M. "On the Peculiarities of Peak 4 in LiF TLD-100". *Radiat. Meas.* **23**, pp.693-701, 1994.
- 106.[Núñ95] Núñez, L. "Modelo Para la Verificación Dosimétrica en Radiocirujía" Tesis Doctoral presentada en la Facultad de Física de la Universidad de Sevilla en 1995.
- 107.[Núñ99] Núñez, L., Sánchez Doblado, F., Gallardo, M.I., Cutanda, F, Muñiz, J.L. y Delgado, A. "Dosimetric Verification in Radiosurgery with LINAC Non-Coplanar Beams". Aceptado en *Radiat. Prot. Dosim.*, 1999.
- 108.[Muñ96] Muñiz, J.L., Hernández Verduzco, R. y Delgado, A. "TLD-100 Dosimetric Performance Using Different Annealing Procedures and Glow Curve Analysis". *Radiat. Prot. Dosim.* **66**, pp.273-277, 1996.
- 109.[Horo90a] Horowitz, Y.S. "The Annealing Characteristics of LiF:Mg,Ti". *Radiat. Prot. Dosim.* **30**, pp. 219-230. 1990.
- 110.[Horo90b] Horowitz Y.S. "Study of the Annealing Characteristics of LiF:Mg,Ti using Glow Curve Deconvolution". *Radiat. Prot. Dosim.* **33**, pp. 255-258, 1990.
- 111.[Nak78] Nakajima, T., Murajama, Y., Matsuzawa, T. y Koyano, A. "Development of a New Highly Sensitive LiF Dosemeter and its Applications". *Nucl. Instrum. Methods* **157**, pp.155-162, 1978.
- 112.[Wan86] Wang, S., Chen, G., Wu, F., Li, Y., Zha, Z. y Zhu, J. "Newly Developed Highly Sensitive LiF:Mg, Cu, P TL Chips with High Signal-to-Noise". *Radiat. Prot. Dosim.* **14**, pp.223-227, 1986.
- 113.[Horo93] Horowitz Y.S. "LiF:Mg,Ti Versus LiF:Mg,Cu,P The Competition Hits Up". *Radiat. Prot. Dosim.* **47**, pp. 135-141, 1993.
- 114.[Ost93] Oster, L., Horowitz, Y.S. y Horowitz, A. "Glow Curve Readout of LiF:Mg,Cu,P (GR-200) Chips at Maximum Temperatures Between 240°C and 280°C: Elimination of the Residual Signal.". *Radiat Prot. Dosim.* **49**, pp.407-411, 1993.

- 115.[Ost96] Oster, L., Horowitz, Y.S. y Horowitz, A. "Further Studies of the Stability of LiF:Mg,Cu,P (GR-200) at Maximum Readout Temperatures Between 240°C and 280°C". *Radiat. Prot. Dosim.* **65**, pp.159-162, 1996.
- 116.[Muñ99] Muñiz, J.L., Alves, J.G. y Delgado, A. "Detection and Determination Limits using GCA for LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P based TL-Dosimetry" Aceptado en *Radiat. Prot. Dosim.*, 1999.
- 117.[Bet93a] Betts, D.S., Couturier, L., Khayrat, A.H., Luff, B.J. y Townsed P.D. "Temperature Distribution in Thermoluminescent Experiments I: Experimental Results". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **26**, pp.843-848, 1993.
- 118.[Bet93b] Betts, D.S. y Townsed P.D. "Temperature Distribution in Thermoluminescent Experiments II: Some Calculation Models" *J. Phys. D: Appl. Phys.* **26**, pp.849-857, 1993.
- 119.[Góm96] Gómez Ros, J.M., Van der Burg, B., Muñiz, J.L. y Delgado, A. "Glow Curve Control of the Maximum Readout Temperature: Application to LiF GR-200". *Radiat. Prot. Dosim.* **66**, pp. 423-426, 1996.
- 120.[Toi93] Toivonen M. J. "Improving the Accuracy of TLD Systems in Clinical Applications". *Radiat. Prot. Dosim.* **47**, pp. 497-503 (1993).
- 121.[Cam64] Cameron,J.R., Zimmermann, D., Keney, G., Buch, R., Bland, R., y Grant, R. "Thermoluminescent Radiation Dosimetry Utilizing LiF". *Health Phys.* **10**, pp.25-29, 1964
- 122.[Pla83] Pla, C. y Podgorsak, E.B. "A Computerized TLD System". *Med. Phys.* **10** pp.462-466, 1983.
- 123.[Horo90c] Horowitz, Y.S. "Fading in LiF:Mg,Ti". *Radiat. Prot. Dosim.* **32** pp.147-148, 1990.
- 124.[Mos93] Moscovitch, M., Taylor, P.L., Rodgers, J.E. y McRae, D.A. "An algorithm for supralinearity applied to radiation therapy thermoluminescent dosimetry". *Radiat. Prot. Dosim.* **47**, pp.505-508, 1993.
- 125.[Sto84] Stoebe, T.G. y DeWerd. L.A. "Hydroxide Ion Effects in Sensitivity and supralinearity in LiF". *Radiat Prot. Dosim.* **6**, p.383 (abstract), 1984.
- 126.[Sto85] Stoebe, T.G. y DeWerd, L.A. "Role of Hydroxide Impurities in the Thermoluminescent Behaviour of Lithium Fluoride". *J. Appl. Phys.* **57**, pp.2217-2220, 1985.

- 127.[Bus81] Busuoli, G. "General Characteristics of TL Materials". En "Applied Thermoluminescence Dosimetry", pp.83-96. Editores: Oberhofer, M. y Scharmann, A. Bristol: Adam Hilger Ltd, 1981.
- 128.[McKe80] McKeever, S.W.S. "On the Analysis of Complex Thermoluminescence Glow Curves:Resolution into Individual Peaks". *Phys. Stat. Sol. (a)* **62**, pp.331-340, 1980.
- 129.[Joh74] Johnson, T.L. "Optimum Integrating Period for "Unannealed" LiF Thermoluminescent Dosemeters". *Health Phys.* **27**, pp.220-222, 1974.
- 130.[Jul84] Julius, H.W. y de Planque, G. "Influence of Annealing and Readout Procedures on Fading and Sensitivity Changes in LiF for Temperatures and Humidities Typical for Environmental and Personnel Dosimetry". *Radiat. Prot. Dosim.* **6** pp.253-256, 1984.
- 131.[Pit93] Piters, T.M. y Bos, A.J.J. "A Model for the Influence of Defects Interactions During Heating on Thermoluminescence in LiF:Mg,Ti (TLD-100)". *J. Phys. D: Appl. Phys.* **26**, pp.2255-2265, 1993.
- 132.[Harri97] Harris, C.K., Elson, H.R., Lamba, M.A.S. y Foster, A.E. "A Comparison of the Effectiveness of Thermoluminescent Crystals LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P for Clinical Dosimetry". *Med. Phys.* **24**, pp. 1527-1529, 1997.
- 133.[Gin99] Ginjaume, M., Ortega, X., Duch, M.A., Jornet, N. y Sánchez-Reyes, A. "Characteristics of LiF:Mg,Cu,P for Clinical Applications". Aceptado en *Radiat. Prot. Dosim*, 1999.
- 134.[Pit90] Piters, T.M. y Bos, A.J.J "Influence of Cooling and Heating Rate on Repeteability of LiF:Mg,Cu,P Thermoluminescent Chips". *Radiat. Prot. Dosim.* **33**, pp.91-94, 1990.
- 135.[Del93b] Delgado, A., Gómez Ros, J.M.,Furetta, C. y Bacci, C. "Isothermal Decay of Glow Peaks in LiF:Mg,Cu,P". *Radiat. Prot. Dosim.* **47**, pp. 49-51.
- 136.[Gran97] Granados, C.E "Incertidumbre y Tolerancia" Del curso "Incertidumbres y Tolerancias de la Dosimetría en Radioterapia", Oviedo, 16 y 17 de Octubre de 1997.

10. Apéndices.

APÉNDICE A

CALIBRACIÓN DEL SISTEMA POSTAL DEL TLD-100 EN TÉRMINOS DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

La referencia española para la dosis absorbida en agua en la energía del ^{60}Co en niveles de terapia se compone de tres cámaras de ionización del tipo Shonka del mismo modelo. Cada una de ellas está provista de una camisa de polimetil-metacrilato (PMMA) y recubiertas de una funda adicional de polietileno que protege al PMMA y a la propia cámara de la humedad.

Todas ellas están calibradas en el Buró Internacional de Pesas y Medidas (BIMP) frente a su patrón primario en términos de dosis absorbida en agua, D_w , en ^{60}Co . La incertidumbre (1σ) asignada por el BIMP para cada una de las cámaras fue del 0.5%.

Los dosímetros de TLD-100 fueron directamente calibrados frente a estas cámaras en el maniquí de agua del CIEMAT en la disposición que muestra la figura 1. Este maniquí de agua consiste en una cuba de PMMA de dimensiones $30\times 30\text{ cm}^2$ por 32.5 cm de altura. El espesor de sus caras es de 18 mm salvo en la cara que se enfrenta al haz de radiación en la que se ha hecho un rebaje en un área de dimensiones $15\times 15\text{ cm}^2$ en la que el espesor medio es de $5.144 \pm 0.003\text{ mm}$. Este rebaje está hecho con el fin de reducir la corrección que se debe efectuar por la no equivalencia a agua de ese espesor de ventana. La densidad del PMMA se determinó en $\rho_{\text{PMMA}} = 1.1848 \pm 0.0002\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ que da como resultado un espesor másico de $e = 0.6059 \pm 0.0004\text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$.

Los dosímetros se insertaron en el interior de la cuba de agua dentro de un portadosímetros de polietileno de un espesor de 2mm conservando la misma disposición geométrica, condiciones de referencia, que se usó con las cámaras Shonka. Ésto significa una DFD de 1 m en un haz colimado de dimensiones $10\times 10\text{ cm}^2$ a esa distancia y una $dm=5\text{ g}\cdot\text{cm}^2$. Los dosímetros fueron colocados en una circunferencia de radio de 12 mm centrada en el eje del haz con objeto de tener un mismo factor de corrección por inhomogeneidad del haz para todos ellos.

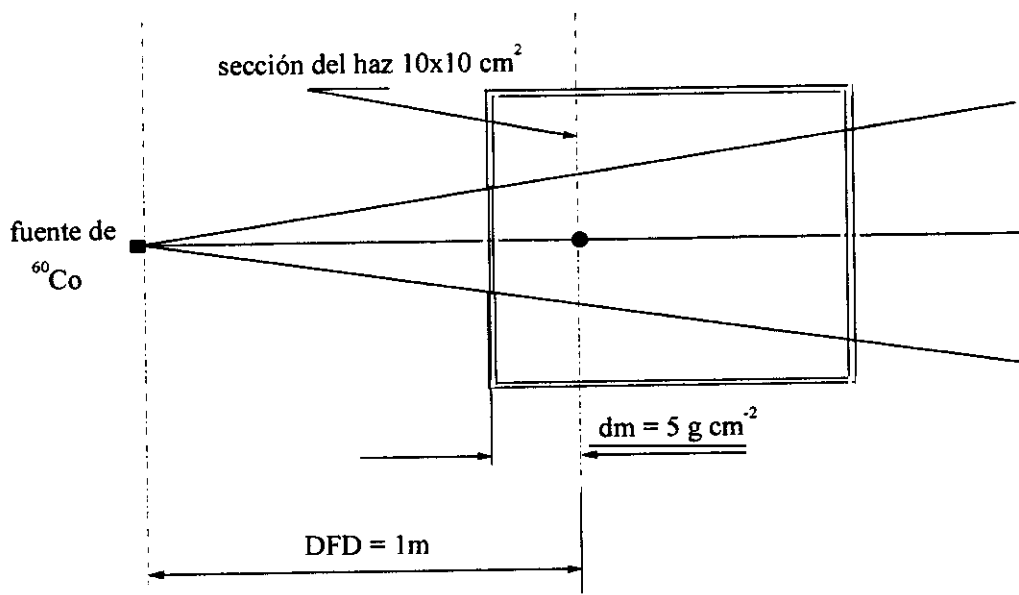


Figura A. 1. Disposición geométrica en la cuba de agua del CIEMAT.

De ese modo la asignación de dosis es $D_{W(\text{TLD})}$ se obtiene como

$$D_{W(\text{TLD})} = \dot{D}_{W(\text{CIEMAT})} \cdot f_U \cdot t$$

En esta expresión,

\dot{D}_W es la tasa de dosis absorbida en agua medida en el momento de la calibración,

f_U es un factor de corrección que recoge las diferencias en la dosis absorbida debidas a la distancia que separa la posición de los dosímetros respecto el eje del haz en el plano de referencia y,

t_{ef} es el tiempo efectivo de irradiación en segundos

en la que $D_{W(\text{TLD})}$ está en relación con $M^* = f_r \cdot \bar{m}$ siendo $\bar{m} = \frac{\sum_i f_i \cdot m_i}{n}$ como vimos en el capítulo correspondiente a las incertidumbres en el sistema postal.

En lo que respecta a la calibración del patrón del CIEMAT respecto al BIMP, tenemos que

$$\dot{D}_{w(\text{CIEM})} = N_{w(\text{BIMP})} \cdot I_{w(\text{CIEM})} \cdot \frac{K_{s(\text{CIEM})}}{K_{s(\text{BIMP})}} \cdot K_{pf(\text{CIEM})} \cdot \frac{K_{m(\text{CIEM})}}{K_{m(\text{BIMP})}} \cdot K_{\lambda}$$

donde

$N_{w(\text{BIMP})}$ es el factor de calibración suministrado por el BIMP en las condiciones de referencia: 1013.25 mbar, 20°C y 50% de humedad relativa.

$I_{w(\text{CIEM})}$ corriente de la cámara en el maniquí del CIEMAT en las condiciones de referencia que para $N_{w(\text{BIMP})}$, corregidas por la polaridad,

$K_{s(\text{CIEM})}$ y $K_{s(\text{BIMP})}$ son respectivamente los factores de corrección por recombinación de iones para las corrientes obtenidas en los maniqués del CIEMAT y del BIMP en el proceso de calibración,

$K_{m(\text{CIEM})}$ y $K_{m(\text{BIMP})}$ son los factores de corrección por inhomogeneidad radial del haz en los maniqués del CIEMAT y en el del BIMP respectivamente en el proceso de calibración,

$K_{pf(\text{CIEM})}$ es el factor de corrección que recoge la no equivalencia a agua del espesor de la ventana del maniquí del CIEMAT y

K_{λ} es el factor que da cuenta de las diferencias en el espectro con el maniquí del CIEMAT y el del BIMP.

Así pues la incertidumbre combinada comprometida en la asignación de dosis a los dosímetros en el proceso de calibración del sistema TLD estará compuesta de la de la determinación de \dot{D}_w , la asociada a la irradiación de los dosímetros en las condiciones de referencia de la figura A.1 y a la asociada a las medidas prontas en este caso. Haciendo balance de todos los términos involucrados en este proceso, obtenemos finalmente un valor del 0.65% ó 0.70% si adoptamos como siempre un criterio conservador.

La tabla A.1, muestra los resultados de este cálculo de modo desglosado.

Tabla A.1. Incertidumbre en la asignación de dosis en la calibración de los dosímetros.

| | | |
|------------------------------|---|------|
| Determinación de \dot{D}_w | $N_{W(BIMP)}$ | 0.5 |
| | $I_{W(CIEM)}$ | 0.05 |
| | $K_S(CIEM)/K_S(BIMP)$ | 0.02 |
| | $K_m(CIEM)/K_m(BIMP)$ | 0.09 |
| | $K_{pf(CIEM)}$ | 0.07 |
| | K_λ | 0.1 |
| | Estabilidad a largo plazo de las Shonka | 0.1 |
| Irradiación de los TLD | Posición de los dosímetros en el maniquí | 0.1 |
| | No equivalencia a agua del portadosímetros de polietileno | 0.1 |
| | inhomogeneidad del haz f_U | 0.04 |
| | tiempo de irradiación t | |
| M^* en medidas prontas | factor de lector f_i | 0.3 |
| | valor medio de grupo \bar{m} | 0.2 |
| Incertidumbre Combinada | | 0.65 |

APÉNDICE B

GLOSARIO DE TÉRMINOS DE CONTROL DE CALIDAD

Auditoría.- Examen metódico e independiente que se realiza para determinar si las actividades y los resultados relativos a la calidad cumplen las disposiciones previamente establecidas, y si estas disposiciones están implantadas de forma efectiva y son adecuadas para alcanzar los objetivos.

Calidad.- Conjunto de características de un proceso radioterapéutico que le confiere la aptitud para satisfacer las necesidades establecidas y las implícitas del paciente.

Control de Calidad.- Conjunto de técnicas y actividades de carácter operativo destinadas a mantener o mejorar la calidad. Comprende la vigilancia, la evaluación y el mantenimiento en niveles óptimos de todas las características de funcionamiento que se pueden definir, medir y controlar.

Criterios de Calidad.- Conjunto de reglas y valores de parámetros que sirven para calificar una actuación, un documento o un servicio, como adecuados o inadecuados para el fin que se persigue.

Garantía de Calidad.- Conjunto de acciones planificadas y sistemáticas necesarias para proporcionar la confianza adecuada de que una estructura, sistema, componente o procedimiento, rendirá satisfactoriamente cuando esté en servicio. Un rendimiento satisfactorio en servicio, implica en el caso de un procedimiento radioterapéutico, la calidad óptima del proceso entero, es decir la optimización del tratamiento de los pacientes con la mínima exposición del personal que interviene.

Dosimetría Clínica.- Conjunto de procedimientos y técnicas necesarios para calcular la distribución de la dosis absorbida en los volúmenes de irradiación prefijados.

Dosimetría Física.- Conjunto de procedimientos y técnicas necesarios que tiene por objeto la medida y establecimiento de variables dosimétricas con las que se caracterizan las fuentes y los

equipos radioterapéuticos y, en general, cualquier proceso de medida de radiaciones ionizantes destinado a determinar una magnitud dosimétrica.

Niveles de referencia.- Valores de partida que caracterizan las posibilidades funcionales y de operación de un equipo o sistema de medida. En el caso de la unidad generadora de radiación, caracterizan las posibilidades de la unidad desde el punto de vista operacional, de seguridad y dosimétrico. Los niveles de referencia se establecen mediante la realización operación de las pruebas de puesta en servicio o de fijación del estado de referencia inicial.

Trazabilidad a patrones.- Propiedad del resultado de una medida real o potencial, que consiste en poder referirlo a patrones adecuados, nacionales o internacionales, teniendo todas las incertidumbres determinadas.

Planificación.- Conjunto de cálculos que permiten determinar la dosis en el volumen clínico y en los tejidos cercanos, partiendo de los parámetros previstos para el tratamiento.

Unidad de radiofísica hospitalaria.- Parte de un centro sanitario que comprende los recursos humanos e instrumentales necesarios para dirigir y realizar los actos de dosimetría física y clínica y, en general, intervenir en cualquier tarea de evaluación o propuesta de mejora que afecte a la dosimetría o cuestiones inseparables de ésta.

Unidad asistencial de radioterapia.- Parte o todo de un centro sanitario que agrupa los recursos humanos e instrumentales para dirigir y realizar todos los actos concernientes al tratamiento radioterapéutico.

APÉNDICE C

INCERTIDUMBRE Y TOLERANCIA.

Mensurando: Valor verdadero de la cantidad que se busca cuando se mide. Lo que realmente se obtiene son sólo resultados.

Magnitudes de Influencia: Todas aquellas que, siendo distintas del mensurando, tienen consecuencias sobre la lectura de un instrumento, bien porque alteren el propio valor del mensurando, o bien porque modifiquen la respuesta del instrumento de medida. Su presencia provoca la necesidad de corregir el resultado para eliminar el efecto que producen. En nuestro caso la temperatura ambiente es una *magnitud de influencia* ya que:

- (a) Afecta al mensurando: El valor verdadero de la dosis absorbida y.,
- (b) Afecta a la respuesta del instrumento de medida: La respuesta del dosímetro.

Calidad: La mejor forma de construir la calidad se basa en apreciar el número de sistemas que se pueden considerar *equivalentes* frente al elemento cuya calidad se analiza. En otras palabras un sistema, una actuación o un producto cualquiera tiene más calidad cuantos más usuarios pueden aceptarlo o darlo por bueno.

Incertidumbre: Es una estimación del intervalo en que debiera hallarse el valor verdadero del mensurando aceptando la posibilidad de *equivalencia* siempre que los intervalos admitidos para dos resultados de un mismo mensurando no sean incompatibles entre sí. La *incertidumbre* debe ser establecida numéricamente de modo que sirva al *criterio de calidad*, es decir, que represente al valor que obtendría el mayor número posible de observadores del fenómeno enfrentados a circunstancias similares.

Definición de la “Guía para la expresión de la incertidumbre de medida” (BIMP/IFCC/IUPAC/IUPAP/OIML): “La *incertidumbre de una medida* es un parámetro asociado a su resultado, que caracteriza la dispersión de los valores de la magnitud que se mide, que pueden atribuirse razonablemente al mensurando”

Este parámetro puede ser una desviación típica (o un múltiplo de la misma), o la anchura de un intervalo llamado de confianza. En todo caso es un intervalo de valores de la magnitud medida.

Se puede además atribuir el valor esperado de la magnitud al punto medio de dicho intervalo. El valor de la incertidumbre es el primer índice de la excelencia técnica de una medida. En este sentido será mayor la excelencia, cuanto menor sea la incertidumbre.

Incertidumbre Típica Combinada: Es la raíz cuadrada positiva de la suma de las varianzas y covarianzas de todas las magnitudes que intervienen ponderadas de acuerdo con la importancia que tiene un incremento del valor de cada una de ellas en el valor del resultado de la medida.

Incertidumbre Expandida (=Incertidumbre Global de un Resultado): Parámetro que define el resultado de valores que puede atribuirse al resultado, de manera que se tenga una confiabilidad razonable en que el valor del mensurando esté incluido en el intervalo. Es el producto de la Incertidumbre Típica por un factor que suele llamarse *factor k* (= factor de incertidumbre ó factor de inclusión).

Tolerancia (Concepto adaptado a la Radioterapia): La tolerancia se define como aquel intervalo, establecido mediante criterios objetivos, dentro del cual debe encontrarse el valor de la dosis absorbida realmente administrada al paciente para que el tratamiento radioterapéutico sea considerado como válido. Sólo se podrá afirmar que el valor de la dosis realmente impartida se encuentra dentro del intervalo de tolerancia, cuando tanto este valor como el intervalo de *incertidumbres* a él asociadas se encuentra completamente dentro del intervalo de tolerancia admisible. La incertidumbre de los resultados reduce la amplitud efectiva de la tolerancia en un valor igual a su amplitud total.

Publicaciones.

Algunos de los resultados obtenidos durante el desarrollo de esta tesis han sido publicados en revistas científicas de difusión internacional. Como muestra merecen ser destacados:

Dosimetría Postal.

J.L. Muñiz, A. Delgado, J.M. Gómez Ros y A. Brosted.
"Application of Glow Curve Analysis Methods to Radiotherapy Mailed Dosimetry with LiF TLD-100".
Phys. Med. Biol. **40**, 253-268 (1995).

J.L. Muñiz y A. Delgado.
"A Study of LiF GR-200 for Radiotherapy Mailed Dosimetry".
Phys. Med. Biol. **42**, 2569-2576 (1997).

Efectos de temperatura.

A. Delgado, J.M. Gómez Ros y J.L. Muñiz.
"High ambient temperature effects in LiF TLD-100".
J. Phys. D: Appl. Phys. **24**, 1126-1130 (1991).

A. Delgado, J.M. Gómez-Ros y J.L. Muñiz.
"Temperature effects in LiF TLD-100 based environmental dosimetry".
Radiat. Prot. Dosim. **45**, pp. 101-105, 1992.

J.M. Gómez Ros, J.L. Muñiz, A. Delgado, L. Bøtter-Jensen y F. Jørgensen.
"A glow curve analysis method for non-linear heating hot gas readers".
Radiat. Prot. Dosim. **47**, 483-488 (1993)

A. Delgado, J.L. Muñiz y J.M. Gómez Ros.
"On the peculiarities of peak 4 in LiF TLD-100".
Radiat. Meas. **23**, 693-701 (1994).

J.G. Alves, J.L. Muñiz y A. Delgado.
"On the Thermal Stability of LiF GR-200 in Environmental Exposures".
Radiat. Prot. Dosim. **78**, 107-111 (1998).

Métodos de Análisis Numérico de Curvas de Termoluminiscencia..

A. Delgado, J.M. Gómez Ros y J.L. Muñiz.

"Computerised analysis of LiF GR-200 TL signals: application to dose measurements in the μGy range".

Radiat. Prot. Dosim. **60**, 147-153 (1995).

J.M. Gómez Ros, B. van der Burg, J.L. Muñiz y A. Delgado.

"Glow Curve Control of the Maximum Readout Temperature: Application to LiF GR-200".

Radiat. Prot. Dosim. **78**, 423-426 (1996).