

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN ABSORBIDA EN
TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA



DANIEL HERNÁN MOLINA VILLOTA

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de Ingeniero
Físico

UNIVERSIDAD DEL CAUCA
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
POPAYÁN
2015

ESTIMACIÓN DE LAS DOSIS DE RADIACIÓN ABSORBIDA EN
TOMOGRFÍA COMPUTARIZADA

DANIEL HERNÁN MOLINA VILLOTA

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de Ingeniero
Físico

Directora

MSC. SÍVOR ORIANA BENAVIDES RENDÓN
FÍSICA MÉDICA
OFICINA DE FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
FUNDACIÓN VALLE DEL LILI

Co-Director

DR. GERMÁN ARTURO BACCA BASTIDAS
PROFESOR TITULAR UNIVERSIDAD DEL CAUCA

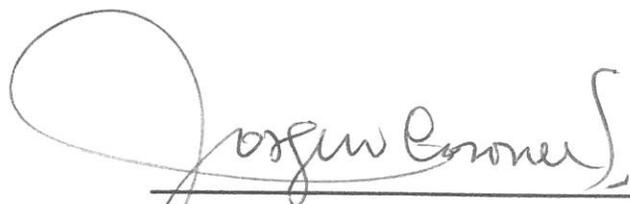
UNIVERSIDAD DEL CAUCA
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
POPAYÁN
2015

Nota de aceptación

Evaluadores del proyecto:



Wilson Lopera
Evaluador del Proyecto



Jorge Washington Coronel
Evaluador del Proyecto



MSc. SIVOR ORIANA BENAVIDES RENDON
Directora del proyecto de grado



Dr. GERMAN ARTURO BACCA
Co-Director del proyecto de grado

DEDICATORIA

Para mi familia.

Gracias madre, tus enseñanzas, fuerza y apoyo incondicional, me han permitido culminar esta etapa de la vida.

Gracias padre por confiar en mí.

Nicolás, hermano, tú me has brindado alegría y compañía día a día.

Gracias a mis abuelos por su tiempo, apoyo, fortaleza y paciencia.

Gracias tía, has sido como una madre para mí, me has brindado su amor, alegría y locura, siempre te tendré tantas cosas que agradecer que no hay palabras para decirlo.

AGRADECIMIENTOS

A toda mi familia, porque gracias a ellos tengo valores y me he forjado como persona, sin ellos no hubiera podido llegar a este momento de la vida.

A la Dra. Oriana Benavides, mi directora de trabajo de grado y jefe en la Fundación Valle del Lili. Por su calidad como ser humano en el aspecto tanto personal como laboral, ha sido una gran tutora, me ha brindado sus cualidades, valores, su tiempo y su cariño, me ha permitido estar no en un lugar de trabajo sino en una familia ofreciéndome mucho más que un lugar de aprendizaje. Me ha ofrecido su gran amistad y apoyo, y es gratificante para mí poder contar con alguien como ella. Ella es una persona invaluable, le guardo mucho cariño y siempre le estaré agradecido desde el fondo de mi corazón por haber creído en mí y por mostrarme que el amor por lo que se hace es lo que te lleva a tener grandes recompensas en la vida.

Un agradecimiento especial para el profesor Servio Tulio Pérez, por su valor como docente, como maestro y como persona, por todas sus enseñanzas tanto académicas como personales, pues para mí es un honor el haberlo conocido, gracias por permitirme formar parte del grupo Senuma, es alguien a quien siempre le guardare mucho aprecio, respeto y cariño. Igualmente la Dra. Luz Elena Bolívar por enseñarnos que las cosas difíciles son mejores.

Muchas gracias profesor Jorge Washington Coronel, por regalarme sus valiosos consejos, experiencia y conocimiento en esta carrera de la vida, usted ha sido fundamental en mi crecimiento académico y personal.

Profesor Wilson Lopera. Gracias por ser mi jurado y darme sus valiosas recomendaciones en este proceso y en mi trabajo de grado. Además de su disponibilidad y siempre amable colaboración en todos los aspectos.

TABLA DE CONTENIDO

	Página
Tabla de contenido	1
Resumen	3
1. Introducción	4
1.1 Planteamiento y Motivación	5
1.2 Objetivos	5
1.3 Estado del Arte	6
1.4 Contribuciones	6
2. Un acercamiento a la física médica	7
2.1. Introducción	7
2.2. Antecedentes históricos	7
2.3. El objeto de la física médica	8
2.4. Responsabilidad de un ingeniero físico en física médica	8
3. Fundamentos Teóricos	9
3.2. La radiación y su interacción con la materia	9
3.2.1. Introducción	9
3.2.2. Radiación y los tipos de radiación	9
3.2.3. Interacción entre la radiación y la materia	11
3.2.4. Interacción de los fotones y la materia	12
3.2.5. Interacción de partículas con la materia	13
3.2.6. Radiación fluorescente	13
3.2.7. Interacción de los neutrones con la materia	13
3.3 Medida de la radiación	14
3.3.1. Introducción	14
3.3.2. Magnitudes estocásticas y no estocásticas	14
3.3.3. Coeficientes de interacción	14
3.3.4. Magnitudes radiométricas	15
3.3.5. Magnitudes dosimétricas	15
3.3.6. Magnitudes en radio física hospitalaria	16
3.4. La protección radiológica en radiodiagnóstico	16
3.4.1. Introducción	16
3.4.2. Objetivos de la protección radiológica	16
3.4.3. Efectos biológicos de la radiación ionizante	16
3.4.4. Interacción de la radiación ionizante con las células	18
3.4.5. Protección radiológica de pacientes	19
3.4.6. La dosimetría	19
3.4.7. Magnitudes equivalentes de dosis	20
3.4.8. Sistemas de dosimetría en el ámbito hospitalario	21
3.5. La tomografía computarizada	22
3.5.1. Introducción	22
3.5.2. Generación de rayos x	22
3.5.3. La imagen radiológica	23
3.5.4. La tomografía computada	24
3.5.4.1. La evolución del tomógrafo	25
3.5.5. Indicadores de dosis en tomografía computada	27

4. El método termoluminiscente	28
4.1. Introducción	28
4.2. El fenómeno termoluminiscente	28
4.3. Modelos cinéticos de primer y segundo orden	29
4.4. Determinación de los parámetros de las trampas	32
4.5. Características de los materiales termoluminiscentes	32
4.5.1. Linealidad	32
4.5.2. Respuesta frente a la radiación	32
4.5.3. Estabilidad	33
4.5.4. Reutilización de materiales para dosimetría	33
4.6. El fluoruro de litio	33
4.7. Dosímetros de fluoruro de litio	35
4.8. Precisión y exactitud de los TLD	36
4.9. Instrumentación	36
4.9.1. Acondicionamiento de señales	38
4.9.2. Aspectos operacionales y fuentes de errores	38
5. Los equipos usados y el método de calibración	39
5.1. Equipos y dispositivos usados	39
5.1.1. Introducción	39
5.1.2. El acelerador lineal	39
5.1.3. El lector Harshaw 3500	40
5.1.4. Dosímetros termoluminiscentes tld-100	41
5.1.5. Horno programable PTW TLDO.	41
5.1.6. Phantom antropomórfico	42
5.1.7. Tomógrafo Biograf PET	42
5.2. Calibración de TLD y medidas para CT	43
5.2.1. Introducción	43
5.2.2. Calibración de dosímetros termoluminiscentes	43
5.2.2.1. Métodos de cálculo del factor de calibración de cristales	44
5.2.2.2. Método por factor de calibración individual	44
5.2.2.3. Determinación de dosis con factor grupal	44
6. Dosimetría termoluminiscente aplicada a protocolos de diagnóstico en tomografía diagnóstica	46
6.1. Introducción	46
6.2. Calibración de dosímetros TLD-100	46
6.3. Esquema de dosimetría para diagnósticos de CT	49
6.4. Dosimetría en protocolos de CT.	49
6.5. Análisis de resultados	51
6.5.1 Análisis de resultados de la calibración de TLD-100	51
6.5.2 Análisis de resultados de medidas en protocolos de CT	52
7. Conclusiones	60
Referencias Bibliográficas	62
A.1 Anexo 1 – Datos de calibración de tld-100	65
A.2 Anexo 2 – Resultados individuales para los diferentes protocolos	67

RESUMEN

El proyecto ESTIMACIÓN DE LAS DOSIS DE RADIACIÓN ABSORBIDA EN PACIENTES EXPUESTOS A RADIACIONES EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA se realizó gracias al convenio institucional entre la Universidad del Cauca y la Fundación Valle de Lili FVL. El estudiante Daniel Hernán Molina Villota realizó sus medidas y ejecutó el proyecto bajo la tutoría de Sívor Oriana Benavides, Física Médica de la Fundación Valle de Lili FVL.

En este trabajo se realizaron mediciones de dosis absorbida utilizando dosimetría termoluminiscente en maniquí antropomórfico Alderson RANDO sometido a rutinas de radiodiagnóstico realizadas en el tomógrafo Biograph mCT X-3R de la Fundación Valle del Lili. El método de dosimetría requirió de la preparación de dosímetros termoluminiscentes TLD-100, la calibración del lote de dosímetros utilizado. Las medidas realizadas permitieron el análisis de la radioexposición de pacientes con respecto a las medidas de protección radiológica sugeridas por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Comisión Europea de Protección Radiológica. Se encontró que el 96% de las mediciones está por debajo de los niveles orientativos de dosis, y que el factor de calibración de dosímetros utilizado tiene un buen grado de precisión con una incertidumbre del $\pm 1.4\%$.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 PLANTEAMIENTO Y MOTIVACIÓN

La radiología diagnóstica es una ciencia aplicada a la formación de imágenes del cuerpo, sus órganos y otras estructuras internas con radiación externa. Las técnicas de la radiología diagnóstica incluyen el uso de tubos de rayos X que emiten radiaciones. La radiología ha traído inmensurables beneficios, hoy en día es posible la formación de imágenes tridimensionales del cuerpo humano mediante el empleo de la tomografía computada que es uno de los mayores avances tecnológicos del siglo XX. Los médicos pueden hacer uso de los rayos X para diagnosticar enfermedades como tumores, cáncer, problemas en arterias, venas y nervios, y muchos otros, incluso se usa video de rayos X para procedimientos en el sistema digestivo y circulatorio con ayuda del fluoroscopio, y se realizan intervenciones quirúrgicas con video de alta calidad. A pesar de todos sus beneficios, el diagnóstico aporta a la población expuesta a este tipo de radiación. más radiación ionizante de la que aportan juntos los equipos de radiación ionizante utilizados en la industria y reactores nucleares para abastecimiento eléctrico y para investigación, por ello es necesario que existan protocolos de seguridad y vigilancia radiológica. Estos protocolos han sido establecidos por el Organismo Internacional de Energía Atómica - OIEA, y velan para que la exposición a radiación se mantenga dentro de los límites recomendados y/o adoptados, proporcionando mayor seguridad a las personas expuestas.

En radiología diagnóstica se deben aplicar los protocolos y procedimientos estipulados por la Resolución 18 1434 de 2002 [1] Reglamento de protección y seguridad radiológica del Ministerio de Minas y Energía de la República de Colombia, así como la resolución número 2003 del 28 de mayo de 2014 del Ministerio de Salud y Protección Social [2], por la cual se definen los procedimientos y condiciones de inscripción de los Prestadores de Servicios de Salud y de habilitación de servicios de salud, también se deben tener en cuenta los documentos de la OIEA para protección radiológica y tomografía computarizada [3]. Bajo las premisas de estos escritos se realizan procesos de optimización de dosis, capacitación del personal, control de calidad, y estudios;

con el objetivo de mejorar el control y la vigilancia radiológica en todas las ramas de la radiología médica.

Las técnicas de la radiología diagnóstica se pueden usar por si solas o en combinación con procedimientos invasivos para diagnosticar y tratar las enfermedades, así como también para acompañar procesos de terapia para cáncer. Ahora bien, así como los beneficios asociados al uso de las radiaciones ionizantes son enormes, su utilización sin las medidas preventivas puede contribuir al detrimento de la salud, que va a estar sujeto a las dosis de radiación, pero que sin embargo es de carácter aleatorio. Por esta razón las prácticas clínicas deben ser precisas en las dosis que pueden absorber los tejidos y van a estar sujetas a las normativas nacionales. La resolución 002003 del 28 de mayo de 2014 del Ministerio de Salud y Protección Social [2] exige la entrega de índices de radiación en las historias clínicas de los pacientes, y la resolución 181434 de 2002 [1] titulada “Reglamento de protección y seguridad radiológica” del Ministerio de Minas y Energía no establece topes en la radiación, sino que sigue acoplarse a los niveles orientativos de radiación recomendados por la OIEA sin que ello sea de carácter obligatorio.

Por ello, es muy importante que se conozcan las dosis de radiación a las que el paciente ha sido expuesto y, es necesario por reglamentación nacional, que se entreguen los índices de dosis a los pacientes, lo cual tiene como consecuencia el empleo de métodos de dosimetría, que permitan corroborar los datos entregados por los equipos emisores de radiación ionizante respecto a exposición a radiación, para que los reportes entregados a los pacientes sean confiables.

1.2 OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es implementar el método de dosimetría termoluminiscente para la estimación de dosis absorbida en pacientes expuestos a radiación en TC con medidas sobre maniquí, para comprobar la seguridad de los procedimientos en relación a las normativas respectivas. Para lograr este objetivo se han planteado los siguientes objetivos específicos:

- Realizar la calibración de los detectores termoluminiscentes con ayuda del acelerador lineal MX de 6 MeV, implementando los protocolos necesarios.
- Realizar las mediciones de las dosis absorbidas y dosis equivalentes recibidas por fantomas en TC mediante el uso del Lector Harshaw 3500.
- Generar reportes de resultados en dosimetría diagnóstica en maniqués y su análisis de acuerdo a los estándares de seguridad radiológica

1.3 ESTADO DEL ARTE

Los protocolos clínicos de radiodiagnóstico empleados en tomografía computarizada, han sido ampliamente estudiados, y para ello se ha empleado el método de dosimetría termoluminiscente, el cual hace uso de materiales dosimétricos termoluminiscentes, que ya se conocen bien, existe documentación que reúne todos los aspectos físicos referentes a las propiedades de los materiales termoluminiscentes en [4]. Estos materiales son fabricados masivamente y su uso ha sido empleado en el ámbito hospitalario en muchas ocasiones [4].

Existen referencias comerciales de dosímetros termoluminiscentes TLD de Fluoruro de Litio dopado con Magnesio LiF: Mg, el TLD-100, que fue patentado por la compañía Harshaw S.A y es ampliamente empleado en radiodiagnóstico y terapia, su tratamiento y manejo es bien conocido y está establecido por el fabricante [4].

En Colombia, se han realizado estudios de dosimetría personal para trabajadores radio-expuestos [5] los cuales han empleado el uso de dosímetros termoluminiscentes para dosis bajas debidas a exposición ocupacional. Los resultados mostraron que el método es aplicable a la exposición médica en radiodiagnóstico y terapia. Adicionalmente los índices de radiación aceptables para tomografía diagnóstica han sido estudiados y se encuentran en documentación de revisión [6] y también se encuentran en la documentación proporcionada por el Organismo Internacional de Energía Atómica OIEA [7], y la Comisión Europea de Protección Radiológica CEPR [8].

1.4 CONTRIBUCIÓN

Este trabajo de grado contribuirá de manera significativa al control de la exposición médica de los pacientes en el ámbito hospitalario en tomografía computarizada. La metodología empleada puede ser usada para evaluar cualquier rutina de este tipo de diagnóstico así como también a cualquier protocolo clínico que involucre radiación ionizante. Adicionalmente, el método sirve como un mecanismo de control de calidad para la dosimetría de pacientes y para evaluación de buenas prácticas, lo cual resulta innovador en Colombia, pues no se lleva a cabo actualmente en ninguna institución. Además el empleo de esta metodología ayuda a cumplir con la resolución 2003 del 2014 del Ministerio de Minas con respecto a la entrega de reportes dosimétricos en las historias clínicas de los pacientes [2], y la evaluación de las prácticas clínicas para que éstas se acoplen a las sugerencias de la OIEA tal como propone la resolución 18 1434 de 2014 del Ministerio de Minas y Energía [3].

2. UN ACERCAMIENTO A LA FÍSICA MÉDICA

2.1. INTRODUCCIÓN

Durante el Siglo XX se dieron muchos de los descubrimientos que permitieron los mayores avances tecnológicos de la historia. La física médica se consolidó como una consecuencia natural de la evolución de las ciencias y de la aparición de nuevas tecnologías. La física médica ha permitido conocer la mecánica y el funcionamiento del cuerpo humano, y también el haber desarrollado métodos de diagnóstico y tratamiento de enfermedades. [9]

2.2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

La física médica tiene sus orígenes en el siglo XVI gracias a los estudios de la biomecánica del sistema cardiovascular hechos por Leonardo Da Vinci. Desde entonces se han dado múltiples avances que han sido aplicados a la medicina.

Los rayos X se descubrieron accidentalmente por Wilhelm Conrad Röntgen mientras estudiaba los rayos catódicos. Una pantalla de platino cianuro de bario fluorecía cuando el tubo se encendía. Él comprendió que se trataba de una radiación más penetrante que los rayos UV y los denominó rayos X, por su carácter desconocido. Luego sugirió su uso diagnóstico y logró obtener imágenes de la mano de su esposa y en 1901 recibió el premio Nobel de Física. En 1903 Antoine Henri Becquerel, Pierre Curie y Marie Curie fueron reconocidos con el premio Nobel de Física por su descubrimiento de la radiación natural. En 1908 Ernest Rutherford obtuvo el Nobel de Química por su hipótesis sobre las sustancias radioactivas. A principios del siglo XX los esposos Curie usaron fuentes no selladas para tratamiento dermatológico de lesiones cancerosas, con resultados pobres pero finalmente en 1936, en Lyon, Francia, el radiólogo Victor Despeigne trató al primer paciente con radiación ionizante con fines terapéuticos. Durante el siglo XX apareció la DOSIMETRÍA, que involucró médicos, y físicos con el fin de cuantificar los niveles de exposición a radiación y las relaciones dosis–efecto.

En 1979 A. M. Cormack y G. Hounsfield ganaron el premio Nobel de medicina gracias al desarrollo de la Tomografía Computarizada [10]. A lo largo del siglo XX el campo de trabajo de la física médica con radiaciones se ha extendido gracias al uso de fuentes y equipos emisores de radiación y radionúclidos para diagnóstico y terapia.

2.3. EL OBJETO DE LA FÍSICA MÉDICA

Un físico medico o en su lugar un físico o ingeniero físico enfocado hacia esta disciplina, trabaja principalmente en las siguientes áreas [11]:

- Radiología diagnóstica e intervencionista, radioterapia y radiocirugía
- Medicina nuclear
- Protección radiológica
- Metrología de radiación
- Bio-magnetismo y Radiobiología
- Ingeniería biomédica y Procesamiento de señales e imágenes médicas
- Investigación epidemiológica

Los profesionales de la disciplina pueden trabajar en el ámbito hospitalario, siempre que hayan recibido entrenamiento para ello y tienen la responsabilidad de garantizar la seguridad y eficacia del uso diagnóstico o terapéutico de la radiación, previendo el cuidado del paciente así como del personal que preste el servicio y el público en general. Otros profesionales desempeñan labores tipo docencia o investigación.

2.4 RESPONSABILIDAD DE UN INGENIERO FÍSICO EN FÍSICA MÉDICA

Un ingeniero físico entrenado para trabajar en física medica, es parte del equipo de diagnóstico y tratamiento con radiaciones. Ayuda a asegurar un alto estándar de calidad, optimizando el uso de radiaciones, gestionando estrategias de solución de problemas, evitando situaciones inusuales y errores con riesgo para los trabajadores y los pacientes. El ingeniero puede tener principalmente estas funciones [11]:

- Especificaciones técnicas de equipos y diseño de instalaciones
- Aceptación, puesta en marcha, supervisión y control de calidad de equipos
- Dosimetría física, dosimetría clínica
- Docencia y capacitación de personal
- Investigación
- Protección radiológica (exposición médica, ocupacional y de público)
La protección radiológica es específica del área a la que sea aplicada y el enfoque será diferente según el público al que va dirigida.

3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1 INTRODUCCIÓN

Es de gran importancia poseer un conocimiento teórico que permita un adecuado entendimiento de la medida de la radiación y más cuando este se realiza en el ámbito hospitalario. Para entender los mecanismos de medida que emplean los detectores es necesario primero tratar la interacción entre la radiación y la materia, para de este modo comprender como interactúan la radiación con el tejido biológico y qué efectos puede tener. Con ello puede comprenderse el objetivo de la protección radiológica y los límites de dosis, para finalmente comprender como se irradia un paciente en un tomógrafo computarizado y que tipos de unidades se emplean en radiodiagnóstico y en tomografía computarizada.

3.2 LA RADIACIÓN Y SU INTERACCIÓN CON LA MATERIA

3.2.1 INTRODUCCIÓN

Es importante dar un tratamiento claro y breve acerca de la interacción de la radiación con la materia. La materia a escala pequeña se rige por la mecánica cuántica. En este capítulo se hace una revisión de la estructura atómica y de cómo los distintos tipos de radiación interactúan con la materia para proporcionar un mejor entendimiento de los efectos biológicos de la radiación y de la medida de estos.

3.2.2 RADIACIÓN Y LOS TIPOS DE RADIACIÓN

La radiación se refiere a los fenómenos de transferencia de energía de un lugar a otro por medio de partículas u ondas a través de un medio, o el vacío. La radiación puede provenir de un cuerpo negro, bultos radiactivos, equipos de rayos X, aceleradores de partículas, etc [12]. La radiación puede ser ionizante o no ionizante, la radiación no ionizante puede ser indirectamente ionizante, por ello es más preciso hablar de radiación directa o indirectamente ionizante. Las radiaciones ionizantes son capaces de liberar electrones ligados a orbitales atómicos o moleculares, este tipo de radiaciones tienen energías superiores a 10 eV (fotones, electrones y positrones $E \sim 100$ MeV, y partículas cargadas pesadas $E \sim 10$ KeV). La radiación directamente ionizante corresponde a las

partículas cargadas como los iones ligeros, partículas alfa, partículas pesadas, iones pesados, fragmentos de fisión nuclear y partículas exóticas. Y la radiación indirectamente ionizante se refiere a las partículas sin carga como los fotones, neutrones, neutrinos o antineutrinos.

3.2.3 INTERACCION ENTRE LA RADIACION Y LA MATERIA [10]

El mundo atómico y subatómico se rige por las leyes de la mecánica cuántica. Una partícula no relativista bajo un potencial $V(r)$ cumple la ecuación de Schrödinger independiente el tiempo (eq 3.2.1) ^a.

$$\left[\frac{\vec{p}^2}{2M} + V(r) \right] \psi(\vec{r}) = \varepsilon \psi(\vec{r}) \quad (3.2.1)$$

Cuya solución suministra información sobre el espacio energético de un sistema.

Considérense N electrones de masa m_e y carga $-e$ de un átomo de número atómico Z , Usando la notación q_j que representa las variables r_j y $m_{s,j}$ de cada electron, la función de onda del átomo cumplirá:

$$\mathcal{H}_A(q_1, \dots, q_N) \psi(q_1, \dots, q_N) = E \psi(q_1, \dots, q_N) \quad (3.2.2)$$

El Hamiltoniano \mathcal{H}_A contiene la energía cinética no relativista y potencial entre partículas subatómicas (eq. 3.2.3), siendo r_{ij} la distancia entre el eletron i y el j :

$$\mathcal{H}_A = \sum_{j=1}^N \frac{\vec{p}_j^2}{2M} - \sum_{j=1}^N \left(\frac{Ze^2}{r_j} \right) + \sum_{j=1}^N \frac{e^2}{r_{ij}} \quad (3.2.3)$$

Este Hamiltoniano no tiene solución por lo tanto se recurre a la aproximación de campos centrales (eq. 3.2.4), cuyas soluciones para electrones en estados ligados cumplen el principio de ortogonalidad y pueden ser determinadas como se observa en la figura 3.2.1.

$$\mathcal{H}_A = \sum_{j=1}^N \left[\frac{\vec{p}_j^2}{2M} + V(r_j) \right] \quad (3.2.4)$$

Con el objeto de dar un entendimiento sencillo de la interacción de la radiación con la materia se dará una explicación semiclásica del fenómeno, un átomo

^a Erwin Rudolf Josef Alexander Schrödinger (Erdberg, Imperio Austrohúngaro, 12 de agosto de 1887 – 4 de enero de 1961) fue un físico austríaco, naturalizado irlandés, que realizó importantes contribuciones en los campos de la mecánica cuántica y la termodinámica. Recibió el Premio Nobel de Física en 1933 por haber desarrollado la ecuación de Schrödinger. La ecuación fundamental de la mecánica cuántica.

posee $N = Z$ electrones ligados, ellos están en posición de equilibrio gracias a fuerzas restauradoras lineales, y cada uno tiene una frecuencia angular propia ω_λ . Aplicando la segunda la ley de Newton se obtienen: [13]

$$m_e \ddot{\vec{r}} + m_e \ddot{\vec{r}} + m_e \omega_j^2 \vec{r} = -e \vec{E}(\vec{r}, t) \quad (3.2.5)$$

$$\vec{r}(t) = \frac{-e}{m_e} \frac{\vec{E}(\vec{r}, t)}{\omega_j^2 - \omega^2 - i\Gamma\omega} \quad (3.2.6)$$

Si la energía con que se estimulan los átomos es muy alta, se desprecian las ligaduras. Esto se debe a que las energías de excitación de los electrones del blanco son de energías mucho menores que la de los rayos incidentes, de manera que estos se consideran libres o en reposo, luego entonces las ecuaciones de conservación de momentum y energía permiten determinar las direcciones de salida.

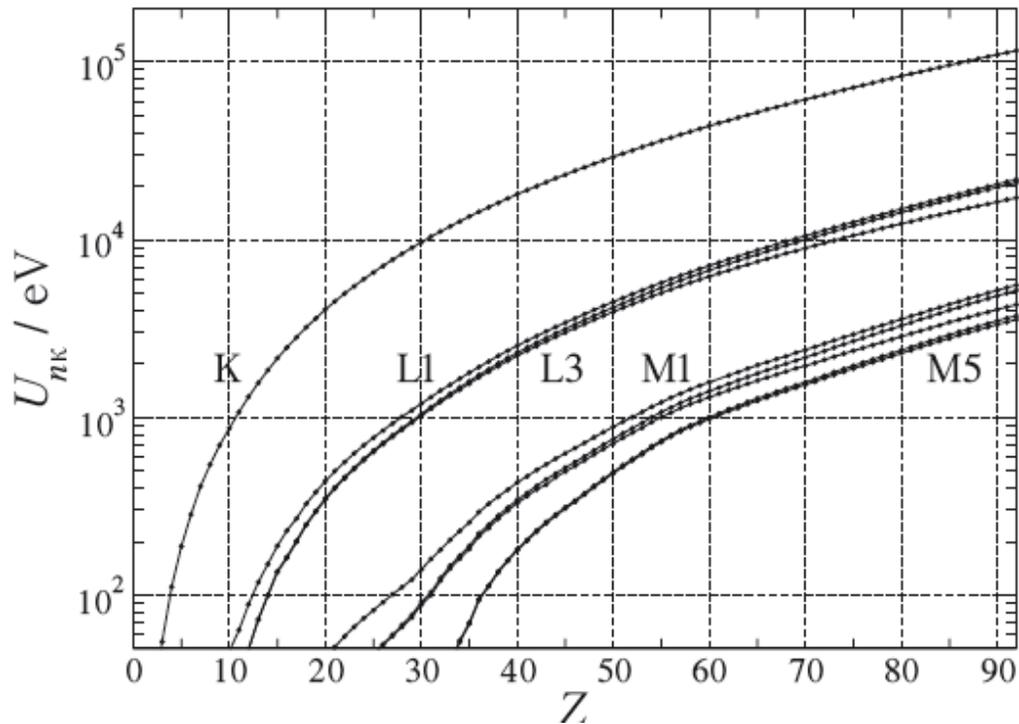


Figura 3.2.1. Energías de ionización experimentales de las capas K,L y M de un átomo neutro

3.2.4 INTERACCION DE LOS FOTONES Y LA MATERIA [10]

Para hacer un análisis simple de la interacción de los fotones con la materia, se desprecia la polarización y se supone que fotones de energías 0,1 keV - 1 GeV

inciden sobre átomos neutros de número atómico Z , en procesos de colisión como los que se nombran a continuación:

Efecto fotoeléctrico: el fotón de energía E es absorbido por el blanco y un electrón de la capa i es emitido hacia el ángulo sólido $d\Omega$ con un ángulo polar θ_e con energía cinética $\varepsilon_e = E - U_i$, donde U_i es la energía de ionización de la capa. A energías mayores se presenta absorción de forma muy marcada.

Dispersión coherente o Rayleigh: el fotón es dispersado elásticamente por los electrones ligados, el blanco no es excitado, el fotón dispersado tiene energías y funciones de onda iguales al del incidente, produciendo patrones de interferencia.

Dispersión incoherente o Compton: un fotón interacciona inelásticamente con un electrón atómico que lo absorbe y retrocede con determinado ángulo y energía y re-emite un fotón secundario con energía menor en otra dirección.

Creación de pares: un fotón desaparece y su energía permite crear un electrón y un positrón. La energía del fotón debe ser mayor que la suma de las energías del electrón y el positrón y sus energías de reposo.

Reacciones fotonucleares: cuando el fotón tiene una E mayor en un orden de magnitud a los MeV es probable que interactúe directamente con el núcleo, las reacciones fotonucleares como la emisión de neutrones son poco probables, pero su probabilidad difiere de cero.

Para cada modo de interacción se define un coeficiente de atenuación, siendo ρ la densidad de un material, su coeficiente de atenuación viene dado en términos de los coeficientes de atenuación lineales parciales $\mu_i = \mathcal{N} \sigma_i$:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{N_A}{A_W} \sum_i \sigma_i \quad (3.2.7)$$

3.2.5 INTERACCION DE PARTICULAS CON LA MATERIA [13]

Se pueden dar colisiones elásticas o inelásticas, pero las partículas cargadas pesadas apenas sufren cambios en su dirección. En la dispersión elástica de electrones y positrones, estos interactúan con los átomos cambiando de dirección pero sin perder energía. En las colisiones inelásticas, la partícula incidente de energía U_i pierde energía, con esta energía un electrón activo en el

átomo del blanco hace transición de un orbital ligado (o capa) a otro orbital que puede ser ligado (excitación) o libre (ionización).

En la emisión de radiación de frenado o bremsstrahlung, las partículas cargadas son aceleradas, emiten radiación electromagnética con intensidad proporcional al cuadrado de la aceleración, a la carga del núcleo y de las partículas e inversamente proporcional a la masa de las partículas, es poco probable que se dé para partículas pesadas, pero es un fenómeno dominante en leptones e_+ , e_- y procesos de creación de pares. Un ejemplo es un electrón de alta energía desviado en el campo eléctrico de un núcleo atómico.

La aniquilación del positrón, es más probable para positrones en reposo (después de frenarse) y se da con la emisión de dos fotones con energía anti paralelos.

En la dispersión elástica múltiple, los electrones o positrones tienen múltiples colisiones elásticas con recorridos libres medios pequeños entre ellas. Ellos experimentan deflexiones angulares y pérdidas energéticas despreciables. La dispersión inelástica múltiple se da cuando una partícula recorre una distancia mucho mayor (de dos órdenes de magnitud) que el recorrido libre medio inelástico.

3.2.6 RADIACION FLUORESCENTE [13]

Una vez los átomos de un blanco han sido ionizados, sus capa internas se relajan y el exceso de energía residual se emite como radiación fluorescente. Los Rayos X, se definen como una transición radiactiva cuando un orbital vacío se llena con un electrón de un orbital menos ligado emitiendo un fotón con una energía igual a la diferencia de energía entre las dos capas.

Los electrones Aüger se producen cuando un electrón pasa de la capa y a la capa x , éste entrega su energía a otro electrón en la subcapa z , que se libera con una energía $U_x - U_y - U_z$, si la transición sucede entre suborbitales de la misma capa, el proceso se llama Coster-Kronig, la emisión es no radiactiva para número atómico pequeño, pero si es radiactiva (rayos X) para números atómicos grandes.

3.2.7 INTERACCIÓN DE LOS NEUTRONES CON LA MATERIA [13]

Los neutrones carecen de carga eléctrica, no experimentan interacción coulombiana, pero si interactúan con la fuerza nuclear fuerte (corto alcance), por ello los neutrones son muy penetrantes (indirectamente ionizantes),

experimentan dispersiones elásticas y reacciones de absorción, y se clasifican según la magnitud de su energía en: térmicos (25 meV), epidérmicos (1eV), Lentos (1 KeV) y rápidos (100 KeV-10 MeV).

3.3 MEDIDA DE LA RADIACIÓN

3.3.1 INTRODUCCIÓN

Las magnitudes para medir la radiación fueron introducidas por la International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU (Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación) en 1960 con el uso obligatorio del SI - Sistema Internacional de Unidades. En 1975 se definió la unidad Gray Gy como $[JKg^{-1}]$ y el becquerel Bq como $[s^{-1}]$ las desintegraciones por segundo. En 1977 se estableció el Sievert Sv como la unidad fundamental en protección radiológica. En esta sección se tratan las magnitudes referentes a la radiación: generales, inequívocas, necesarias y accesibles (de acuerdo al ICRU en 1993) [13]

3.3.2 MAGNITUDES ESTOCÁSTICAS Y NO ESTOCÁSTICAS

Una magnitud estocástica, se define para entornos finitos y varía de forma discontinua. Por ello no es predecible y no es posible hablar de su tasa y gradiente. Una magnitud no estocástica, es función puntual, continua y diferenciable. Se puede estimar como promedio. En lo referente a radiaciones se habla de coeficientes de interacción, magnitudes radiométricas, dosimétricas, de radiactividad, y de radioprotección [9]

3.3.3 COEFICIENTES DE INTERACCIÓN

Los coeficientes de interacción son el eslabón entre las magnitudes radiométricas y las magnitudes dosimétricas, se emplean según los tipos de radiación, energía, material e interacción. [14]

La sección eficaz de un blanco σ para una interacción causada por partículas es la razón entre la probabilidad de interacción y la fluencia de partículas.

$$\sigma = \frac{P}{\phi} [m^2] \quad (3.3.1)$$

La transferencia lineal de energía, L_{Δ} o LET, es la energía ganada por transferencia energética de las partículas cargadas incidentes menos la pérdida por liberación de electrones, si la radiación atraviesa una distancia l , L_{Δ} es:

$$L_{\Delta} = \frac{dE_{\Delta}}{dl} \quad (3.3.2)$$

3.3.4 MAGNITUDES RADIOMETRICAS

Las magnitudes radiométricas tratan la cantidad o energía de determinadas partículas, así como los productos y distribuciones temporales y espaciales de las mismas, se muestran en la figura 3.3.1. [13]

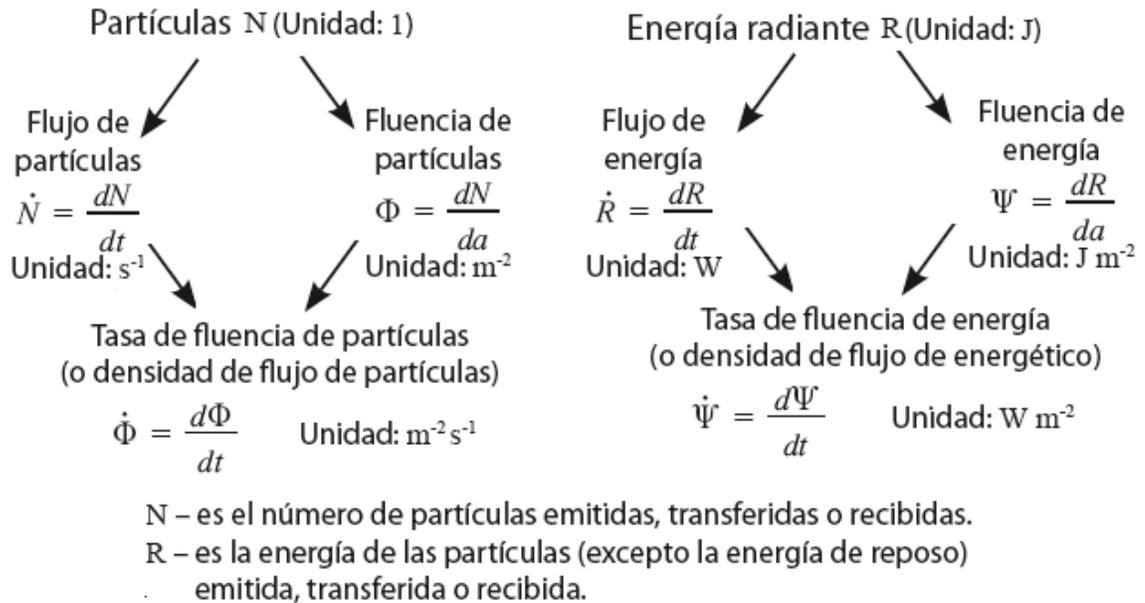


Figura 3.3.1 Magnitudes Radiométricas.

3.3.5 MAGNITUDES DOSIMETRICAS [13]

Las magnitudes dosimétricas correlacionan los efectos reales de la radiación con una medida. La radiación interacciona con la materia en distintas formas. Al final de una serie de transformaciones de energía, la energía que transporta el campo de radiación se deposita finalmente en la materia y aquí aparece el concepto de dosis absorbida.

El kerma, K, es una magnitud no estocástica definida para radiación ionizante no cargada. Es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes liberadas por partículas ionizantes no cargadas por unidad de masa. Representa la energía transferida punto a punto por la fuente (no es la energía absorbida), por ello sirve para caracterizar campos de radiación y las medidas en distintos materiales se puede relacionar entre sí mediante el uso de los coeficientes de atenuación.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} [Jkg^{-1} = Gy] \quad (3.3.3)$$

$$K_m = K_{air} \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_m \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} \quad (3.3.4)$$

La energía impartida ε es la suma de los depósitos de energía, su valor promedio equivale a la energía del campo incidente menos la del haz de salida, teniendo en cuenta los cambios de las energías de reposo.

$$\varepsilon_{media} = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q \quad (3.3.5)$$

La dosis absorbida D , es la energía media absorbida debido a la radiación ionizante en un material por unidad de masa. Es no estocástica y es la magnitud dosimétrica más importante. Se define en un elemento diferencial con la exactitud y uniformidad suficientes para hablar de gradiente y tasa.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} [Gy] \quad (3.3.6)$$

La dosis absorbida y el kerma son equivalentes si la energía de las partículas incidentes es del orden de la energía de las partículas cargadas, bajo bremsstrahlung despreciable y equilibrio de partículas cargadas.

3.3.6 MAGNITUDES EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA

En radiodiagnóstico se usan las siguientes magnitudes principalmente. [13,15]

Kerma en aire en la superficie de entrada (ESAK), mide el kerma en aire en seno de aire^a, en un punto en la intersección del haz y la superficie irradiada, se define externo al objeto irradiado, por ello no considera la retro dispersión.

Dosis absorbida en aire en la superficie de entrada (DSE), la dosis absorbida en aire, incluye la contribución de la radiación retrodispersa, se mide en la superficie del objeto irradiado, en el eje del haz de radiación, en equilibrio electrónico es igual al ESAK y el factor de retrodispersión depende del equipo y del tamaño del campo de radiación

Dosis absorbida en tejido (o en músculo) a la entrada (De), es la dosis en un tejido blando, medida en la superficie con un objeto de masa atómica efectiva igual como por ejemplo agua solida.

^a Aire seno en aire, es la medida en un diferencial de aire rodeado por aire.

Dosis glandular media (DG), el promedio de D para una mama de 50% tejido adiposo y 50% de tejido glandular, u otras composiciones, se especifica el grosor y la composición de la mama.

3.4 LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN RADIODIAGNOSTICO

3.4.1 INTRODUCCIÓN

Las estadísticas de la OIAE sobre dosis colectiva de la población mundial (absorbida por toda la población) muestran que su mayor contribuyente es el radiodiagnóstico, que cada vez posee técnicas y equipos más diversos y asequibles, la exposición médica y la exposición ocupacional se justifican por los grandes beneficios que trae el radiodiagnóstico, cuyas dosis se pueden reducir mediante procesos de optimización y programas de calidad. En este capítulo se tratan: la protección radiológica, los niveles orientativos y los efectos de la radiación.

3.4.2 OBJETIVOS DE LA PROTECCION RADIOLOGICA

La radiación ionizante, no es detectada por los sentidos humanos, tiene efectos acumulativos, por ello la exposición a radiación debe ser vigilada y controlada. Las ICRP y la IAEA establecen normas donde se establecen los fundamentos para la protección radiológica. Existen los niveles orientativos para que las dosis de radiación que reciben las personas sean tan bajas como sea razonablemente posible, teniendo en cuenta estos principios [16]:

- **Justificación de la práctica:** La exposición debe estar justificada solo en función del procedimiento, se considera injustificada la exposición en áreas controladas^a.
- **Optimización de la protección:** El uso de blindaje adecuado permite disminuir la dosis recibida por pacientes y personal.
- **Limitación de las dosis:** Existen límites de radiación para pacientes y para personal, su evaluación se hace mediante algún sistema de dosimetría^b.

3.4.3 EFECTOS BIOLÓGICOS DE LA RADIACION IONIZANTE

Las radiaciones ionizantes pueden tener efectos biológicos, es primordial tener en cuenta los beneficios médicos que provee el uso de radiaciones y que su uso es cuidadoso de modo que no hay detrimento perceptible de la salud. Sin embargo es importante considerar que la radiación puede ocasionar alteraciones moleculares que en algunos casos ocasionan daños en las células, que pueden ser reparados por el organismo, y son de carácter estructural o

^a Las zonas controladas cumplen con 1mSv/año para público y se monitorean todo el tiempo

^b Los sistemas de dosimetría se estudian en el capítulo 6

funcional. Ellos se manifiestan en los individuos irradiados (efectos somáticos) o en su descendencia (efectos hereditarios), se pueden manifestar a corto plazo o por el contrario se pueden dar efectos tardíos (a largo plazo).

Los efectos somáticos se clasifican en efectos deterministas y efectos estocásticos. Los primeros, se deben a la muerte celular y se dan de acuerdo a umbrales de dosis, a niveles de dosis elevadas la pérdida de células impide la función del tejido afectado. Los efectos estocásticos son aleatorios, es decir que su probabilidad aumenta con la dosis, no existen umbrales de dosis, y se dan cuando hay alteraciones en la función celular, que generan lesiones que se desarrollan en cáncer, o en efectos hereditarios. [17]

3.4.4 INTERACCION DE LA RADIACION IONIZANTE CON LAS CELULAS

Cuando radiación ionizante incide sobre las células puede producir radicales químicamente inestables, generando alteraciones en la permeabilidad de la membrana plasmática y/o la ionización del citoplasma. Si la radiación incide en el núcleo puede ocasionar daño genético (mutación), es decir que la célula generará hijas con características diferentes a las que la madre tenía originalmente. [18]

Las mutaciones no reparadas generan detrimento, mediante muerte celular y/o generación de células mutantes, que se dan mediante procesos de:

- Senescencia. Es la detención permanente del ciclo celular que se da como consecuencia de un daño excesivo del ADN, se forman células aplanadas con gránulos, que no se dividen pero son activas metabólicamente y que pueden liberar factores supresores o promotores de tumor y/o respuesta inmune.
- Apoptosis. Muerte celular programada, que se da principalmente en las células hematopoyéticas por permeabilización de membranas y activación de caspasas que llevan a la desintegración celular.
- La necrosis. En la que se produce tumefacción celular, ruptura y daño de la membrana plasmática y los organelos, causando un daño celular irreversible.
- La necroptosis, que se da en células epiteliales, es una necrosis programada.
- Catástrofe mitótica, se da por daños en la mitosis, se producen células gigantes, morfologías aberrantes del núcleo, múltiples núcleos, cromosomas hiperamplificados, hay muerte por necrosis o apoptosis.

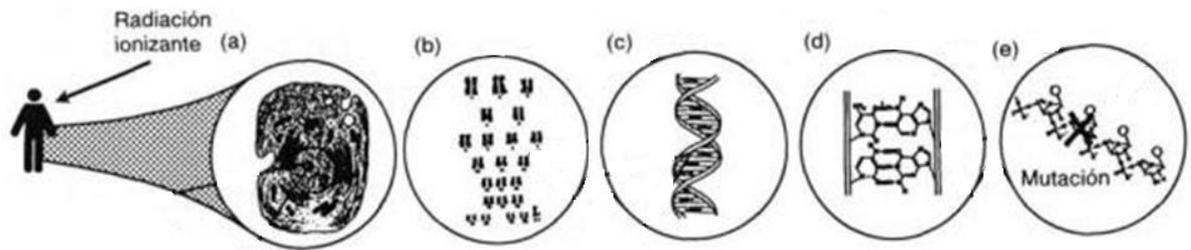


Figura 3.4.1 Acción de la radiación en el núcleo (a), cromosomas (b), ADN (c), nucleótidos (d), mutación (e).

3.4.5 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE PACIENTES

Los pacientes se someten directamente al haz de rayos X. Por ello los equipos en la actualidad obtienen imágenes rápidamente de manera que se elimina la aparición de borrosidades cinéticas debidas al movimiento del paciente, y se evitan exposiciones por tener que tomar varias veces un mismo examen; adicionalmente se usan protecciones en las zonas no irradiadas y se deben considerar los niveles orientativos de dosis. En radioprotección, se usan magnitudes que sirven como indicadores de daño potencial y parámetros de calidad. En 1962, el ICRU implantó las magnitudes limitadoras (para límites de dosis). Las magnitudes radiométricas se usan en la caracterización de campos y las magnitudes dosimétricas, proporcionan medidas correlacionadas con los efectos potenciales de la radiación ionizante. [19,3]

3.4.6 LA DOSIMETRÍA

Cuando la radiación interactúa con la materia, hay fluencia de partículas y transferencia de energía, si las partículas cargadas que entran y las que abandonan un volumen son iguales, habrá equilibrio electrónico y $D = K$, en la superficie de un material no hay equilibrio electrónico así que $K > D$. En una cavidad muy pequeña, los electrones producidos en su interior tienen un alcance mucho mayor que las dimensiones de la cavidad, ese es el principio que aplica un detector de electrones y se llama la teoría de la cavidad de Bragg, si el tamaño de la cavidad es mayor, las interacciones entre fotones se hacen más relevantes y este es el principio de un detector de fotones. [13]

Los dosímetros son dispositivos que sirven para medir o evaluar dosis absorbida, exposición o cualquier otra magnitud radiológica. Constan de un volumen sensible a la radiación, que puede estar rodeado de una funda que sirve de fuente de partículas cargadas secundarias, blindaje y protección contra influencias externas y golpes. Según la teoría de la cavidad, una medida de dosis absorbida obtenida con un dosímetro será la dosis absorbida por el

material que rodea al dosímetro en ausencia de éste. Los dosímetros se someten a calibración, un análisis de su respuesta de acuerdo a la magnitud que se desea determinar. Ejemplo: si un dosímetro esta calibrado en dosis absorbida en agua y se usa en el seno de un maniquí de agua, las lecturas corresponderán a dosis absorbida en el maniquí de agua.

3.4.7 MAGNITUDES EQUIVALENTES DE DOSIS [13]

La dosis absorbida medida en un órgano, es la dosis absorbida promedio sobre un órgano considerando la distribución de dosis sobre la masa.

$$D_T = 1/m_T \int D dm \quad (3.4.1)$$

Los factores ponderales de radiación informan sobre el detrimento de acuerdo el tipo de radiación, y son útiles como aproximación. [13]

Tabla 4.1. Factores de ponderación para fuentes internas. [13]

Tipo e intervalo de energías	Factor ponderal en tejido w_R
Fotones, electrones y muones de todas las energías	1
Neutrones	
<10keV ó > 20MeV	5
10keV – 100 keV	10
100keV - 2 MeV	20
2 MeV – 20 MeV	10
Protones distintos de los de retroceso	5
>2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fisión y núcleos pesados	20

La dosis equivalente en órgano $H_{T,R}$, es una magnitud derivada de la dosis absorbida en un órgano T debido a la radiación R , y es:

$$H_{T,R} = \sum w_R D_{T,R}, \quad (3.4.2)$$

La dosis efectiva E , expresa la combinación de dosis equivalente en diferentes tejidos para determinar el efecto estocástico total, usando un factor ponderal por tejido denominado w_T ,

$$E = \sum w_T H_T \quad [JKg^{-1} = Sv] \quad (3.4.3)$$

Tabla 3.4.2 Factores ponderales para órganos ICRP n103 de 2007 ^a [13].

Órgano	Factor ponderal del tejido w_T	Órgano	w_T
Gónada	0.08	Hígado	0.05
Medula ósea roja	0.12	Esófago	0.05
Colon	0.12	Tiroides	0.05
Pulmón	0.12	Piel	0.01
Estomago	0.12	Superficie Ósea	0.01
Vejiga	0.05	El resto	0.12
Mama	0.12		

3.4.8 SISTEMAS DE DOSIMETRIA EN EL AMBITO HOSPITALARIO

La dosimetría surgió para evaluar el efecto de la radiación sobre el tejido y conocer la fluencia de partículas y energía y sus distribuciones. Hay muchos materiales que pueden usarse como dosímetros (películas, material termo luminiscente, sustancias químicas, capacitores). Un sistema de dosimetría es aquel que se encarga de medir directa o indirectamente una magnitud dosimétrica, se compone del (de los) dosímetro (s), el lector, y los equipos adicionales necesarios. Si el sistema electrónico esta enciendo mientras se irradia el detector se dice que es activo. Si se enciende después es un sistema pasivo. En radiodiagnóstico por tomografía computarizada es usual medir D, DSE, índice ponderado de dosis para tomografía computada CTDI y producto dosis por longitud DPL. El CTDI y el DPL se tratan en la sección 3.5.5. Es común el uso de monitores de radiación ambiental para garantizar la seguridad radiológica y evaluar blindajes. Los sistemas de dosimetría deben tener las siguientes propiedades: [20]

- Linealidad. Es decir que proveen la magnitud dosimétrica de interés, manteniendo un grado de linealidad (dado por el material y su fabricación)
- Dependencia con la tasa y con la energía. Es ideal la invariación de las medidas con respecto a la tasa de dosis y a la calidad de radiación, el dosímetro se calibra en el rango de energía de interés.
- Resolución espacial y dependencia direccional. Se usan dosímetros pequeños, isotrópicos y en la misma posición en los procesos de calibración y de medida.

^a El ICPR basa sus normativas en las medidas sobre un maniquí que representa la respuesta del tejido humano, una esfera equivalente a tejido de 30cm de diámetro para representar el tronco y una de 16 cm para representar la cabeza, con un material de densidad 1g/cm³, constituido por 16.2% Oxígeno, 11.1% Carbono, 1% Hidrogeno y 2,6% Nitrogeno.

- Si se usa un sistema pasivo, deben ser reutilizable, con tiempo de uso y debe tener un manejo robusto, sencillo y eficaz.

3.5 LA TOMÓGRAFIA COMPUTARIZADA

3.5.1 INTRODUCCIÓN

El radiodiagnóstico tiene como objeto la obtención de imágenes con calidad suficiente mediante la menor dosis posible en el paciente [21], para realizar un estudio con cualquier equipo se debe entender el funcionamiento básico de este. Por ello en este capítulo se explican: la generación de rayos X, la formación de las imágenes en tomografía computada y las magnitudes usadas en esta rama de las imágenes diagnosticas.

3.5.2 GENERACIÓN DE RAYOS X

Los rayos X se pueden producir gracias a: transiciones electrónicas, bremsstrahlung, y deflexiones electrónicas en campos eléctricos intensos. Pero sólo es de nuestro interés la generación de rayos X en el tubo de rayos X [22]. Se denomina tubo de rayos X a la combinación ampolla de cristal más coraza. La ampolla se mantiene en vacío^a y es el lugar donde se generan los rayos X; es resistente al calor y al voltaje. La coraza confina la radiación. La ampolla posee un cátodo y un ánodo. El cátodo está compuesto por una copa de enfoque donde se encuentra un filamento espiral de tungsteno. Una alta corriente lo atraviesa y la emisión termoiónica genera un haz electrónico divergente que es confinado por la copa^b. El ánodo^c puede ser estacionario o rotatorio, al lugar donde inciden los electrones se denomina blanco o diana.

El haz electrónico posee la corriente que atraviesa el tubo, y sus electrones (proyectiles) interaccionan con el blanco por medio de tres mecanismos:

- Emisión de radiación infrarroja IR. Los electrones del blanco se excitan y decaen emitiendo IR, el 99% de la energía se convierte en calor.
- Emisión de radiación característica. Depende del tipo de blanco y de las transiciones electrónicas con capas internas de los átomos.
- La radiación de frenado también denominada Bremsstrahlung. En la que el electrón interacciona con un átomo del blanco, desviando su trayectoria y emitiendo un fotón de rayos X.

^a La presencia de gas haría que hubiera más producción de calor, cuando el tubo envejece el Tungsteno del filamento se evapora.

^b La copa es un recipiente donde se encuentra el filamento, posee carga negativa de manera que puede confinar el haz electrónico que diverge por la repulsión electrostática entre electrones.

^c El ánodo es muy buen conductor, ello permite que disipe el calor, un ánodo rotatorio permite que una área mayor del blanco interactúe con los electrones proyectil, como la zona de interacción es más grande, se facilita la disipación del calor, pues este ya no se concentra en un solo punto, así pues hay menos calentamiento, en este caso un conjunto de bobinas direcciona el haz para que incida en el mismo punto.

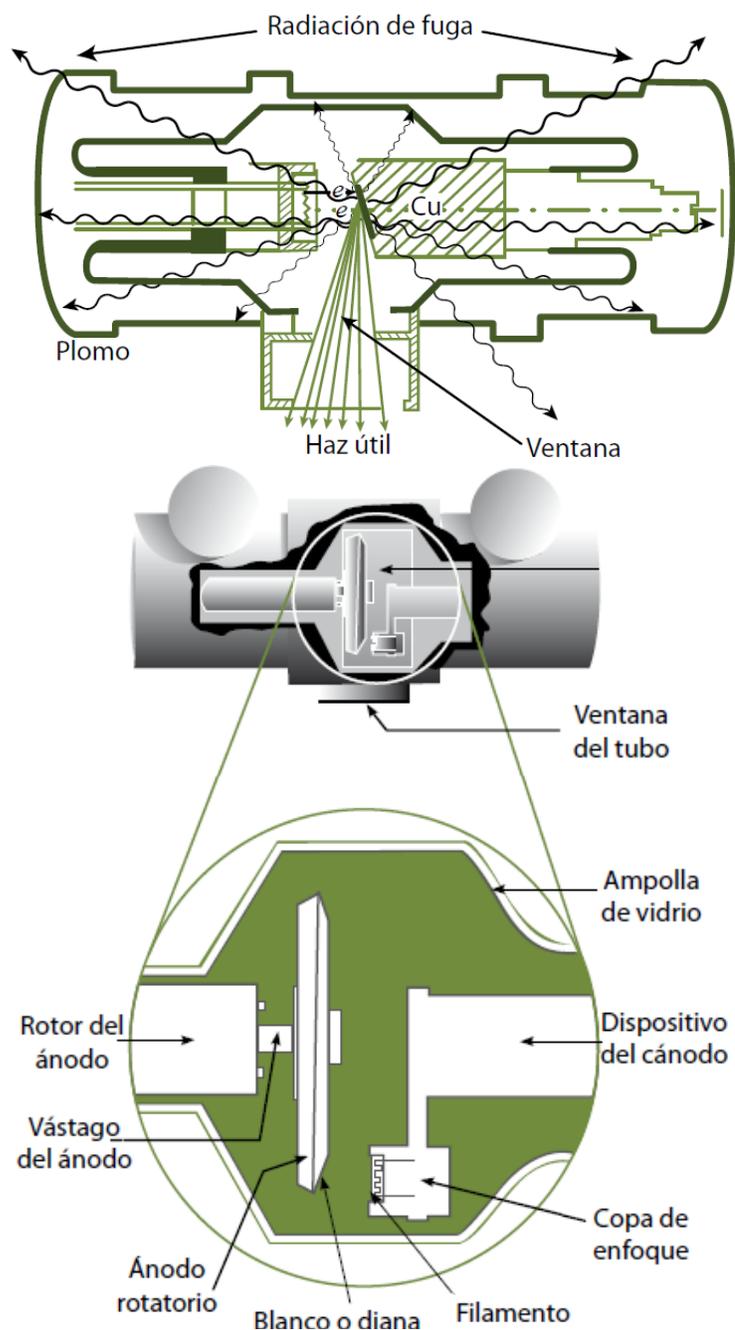


Figura 3.5.1 Esquema de un tubo de rayos X y un tubo de rayos X rotatorio [22].

3.5.3 LA IMAGEN RADIOLOGICA

Es fundamental la calidad de la imagen [23]. La salud del paciente depende de un buen diagnóstico, una imagen de calidad permite visualizar bordes, objetos pequeños y detalles finos y tiene buena resolución de contraste^a. El espectro

^a La resolución de contraste permite distinguir estructuras diferentes pero con características similares

energético del haz de rayos X debe ser fino. Es clave en la calidad de imagen, los fotones de baja energía^a son eliminados con el blindaje de la coraza y el uso de filtros de aluminio o cobre. Si se emplean valores alto de kilovoltaje el haz se volverá más energético y penetrante, por ello se usa mayor Kv en anatomías de alta absorción (abdomen y tronco)^b. Por otro lado la corriente de tubo (Miliamperaje) mA afecta el brillo de la imagen.

3.5.4 LA TOMOGRAFIA COMPUTADA

La introducción del Tomógrafo Computarizado TC causó un cambio radical en la práctica radiológica, se logró desarrollar la obtención de imágenes tridimensionales del interior del cuerpo mediante rayos X. Adicionalmente se impulsó el uso de procedimientos digitales en la radiología médica, pues ésta solucionaba problemas de la radiología clásica, como la baja eficiencia y efectos de radiación dispersa de los rayos X sobre las películas y la imposibilidad de obtención de imágenes tridimensionales de buena resolución. En 1963 Cormack propuso la reconstrucción de coeficientes de atenuación de un volumen específico en radioterapia, y notó las posibles aplicaciones diagnósticas de su idea. Mas tarde junto a Doyle formuló el problema con base a un estudio realizado por Radón en 1917^c sin embargo su investigación no atrajo a los científicos de la época. Más adelante Hounsfield desarrolló la idea de voxel (análogo tridimensional del pixel), basando su estudio en ecuaciones mas específicas realizadas por Radón (eqs. 3.5.1) que buscaban determinar los coeficientes de atenuación midiendo $\ln(I_0/I)$ y aplicando la transformada de Fourier como propuso Cormack. En 1970 Hounsfield comenzó a construir el primer tomógrafo y el 4 de Octubre de 1971 se realizó la primera tomografía computarizada, En 1979 recibió el Nobel junto a Cormack. [22]

$$p_L = \ln(I_0/I) = \int_L \mu(x, y) ds \quad (3.5.1)$$

$$\mu(x, y) = -1/2\pi^2 \int d\theta \int dr \left[\frac{1}{r^2 - r^2} \right] \frac{\partial p(r, \theta)}{\partial r}$$

El proceso de reconstrucción de imágenes es muy complejo, considera el espectro energético del haz de rayos X, los efectos de radiación dispersa, y la no linealidad de los detectores. La figura 3.5.3 muestra un esquema del

^a Los fotones de energía no mejoran la calidad de imagen sino que aumentan la dosis absorbida por el paciente

^b Si se usa un bajo kV se deben usar mas mA y ello también aumenta la dosis al paciente.

^c La intensidad I vista como integral de línea de los coeficientes de atenuación f(s) a lo largo de una de una línea L $I = I_0 \exp \left[- \int_L f(s) ds \right]$

procesamiento digital de imágenes que se realiza en tomografía^a. Hay métodos de reconstrucción algebraicos en los que se realiza iteración para cada voxel (bajo uso computacional) y los analíticos que a partir de cada proyección obtienen la transformada bidimensional de Fourier en coordenadas polares (usan muchos recursos computacionales).

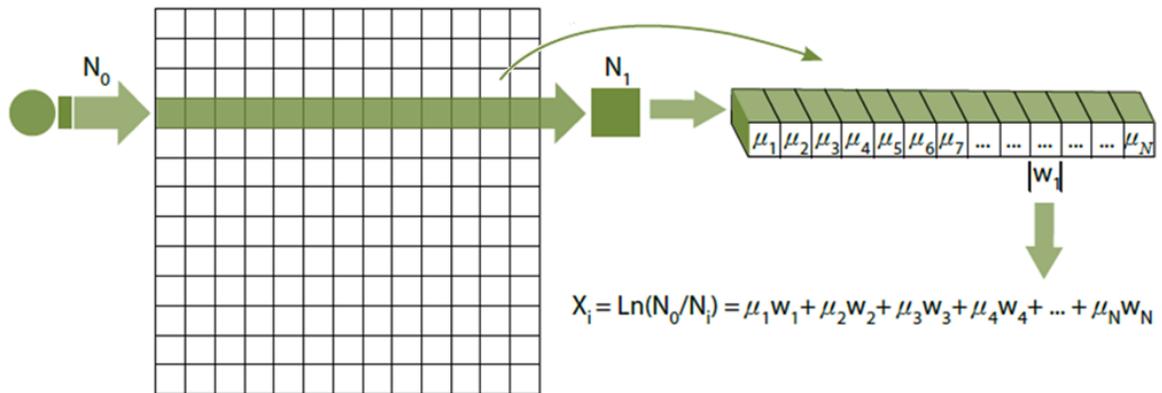


Figura 3.5.2. Esquema de la atenuación del haz inicial a través de su trayectoria.

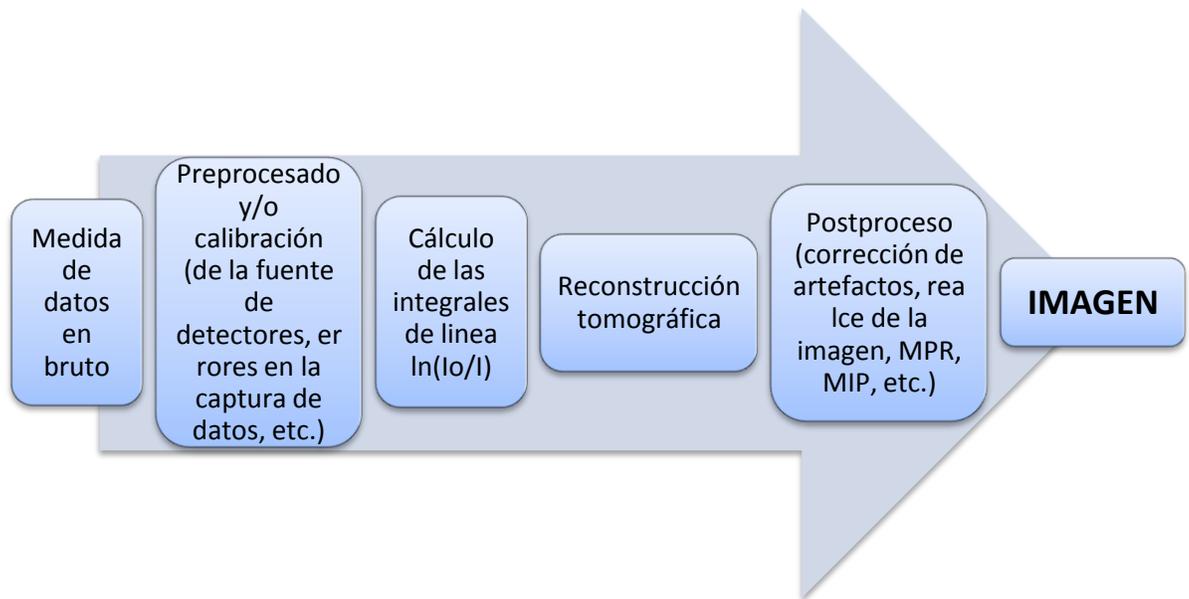


Figura 3.5.3 Diagrama de flujo de las operaciones en reconstrucción de imágenes.

3.5.4.1 LA EVOLUCIÓN DEL TOMÓGRAFO

Inicialmente aparecieron los tomógrafos axiales, similares al de Hounsfield en el que un haz de rayos X altamente colimado atraviesa el paciente e incide sobre una pareja de detectores de centelleo. Los detectores de centelleo están conformados por materiales que exhiben luminiscencia cuando incide radiación

^a El pre y post procesado de imágenes es propiedad intelectual de los fabricantes.

ionizante (electrones, positrones u otras partículas o iones más pesados) a través de ellos es decir que el material absorbe parte de la energía de la partícula incidente y la re-emite en forma de un corto destello de luz. Si esta reemisión es rápida (en menos de unos 10–8 s), el fenómeno se conoce como fluorescencia. De lo contrario, si la excitación es metaestable y tarda de microsegundos a horas, nos referimos al fenómeno denominado fosforescencia. El conjunto tubo+detectores se trasladaba 160 posiciones y giraba 1 grado para obtener una nueva vista. Los equipos de segunda generación usaban un abanico de rayos X muy uniforme que incidía sobre un conjunto de detectores, usaba algoritmos de reconstrucción más sofisticados y calibraba los detectores en cada giro, mejorando la resolución espacial. Los tomógrafos de tercera generación usaban un haz de mayor tamaño y celdas de detectores de Xenón y conectadas a un potencial común, eliminando la calibración en cada giro. Los tomógrafos de cuarta generación usan anillos de detectores de estado sólido y el tubo gira por dentro del anillo lo cual produce una gran disminución en la dosis absorbida por el paciente.

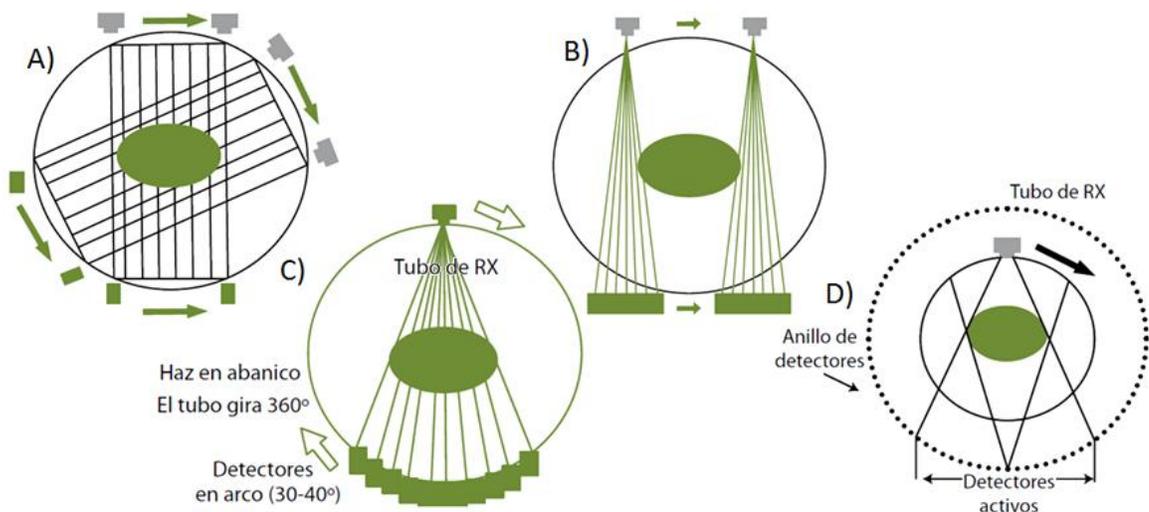


Figura 3.5.4 Tomógrafo de 1^{ra} (a), 2^{da} (b), 3^{ra} (c) y 4^{ta} (d) generación [22]

La tomografía helicoidal es uno de los desarrollos más relevantes de la década de 1990, el tubo se conecta a un generador por medio de un anillo de escobillas, ello permite una rotación sin cables y una adquisición continua de datos. Finalmente aparecieron los equipos multicorte, surgieron con la idea de obtener mayor número de proyecciones mediante el uso de matrices de detectores, aumentando así información obtenida respecto al tiempo y dosis, la problemática se centro en optimizar el uso de recursos informáticos con respecto al ancho que debían tener las matrices de detectores.

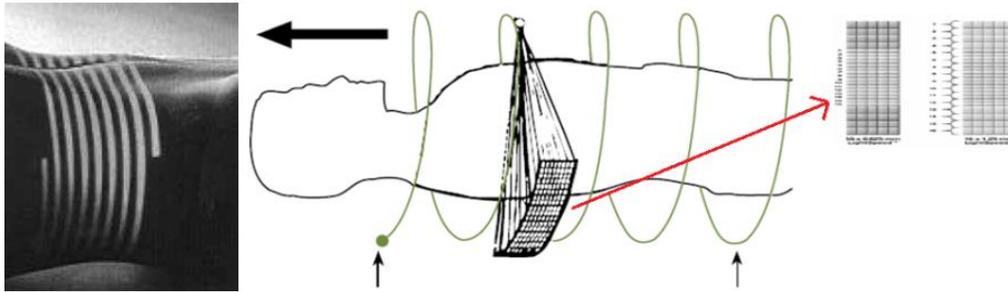


Figura 3.5.5 Iz-Der una simulación del barrido de una helicoides, y un esquema de la tomografía multicorte y el uso de matrices de detectores.

3.5.5 INDICADORES DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA [24]

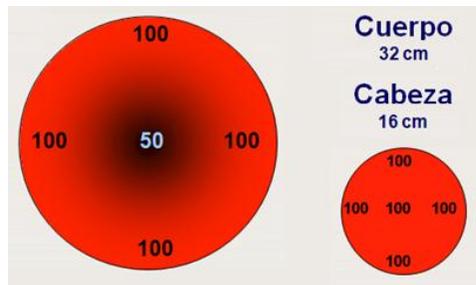


Figura 3.5.7 Distribución de dosis en el maniquí del ICRP [25]

La distancia entre cortes o pitch es la relación entre la distancia que avanza la camilla por cada rotación del tubo teniendo enciente el eje del grosor del corte generado por la rotación, si W es el ancho del haz, I el avance de la mesa, T el ancho del canal de un detector y N el numero de de canales activos, el pitch por definición es:

$$Pitch = \frac{1}{W} = \frac{I}{NT} \quad (3.5.2)$$

En dosimetría para TC, se usan el CTDI y el DPL, La dosis de radiación en ese maniquí (fig 3.5.7) disminuye a mayor profundidad, el DPL indica la dosis de radiación del examen completo teniendo en cuenta el numero de cortes y longitud del examen, el índice ponderado de dosis en volumen $CTDI_{vol}$ y el DPL se definen como:

$$CTDI_{vol} = \left(\frac{1}{pitch}\right) CTDI_W = \left(\frac{1}{pitch}\right) \left[\left(\frac{2}{3}\right) CTDI_{periferia} + \left(\frac{1}{3}\right) CTDI_{centro} \right] \quad (3.5.3)$$

$$DPL = CTDI_{vol} \cdot Longitud\ del\ examen\ [mGY\ cm] \quad (3.5.4)$$

4. EL METODO TERMOLUMINISCENTE

4.1 INTRODUCCIÓN

Ya se ha hablado de la importancia de la dosimetría en la protección radiológica, y de la necesidad de evaluación y vigilancia de los programas de protección radiológica, así como también de la generación de rayos X y de los fundamentos teóricos de la tomografía computada. Ahora se van a tratar las generalidades de uno de los métodos de dosimetría más relevantes y de uso más extendido, el método termoluminiscente.

4.2 EL FENOMENO TERMOLUMINISCENTE

En primera instancia es necesario comprender la teoría de bandas. Un planteamiento sencillo de ésta supone que muchos átomos libres se acercan, y a medida que lo hacen, sus niveles energéticos se desdoblán y quedan tan próximos entre sí, que se forma una banda energética (nivel cuasi-continuo de energía). Las capas cercanas a los núcleos están totalmente ocupadas por electrones ligados a estos y los electrones más externos ocupan la banda de valencia, después hay una brecha o gap de energía (banda prohibida), y luego estados electrónicos libres, es decir la banda de conducción.[26]

La radiación puede excitar o ionizar a los átomos de una red iónica de manera que se formen defectos. Los defectos electrónicos se deben a cambios en los valores de los estados de valencia. Los defectos iónicos se dan cuando se forman enlaces covalentes entre átomos de manera que la red se distorsiona. Finalmente si la radiación rompe enlaces y arranca átomos de la red se forman vacancias e intersticios que pueden ser regiones cargadas o descargadas respecto a la red (defecto de Schottky) o iones moleculares (defecto de Frenkel). Los defectos en una red, crean niveles energéticos en medio del gap, denominados trampas, que en estado fundamental están vacías, pero que al incidir radiación, son ocupadas por portadores excitados. Se clasifican en trampas de almacenamiento y centros de recombinación. Si los portadores se recombinan con la red, en ese proceso habrá emisión de fotones y es este el fenómeno termoluminiscente.

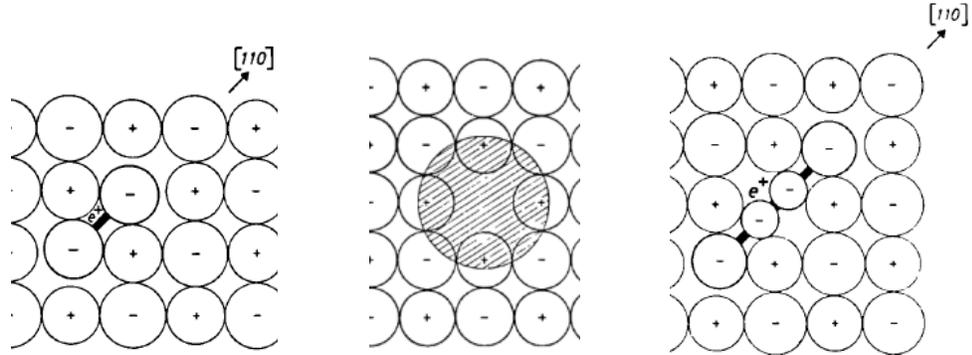


Figura 4.1 Iz-der: defecto electrónico, de Schottky y de Frenkel.[26]

La termoluminiscencia TL se analiza cuando los portadores de carga alcanzan una energía de activación (análoga a la de una reacción química) que permite que ellos sigan un proceso de recombinación, se considera el equilibrio térmico a una temperatura específica. La probabilidad de que un portador escape de su trampa se deduce de la mecánica estadística y de la ecuación cinética de Arrhenius [26]:

$$\alpha = \alpha_0 \exp(-E/kT) \quad (4.1)$$

En presencia de un campo eléctrico, los portadores cercanos se liberan por conductividad térmicamente estimulada, Si la recombinación involucra un fonón, la conservación del momentum para dicha interacción será:

$$hk - hk' = h/\lambda \quad (4.2)$$

Como el momentum del fonón es mucho menor que el de un portador:

$$hk - hk' = 0 \quad (4.3)$$

Luego las recombinaciones se dan entre portadores de igual vector de onda.

4.3 MODELOS CINETICOS DE PRIMER Y SEGUNDO ORDEN [26]

Por practicidad se estudiarán los modelos cinéticos. Permiten un análisis sencillo sin considerar la recombinación de electrones en estados libres, estados de valencia, distribuciones de trampas ni interacciones con los centros de recombinación, para estudiar este método se considerará la figura 7.1 [26]:

Se asume que la tasa de liberación térmica de portadores es αh , la tasa de recaptura es $\beta n(H - n)$, y la tasa de recombinaciones proporcional es $\gamma n f$.

H : es la densidad de cargas atrapadas
 h : la densidad de trampas
 n : la densidad de portadores libres
 f : la densidad de niveles de recombinación
 α : portadores atrapados
 β : atrapados consecutivamente
 γ : portadores recombinados

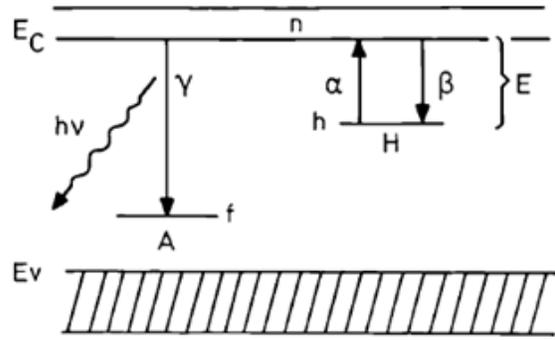


Figura 4.2 Esquema de los procesos de recombinación en un cristal

Entonces los cambios de las densidades de trampas y portadores libres son:

$$\frac{dh}{dt} = -\alpha h + \beta n(H - h) \quad (4.4)$$

$$\frac{dn}{dt} = \alpha h - \beta n(H - h) - \gamma n f \quad (4.5)$$

Como la red es eléctricamente neutra, la densidades de portadores en BC es igual a la de centros de recombinación vacios y electrones libres. Además la intensidad termoluminiscente I es proporcional a la tasa de recombinación.

$$f = n + h_o \quad (4.6)$$

$$I \sim \gamma n f \quad (4.7)$$

La conductividad eléctrica σ está determinada por los portadores en la banda de conducción asumiendo la movilidad μ constante:

$$\sigma = ne\mu \quad (4.8)$$

Los modelos cinéticos suponen que: los portadores libres tienen tiempo de vida media corto, su densidad es mucho menor que la de los electrones atrapados $n \ll h$, y que la rata de cambio de portadores libres es mucho menor que la de portadores capturados $\frac{dn}{dt} \ll \frac{dh}{dt}$, si se supone que:

$$T = T_o + qt, \text{ donde } q = \frac{dT}{dt} \quad (4.9)$$

Cuya solución analítica se obtiene considerando: a) Recaptura de electrones despreciable $\beta = 0$. b) Recaptura y recombinación iguales $\beta/\gamma = 1$. Para a):

$$q \frac{dh}{dT} = -\alpha h \quad (4.10)$$

$$q \frac{dn}{dT} = \alpha h - \gamma n f \quad (4.11)$$

Despreciando la dependencia de α_o respecto a T , se obtiene el caso mono molecular o de primer orden:

$$f(T) = \frac{\alpha_o}{q} \int_{T_o}^T \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) dT' \approx \frac{\alpha_o}{q} \frac{T^2}{E/k} \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \sum_{n=2}^{\infty} \frac{(n-1)!}{(E/kT)^{n-2}} \quad (4.12)$$

$$I = kte * \alpha_o h_o \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \exp(-f(T)) \quad (4.13)$$

Con 4 términos de la serie se puede calcular una curva de brillo termoluminiscente, se obtiene un domo asimétrico con un error de estimación <1% comparable a un resultado experimental de termoluminiscencia [26]. Adicionalmente se puede obtener que:

$$n = (\alpha_o/\gamma) \exp(-E/kT) \quad (4.14)$$

Para T muy altas, $n \gg h$ pero ello contradice la condición inicial $h \gg n$. Por eso se trata el caso b) $\beta = \gamma$, y se obtienen las ecuaciones:

$$q \frac{dh}{dT} = -\alpha h + \gamma n(H - h) \quad (4.15)$$

$$q \frac{dn}{dT} = \alpha h - \gamma n(H - h) - \gamma n f \quad (4.16)$$

Que describen la cinética molecular de segundo orden mediante la ecuación:

$$q \frac{dh}{dt} = -\alpha h^2/H \quad (4.17)$$

La integración de esta ecuación permite llegar a una expresión explícita de la Intensidad termoluminiscente, la curva de brillo termoluminiscente:

$$I = kte * \frac{\alpha_o h_o^2}{H} \frac{\exp\left(-\frac{E}{kT}\right)}{\left[1 + \left(\frac{h_o}{H}\right) f(T)\right]^2} \quad (4.18)$$

4.4 DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE LAS TRAMPAS

Los parámetros principales que caracterizan los tipos de trampas son E (informa acerca del tiempo de vida de un estado excitado) y α_o conocido como factor frecuencial. Un análisis útil puede ser la deducción de n y ver su relación con I , si se asume que el tiempo de vida media de los electrones libres y la densidad de recombinación de centros son constantes [26]:

$$n + h = f_o(kte) \quad (4.19)$$

Se puede obtener que:

$$n = \frac{\alpha_o h_o}{\gamma f_o} \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) \exp(-f(T)) \quad (4.20)$$

Es decir que la intensidad y la densidad de portadores libres tienen su máximo a una misma temperatura. El problema se puede entender si se considera que las trampas h y las trampas adicionales que pueda haber (M), estén desconectadas térmicamente y solo actúen como reservorio de portadores capturados, es decir que:

$$f = n + h + M \quad (4.21)$$

Tratando el sistema de ecuaciones resultantes se puede obtener:

$$n(T) = \frac{\gamma^{-1} M^{-1} \alpha_o h_o \exp(-E/kT) \exp(-f(T))}{1 + (z_o H/M) \exp(-f(T))} \quad (4.22)$$

Donde $z_o = H/h_o$, que son resultados acerca de termoluminiscencia TL y conductividad térmicamente estimulada TSC acordes a la experimentación.

4.5 CARACTERÍSTICAS DE LOS MATERIALES TERMOLUMINISCENTES

4.5.1 LINEALIDAD

Los materiales termoluminiscentes han sido caracterizados para ciertos espectros de energías, dentro de los rangos usados en radiodiagnóstico y terapia [26,27], su respuesta es lineal, los fabricantes ofrecen información de las condiciones de linealidad, cambios en la sensibilidad y el límite de detección.

4.5.2 RESPUESTA FRENTE A LA RADIACION

En partículas los dosímetros termoluminiscentes responden a cada tipo de radiación de manera diferente, siempre se debe realizar la calibración de

acuerdo al tipo de radiación que se va a medir. Por ejemplo la respuesta del Fluoruro de Litio dopado con Magnesio y Titanio (LiF:Mg,Ti) para rayos Beta es alta, pero como estas partículas son poco penetrantes, a bajas intensidades la respuesta cae abruptamente. La respuesta frente a radiación de neutrones depende del material del detector, su espesor y el medio que lo rodea, un TLD 100^a tiene una respuesta a neutrones y partículas alfa de 2 a 3 órdenes de magnitud mayor que la sensibilidad de rayos X y Gamma. [26,28]

4.5.3 ESTABILIDAD

La estabilidad fisicoquímica se refiere a que no haya efecto de desvanecimiento, es decir que el material no interactúe espontáneamente con el medio que lo rodea pues esto ocasiona pérdida de información, adicionalmente el material debe ser reutilizable, el efecto de tribo-luminiscencia (emisión por efectos químicos) se elimina usando una atmosfera inerte de argón o nitrógeno durante la medición de la señal TL. [26]

4.5.4 REUTILIZACION DE MATERIALES PARA DOSIMETRIA

Los procesos de aniquilación o borrado, son métodos para la restauración de las condiciones iniciales de un TLD luego de ser irradiado, el TLD se expone a calentamiento, en ese proceso las trampas se vacían, ello permite obtener curvas de brillo reproducibles, estos métodos son rigurosos y han sido ampliamente estudiados. [26]

4.6 EL FLUORURO DE LITIO

Inicialmente se realizaron estudios que indicaron que el material no presentaba propiedades termoluminiscentes [29], sin embargo Harshaw descubrió que si el LiF se dopa con otros materiales puede usarse como dosímetro TL, su compañía patentó el material bajo el nombre de TLD 100, 600,700 [23][31] b.El LiF dopado y sus variantes presentan varios picos debidos a la dinámica de las trampas, el máximo es el V pico, de acuerdo a los estudios de Harshaw, los picos son más fácilmente diferenciables y medibles cuando se hace un tratamiento de borrado. Cuando el LiF dopado con Mg es calentado emite luz

^a TLD-100 es un material dosimétrico termoluminiscente fabricado con Fluoruro de Litio LiF, dopado con Magnesio, se usan en dosimetría medica, su espectro de emisión es de 3500 a 6000 Å, se usan para medir rangos de 10uGy hasta 10Gy, poseen un desvanecimiento de 5% por año (20°C), su presentación viene en chips y barras de tamaño inferior a los 3 mm, fueron patentados por Harshaw, su respuesta dosimétrica es casi igual al tejido (son tejido equivalente), poseen una uniformidad del 15% entre muestra y muestra, y la repetitividad en las medidas esta dentro del 2% o aún menor.^[23,31]

^b TLD-600, TLD-700 son detectores termoluminiscentes distribuidos por Thermoscientific, poseen un espectro de emisión de 3500 a 6000 Å similar, se usan n dosimetris de neutrones y gammas, betas respectivamente, se usan para medir rangos de 10uGy hasta 10Gy, poseen un desvanecimiento de 5% por año (20°C)

termoluminiscente, como el Li y el Mg tienen tamaños atómicos similares, al ser divalente, el Mg ocasiona excesos de carga positiva formando valencias en los iones de Li para compensar la carga, y de esta manera se crean trampas en el material, el LiF emite una longitud de onda típica de 400nm [4], y de acuerdo a estudios [30] si el LiF es dopado con menos de 1ppm (partes por millón, unidades de concentración) de Mg deja de ser termoluminiscente, es decir que ya no se producen la cantidad necesaria de defectos que originan el fenómeno termoluminiscente en este tipo de material.

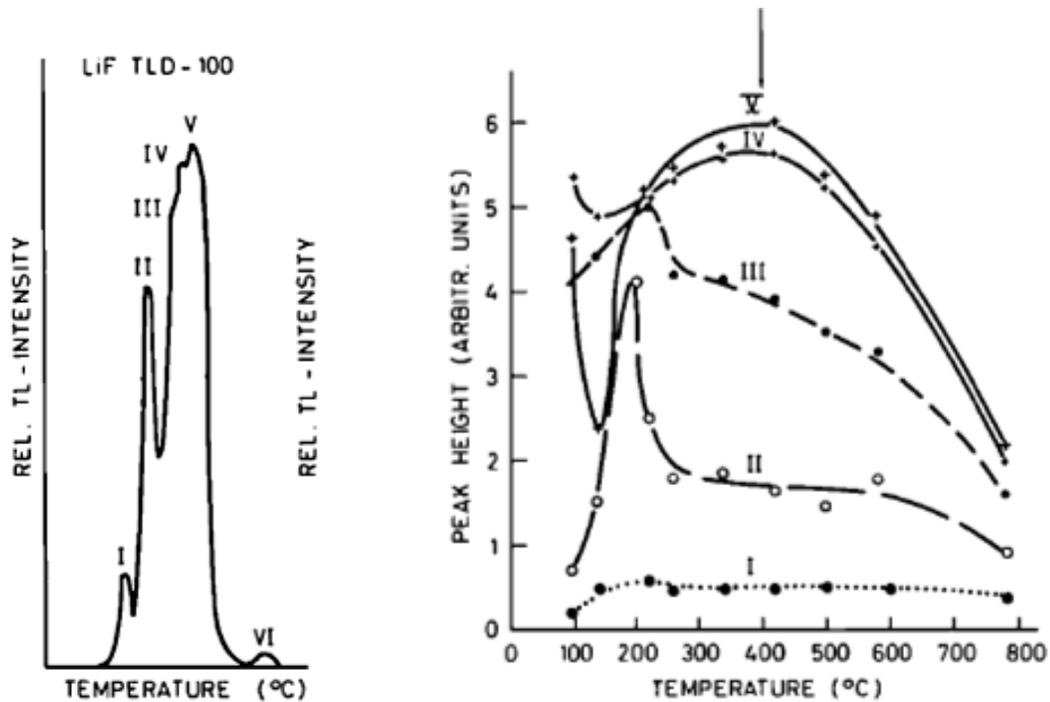


Figura 4.3 Se muestra la curva de brillo para TLD 100 y la altura relativa de los picos de acuerdo a las temperaturas de los procesos de borrado [26].

El pico II se origina por trampas debidas a los dipolos, los picos II y III por el acople de dímeros o dipolos, los trímeros son los responsables de los picos IV y V, el pico VI se da por reagrupación de grupos de dipolos, y la emisión del pico V se debe a la formación de centros de recombinación. El LiF provee las características dosimétricas deseadas, posee un número atómico efectivo similar al del tejido biológico, su sensibilidad es baja, lo ideal en radiodiagnóstico, terapia, medicina nuclear y dosimetría personal.

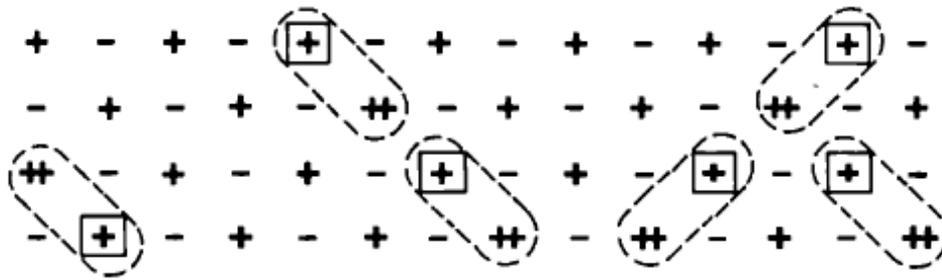


Figura 4.4 El dopaje de Mg en el LiF creando trampas debido a su divalencia. [26]

4.7 DOSIMETROS DE FLUORURO DE LITIO

Los dosímetros vienen en presentaciones como polvo, pastillas y barras. El dosímetro de uso más extendido es el TLD 100 de Harsaw–Bicron que es del tipo *LiF:Mg,Ti*. Los TLD's tienen distintos usos en el ámbito hospitalario [26] tales como:

- Dosimetría de pacientes de radiodiagnóstico y radioterapia
- Análisis de técnicas con maniqués antropomórficos
- Radioterapia de alta tasa, radiocirugía, braquiterapia, medicina nuclear, dosimetría personal y otros

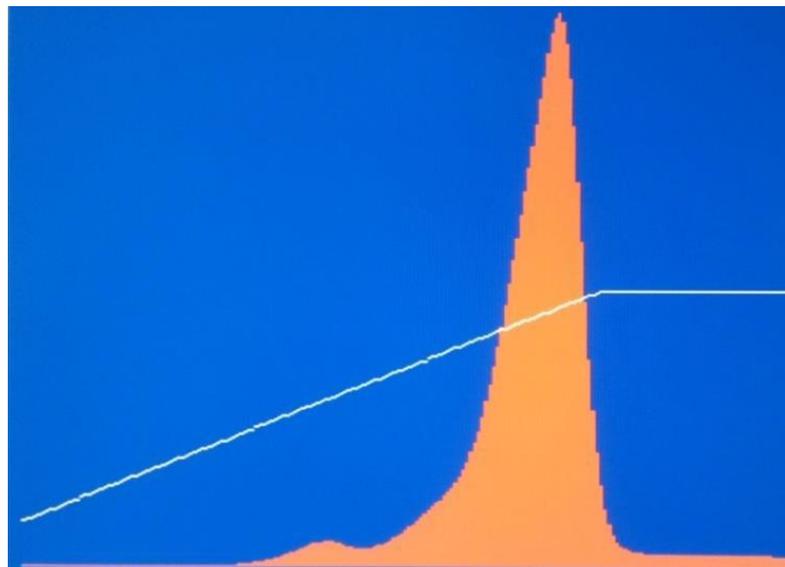


Figura 4.5 Curvas de temperatura (blanco) y de emisión luminosa (naranja).

Un detector de TLD, muestra las curvas de temperatura e intensidad TL con respecto al tiempo, tal como se muestra en la figura 4.5, el área bajo la curva TL se relaciona con la dosis absorbida y el pico principal del LiF: Mg, Ti se encuentra en a 210°C, entre 180-260°C la emisión espontánea de las trampas es poco probable. La pérdida de información por desvanecimiento (fading) es de

alrededor del 1% para el LiF: Mg, Ti. Los dosímetros se calibran por lotes o individualmente antes de ser utilizados, los métodos de calibración se tratan en el Capítulo 8.

4.8 PRECISION Y EXACTITUD DE LOS TLD

El uso repetitivo de dosímetros afecta la precisión de los dosímetros, para dosis pequeñas, la medida de fondo de radiación (radiación ambiental) es importante, para medidas grandes no lo es, la calibración de dosímetros se hace con lotes, por ello la precisión se afecta por el proceso de fabricación mientras que la exactitud se afecta por el proceso de calibración. El uso de lotes de TLD conlleva desviaciones estándar relativas alrededor del 7.5%. [26]

4.9 INSTRUMENTACIÓN

La instrumentación para lectura de un detector TL es sencilla, en unos pocos minutos el TLD se calienta desde una temperatura ambiente hasta 200-300°C, el lector consta del horno y un sistema detector de luz. El sistema de dosimetría termoluminiscente posee estas características: [26]

- Es un método destructivo, luego de la lectura la información se pierde.
- La información del TLD depende de su historial térmico, se deben efectuar etapas de borrado post-lectura.
- EL TLD es un sistema relativo, se debe calibrar y determinar un factor de calibración.

En el detector, el calefactor tiene un óptimo contacto térmico, una plaqueta de baja capacidad térmica se calienta con un transformador de bajo voltaje-alta corriente, un termopar realimenta al dispositivo, el sistema debe ser robusto pues lidia con cambios en la sensibilidad, ruido lumínico e IR causado por el polvo, y la reproducibilidad del posicionamiento del TLD. Un método análogo, es el uso de un bloque metálico calentado con un material resistivo, el procedimiento es diez veces más rápido, este método es flexible y se recomendado para estimación de radiación y monitoreo de personal y pacientes más no en metrología.

El sistema detector consta de tres partes:

- Direccionamiento de haces
- detección y amplificación
- Acondicionamiento de señales.

La señal termoluminiscente producida se direcciona mediante un sistema de espejos y lentes, de manera que llega hasta un fotocátodo aislado

térmicamente, como la respuesta de los TLD es muy pequeña, es decir la intensidad lumínica debida al fenómeno termoluminiscente es una señal pequeña, es útil el uso de mecanismos de detección que permitan amplificar la señal, mas no amplificar el ruido proveniente de la emisión infrarroja IR, la cual es inherente en el sistema de medida debido a las temperaturas que se manejan, para ello se usa un fotomultiplicador de baja respuesta en IR.

El tubo fotomultiplicador es una célula fotoeléctrica muy sensible, como se muestra en la figura 4.6, la luz incide sobre el fotocátodo, cediendo energía a una película foto sensible, liberando electrones, que son acelerados y dirigidos por una diferencia de potencial hasta incidir sobre un dinodo, originando la emisión de mas electrones que son llevados hacia más de diez dinodos de modo que se la señal se amplifica en un factor superior a un millón de veces, hasta que llega a un ánodo, de manera que se forma una corriente medible.

La señal generada en el tubo fotomultiplicador en ausencia de luz, se denomina corriente oscura, esta señal, es corresponde a la señal del ruido debido a la producción de IR por parte de los materiales de fabricación del tubo, lo ideal es que esta señal sea muy pequeña, el envejecimiento del aparato conlleva cambios en la respuesta espectral y la ganancia.

Debido a que la señal es pequeña, esta es susceptible frente a efectos magnéticos que se puedan producir al interior del tubo, por esa razón es el tubo posee un recubrimiento de mu-metal, el mu-metal es un material con alta permeabilidad magnética, que permite el flujo de las líneas de campo magnético de modo que su presencia y afectación sobre la señal termoluminiscente generada en el tubo disminuyen.

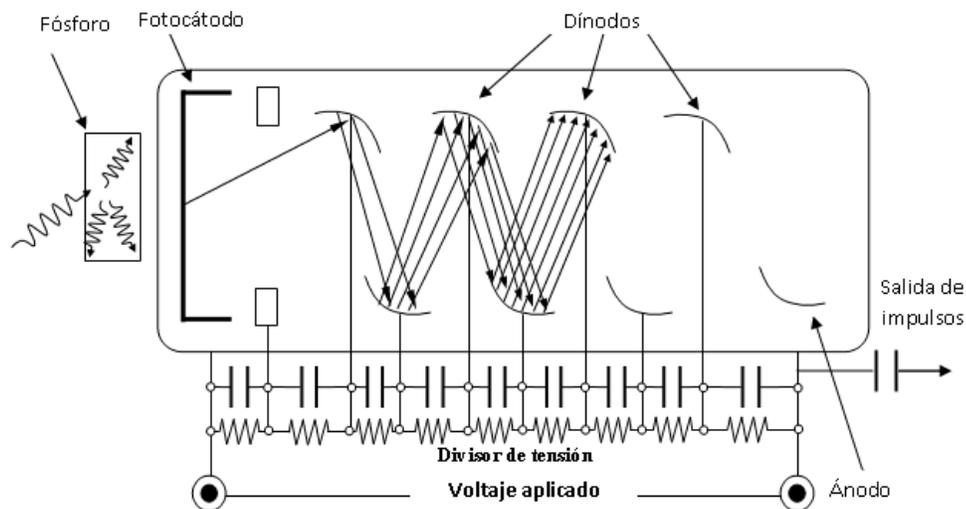


Figura 4.6 Representación esquemática de un tubo fotomultiplicador.

Los procesos de prelectura y borrado se llevan a cabo en un horno programable y con procesos controlados.

4.9.1 ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES

Existen varios métodos para obtener la curva termoluminiscente, en uno de ellos la señal debida a la corriente en el PMT se convierte un voltaje mediante la carga de un capacitor, se mide la carga máxima del capacitor, y ese pico corresponde al máximo de la curva de brillo, en este método la relación señal ruido es baja; otro método usado es un conversor carga-pulso (electrómetro) que genera pulsos que permiten obtener el valor de la integral de la intensidad lumínica, y con ayuda de un tacómetro (contador de pulsos) se provee la señal que permite ilustrar las curvas de brillo TL. [26]

4.9.2 ASPECTOS OPERACIONALES Y FUENTES DE ERRORES

En cuanto a los aspectos operacionales se debe considerar que [26]:

- La electrónica del detector funciona a temperatura ambiente
- El flujo de nitrógeno o argón debe ser robusto mas para medidas pequeñas.
- El voltaje de alimentación del PMT debe ser estable
- La bandeja se fabrica en metales nobles como el platino
- La sensibilidad a temperatura ambiente 0-50°C es constante
- La luz ultravioleta UV genera fading
- El pico de brillo se da a 210°C, a menor temperatura la sensibilidad cae.
- Es recomendable el uso de pinzas para el manejo de TLD's.
- Como todo fluorido es toxico, se evita el contacto con solventes de limpieza.

Se pueden dar errores en las medidas y son debidos a:

- Variabilidad en propiedades ópticas, materiales y posición de la bandeja.
- Influencia térmica durante la calibración
- Contaminación radioactiva del material TL.
- Procedimientos no reproducibles
- Incidencia de radiación fuera de los rangos de linealidad
- Inestabilidad del equipo y el dispositivo de lectura
- No reproducibilidad del flujo de gas inerte y transferencia de calor al detector
- Inconsistencias en el ciclo de borrado
- Variaciones en la reflectancia del elemento calefactor

5. LOS EQUIPOS USADOS Y EL METODO DE CALIBRACIÓN

5.1 EQUIPOS Y DISPOSITIVOS USADOS

5.1.1 INTRODUCCION

En esta sección se procede a hacer una revisión de los equipos que fueron necesarios en la realización de este proyecto: el acelerador lineal, los dosímetros termoluminiscentes, el detector de termoluminiscencia, un horno programable y un tomógrafo computarizado.

5.1.2 EL ACELERADOR LINEAL [22]

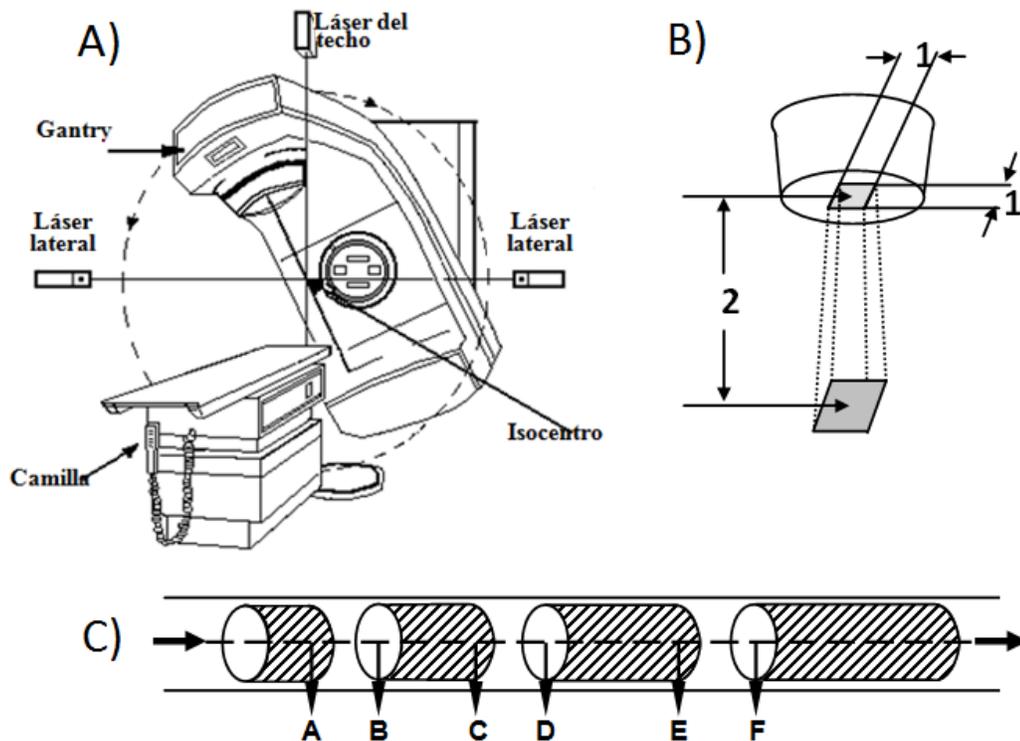


Figura 5.1.1 A) Acelerador lineal B) Guía de onda C) Campo de radiación

Fue propuesto en 1924 por el físico sueco Gustaf Ising. En un acelerador lineal se aceleran partículas, y el primero fue construido por el ingeniero noruego Rolf

Wideröe, Se pueden emitir electrones desde un cátodo caliente y un campo oscilante los acelera a $\frac{1}{4}$ de la velocidad de la luz en una guía de onda conformada por electrodos. Si se usan iones, estos provienen de un tubo de descarga, los electrodos uno a uno tienen carga opuesta de manera que cada par acelera a los iones, las distancias entre electrodos cambian manteniendo los iones en fase con las inversiones del campo eléctrico. Un acelerador de resonancia posee una fuente de partículas cargadas y una serie de tubos de conducción, con longitudes que crecen gradualmente y que aceleran a las partículas logrando emisiones de decenas de MeV. [31]

5.1.3 EL LECTOR HARSHAW 3500

Es un lector de TLD^a, incluye PMT^b y una plancheta con un sistema calorífico lineal donde se coloca el TLD y que esta soldada a un termopar que realimenta al control del perfil calorífico ofreciendo temperaturas de hasta 600°C, el lector se alimenta con nitrógeno (para refrigeración y atmósfera de termoluminiscencia) e incluye el un Software que funciona bajo MS-DOS en PC. El efecto de las corrientes parásitas se disminuye usando un voltaje óptimo de operación del PMT que contiene el detector. Para obtener una medida, se coloca el TLD en la plancheta que al calentarse hace que el TLD emita fotones los cuales alimentan al PMT, la señal se amplifica obteniendo una lectura en unidades de carga, y la curva de brillo en el monitor del PC. (Figura 5.1.4) [32]

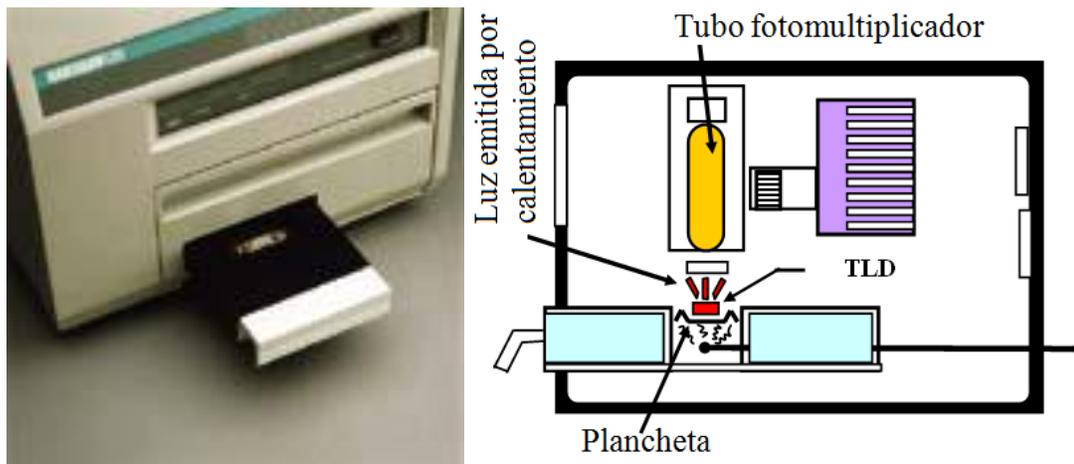


Figura 5.1.3 Lector Harshaw 3500 y su esquema.

^a TLD: termoluminiscent dosimeter, dosímetro termoluminiscente, se usa el termino cristal indistintamente de TLD

^b PMT: Photomultiplier tube, tubo fotomultiplicador

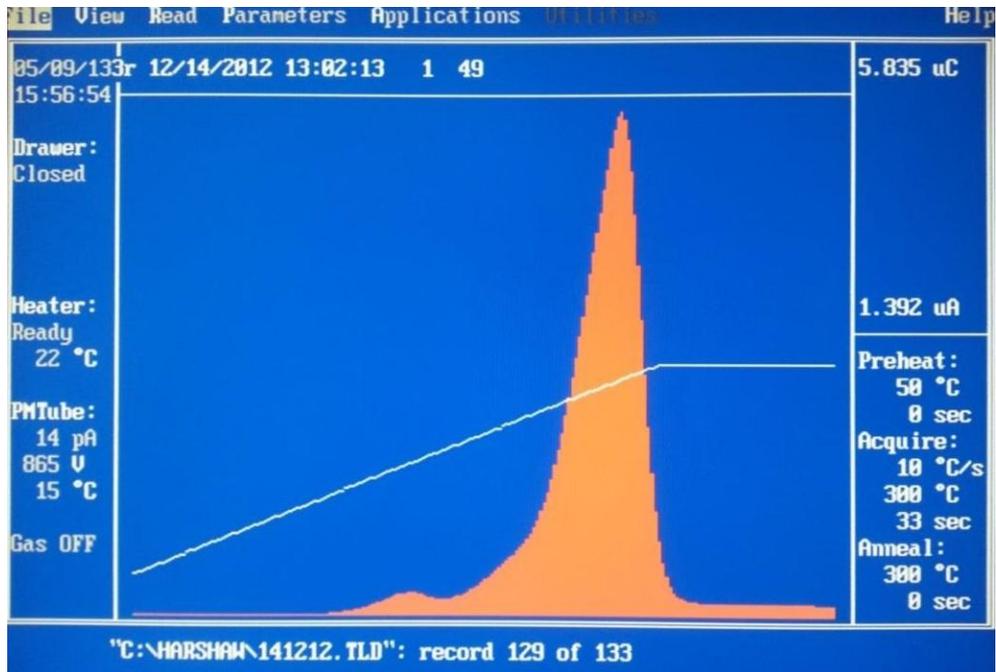


Figura 5.1.5 Curva de Brillo Termoluminiscente mostrada en el PC

5.1.4. DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES TLD-100

Los TLD se encuentran disponibles en forma de chips y son útiles en medida de fotones, rayos β y neutrones. Son fabricados con LiF:Mg, Ti, un material equivalentes a tejido, con respuesta similar a la del tejido biológico. [4]

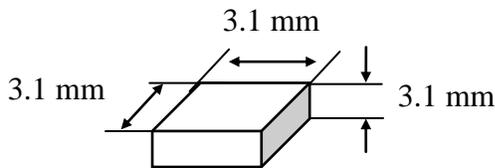


Figura 5.1.6 Un TLD-100 en forma de chip

5.1.5 HORNO PROGRAMABLE PTW TLDO.

Es un horno programable que posee un tratamiento térmico predeterminado por el fabricante y que puede ser modificado según el tipo de dosímetro que se use mediante el uso de un software que corre en MS-DOS de PC. (Figura 5.1.5) [33]

5.1.6 PHANTOM ANTROPOMORFICO

Un Phantom denominado maniquí en español, es un objeto usado en lugar del cuerpo humano para propósitos de estimación de dosis, su composición

permite una respuesta dosimétrica (absorción y dispersión de radiación) similar a la del tejido vivo, se usan por la facilidad de la obtención de medidas y por que se evitan los efectos de la radiación que tendría una persona sometida a irradiación por causa de un estudio o una investigación. En este proyecto se usó un Phantom antropomórfico Aldersson Rando (5.1.6) sustituyente de un tronco humano, fabricado con agua solida (una variante de poliresina) equivalente al agua y que permite simular un tronco humano con la densidad efectiva de pulmones, huesos, músculos, abdomen, tejido cerebral y cavidades de aire, el maniquí cuenta con cortes transversales y espacios para inserción de TLD's. [34]

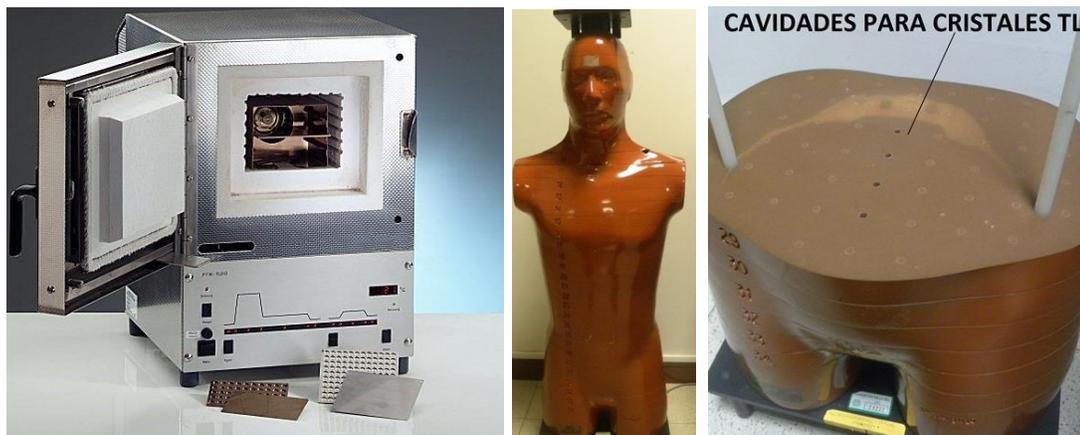


Figura 5.1.6 El Horno PTW TLDO y el Phantom Antropomórfico

5.1.7 TOMÓGRAFO BIOGRAPH MCT X-3R

El tomógrafo Biograph mCT x-3R de Siemens Es el primer CT molecular del mundo, tiene una integración avanzada de alta definición que permite usar imágenes de alta resolución de TC junto a imágenes de PET, o simplemente el CT independiente, tiene un tiempo de rotación ultra rápido, posee 128 cortes, de modo que un TC de cuerpo entero tarda tan solo 30 segundos, con un generador muy potente, que permite escanear pacientes grandes. Esta construido con ultima tecnología, ello permite que se garanticen la calidad de imagen y la disminución de la dosis de radiación necesaria para la obtención de las mismas, se emplean métodos pre-irradiación de pacientes en los que se hace un barrido rápido y de muy baja dosis que se emplea para modular la corriente y voltaje del tubo de rayos x durante la rutina de diagnostico para que se optimice la dosis conservando la calidad de imagen. Los mecanismos de optimización de dosis permiten disminuir hasta en un 20% la exposición de los pacientes. [35]



Figura 5.1.6 Tomografo Biograph mCT x-3R

5.2 CALIBRACIÓN DE TLD Y MEDIDAS PARA CT

5.2.1 INTRODUCCIÓN

Los conceptos estadísticos fundamentales como precisión exactitud, media, desviación estándar, etc. se usan en todas las áreas de la ingeniería y la física, en este capítulo se hace una revisión breve de los métodos estadísticos específicos para la dosimetría termoluminiscente. [16]

5.2.2 CALIBRACIÓN DE DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES

En cualquier proceso de medida, es deseable que los sistemas de medición usados tengan una respuesta lineal, ello facilita y optimiza el tratamiento de la señal y los algoritmos de control, todo sistema de medida es calibrado de manera que se obtiene una curva de calibración, la cual se analiza por algún método estadístico y genera una ecuación que indica la respuesta del detector. En la dosimetría termoluminiscente existen distintas formas de realizar la calibración, por fortuna el LiF: Mg, Ti ha sido ampliamente estudiado y tiene una respuesta lineal para las dosis de radiodiagnóstico y terapia. [26]

5.2.2.1 MÉTODOS DE CÁLCULO DEL FACTOR DE CALIBRACIÓN DE CRISTALES

Existen distintas maneras de obtener la respuesta para los cristales termoluminiscentes, es usual el cálculo de factores de calibración por que la

respuesta de los dosímetros es lineal y es más sencillo multiplicar las lecturas por una constante denominada factor de calibración. [6]

5.2.2.2 MÉTODO POR FACTOR DE CALIBRACIÓN INDIVIDUAL

Los cristales (es decir los dosímetros) se irradian a dosis conocida, D , en un campo estándar (10cm*10cm), el Harshaw 3500 reporta medidas en carga, L . Los dosímetros se manejan por lotes, cada dosímetro se identifica con un subíndice j , si un dosímetro j se irradia m veces a una misma dosis, se define el promedio individual del cristal como: [36]

$$PI_j = \left[\sum_{i=1}^m \frac{D}{L_i} \right] / m \quad (5.2.1)$$

El factor de calibración (RCF) para el lote de dosímetros se define como:

$$RCF = \left[\sum_{j=1}^N PI_j \right] / N \quad [Gy/nC] \quad (5.2.2)$$

Y el factor de calibración de cada cristal (ECC) es:

$$ECC_j = RCF / PI_j \quad (5.2.3)$$

Una vez obtenidos ECC y RCF , si el cristal se expone radiación y se necesita averiguar la dosis absorbida, su valor estará dado por :

$$D_i = ECC_i * RCF * L_i \quad (5.2.4)$$

En este método se manejan diferentes respuestas para cada dosímetro. Ahora bien, este proyecto plantea averiguar las dosis absorbidas en 8 órganos para 30 protocolos distintos de TC acomodándose a los turnos de los pacientes de FVL tomando 10 medidas por órgano, es decir utilizar 300 veces el tomógrafo para obtener 2400 medidas, y teniendo en cuenta que una sola persona opera el sistema, se hace útil otro método de calibración denominado factor grupal.

5.2.2.3 DETERMINACIÓN DE DOSIS CON FACTOR GRUPAL

El método de calibración de cristales por factor grupal es un método que se basa en la respuesta lineal de los dosímetros, Busca determinar la dosis absorbida debido a la exposición a radiación i , multiplicando la lectura de carga del lector [nC] por el factor grupal RFC [Gy/nC]:

$$D_i = RCF * L_i \quad (5.2.5)$$

En este método se selecciona un lote de cristales, por conveniencia se toma como lote el porta cristales mostrado en la figura estando lleno de dosímetros,

por filas los dosímetros se irradian a diferentes dosis, por ejemplo, la primera fila se irradia a 1cGy, la segunda a 5cGy, la tercer a 10cGy, etc, la última fila se deja sin irradiar. Se mide con el detector Harshaw 3500 la carga, y se toman los valores medios para cada fila, con los valores obtenidos se grafica la curva Carga contra dosis y se termina el factor de calibración como el inverso de la pendiente, no se considera el intercepto pues la respuesta de los cristales es lineal para dosis en procedimientos hospitalarios, mas no en todos los rangos de radiación.

6. DOSIMETRIA TERMOLUMINISCENTE APLICADA A LOS PROTOCOLOS DE DIAGNOSTICO EN TOMOGRAFIA DIAGNOSTICA

6.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se trata la medida de la dosis absorbida en órganos en tomografía computarizada, para ello se parte del proceso de calibración de los dosímetros, y luego se muestran los resultados de las medidas realizadas. Finalmente se analizan los resultados con propósitos de optimización de dosis y vigilancia radiológica [37].

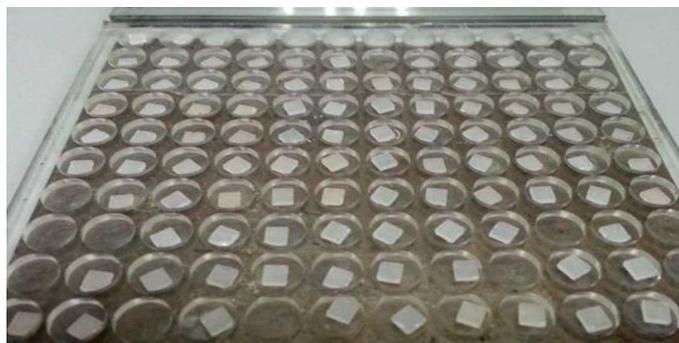


Figura 6.1 Bandeja para dosímetros provista por Harshaw

6.2 CALIBRACIÓN DE DOSÍMETROS TLD-100 [38,5]

Para la calibración y manejo de los dosímetros se usa una bandeja en forma de matriz provista por el fabricante, en la que se ubican los dosímetros en celdas indexadas por número y letra correspondientes a filas y columnas (figura 6.1). Inicialmente los dosímetros se someten a un tratamiento térmico de 40 horas en el horno PTW-TLDO, se realizan 8 ciclos de borrado (figura 6.2), cada uno tarda 4 horas aproximadamente, Entre ciclo y ciclo los dosímetros se irradian a cualquier dosis en el acelerador MEVATRON MX2 en un campo estándar y a una distancia fuente-superficie de 1m colocados en posición de máxima dosis (bajo 1.5cm de agua sólida) (figura 6.3). Una vez terminado el tratamiento, los TLD se llevan al acelerador nuevamente (ver figura 6.3), cada fila se irradia a una dosis diferente, la primera fila a 5um, la segunda a 10um y las siguientes a

20, 30, 40, 50, 60, 70 y 80um, la última fila se deja sin irradiar para la medición de fondos de radiación.^a

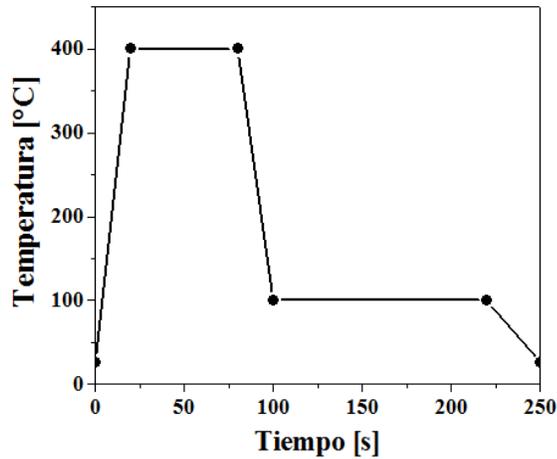


Figura 6.2 Proceso de borrado [5]

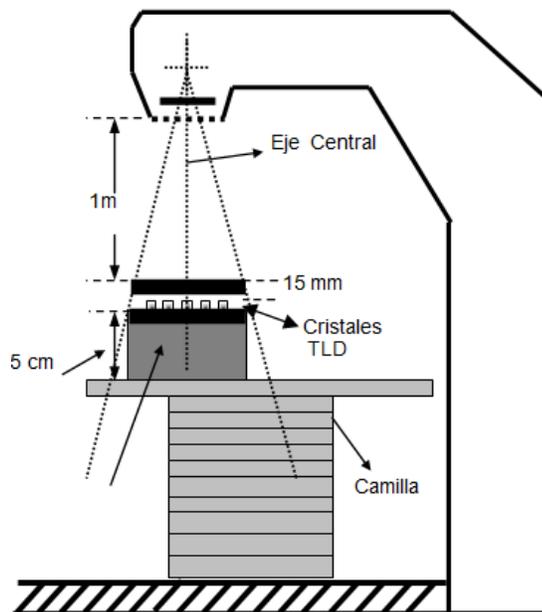


Figura 6.3 Montaje para irradiación de TLD [5]

El sistema de medición se muestra en la figura 6.4, los dosímetros se miden en el Harshaw 3500 (1) que se alimenta de una pipa de nitrógeno (2), las lecturas

^a UM significa unidad monitor, las unidades monitor están previamente calibradas por el fabricante para que por cada unidad monitor se emita 1cGy, esta magnitud se usa porque cada es necesaria la calibración de cada equipo pues sus condiciones de alimentación y características varían a pesar de que se fabriquen en lotes.

se muestran en el PC (3), luego de su uso los TLD se borran en el horno PTW-TLDO (4) y el proceso se repite para cada medida de TLD.

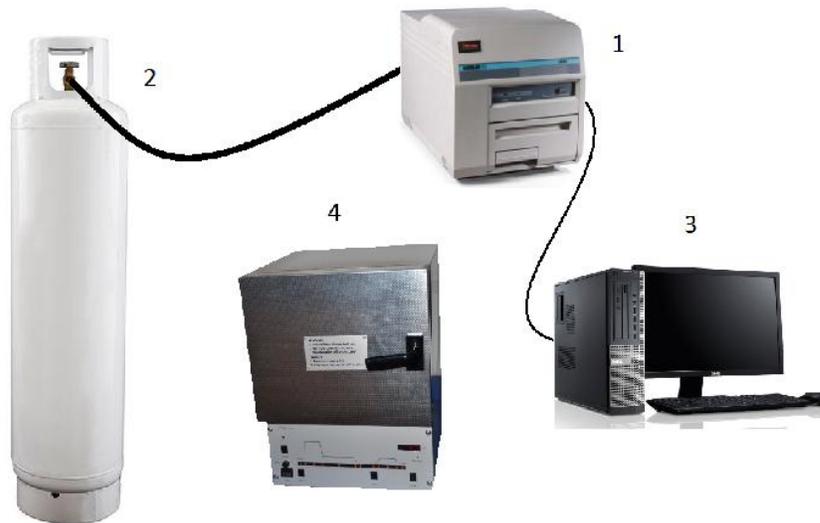


Figura 6.4 Sistema de medición de TLD [5]

Se midieron los TLD's y se obtuvieron señales de carga, con estas medias se calcularon las medias para cada fila de dosímetros con sus respectivas incertidumbres y las desviaciones de cada dosímetro respecto a las medias (ver anexo 1), con los resultados se desestimaron los dosímetros con desviaciones grandes y se consideraron nuevas medias, los datos necesarios para la calibración se resumen en la tabla 6,1 y en la figura 6.5 se muestra la curva de calibración obtenida. El factor de calibración se obtuvo calculando la pendiente y es:

$$F_c = 2.445 \pm 0.034 = 2.445 \pm 1.4\% \quad (6.1)$$

Tabla 6.1. Datos de Calibración

Dosis mGy	Señal obtenida en el detector, Carga uC
50	226.4
100	432.4
200	857.3
300	1303
400	1718
500	2154
600	2533
700	2847
800	3289
Radiación de Fondo	0.6981±0.441(6.3%)

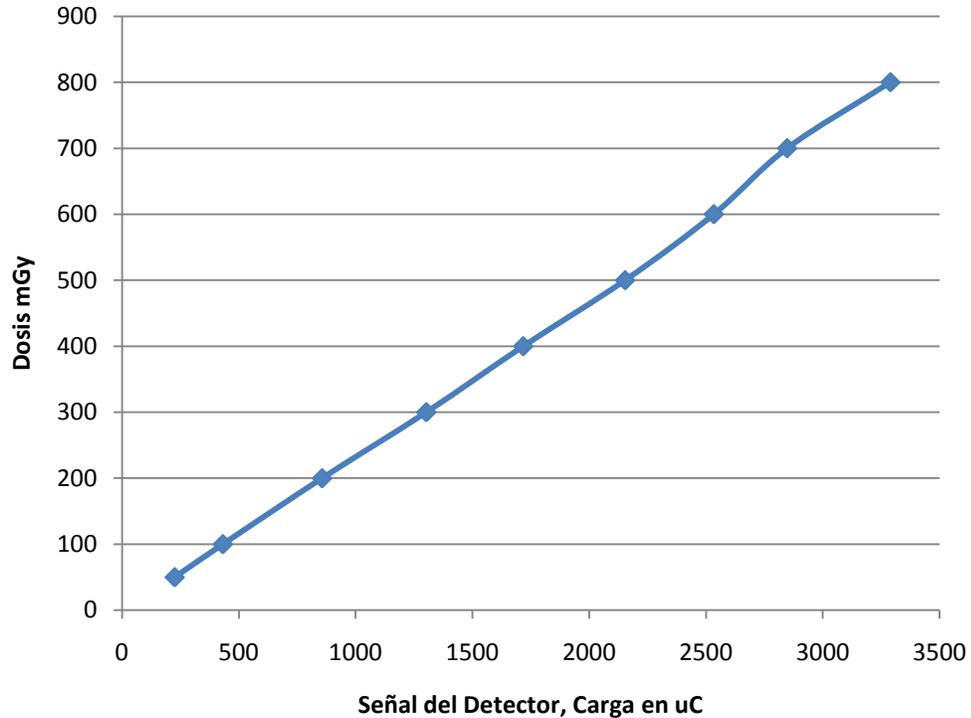


Figura 6.5 Curva de calibración para el lote de TLD-100

6.3 ESQUEMA DE DOSIMETRIA PARA DIAGNOSTICO EN CT

El procedimiento que se siguió después de la calibración de los dosímetros fue el uso de éstos dentro del maniquí antropomórfico, se introdujeron dentro de los compartimientos que posee el maniquí, en lugares donde se encuentran los siguientes órganos: cerebro, ojo, oído, tiroides, próstata, colon, pulmón. El maniquí se colocaba sobre la camilla del tomógrafo, el cual se ponía en funcionamiento para determinado protocolo, luego el maniquí se sacaba de la cabina, se sacaban los TLD, estos se medían con el detector Harshaw y se borraban, al maniquí se le introducían otros dosímetros del lote calibrado y se repetía el procedimiento hasta lograr evaluar un número apropiado de veces el mismo protocolo y así varios protocolos.

6.4 DOSIMETRÍA EN PROTOCOLOS DE CT

Los resultados de las medidas realizadas se muestran en la tabla 6.2. El objetivo de las medidas es la obtención de la dosis absorbida en la zona que se va a examinar con el TC y en otras zonas del cuerpo. En algunos de los estudios se colocaron cristales TLD-100 a 15 y 30 centímetros de la zona que se irradió con el fin de conocer la radiación dispersa que interactúa con el tejido en esos puntos (los puntos se ubican a una distancia longitudinal de la zona irradiada)

Tabla 6.2. Resultados de dosimetría en protocolos de diagnóstico para CT

Protocolo/ ubicación TLD	DOSIS ASBSORBIDA (mGy)						
	Cerebro	Ojo	Oído	Tiroides	Próstata	Colon	Pulmón
1. Cuello Tórax Abdomen	10.69	18.12	17.92	23.90	10.79	15.98	23.02
2. Cerebro	54.93	59.57	59.42	4.238	.0050	.0113	1.075
3. Tórax	.5678	.4158	1.133	7.369	.0554	.2086	25.36
4. Abdomen	.0168	.0366	.0418	.1417	9.422	11.25	2.119
5. Urotac	.0172	.0048	.0703	.0372	14.33	13.32	2.843
6. Tórax-Abdomen	.1725	.2672	.7740	9.950	13.06	11.64	11.04
7. Angio Tórax-abdomen	.5961	.6395	2.157	26.21	23.04	25.94	31.68
8. Articulación Temporo Mandibular	14.12	59.01	70.42	.4652	.0047	.0236	.0547
9. Cráneo Simple y Contrastado	92.09	88.83	93.63	6.941	.0023	.0091	.9543
10. Cabeza SPN simple	7.640	10.04	12.12	.6484	.0003	.0109	.0545
11. Angio aorta torácica	1.788	2.033	3.127	11.34	1.084	2.115	19.77
12. Nódulo pulmonar	.0349	.5494	.7612	1.835	10.74	.9120	20.15
13. Abdomen trifásico de hígado	.0395	.0624	.0652	.2227	9.853	7.159	4.230
14. Abdomen hematuria	.0446	.0647	.1079	.3609	8.930	12.53	7.030
15. Cuello-Tórax	5.164	44.12	21.82	62.52	.4114	.9450	51.16
16. Angio arterias renales	.0776	.1963	.1232	.3788	6.548	9.252	4.358
17. Urotac 3 fases nódulo	1.533	1.310	.1399	.3820	20.98	29.01	4.480
18. Urotac hematuria	.0370	.0557	.1142	.3410	17.56	16.60	5.450
19. Tórax rutina 2013	.1497	.2224	.6176	5.760	.0414	.2011	18.75
20. Tórax nódulo pulmonar	.5037	.6861	1.981	38.00	.0935	.4091	24.05
21. Cervical	1.874	11.89	20.50	46.42	.0035	.0065	2.307
22. Cervical-dorsal	26.77	28.01	30.89	63.14	.0885	.2623	33.53
23. Dorsal	.5306	.6866	2.365	36.96	15.24	25.68	29.35
24. Dorsal lumbar	.5627	1.302	1.811	.0108	16.31	17.10	.4436
25. Lumbar	.0194	.0497	.0739	.1703	23.60	33.25	2.565

Las medidas obtenidas se analizarán en la sección 6.4. Se tendrán en cuenta los efectos de la radio dispersión sobre la dosis absorbida y adicionalmente los valores máximos de dosis absorbida en la zona irradiada se compararán con los valores de dosis ponderada en volumen $CTDI_w$ entregados por el CT los cuales se muestran en la tabla 6.3.

6.5 ANÁLISIS DE RESULTADOS

A continuación se analizan los resultados de las medidas de calibración de los dosímetros termoluminiscentes TLD-100 y de los resultados correspondientes a las medidas tomadas en el TC.

Tabla 6.3. Valores de dosis entregados por el CT

ITEM	VALORES ENTREGADOS POR EL CT	
	CTDI*vol (mGY)	DPL (mGy cm)
1. Cuello Tórax Abdomen	15.84	809
2. Cerebro	59.11	949
3. Tórax	19.44	672
4. Abdomen	9.98	998.6
5. Urotac	9.142	416.6
6. Tórax-Abdomen	11.61	670
7. Angio Tórax-abdomen	37.2	1803
8. Articulación Temporo Mandibular	63.1	632
9. Cráneo Simple y Contrastado	100.8	1864
10. Cabeza SPN simple	10.37	123
11. Angio aorta torácica	14.14	330
12. Nódulo pulmonar	17.02	500
13. Abdomen trifásico de hígado	20.53	518.0
14. Abdomen hematuria	16.09	476.9
15. Cuello-Tórax	10.8	311
16. Angio arterias renales	16.831	446.6
17. Urotac 3 fases nódulo	21.13	652.7
18. Urotac hematuria	15.13	612
19. Tórax rutina 2013	9.447	244.1
20. Tórax nódulo pulmonar	16.728	551.8
21. Cervical	12.7	243.4
22. Cervical-dorsal	16.6	806.1
23. Dorsal	16.6	806.1
24. Dorsal lumbar	14.3	991.2
25. Lumbar	16.36	796

6.5.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE LA CALIBRACIÓN DE TLD-100

Los resultados obtenidos en la calibración se consideran adecuados para la dosimetría de radiodiagnóstico, se encontró un factor de calibración con una incertidumbre del 1.4%, un valor inferior al 5%, con ello en consideración se puede decir que los valores entregados por los cristales TLD-100 serán muy precisos, la precisión vendrá determinada entonces por el número de veces que se mida/realice el mismo experimento que para el caso viene siendo la realización de un mismo protocolo en varias ocasiones con distintos cristales en cada barrido. Aunque el cálculo del factor de calibración es similar a la forma en que se caracteriza una curva lineal, éste no tiene en cuenta el intercepto pues debido a las características del material LiF, no es posible analizar la respuesta a dosis muy bajas, pues es una respuesta no lineal y susceptible a disturbios.

6.5.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE MEDIDAS EN PROTOCOLOS DE CT

Los resultados de las medidas obtenidas se analizan comparándolos con los valores entregados por el tomógrafo y los niveles orientativos sugeridos internacionalmente.

En primer lugar se hace un análisis para determinar si la direccionalidad del haz de radiación es aceptable, es decir que las zonas que no son de interés diagnóstico efectivamente no sean irradiadas, y que los aportes debidos a la radiación dispersa y al barrido (o scout^a) sean despreciables. Para realizar dicho análisis y dar por aceptadas las rutinas^b empleadas, se consideró adecuado verificar que los valores de dosis absorbida de los órganos no irradiados directamente fueran por lo menos un orden de magnitud inferiores a los órganos o regiones que si hayan sido objeto de diagnóstico. Una consideración adicional que se puede tener en cuenta es: si los valores de dosis en órganos no irradiados directamente son comparables a las medidas de fondo de radiación, las obtenidas durante la calibración, esto quiere decir que la dosis absorbida es tan baja que corresponde a radiación ambiental y por lo tanto que los resultados se considerarían aceptables.

Tabla 6.4. Resultados en cuanto a radio dispersión

NOMBRE DEL PROTOCOLO	Resultado
1. Cuello Tórax Abdomen	Resultados aceptables Se recomienda iniciar la rutina de manera que se evite una exposición innecesaria en iris, oído y cerebro.
2. Cerebro	Resultados aceptables Se recomienda no extender el examen más allá de la base craneal para evitar las dosis en la tiroides, esto está sujeto a las recomendaciones del médico tratante.
3. Tórax	Resultados aceptables
4. Abdomen	Resultados aceptables
6. Tórax-Abdomen	Resultados aceptables
7. Angio Tórax-abdomen	Resultados aceptables
8. Articulación Temporo Mandibular	Resultados aceptables
9. Cerebro Simple y Contrastado	Resultados aceptables Se recomienda no extender el examen más allá de la base craneal para evitar las dosis en la tiroides, esto está sujeto a las recomendaciones del médico tratante.

^a El scout o barrido, es una irradiación previa que se realiza con el fin de indicarle al equipo que zonas recorrerá el haz de radiación, y adicionalmente modular la alimentación del tubo para optimizar la dosis de radiación empleada, por lo tanto el CDTI entregado por el CT corresponde a un valor medio.

^b La palabra rutina se emplea tanto para referirse al tipo de examen como a los parámetros de alimentación del tubo que se emplean para realizar tal examen.

Continuación

Tabla 6.4. Resultados en cuanto a radio dispersión

10. Cabeza SPN simple	Resultados aceptables
11. Angio aorta torácica	Resultados aceptables
12. Nódulo pulmonar	Resultados aceptables
13. Abdomen trifásico de hígado	Resultados aceptables
14. Abdomen hematuria	Resultados aceptables
15. Cuello-Tórax	Resultados aceptables Se recomienda evitar la exposición en el cerebro, realizando la rutina desde el punto más inferior posible
16. Angio arterias renales	Resultados aceptables
17. Urotac 3 fases nódulo	Resultados aceptables Se recomienda iniciar la rutina lo más lejos posible de la cavidad torácica evitando la exposición en pulmón. Es inevitable la exposición en iris y en cerebro sin embargo las dosis obtenidas son muy bajas así que ello no genera recomendación alguna.
18. Urotac hematuria	Resultados aceptables Se recomienda iniciar la rutina lo más lejos posible de la cavidad torácica evitando la exposición en pulmón. Es inevitable la exposición en iris y en cerebro sin embargo las dosis obtenidas son muy bajas así que ello no genera recomendación alguna.
19. Tórax rutina 2013	Resultados aceptables
20. Tórax nódulo pulmonar	Resultados Aceptables Se recomienda iniciar eliminando la sección del cuello tanto como la necesidad médica lo amerite, así se disminuirá la dosis en tiroides.
21. Cervical	Resultados aceptables
22. Cervical-dorsal	Resultados aceptables Se recomienda evitar la irradiación sobre el cerebro tanto como la necesidad médica lo amerite.
23. Dorsal	Resultados aceptables Las dosis en iris son evitables envolviendo con la protección plomada
24. Dorsal lumbar	Resultados aceptables
25. Lumbar	Resultados aceptables

Ahora se verificará que las medidas encontradas correspondan con los valores de índice ponderado en dosis entregados por el CT, como en realidad el valor de dosis es diferente en cada diferencial de volumen del Fantoma, este análisis simplemente se reduce a comparar los valores de dosis encontrados usando los dosímetros con el CTDI dado por el equipo de manera que la diferencia no supere un orden de magnitud en la región irradiada. Es importante entender que

un análisis cuantitativo involucraría medidas dosimétricas con detectores formando un continuo en el material, y el uso de métodos estadísticos.

Tabla 6.5. Resultados en cuanto aceptabilidad de las medidas

Proto-colo.	Medidas en mGy								Resultado
	Cerebro	Ojo	Oído	Tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CTDI _w	
1	10.69	18.12	17.92	23.90	10.79	15.98	23.02	15.84	Aceptable ^a
2	54.93	59.57	59.42	4.238	.0050	.0113	1.075	59.11	Aceptable ^a
3	.5678	.4158	1.133	7.369	.0554	.2086	25.36	19.44	Aceptable ^a
4	.0168	.0366	.0418	.1417	9.422	11.25	2.119	9.980	Aceptable ^a
5	.0172	.0048	.0703	.0372	14.33	13.32	2.843	9.142	Aceptable ^a
6	.1725	.2672	.7740	9.950	13.06	11.64	11.04	11.61	Aceptable ^a
7	.5961	.6395	2.157	26.21	23.04	25.94	31.68	37.20	Aceptable ^b
8	14.12	59.01	70.42	.4652	.0047	.0236	.0547	63.10	Aceptable ^a
9	92.09	88.83	93.63	6.941	.0023	.0091	.9543	100.8	Aceptable ^a
10	7.640	10.04	12.12	.6484	.0003	.0109	.0545	10.37	Aceptable ^a
11	1.788	2.033	3.127	11.34	1.084	2.115	19.77	14.14	Aceptable ^a
12	.0349	.5494	.7612	1.835	10.74	.9120	20.15	17.02	Aceptable ^a
13	.0395	.0624	.0652	.2227	9.853	7.159	4.230	20.53	Aceptable ^b
14	.0446	.0647	.1079	.3609	8.930	12.53	7.030	16.09	Aceptable ^b
15	5.164	44.12	21.82	62.52	.4114	.9450	51.16	10.80	Aceptable ^c
16	.0776	.1963	.1232	.3788	6.548	9.252	4.358	16.83	Aceptable ^b
17	1.533	1.310	.1399	.3820	20.98	29.01	4.480	21.13	Aceptable ^a
18	.0370	.0557	.1142	.3410	17.56	16.60	5.450	15.13	Aceptable ^a
19	.1497	.2224	.6176	5.760	.0414	.2011	18.75	9.447	Aceptable ^a
20	.5037	.6861	1.981	38.00	.0935	.4091	24.05	16.73	Aceptable ^d
21	1.874	11.89	20.50	46.42	.0035	.0065	2.307	12.70	Aceptable ^d
22	26.77	28.01	30.89	63.14	.0885	.2623	33.53	16.60	Aceptable ^d
23	.5306	.6866	2.365	36.96	15.24	25.68	29.35	16.60	Aceptable ^a
24	.5627	1.302	1.811	.0108	16.31	17.10	.4436	14.30	Aceptable ^a
25	.0194	.0497	.0739	.1703	23.60	33.25	2.565	16.36	Aceptable ^d

^a Los valores entregados por el equipo se encuentran en medio de los valores máximos y mínimos determinados en las medidas de TLD

^b Hay TLD's que están en posiciones en las cuales la modulación del haz causa que este tenga menor intensidad y por lo tanto la señal medida por el TLD es menor al CTDI.

^c La dosis en tiroides es alta, esto se debe a que en la región en la que este órgano se ubica, es aproximadamente 1.5 cm bajo la superficie, existen estudios que indican que a esa distancia se dan los valores más altos de dosis absorbida^[7]

^d Hay TLD's ubicados en posiciones donde el haz de radiación es modulado para mayor intensidad, por ello hay valores que superan al CTDI.

Al comparar los valores medidos con los valores entregados por el CT, se encontró que los valores fueron en algunos casos mayores que el CTDI, esto se debe a la modulación del haz de radiación, los TLD se ubicaron en zonas donde el haz de radiación era más intenso. Análogamente los valores inferiores al CTDI se refieren a puntos donde el haz tenía menor intensidad. Por otro lado, se encontraron medidas para un mismo protocolo en las que en algunos puntos superaban y en otras eran inferiores al CTDI, ello permite verificar la modulación del haz. Las medidas de CTDI en dicho rango, generan un resultado aceptable en los datos. Cabe notar que los datos obtenidos sobre la zona irradiada no se pueden promediar por que corresponden a distintas zonas del material del Fantoma o Maniquí, que varía en densidad según la región. Así que no es posible comparar la media de los valores de distintos órganos con el CTDI. Simplemente el análisis se reduce a un carácter cualitativo. En algunos protocolos se obtuvieron dosis en tiroides altas, existen estudios que han encontrado que la mayor concentración de dosis se da a una distancia de alrededor de 1.5 cm de la piel, el dosímetro usado para medir la dosis absorbida en tiroides se encontraba en una cavidad a una distancia de 1.5cm aproximadamente de la superficie del Fantoma, en tal posición, el dosímetro está expuesto a un máximo de dosis en poco menos de la mitad del giro del alrededor del cuello, por ello la posición susceptible del dosímetro es la causa por las que se obtuvo un valor alto de dosis absorbida.

Hay una buena correlación entre los valores obtenidos y los entregados por el equipo. Para entender cuantos valores se encuentran dentro de los resultados aceptables, se contabilizan las medidas de dosis absorbida correspondientes a zonas irradiadas en las que se note que todos los valores de dosis están razonablemente por encima o por debajo de los CTDI dados por el equipo, se encuentra que solo 15 de 200 medidas están por fuera de las consideraciones aceptables, es decir que 185 de 200 resultados son aceptables, de manera equivalente se concluye que un 92.5% de los resultados son aceptables bajo la metodología empleada.

Ahora se analizan los niveles de dosis manejados en FVL, estos se comparan con los niveles orientativos sugeridos por la Comisión Europea de protección Radiológica CEPR, y los estudios de la OIEA (Tablas 6.6, 6.7 y 6.8)

En la tabla 6.9, se resumen los protocolos evaluados en valle de lili, y su referente comparativo correspondiente a los reportes de la CEPR, la razón por la que se toman en cuenta estos es por q son reportes más completos que los entregados por la OIEA, por su parte los niveles orientativos establecidos por la OIEA se usan como una verificación en caso de no obtener resultados aceptables y para fines de análisis estadístico. Finalmente en la tabla 6.10 se

comparan los valores de dosis de los estudios en FVL y los valores sugeridos por la CEPR y la OIEA

Tabla 6.6 Estudio realizado por la OIEA [7]

Exploración	CTDIw (mGy)								
	Tamaño muestra	Media	SD	%Error	Mín.	25%	Mediana	75%	Máx.
Cabeza	102	50.0	14.6	29.2	21.0	41.9	49.6	57.8	130
Tórax	88	20.3	7.6	37.4	4.0	15.2	18.6	26.8	46.4
Abdomen	91	25.6	8.4	32.8	6.8	18.8	24.8	32.8	46.4
Pelvis	82	26.4	9.6	36.4	6.8	18.5	26.0	33.1	55.4

Tabla 6.7 Niveles Orientativos sugeridos por la OIEA [7]

Exploración (rutina)	Valor de dosis de referencia	
	CTDIw (mGy)	DLP (mGy·cm)
Cabeza	60	1050
Tórax	30	650
Abdomen	35	800
Pelvis	35	600

Tabla 6.8 Niveles Orientativos Establecidos por la Comisión Europea de Protección Radiológica [8]

Protocolo	Protocolo Equivalente	CTDI	DPL
Cerebro, General	N.A.	60	1050
Base Craneal	Cerebro, General	60	1050
Cara Y Senos Nasales	N.A.	35	360
Cráneo-Hueso Temporal	Cerebro, General	60	1050
Orbitas	Cerebro, General	60	1050
Silla Turca E Hipófisis	Cerebro, General	60	1050
Glándulas Salivales (Parótidas Y Submandibular)	Cerebro, General	60	1050
Faringe	Cerebro, General	60	1050
Laringe	Cerebro, General	60	1050
Estructuras Vertebral Y Paravertebral	N.A.	70 (Trauma Vertebral)	460 (Trauma Vertebral)
Lumbar, Hernia Discal	N.A.	35	800
Medula Espinal	Rutina De Tórax / Rutina De Abdomen	30/ 35	650/ 800
Tórax, General	N.A.	30	650
Tórax, Vasos Mediastínicos (Angio)	Tórax, General	30	650
Tórax, Alta Resolución	N.A.	35	280
Abdomen, General	N.A.	35	780
Hígado Y Bazo	N.A.	35	900
Riñones	N.A.	35	800
Páncreas	N.A.	35	800
Glándulas Suprarrenales	N.A.	35	800
Pelvis, General	N.A.	35	570
Pelvis Óseo	N.A.	35	520
Hombro Óseo	N.D.	N.D.	N.D.

Tabla 6.9 Comparación entre los índices de dosis manejados en radiodiagnóstico en FVL y los Niveles Orientativos Establecidos por la Comisión Europea de Protección Radiológica

PROTOCOLO ESTUDIADO	CTDI*vol mGY	DPL mGy cm	PROTOCOLO PARA COMPARACIÓN	CTDIw mGY	DPL mGy cm
1. Cuello Tórax Abdomen	15.84	809	Tórax + Abdomen	30	1430
2. Cerebro	59.11	949	Cerebro	60	1050
3. Tórax	19.44	672	Tórax	30	650
4. Abdomen	9.98	998.6	Abdomen	35	780
5. Urotac	9.142	416.6	Riñones	35	800
6. Tórax-Abdomen	11.61	670	Tórax + Abdomen	30	1430
7. Angio Tórax-abdomen	37.2	1803	Tórax + Abdomen	30	1430
8. ATM Articulación Temporo Mandibular	63.1	632	Base Craneal (Cerebro)	60	1050
9. Cráneo Simple y Contrastado	100.8	1864	Rutina doble en Cerebro	120	2100
10. Cabeza SPN simple	10.37	123	Orbitas (Cerebro)	60	1050
11. Angio aorta torácica	14.14	330	Tórax vasos mediastínicos (Tórax)	30	650
12. Nódulo pulmonar	17.02	500	Tórax	30	650
13. Abdomen trifásico de hígado	20.53	518.0	Hígado y Baso	35	900
14. Abdomen hematuria	16.09	476.9	Abdomen		
15. Cuello-Tórax	10.8	311	Estructuras Vertebrales + Tórax de alta resolución	30	740
16. Angio arterias renales	16.831	446.6	Riñones	35	800
17. Urotac 3 fases nódulo	21.13	652.7	Riñones/ Glándulas Suprarrenales	35	800
18. Urotac hematuria	15.13	612	Riñones/ Glándulas Suprarrenales	35	800
19. Tórax rutina 2013 – rutina rápida para	9.447	244.1	Tórax de alta definición	35	280
20. Tórax nódulo pulmonar	16.728	551.8	Tórax	30	650
21. Cervical	12.7	243.4	Estructuras Vertebrales y Paravertebrales	70	460
22. Cervical-dorsal	16.6	806.1	Estructuras Vertebrales + Tórax	30	1010
23. Dorsal	16.6	806.1	Estructuras Vertebrales + Tórax	30	1010
24. Dorsal lumbar	14.3	991.2	Estructuras Vertebrales + Tórax + Lumbar, Hernia Discal	30	1010
25. Lumbar	16.36	796	Lumbar, Hernia Discal	35	800

Tabla 6.10 Resultados de la comparación entre los índices de dosis manejados en radiodiagnóstico en FVL y los Niveles Orientativos Establecidos por la Comisión Europea de Protección Radiológica CEPR

MEDIDA PROTOCOLO	CTDIw mGY		DPL mGy.cm		RESULTADO ANOTACIÓN
	FVL	CEPR	FVL	CEPR	
1. Cuello Tórax Abdomen	15.84	30	809	1430	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen
2. Cerebro	59.11	60	949	1050	Aceptado
3. Tórax	19.44	30	672	650	Aceptado
4. Abdomen	9.98	35	998.6	780	Aceptado A pesar de que el valor de DPL sea mayor, el nivel de dosis es aceptable.
5. Urotac	9.142	35	416.6	800	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen
6. Torax-Abdomen	11.61	30	670	1430	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen
7. Angio Tórax- abdomen	37.2	30	1803	1430	Aceptado El CTDI difiere en dos desviaciones estándar del estudio de la OIEA y en un 24% del valor recomendado por ésta.
8. ATM	63.1	60	632	1050	Aceptado
9. Cerebro Simple y Contrastado	100.8	120	1864	2100	Aceptado Se recomienda la disminución de pitch para bajar decrecer el valor de DPL, sin embargo el nivel de dosis absorbida es aceptable.
10. Cabeza SPN simple	10.37	60	123	1050	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen
11. Angio aorta torácica	14.14	30	330	650	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen
12. Nódulo pulmonar	17.02	30	500	650	Aceptado
13. Abdomen trifásico de hígado	20.53	35	518.0	900	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen
14. Abdomen hematuria	16.09	35	476.9	780	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen
15. Cuello-Tórax	10.8	30	311	740	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen

Continuación

Tabla 6.8

16. Angio arterias renales	16.831	35	446.6	800	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen
17. Urotac 3 fases nódulo	21.13	35	652.7	800	Aceptado
18. Urotac hematuria	15.13	35	612	800	Aceptado
19. Tórax rutina 2013	9.447	35	244.1	280	Aceptado
20. Tórax nódulo pulmonar	16.728	30	551.8	650	Aceptado
21. Cervical	12.7	70	243.4	460	Aceptado Es admisible el aumento de dosis para calidad de imagen
22. Cervical-dorsal	16.6	30	806.1	1010	Aceptado
23. Dorsal	16.6	30	806.1	1010	Aceptado
24. Dorsal lumbar	14.3	30	991.2	1010	Aceptado
25. Lumbar	16.36	35	796	800	Aceptado

El 92.5% de las medidas tienen buena correspondencia con los valores entregados por el tomógrafo, de los 25 protocolos analizados solo uno excede los niveles recomendados, es decir que un 96% de los resultados son favorables. El protocolo que supera los niveles recomendados es la rutina para la realización de un Angio de Tórax y Abdomen, se obtuvo una dosis de 37.2mGy, mientras que la recomendada es de 30mGy, es decir difieren en 7.2 mGy es decir en un 24%. Adicionalmente el valor se encuentra dentro de dos desviaciones estándar del estudio realizado por la OIEA pero la desviación estándar es grande, de modo que aunque estadísticamente el resultado es aceptable, el protocolo excede el nivel de dosis recomendado. Por otra parte el producto de dosis por longitud entregado por el equipo fue de 1803 en comparación con el valor recomendado de 1430, se recomienda disminuir el nivel de dosis para que se encuentre dentro de los límites recomendados.

CAPITULO 7

CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

El factor de calibración del lote de TLD-100 utilizado encontrado es:

$$F_c = 2.445 \pm 0.03444 = 2.445 \pm 1.4\% \quad (10.1)$$

La incertidumbre de 1.4% permite deducir que el sistema de dosimetría es un sistema muy preciso, el intercepto no se tiene en cuenta a a pesar de que la respuesta sea lineal debido a la no linealidad para las dosis muy pequeñas.

Los resultados de la dosimetría para órgano en CT se consideran aceptables debido a la modulación de dosis realizada por el tomógrafo y sus efectos sobre la dosis absorbida en las distintas rutinas de CT. Hay una buena correlación entre los valores obtenidos y los entregados por el equipo. De las medidas realizadas, 15 de 200 están por fuera de las consideraciones aceptables o causan anotaciones y/o sugerencias, es decir los resultados son en un 92.5 % aceptables

En cuanto a la correspondencia con los niveles orientativos de dosis, de los 25 protocolos analizados solo uno excede los niveles recomendados, es decir que el 96% de los resultados son favorables. La meta es la disminución de dosis en los protocolos sugeridos y el cumplimiento de las recomendaciones para la realización de los exámenes establecidos en el capítulo 6.

El protocolo de Angiograma (ó angiografía) de Tórax y Abdomen, supera los límites sugeridos por la CEPR, sin embargo al comparar los resultados con los estudios de la IAEA, se encuentra que los valores están por encima de dos desviaciones estándar, por ello se consideran aceptables, sin embargo, se recomienda la optimización de dosis hasta 30mGy.

El método dosimétrico empleado puede usarse para controles de calidad de los índices y medidas dosimétricas entregadas por todos los equipos de radiodiagnóstico y terapia, el método puede ser usado para la entrega de reportes dosimétricos en las historias clínicas de los pacientes tal como lo requiere la resolución 2003 de 2014 del

Ministerio de Salud y Protección Social referente a los procedimientos y condiciones de inscripción de los Prestadores de Servicios de Salud y de habilitación de servicios de salud [2], estudios como este permiten que los servicios estén acordes a los niveles orientativos sugeridos para restricción de dosis debida exposición medica de los pacientes de acuerdo a la resolución 181434 del ministerio de minas los cuales están sujetos a las normativas internacionales establecidas por la IAEA y la CEPR.

Los exámenes de CT deben realizarse solo bajo suscripción médica, como toda exposición a radiación ionizante conllevan riesgos, pero estos son despreciables en comparación con el beneficio diagnostico que trae el CT. Los resultados obtenidos en esta investigación permiten dar un visto bueno a las prácticas realizadas en Fundación Valle del Lili, pues la mayoría de los protocolos usan dosis significativamente inferiores a los niveles recomendados (la mitad en la mayoría de los casos y en algunos se usan las dosis recomendadas).

REFERENCIAS

- [1] Ministerio de Minas y Energía, República de Colombia. “Reglamento de protección y seguridad radiológica, **Resolución 18 1434 del 5 de Diciembre de 2002**, Bogotá, 2002.
- [2] Ministerio de Salud y Protección Social, “Procedimientos y condiciones de inscripción de los Prestadores de Servicios de Salud y de habilitación de servicios de salud”. **Resolución 2003 del 28 de mayo de 2014**, Bogotá DC.
- [3] Organismo Internacional de Energía Atómica. *Principios fundamentales de seguridad*. Normas de seguridad del OIEA: **No. SF-1 2007 ISBN 978-92-0-308707-0**; Vienna, Austria, 2007
- [4] Materials and Assemblies for Thermoluminescence Dosimetry, Product Overview, Datasheet, Thermo Scientific
- [5] S.O. Benavides; “Implementación de un sistema de medición de dosimetría personal”, Fundación Clínica Valle del Lili en convenio con Universidad del Valle, Revista Colombiana de Física, Vol. 35 No.1 de 2003. Pagina 202.
- [6] S. Blanco; A.E. Buzzia; D. Andiscoa; **Revista Argentina de Radiología Ed 78(2)**, Artículo: Dosimetría en Radiología. Buenos Aires, Argentina. Marzo de 2014. P.114-117
- [7] Organismo Internacional de Energía Atómica. “Manuales de Entrenamiento: Protección radiológica en radiodiagnóstico y en radiología intervencionista L18: optimización de la protección en tomografía computarizada TC” p27
- [8] Comisión Europea de Protección Radiológica, European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, **EUR 16262**, UE, 1998
- [9] J. T Bushberg; “*The Essential Physics for Medical Imaging 2nd Edition*”; Editorial Lippincot Williams & Wilkins **ISBN 0-683-30118-7**; 2002
- [10] E, B Podgorsak; “*Radiation Physics for Medical Physics*”; Editorial Springer Berlin Heidelberg NY **ISBN 13 987-3-540-25041-8** 2006;
- [11] Organismo Internacional de Energía Atómica. “*El físico médico: criterios y recomendaciones para su formación académica, entrenamiento clínico y certificación en América latina*”; **ISBN 978-92-0-311209-3**; Viena, Austria; Enero de 2010
- [12] B.D. Cullity; “*Elements of X-ray diffraction*”; Editorial Adisson Wesley Library of Congress Catalog **No. 56-10137**, 1956
- [13] A. B. Serreta; “*Fundamentos de Física medica Volumen 1*”; La Sociedad española de Física Médica, Editorial Auladoc **ISBN: 978-84-938016-1-8** Madrid, España, 2011.
- [14] H. Brown; R. H. Smallwood; D. C. Barber; P. V. Lawford and D. R. Hose; “*Medical physics and biomedical engineering*”; BIOP Publishing Ltda **ISBN 0 7503 0368 9**, Londres, UK,1999
- [15] N. Smith. “*Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications*”; Pennsylvania State University; Andrew Webb Leiden University Medical Center; Cambridge University Press; **ISBN 978-0-521-19065-7**, Cambridge, UK.

-
- [16] International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, “*Standards and codes of practice in medical radiation dosimetry: proceedings of an international symposium held in Vienna, Austria*”; ISBN 92-0-111403-6, Vienna, Noviembre 2002. 25-28
- [17] J. E. Martin; A Handbook; “*Physics for Radiation Protection end Edition*”: 2006 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim; ISBN-13: 978-3-527-40611-1
- [18] Abel J. Gonzales, “*Los efectos biológicos de las dosis bajas de radiación ionizante: Una visión más completa*”. Informes especiales, Boletín del IAEA, 1994
- [19] Organismo Internacional de Energía Atómica. Pan American Health Organization and the World Health Organization. “*Radiological protection for medical exposure to ionizing radiation: safety guide*”; STI/PUB/1117 ISBN 92-0-111302-1, Vienna, Austria, 2002.
- [20] Organismo Internacional de Energía Atómica. “*Protección radiológica relacionada con la exposición médica a la radiación ionizante*”. STI/PUB/1117 ISBN 978-92-0-301210-2 ISSN 1020-5837. Viena, Austria, 2010
- [21] Organismo Internacional de Energía Atómica. “*Material de Entrenamiento: protección radiológica en cardiología, Parte 2. Hablando de dosis de radiación*”,
<https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/TrainingCardiology/Lectures-es/CARD-L02-TalkingAboutRadiationDose-es-web.ppt>
- [22] A. S. Serreta; “*Fundamentos de Física médica Volumen 2*”; La Sociedad española de Física Médica, Editorial Auladoc ISBN: 978-84-938016-1-8 Madrid, España, 2011.
- [23] Organismo Internacional de Energía Atómica. “*Radiation protection in newer medical imaging techniques: Cardiac CT*”; STI/PUB/1366 ISBN 978-92-0-111208-8. Vienna 2008.
- [24] A. Calzado; Boletín: “*El índice de dosis de tomografía computarizada Definiciones, medida y magnitudes asociadas*”; SEFM, 6-1997. Nota Técnica; Física Médica. Departamento de Radiología, Universidad Complutense. Madrid, España.
- [25] Organismo Internacional de Energía Atómica. “*Optimization Of The Radiological Protection Of Patients Undergoing Radiography, Fluoroscopy And Computed Tomography*”; IAEA-Tecd-1423 ISBN 92-0-113504-1. Vienna, 2004;
- [26] M. Oberhofer, A. Scharmann. “*Thermoluminescence Dosimetry*”, Lectures of a course held at the Joint Research Centre Ispra, Italy November 1979, Published for the Commission of the European Communities, Directorate-General Information Market and Innovation, Luxembourg. EUR 6990 EN ISBN 0-85274-544-3 Ispra, Italy, 12-16 November 1979
- [27] H.H. Colín; “*Estudio comparativo de los materiales dosimétricos*”; Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa.

-
- [28] A.J.J. Boss; “*Nuclear sensitivity thermoluminescence dosimetry*”; Delf University of Technology; **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B184-2001**
- [29] C. Furetta; “*Handbook of Thermoluminescence*”; Ed World Scientific **ISBN 9812382402**; Physics Department Rome University "La Sapienza", Italy 2003;
- [30] I. B. Lozano; “*Síntesis y Caracterización de LiF:Mg,Ti para Dosimetría de Radiaciones Ionizantes*”; Instituto Politécnico Nacional, Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada Unidad Legaria
- [31] Manual para el acelerador Mevatron MX2
- [32] Manual del lector dosimétrico para TLD, Harshaw 3500
- [33] Manual Horno PTW TLDO
- [34] Manual Phantom Antropomorfo
- [35] Manual Tomografo Biograph mCT X-3R PET
- [36] M. Oberhofer and A. Scharmann. “*Techniques and Management of TLD Personnel Dosimetry Services*”;Kluwer Academic Publisher. **ISBN 0-7923-2436-6** Luxemburgo y Bruselas, 1993.
- [37] A. McKinlay, “*Thermoluminescence Dosimetry*”, Med. Phy. Handbook 5, Adam Hilger, Bristol, **ISBN 13: 978-0852745205** Philadelphia, USA, (1981).
- [38] M. Andrade Leal; “*Procedimentos para dosimetria in vivo com tld-100 e diodos semicondutores em tratamento de câncer na região pélvica com feixes externos de fótons*”; Universidad Federal de Rio de Janeiro, 2011.

ANEXO 1: Datos de Calibración de TLD-100

Se obtuvieron los datos para de la tabla A1, los TLD's con desviaciones altas de quitan del lote y la calibración se hace con la tabla A2.

Tabla A1. Datos iniciales

Dosis Gy	TLD	Medida uC	Media uC	Error uC	Error %	Desviación %
0.5	A1	221.30	220.48	22.25	10.09	0.37
	A2	155.40				29.52
	A3	226.90				2.91
	A4	211.00				4.30
	A5	233.60				5.95
	A6	220.20				0.13
	A7	238.70				8.26
	A8	230.90				4.72
	A9	234.70				6.45
	A10	219.70				0.36
	A11	236.30				7.17
	A12	217.10				1.53
1	B1	349.70	425.56	36.07	8.48	17.83
	B2	475.20				11.67
	B3	457.10				7.41
	B4	427.20				0.39
	B5	414.30				2.65
	B6	453.40				6.54
	B7	389.90				8.38
	B8	449.20				5.56
	B9	411.80				3.23
	B10	461.80				8.52
	B11	420.40				1.21
	B12	396.70				6.78
2	C1	684.00	842.86	58.59	6.95	18.85
	C2	887.50				5.30
	C3	876.10				3.94
	C4	805.10				4.48
	C5	840.80				0.24
	C6	897.30				6.46
	C7	872.30				3.49
	C8	850.10				0.86
	C9	832.10				1.28
	C10	849.70				0.81
	C11	818.50				2.89
	C12	900.80				6.88
3	D1	937.10	1272.76	117.86	9.26	26.37
	D2	1320.00				3.71
	D3	1378.00				8.27
	D4	1347.00				5.83
	D5	1318.00				3.55
	D6	1180.00				7.29
	D7	1311.00				3.00
	D8	1239.00				2.65
	D9	1289.00				1.28
	D10	1338.00				5.13
	D11	1285.00				0.96
	D12	1331.00				4.58
4	E1	1189.00	1674.08	168.36	10.06	28.98
	E2	1813.00				8.30
	E3	1701.00				1.61
	E4	1756.00				4.89
	E5	1832.00				9.43
	E6	1730.00				3.34
	E7	1686.00				0.71
	E8	1562.00				6.70
	E9	1703.00				1.73
	E10	1721.00				2.80
	E11	1649.00				1.50
	E12	1747.00				4.36
5	F1	1419.00	2093.00	245.92	11.75	32.20
	F2	2201.00				5.16
	F3	2238.00				6.93
	F4	2262.00				8.07
	F5	1896.00				9.41
	F6	2371.00				13.28
	F7	2013.00				3.82
	F8	2183.00				4.30
	F9	2120.00				1.29
	F10	2075.00				0.86
	F11	2112.00				0.91
	F12	2226.00				6.35
6	G1	1820.00	2474.42	240.55	9.72	26.45
	G2	2713.00				9.64
	G3	2665.00				7.70
	G4	2679.00				8.27
	G5	2343.00				5.31
	G6	2387.00				3.53
	G7	2595.00				4.87
	G8	2632.00				6.37
	G9	2495.00				0.83
	G10	2385.00				3.61
	G11	2489.00				0.59
	G12	2490.00				0.63
7	H1	1945.00	2772.42	299.41	10.80	29.84
	H2	2690.00				2.97
	H3	3000.00				8.21
	H4	2865.00				3.34
	H5	2933.00				5.79
	H6	2680.00				3.33
	H7	2604.00				6.07
	H8	3042.00				9.72
	H9	2808.00				1.28
	H10	3012.00				8.64
	H11	2967.00				7.02
	H12	2723.00				1.78
8	J2	3583.00	3289.73	214.42	6.52	8.91
	J3	3288.00				0.05
	J4	3421.00				3.99
	J5	3166.00				3.76
	J6	3355.00				1.98
	J7	3196.00				2.85
	J8	3598.00				9.37
	J9	3001.00				8.78
	J10	3032.00				7.83
	J11	3070.00				6.68
	J12	3477.00				5.69
	0	K1				0.7097
K2		0.6920	0.75			
K3		0.6601	5.32			
K4		0.5959	14.53			
K5		0.6849	1.76			
K6		0.7085	1.62			
K7		0.6895	1.10			
K8		0.7850	12.59			
K9		0.7321	5.01			
K10		0.7097	1.79			
K11		0.7056	1.21			
K12		0.7056	1.21			

Tabla A2. Datos y Cálculos una vez extraídos los dosímetros con desviaciones grandes.

Dosis Gy	TLD	Medida uC	Media uC	Error uC	Error %	Desviación %				
0.5	A1	221.3	226.4	9.075	4.01	2.25				
	A3	226.9				0.22				
	A4	211				6.80				
	A5	233.6				3.18				
	A6	220.2				2.74				
	A7	238.7				5.43				
	A8	230.9				1.99				
	A9	234.7				3.67				
	A10	219.7				2.96				
	A11	236.3				4.37				
	A12	217.1				4.11				
	1	B2				475.2	432.45	28.34	6.55	9.89
B3		457.1	5.70							
B4		427.2	1.21							
B5		414.3	4.20							
B6		453.4	4.84							
B7		389.9	9.84							
B8		449.2	3.87							
B9		411.8	4.78							
B10		461.8	6.79							
B11		420.4	2.79							
B12		396.7	8.27							
2		C2	887.5	857.3	31.98	3.73				3.52
	C3	876.1	2.19							
	C4	805.1	6.09							
	C5	840.8	1.92							
	C6	897.3	4.67							
	C7	872.3	1.75							
	C8	850.1	0.84							
	C9	832.1	2.94							
	C10	849.7	0.89							
	C11	818.5	4.53							
	C12	900.8	5.07							
	3	D2	1320				1303.3	54.67	4.19	1.28
D3		1378	5.73							
D4		1347	3.35							
D5		1318	1.13							
D6		1180	9.46							
D7		1311	0.59							
D8		1239	4.93							
D9		1289	1.10							
D10		1338	2.66							
D11		1285	1.40							
D12		1331	2.13							
4		E2	1813	1718.2	74.22	4.31				5.52
	E3	1701	1.00							
	E4	1756	2.20							
	E5	1832	6.62							
	E6	1730	0.69							
	E7	1686	1.87							
	E8	1562	9.09							
	E9	1703	0.88							
	E10	1721	0.16							
	E11	1649	4.03							
	E12	1747	1.68							
	F2	2201								2.17
5	F3	2238	2154.3	130.25	6.04	3.89				
	F4	2262				5.00				
	F5	1896				11.99				
	F6	2371				10.06				
	F7	2013				6.56				
	F8	2183				1.33				
	F9	2120				1.59				
	F10	2075				3.68				
	F11	2112				1.96				
	F12	2226				3.33				
	6	G2				2713	2533.9	130.13	5.13	7.07
		G3				2665				5.17
G4		2679	5.73							
G5		2343	7.53							
G6		2387	5.80							
G7		2595	2.41							
G8		2632	3.87							
G9		2495	1.54							
G10		2385	5.88							
G11		2489	1.77							
G12		2490	1.73							
7		H2	2690	2847.6	154.68	5.43				5.53
	H3	3000	5.35							
	H4	2865	0.61							
	H5	2933	3.00							
	H6	2680	5.89							
	H7	2604	8.55							
	H8	3042	6.83							
	H9	2808	1.39							
	H10	3012	5.77							
	H11	2967	4.19							
	H12	2723	4.38							
	8	J2	3583.00				3289.73	214.42	6.52	8.91
J3		3288.00	0.05							
J4		3421.00	3.99							
J5		3166.00	3.76							
J6		3355.00	1.98							
J7		3196.00	2.85							
J8		3598.00	9.37							
J9		3001.00	8.78							
J10		3032.00	7.83							
J11		3070.00	6.68							
J12		3477.00	5.69							
0		K1	0.7097	0.6998	0.0193	2.76				1.41
	K2	0.6920	1.11							
	K3	0.6601	5.67							
	K5	0.6849	2.13							
	K6	0.7085	1.24							
	K7	0.6895	1.47							
	K9	0.7321	4.62							
	K10	0.7097	1.41							
	K11	0.7056	0.83							
	k12	0.7056	0.83							

Los datos para la curva de calibración se toman de la tabla A2 y se resumen en la tabla 6.1 y se grafican en la figura 6.1 del capítulo 6.

ANEXO 2: Dosis absorbida en órganos (mGy), CTDI*vol (mGy) y DPL(mGy*cm) para los diferentes protocolos

1. CUELLO TORAX ABDOMEN									
#	Cerebro	Iris	Oído	Tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CTDI*vol	DPL
1	62.04	71.14	56.7	106.3	39.87	98.18	47.13	15.35	803
2	11.96	73.15	84.47	97.24	27.66	44.97	81.82	15.21	881
3	15.61	56.24	71.56	93.43	47.35	93.13	88.45	18.3	807
4	19.52	62.04	69.48	94.02	54.95	32.84	88.2	14.87	778
5	40.02	111.3	63.19	67.73	15.96	43.19	89.18	15.16	734
6	48.52	60.51	78.39	106.8	46.18	60.01	107.5	16.16	852
7	53.46	79.58	78.96	102.5	70.08	96.68	107.5	15.52	780
8	109.3	89.06	92.12	106.6	31.37	40.83	120.7	16.22	831
9	35.97	66.85	62.55	106.7	65.67	72.96	110.9	16.66	854
10	40.65	71.1	75.52	96.26	42.05	70.69	100.1	14.95	770
M	43.71	74.10	73.29	97.76	44.11	65.35	94.15	15.84	809
D	10.69	18.12	17.92	23.90	10.79	15.98	23.02		

2. CEREBRO									
#	Cerebro	Iris	Oído	Tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CTDI*vol	DPL
1	229.6	251.5	243.5	18.59	0.0175	0.0427	3.790	56.96	1118
2	231.9	253.9	246.0	17.37	0.0208	0.0353	3.746	64.31	911
3	227.4	249.0	241.1	17.02	0.0210	0.0469	4.363	52.06	1076
4	218.4	239.2	231.4	16.33	0.0206	0.0450	4.010	61.86	1087
5	209.4	229.5	221.6	15.63	0.0198	0.0432	3.305	62.48	911
6	207.1	227.0	219.2	15.46	0.0189	0.0427	4.407	52.06	1076
7	234.1	256.3	248.4	17.54	0.0187	0.0483	4.231	61.86	1087
8	247.6	271.0	263.0	18.59	0.0212	0.0510	4.054	62.48	1066
9	229.6	251.5	243.5	17.20	0.0224	0.0473	4.010	61.25	1128
10	216.1	212.4	277.6	19.98	0.0249	0.0617	8.153	77.18	890
M	225.13	244.13	243.53	17.37	0.02058	0.0464	4.407	61.25	1035
D	54.93	59.57	59.42	4.2383	0.0050	0.0113	1.0753		

3. TORAX									
#	Cerebro	Iris	Oído	Tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CTDI*vol	DPL
1	2.327	1.823	3.946	27.78	0.19522	0.8722	96.6549	9.324	347
2	2.351	1.704	4.688	22.95	0.19295	0.838	109.127	9.65	350
3	2.304	1.670	4.735	30.50	0.22473	0.80379	88.3405	9.51	347
4	2.211	1.602	4.642	29.29	0.20657	0.79524	104.969	9.6	345
5	2.118	1.534	4.456	28.09	0.17025	0.89786	106.009	9.77	347
6	2.094	1.517	4.271	27.78	0.227	0.72684	88.3405	9.65	351
7	2.373	1.721	4.224	31.41	0.21792	0.86365	104.969	9.79	346
8	2.513	1.823	4.781	33.22	0.20884	0.8722	106.009	9.68	335
9	2.327	1.687	5.060	30.80	0.20657	0.86365	108.087	9.65	337
10	2.653	1.960	5.617	40.17	0.41995	1.01757	126.795	9.79	335
M	0.2653	0.1960	0.562	4.017	0.0420	0.10176	12.6795	19.44	672
D	0.5678	0.4158	1.133	7.369	0.0554	0.20864	25.3589		

4. ABDOMEN									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CTDI*vol	DPL
1	0.0592	0.1532	0.1592	0.5925	39.78	46.12	9.291	10.68	849
2	0.0654	0.1472	0.1797	0.5983	40.16	46.58	8.683	9.98	1009
3	0.0681	0.1412	0.1455	0.5866	39.39	45.66	8.510	9.78	1019
4	0.0626	0.1397	0.1729	0.5634	37.84	43.81	8.162	9.38	999
5	0.0516	0.1577	0.1746	0.5402	36.30	41.97	7.815	8.98	959
6	0.0688	0.1276	0.1455	0.5344	35.91	41.51	7.728	8.88	919
7	0.0661	0.1517	0.1729	0.6041	40.55	47.04	8.770	10.08	909
8	0.0633	0.1532	0.1746	0.6389	42.86	49.81	9.291	10.68	1029
9	0.0764	0.1502	0.1712	0.5925	39.78	46.12	8.597	9.88	1088
10	0.1067	0.1802	0.2157	0.5576	33.60	52.57	9.986	11.48	1208
M	0.0688	0.1502	0.1712	0.5808	38.62	46.12	8.683	9.98	998.59
D	0.0168	0.0366	0.0418	0.1417	9.422	11.252	2.119		

5. UROTAC									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CTDI*vol	DPL
1	0.0725	0.0197	0.3082	0.1297	54.03	58.98	11.88	9.15	417
2	0.0732	0.0199	0.2880	0.1541	44.63	48.06	11.42	9.09	415
3	0.0718	0.0195	0.2822	0.1557	59.32	56.79	10.95	9.25	421
4	0.0690	0.0187	0.2707	0.1526	56.97	57.34	10.83	9.22	418
5	0.0662	0.0179	0.2592	0.1465	54.62	48.06	12.23	9.15	417
6	0.0655	0.0177	0.2563	0.1404	54.03	56.79	9.90	9.09	411
7	0.0739	0.0201	0.2909	0.1389	61.08	57.34	11.77	9.15	417
8	0.0781	0.0213	0.3082	0.1572	64.60	56.25	11.88	9.15	415
9	0.0725	0.0197	0.2851	0.1663	59.90	59.52	11.65	9.05	419
10	0.0612	0.0225	0.3312	0.1846	78.11	46.96	13.98	9.12	416
M	0.0704	0.0197	0.2880	0.1526	58.73	54.61	11.65	9.142	416.6
D	0.0172	0.0048	0.0703	0.0372	14.33	13.32	2.843		

6. TORAX-ABDOMEN									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CTDI*vol	DPL
1	0.7211	1.128	3.204	39.56	49.79	43.90	47.07	10.57	623
2	0.7282	1.139	3.235	39.96	50.33	44.38	47.52	10.45	503
3	0.7070	1.106	3.140	38.74	48.72	42.95	46.17	11.15	737
4	0.7565	1.095	3.109	38.33	48.19	42.47	45.71	10.80	744
5	0.6010	1.106	3.235	40.78	51.40	43.90	41.19	8.71	724
6	0.6504	0.832	3.204	39.56	49.79	43.90	47.07	12.77	737
7	0.6080	0.931	3.140	37.11	40.16	47.72	43.45	12.89	744
8	0.7211	1.073	2.982	37.93	56.22	40.56	45.71	12.54	724
9	0.6575	1.150	2.696	41.19	65.32	54.88	45.71	10.10	583
10	0.9191	1.391	3.775	54.65	75.49	72.53	43.00	16.14	583
M	0.7070	1.095	3.172	40.78	53.54	47.72	45.26	11.61	670
D	0.1725	0.2672	0.7740	9.950	13.06	11.64	11.04		

7. ANGIO TORAX-ABDOMEN									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	2.370	2.438	8.134	111.7	103.9	108.5	124.6	34.6	1406
2	2.394	2.464	8.222	112.8	104.8	109.5	113.0	27.9	2037
3	2.321	2.385	7.957	109.6	102.0	106.3	109.1	40.9	2055
4	2.296	2.359	7.868	108.5	82.2	105.3	149.3	41.3	2001
5	2.443	2.516	8.134	97.8	97.3	115.9	144.1	40.2	2037
6	2.370	2.438	8.134	111.7	103.9	108.5	133.7	40.9	2055
7	2.223	1.966	8.841	103.1	86.9	96.8	110.4	41.3	2001
8	2.272	2.752	7.515	108.5	77.4	106.3	155.8	40.2	1623
9	2.467	3.198	10.16	108.5	96.3	106.3	150.6	32.4	1965
10	3.274	3.696	13.44	102.1	89.7	100.0	107.8	32.4	847
M	2.443	2.621	8.841	107.4	94.4	106.3	129.8	37.2	1803
D	0.5961	0.6395	2.157	26.21	23.04	25.94	31.68		

8. ARTICULACIÓN TEMPORO MANDIBULAR ATM									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	58.45	258.8	245.3	16.84	0.0165	0.0985	0.2083	60.0	581
2	59.02	241.8	291.5	13.91	0.0163	0.0946	0.2352	67.5	588
3	57.29	237.0	294.4	18.48	0.0189	0.0908	0.1904	54.9	569
4	56.71	227.3	288.6	17.75	0.0174	0.0898	0.2262	65.0	562
5	59.02	217.7	277.1	17.02	0.0144	0.1014	0.2285	65.7	581
6	58.45	215.2	265.5	16.84	0.0191	0.0821	0.1904	64.4	581
7	57.29	244.3	262.6	19.03	0.0184	0.0975	0.2262	64.4	632
8	54.39	258.8	297.3	20.13	0.0176	0.0985	0.2285	70.7	537
9	49.19	239.4	314.6	18.67	0.0174	0.0966	0.2240	57.4	727
10	68.86	278.1	349.2	24.34	0.0354	0.1159	0.2822	61.2	961
M	57.87	241.8	288.6	18.30	0.0191	0.0966	0.2240	63.1	632
D	14.119	59.01	70.42	4.4652	0.0047	0.0236	0.0547		

9. CRANEO SIMPLE Y CONTRASTADO SYC									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	323.9	370.6	356.1	30.66	0.0100	0.0342	3.942	85.7	1715
2	320.2	356.0	402.1	24.98	0.0100	0.0345	3.981	101.8	1417
3	372.9	341.5	325.5	29.53	0.0081	0.0334	3.864	102.8	1883
4	342.8	337.9	386.8	29.81	0.0096	0.0331	3.825	100.8	1808
5	282.5	381.5	390.6	24.98	0.0097	0.0342	3.981	96.8	1734
6	376.7	308.8	325.5	29.53	0.0095	0.0342	3.942	92.7	1715
7	361.6	366.9	386.8	29.81	0.0095	0.0372	3.864	91.7	1939
8	346.5	370.6	390.6	29.24	0.0104	0.0316	3.669	103.8	2050
9	342.8	363.3	383.0	30.95	0.0085	0.0427	3.318	109.9	1901
10	696.8	436.0	482.5	24.42	0.0090	0.0565	4.645	122.0	2479
M	376.7	363.3	383.0	28.39	0.0094	0.0372	3.903	100.8	1864
D	92.09	88.83	93.63	6.941	0.0023	0.0091	0.9543		

10. CABEZA SPN SIMPLE									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	29.07	44.34	47.08	2.440	0.0012	0.0478	0.1896	8.92	126
2	32.82	36.13	53.03	2.466	0	0.0447	0.2252	8.81	121

3	26.57	42.70	43.12	2.387	0.0025	0.0438	0.2275	10.27	116
4	31.57	43.11	51.05	2.360	0	0.0420	0.2230	9.44	115
5	31.89	36.13	51.54	2.441	0	0.0402	0.2141	7.78	129
6	26.57	42.70	50.55	2.439	0	0.0397	0.2052	10.37	105
7	31.57	43.11	50.55	2.652	0.0013	0.0451	0.2029	9.96	124
8	31.89	42.29	55.51	2.254	0	0.0478	0.2297	9.54	126
9	31.26	44.76	45.10	3.050	0	0.0442	0.2431	9.44	123
10	39.39	35.31	48.07	4.031	0.008	0.0514	0.2698	19.18	148
M	31.26	41.06	49.56	2.652	0.0013	0.0447	0.2230	10.37	123
D	7.64	10.04	12.12	0.6484	0.0003	0.0109	0.0545		

11. ANGIO AORTA TORAXICA									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	6.800	8.7308	10.87	47.08	4.523	7.352	81.67	14.14	304
2	7.897	7.317	13.30	48.94	4.345	8.996	84.90	15.41	251
3	6.946	8.897	11.13	48.02	4.611	8.823	82.48	12.87	333
4	6.727	7.733	11.51	41.48	4.079	7.958	80.86	16.26	320
5	7.385	8.481	12.66	45.68	4.523	8.736	80.05	12.02	307
6	7.824	8.315	12.53	43.81	3.991	7.698	81.67	14.00	304
7	6.215	8.398	13.05	46.61	4.257	7.958	73.58	15.41	343
8	6.727	6.319	12.92	45.21	4.124	7.958	84.09	14.42	363
9	7.019	7.899	15.22	42.41	3.769	9.515	77.63	12.87	337
10	9.579	11.059	14.71	56.86	6.119	11.50	81.67	14.00	439
M	7.312	8.315	12.79	46.61	4.434	8.650	80.86	14.14	330
D	1.788	2.033	3.127	11.340	1.084	2.115	19.77		

12. NODULO PULMONAR									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	0.1327	2.359	2.646	7.578	44.81	3.171	83.22	17.02	460
2	0.1541	1.977	3.238	7.879	43.05	3.879	86.52	18.55	380
3	0.1355	2.404	2.709	7.728	45.69	3.805	84.05	15.49	505
4	0.1313	2.090	2.802	6.678	40.42	3.432	82.40	19.57	485
5	0.1441	2.292	3.082	7.353	44.81	3.767	81.58	14.47	465
6	0.1527	2.247	3.051	7.053	39.54	3.320	83.22	16.85	460
7	0.1213	2.269	3.176	7.503	42.18	3.432	74.98	18.55	520
8	0.1313	1.708	3.144	7.278	40.86	3.432	85.70	17.36	550
9	0.1370	2.135	3.705	6.828	37.34	4.103	79.10	15.49	510
10	0.1869	2.989	3.580	9.154	60.63	4.961	83.22	16.85	665
M	0.1427	2.247	3.113	7.503	43.93	3.730	82.40	17.02	500
D	0.0349	0.5494	0.7612	1.8346	10.74	0.9120	20.15		

13. ABDOMEN TRIFASICO DE HIGADO									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	0.1698	0.2170	0.2694	0.9292	34.26	29.57	17.65	18.89	445.5
2	0.1423	0.2655	0.2800	0.8928	41.91	30.74	17.82	15.60	440.3
3	0.1730	0.2221	0.2747	0.9474	41.11	29.87	19.38	20.74	512.8
4	0.1504	0.2298	0.2374	0.8381	37.08	29.28	14.71	19.91	471.4
5	0.1649	0.2527	0.2614	0.9292	40.70	28.99	16.26	19.09	699.3
6	0.1617	0.2502	0.2507	0.8199	35.87	29.57	18.51	18.89	518.0

7	0.1633	0.2604	0.2667	0.8746	37.08	26.64	17.82	21.35	497.3
8	0.1229	0.2579	0.2587	0.8472	37.08	30.45	19.03	22.58	476.6
9	0.1536	0.3038	0.2427	0.7744	44.33	28.11	15.92	20.94	471.4
10	0.2151	0.2936	0.3254	1.2572	53.60	29.57	15.92	27.30	647.5
M	0.1617	0.2553	0.2667	0.9110	40.30	29.28	17.30	20.53	518.0
D	0.0395	0.0624	0.0652	0.2227	9.853	7.159	4.230		

14. ABDOMEN HEMATURIA									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	0.1550	0.2674	0.4503	1.255	36.88	52.29	24.73	15.33	469
2	0.1896	0.2780	0.4327	1.535	38.34	52.80	24.44	18.41	484
3	0.1586	0.2727	0.4592	1.506	37.24	57.41	28.46	16.24	470
4	0.1641	0.2357	0.4062	1.358	36.51	43.57	26.16	16.41	485
5	0.1805	0.2595	0.4503	1.491	36.14	48.18	38.81	15.16	454
6	0.1787	0.2489	0.3974	1.314	36.88	54.85	28.75	17.16	450
7	0.1859	0.2648	0.4238	1.358	33.22	52.80	27.60	15.2	466
8	0.1841	0.2569	0.4106	1.358	37.97	56.39	26.45	15.13	450
9	0.2169	0.2410	0.3753	1.624	35.05	47.16	26.16	16.6	580
10	0.2096	0.3231	0.6093	1.963	36.88	47.16	35.94	15.26	461
M	0.1823	0.2648	0.4415	1.476	36.51	51.26	28.75	16.09	476.9
D	0.0446	0.0647	0.1079	0.3609	8.93	12.53	7.03		

15. CUELLO TORAX									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	4.389	44.56	22.26	53.77	0.4196	0.8789	51.16	9.26	316
2	5.371	46.33	22.47	53.14	0.4032	1.0206	55.76	10.13	311
3	5.267	45.00	24.44	61.89	0.3867	0.8978	46.56	12.94	296
4	4.751	44.12	18.55	56.89	0.3826	0.8694	58.83	12.93	339
5	5.216	43.68	20.51	84.40	0.4320	0.9545	43.49	10.1	308
6	4.596	44.56	23.35	62.52	0.3497	1.0112	50.65	12.04	320
7	4.751	40.15	22.47	60.02	0.4155	0.8033	55.76	12.08	305
8	4.751	45.88	24.00	57.52	0.4196	0.8694	52.18	9.12	292
9	5.680	42.36	20.07	56.89	0.4114	0.9072	46.56	9.25	321
10	6.868	44.56	20.07	78.15	0.4937	1.2380	50.65	10.12	302
M	5.164	44.12	21.82	62.52	0.4114	0.9450	51.16	10.8	311
D	1.263	10.79	5.33	15.29	0.1006	0.2311	12.51		

16. ANGIO ARTERIAS RENALES									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	0.3204	0.8191	0.4282	1.565	27.32	32.54	18.18	17.27	410
2	0.3331	0.7869	0.5240	1.627	27.58	32.16	17.47	16.19	490
3	0.3267	0.8351	0.5139	1.580	29.99	37.46	16.75	15.64	438
4	0.2823	0.7388	0.4635	1.549	22.76	34.43	16.58	18.18	477
5	0.3109	0.8191	0.5088	1.534	25.17	51.08	18.72	16.19	490
6	0.2982	0.7227	0.4484	1.565	28.65	37.84	15.15	18.27	420
7	0.3172	0.7709	0.4635	1.410	27.58	36.33	18.00	14.74	405
8	0.3077	0.7468	0.4635	1.611	29.46	34.81	18.18	16.21	443
9	0.2887	0.6826	0.5542	1.487	24.64	34.43	17.82	18.02	440
10	0.3870	1.1081	0.6701	1.565	24.64	47.30	21.39	17.6	453

M	0.3172	0.8030	0.5038	1.549	26.78	37.84	17.82	16.831	446.6
D	0.0776	0.1963	0.1232	0.3788	6.548	9.252	4.358		

17. UROTAC 3 FASES NODULO										
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	DES	CDTI*vol	DPL
1	5.330	5.410	0.5834	1.328	79.79	118.6	16.86	202.2	21.55	561.3
2	6.521	5.625	0.5606	1.625	92.66	129.3	13.93	169.5	21.76	554.8
3	5.455	5.517	0.5949	1.594	81.51	108.0	18.51	206.1	23.67	646.1
4	5.643	4.767	0.5262	1.437	78.94	136.4	17.78	179.1	17.96	593.9
5	6.207	5.250	0.5834	1.578	86.66	100.8	17.05	196.5	19.86	881.1
6	6.145	5.035	0.5148	1.390	91.81	117.4	16.86	192.6	22.61	652.7
7	6.395	5.357	0.5491	1.437	72.93	129.3	19.06	194.5	21.76	626.6
8	6.333	5.196	0.5320	1.437	78.94	121.0	20.16	146.4	23.24	600.5
9	7.461	4.875	0.4862	1.719	82.37	108.0	18.70	183.0	19.44	593.9
10	7.211	6.535	0.7894	2.078	112.40	117.4	24.38	256.2	19.44	815.8
M	6.270	5.357	0.5720	1.562	85.80	118.6	18.33	192.6	21.13	652.7
D	1.533	1.310	0.1399	0.382	20.98	29.01	4.48	47.09		

18 UROTAC HEMATURIA									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	0.1550	0.2232	0.4390	1.255	63.94	68.56	22.46	15.59	658
2	0.1535	0.2324	0.4670	1.339	66.09	61.77	22.52	14.85	663
3	0.1149	0.2301	0.4530	1.297	66.09	70.60	16.95	14.93	621
4	0.1406	0.2711	0.4250	1.185	79.02	65.16	21.19	15.57	667
5	0.1996	0.2620	0.5697	1.925	95.55	68.56	29.59	14.90	446
6	0.1588	0.1936	0.4717	1.422	61.06	68.56	23.42	15.53	659
7	0.1331	0.2369	0.4904	1.367	74.71	71.27	19.62	14.76	447
8	0.1618	0.1982	0.4810	1.450	73.28	69.24	23.86	15.56	628
9	0.1406	0.2050	0.4156	1.283	66.09	67.88	20.74	14.80	657
10	0.1542	0.2255	0.4577	1.422	72.56	67.20	22.75	14.81	673
M	0.1512	0.2278	0.4670	1.395	71.84	67.88	22.31	15.13	612
D	0.0370	0.0557	0.1142	0.3410	17.56	16.60	5.45		

19. TORAX RUTINA 2013									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	0.6002	0.8550	2.273	20.97	0.1709	0.8282	82.05	8.68	234
2	0.6246	0.9096	2.425	21.68	0.1540	0.8306	65.18	9.56	235
3	0.6185	0.8823	2.349	21.68	0.1760	0.6250	70.55	8.48	226
4	0.7288	0.8277	2.147	25.92	0.1624	0.7813	73.61	10.34	237
5	0.7043	1.1097	3.486	31.33	0.1709	1.091	100.45	8.98	265
6	0.5205	0.9187	2.577	20.03	0.1709	0.8635	71.31	8.67	257
7	0.6369	0.9551	2.475	24.50	0.1777	0.7237	82.81	9.64	265
8	0.5328	0.9369	2.627	24.03	0.1726	0.8800	72.85	10.36	233
9	0.5512	0.8095	2.324	21.68	0.1692	0.7648	70.55	9.87	250
10	0.6063	0.8914	2.577	23.80	0.1675	0.8388	77.45	9.89	239
M	0.6124	0.9096	2.526	23.56	0.1692	0.8227	76.68	9.447	244.1
D	0.1497	0.2224	0.6176	5.76	0.0414	0.2011	18.75		

20. TORAX NODULO PULMONAR									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	1.978	2.610	7.294	136.8	0.3903	1.422	102.3	16.78	562
2	1.895	2.582	7.213	206.7	0.3252	1.841	100.3	16	558
3	1.875	2.918	8.185	125.9	0.3864	1.606	100.3	16.99	541
4	2.081	2.133	8.161	159.6	0.4017	1.590	105.2	16.16	538
5	1.751	2.582	8.671	203.6	0.3558	1.606	93.44	16.86	552
6	2.142	3.087	7.456	160.1	0.3520	1.707	99.34	17.78	570
7	2.091	2.133	8.307	143.0	0.4017	1.556	105.2	17	550
8	2.101	3.395	7.942	178.7	0.3252	1.991	85.57	17.99	545
9	2.060	2.722	7.618	111.9	0.3864	1.523	101.3	15.66	532
10	2.627	3.900	10.19	127.9	0.5012	1.891	90.49	16.06	570
M	2.060	2.806	8.104	155.4	0.3826	1.673	98.36	16.728	551.8
D	0.5037	0.6861	1.981	38.00	0.0935	0.4091	24.05		

21. CERVICAL									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	7.856	47.68	78.83	170.9	0.013	0.027	9.499	12.48	264
2	7.779	49.62	83.86	182.3	0.013	0.024	9.528	12.25	252
3	5.825	49.14	81.34	176.6	0.013	0.027	7.169	12.57	257
4	7.128	57.89	76.31	161.4	0.016	0.025	8.962	12.91	228
5	10.12	55.95	102.307	262.0	0.019	0.027	12.52	12.51	249
6	8.047	41.35	84.70	193.7	0.012	0.027	9.905	12.83	257
7	6.744	50.60	88.05	186.1	0.015	0.028	8.301	12.43	237
8	8.201	42.33	86.37	197.5	0.015	0.027	10.09	12.94	229
9	7.128	43.79	74.63	174.7	0.013	0.026	8.773	13.63	241
10	7.817	48.16	82.18	193.7	0.014	0.026	9.622	12.45	220
M	7.664	48.65	83.86	189.9	0.0143	0.026	9.437	12.7	243.4
D	1.874	11.89	20.50	46.42	0.0035	0.0065	2.307		

22. CERVICAL-DORSAL									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	110.2	122.6	135.2	253.1	0.340	0.966	122.0	16.26	856
2	110.5	97.4	130.1	263.4	0.362	1.030	126.2	16.61	804
3	83.17	105.4	139.0	260.8	0.351	0.998	126.2	16.69	807
4	104.0	110.0	116.2	307.3	0.329	0.912	150.8	16.61	801
5	145.2	150.1	116.2	297.0	0.442	1.481	182.4	16.61	763
6	114.9	106.5	128.8	219.5	0.366	1.094	116.6	16.23	845
7	96.31	123.7	130.1	268.6	0.380	1.052	142.6	16.58	813
8	117.1	108.8	141.5	224.7	0.373	1.116	139.9	16.7	802
9	101.8	105.4	107.4	232.4	0.322	0.987	126.2	16.65	804
10	111.6	115.7	118.7	255.7	0.355	1.094	138.5	16.56	766
M	109.5	114.6	126.3	258.3	0.3620	1.073	137.1	16.6	806.1
D	26.769	28.01	30.89	63.14	0.0885	0.2623	33.526		

23. DORSAL									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	1.996	2.920	10.64	154.2	64.19	96.64	91.25	16.26	856
2	2.224	2.850	7.352	140.6	57.3	110.3	105.7	16.61	804
3	2.127	2.864	11.71	179.9	71.7	89.28	124.9	16.69	807
4	2.040	2.808	9.384	137.6	44.9	106.1	126.1	16.61	801
5	1.953	2.696	8.997	128.5	54.8	107.1	117.7	16.61	763
6	1.931	2.583	8.900	166.3	82.9	89.28	124.9	16.23	845
7	2.192	2.555	10.06	145.1	50.5	106.1	126.1	16.58	813
8	2.185	2.836	7.352	143.6	64.0	110.3	105.7	16.7	802
9	2.322	2.387	8.900	145.1	81.6	97.69	129.7	16.65	804
10	2.730	3.580	13.45	170.8	51.3	137.6	148.9	16.56	766
M	2.170	2.808	9.674	151.2	62.3	105.0	120.1	16.6	806.1
D	0.5306	0.6866	2.365	36.96	15.24	25.68	29.35		

24. DORSAL LUMBAR									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	2.347	5.485	6.813	0.034	67.37	67.83	1.687	14.93	979
2	2.140	4.900	7.776	0.039	71.37	65.03	1.851	14.93	979
3	2.739	6.125	6.295	0.046	58.03	62.94	1.796	14.06	1000
4	2.094	3.835	7.480	0.046	68.70	62.24	1.778	14.02	990
5	1.956	4.687	7.554	0.043	69.37	64.33	1.851	14.16	998
6	2.532	7.083	6.295	0.046	68.03	64.33	1.832	14.06	997
7	2.209	4.314	7.480	0.046	68.03	90.91	1.796	14.1	1000
8	2.186	5.470	7.776	0.039	71.37	65.03	1.851	14.93	979
9	2.209	6.977	6.887	0.048	63.37	64.33	1.832	14.06	1000
10	2.601	4.383	9.701	0.055	61.36	92.31	1.869	14.02	990
M	2.301	5.326	7.406	0.044	66.70	69.93	1.814	14.3	991.2
D	0.5627	1.302	1.811	0.0108	16.31	17.10	0.4436		

25. LUMBAR									
#	Cerebro	Iris	Oído	tiroides	Próstata	Colon	Pulmón	CDTI*vol	DPL
1	0.0760	0.2075	0.3929	0.6894	78.20	137.3	11.01	12.59	812
2	0.0752	0.2176	0.2810	0.7103	99.15	142.8	9.231	15.24	862
3	0.0760	0.1932	0.2780	0.7034	126.5	126.5	11.33	23.02	1014
4	0.0895	0.1871	0.3989	0.7173	79.45	178.1	13.01	18.22	742
5	0.0808	0.2054	0.2931	0.6477	99.44	125.1	7.972	12.59	826
6	0.0737	0.2176	0.2810	0.7103	88.82	142.8	9.231	20.04	790
7	0.0942	0.1770	0.2720	0.6894	111.0	115.6	10.91	16.06	758
8	0.0721	0.2095	0.2690	0.6825	69.51	137.3	11.01	15.40	725
9	0.0673	0.2115	0.2780	0.7103	84.96	138.7	10.28	15.24	717
10	0.0871	0.2075	0.2780	0.7034	128.4	115.6	10.91	15.24	717
M	0.0792	0.2034	0.3022	0.6964	96.54	136.0	10.49	16.36	796
D	0.0194	0.0497	0.0739	0.1703	23.60	33.25	2.565		