

**ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN ABSORBIDA EN PACIENTES,
DURANTE PROCEDIMIENTOS DE RADIOGRAFÍA DÍGITAL EN EL SERVICIO
DE IMÁGENES DIAGNÓSTICAS DE LA FUNDACIÓN VALLE DEL LILI,
UTILIZANDO TLD**



Autor: Luis Fernando Salas Tapia

**UNIVERSIDAD DEL CAUCA
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN
INGENIERÍA FÍSICA
POPAYÁN, CAUCA
2016**

**ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN ABSORBIDA EN PACIENTES,
DURANTE PROCEDIMIENTOS DE RADIOGRAFÍA DÍGITAL EN EL SERVICIO
DE IMÁGENES DIAGNÓSTICAS DE LA FUNDACIÓN VALLE DEL LILI,
UTILIZANDO TLD**

Autor: Luis Fernando Salas Tapia

TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO FÍSICO

Directora: Sivor Oriana Benavides Rendón

Física

Magister Física – Médica

Co-director: Luis Fernando Echeverri Echeverri

Físico

Magister Física

**UNIVERSIDAD DEL CAUCA
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN
INGENIERÍA FÍSICA
POPAYÁN, CAUCA
2016**

Nota de aceptación:

Firma de la directora: MSc. Oriana Benavides

Firma del co-director: MSc. Luis Fernando Echeverry

Firma del Jurado 1: PhD. Wilson Lopera

Firma del Jurado 2: MSc. Jorge W. Coronel

A mi madre Elena, a mi padre Guillermo, a mi hermana Juliana y a mi hermano
Andrés. Por su apoyo permanente y comprensión.

AGRADECIMIENTOS

Primero que todo a Dios, a la virgen de la Playa, a san Juan Pablo II, por darme fortaleza y apoyo en los momentos difíciles, siempre fueron mi guía, mis consejeros, mis mayores motivaciones, mi esperanza para levantarme todos los días a servir de corazón a la comunidad.

A mi familia por brindarme su amor, comprensión y ayuda en cada momento de esta etapa; a mi madre por su impulso para lograr mis metas y los buenos consejos para la vida, a mi padre por su paciencia excepcional, a mi hermana por su compañía y cariño, a mi hermano por apoyarme con sabiduría.

A la Fundación Valle del Lili por otorgarme la posibilidad de poder trabajar y hacer este trabajo de investigación allí, a su personal de los servicios de Radioterapia, Imágenes diagnósticas y Medicina Nuclear por su predisposición siempre a responder dudas y colaborarme durante la ejecución de este proyecto.

A Oriana Benavides, quien fue la guía de este trabajo de investigación, le agradezco especialmente la cabida que me dio en su oficina y los significativos consejos para mi vida personal y profesional que recibí por parte de ella. Al personal de la oficina de Física Médica y protección radiológica y al profesor Wilson Lopera, por estar siempre dispuestas a resolver mis dudas y les agradezco por brindarme su amistad.

A la Universidad del Cauca por ser el centro de conocimiento donde tuve la oportunidad de formarme, su personal docente y administrativo son un talento humano valioso de los que aprendí las bases y conceptos claves para ejercer mi profesión como ingeniero físico. A los compañeros de carrera los cuales me dieron su amistad, de los buenos y malos momentos se rescatan cosas importantes que lo forjan a uno como persona.

Índice

	Pág.
1. Introducción.....	11
2. Marco Teórico.....	14
2.1. Radiación ionizante.....	14
2.2. Fuentes de radiación ionizante.....	14
2.2.1. Rayos X.....	14
2.2.2. Electrones rápidos.....	15
2.3. Interacción de la radiación con la materia.....	15
2.3.1. Interacción de los rayos X y gamma.....	15
2.3.1.1. Dispersión Rayleigh.....	16
2.3.1.2. Dispersión de Compton.....	17
2.3.1.3. El efecto fotoeléctrico.....	18
2.3.1.4. Producción de pares.....	18
2.3.2. Interacciones de las partículas cargadas con la materia.....	19
2.3.2.1. Aspectos generales del poder de frenado.....	20
2.3.2.2. Poder de frenado radiactivo.....	21
2.3.2.3. Poder de frenado de colisión para partículas rápidas cargadas.....	22
2.4. Producción de rayos X.....	22
2.5. El espectro de rayos X.....	23
2.6. El tubo de rayos X.....	24

2.6.1. El ánodo.....	25
2.6.2. El cátodo.....	25
2.7. Interacción de los electrones con el blanco para dar rayos X.....	25
2.8. Radiografía convencional y digital.....	26
2.8.1. Radiografía digital (RD).....	26
2.9. Magnitudes usadas en protección radiológica.....	28
2.9.1. Magnitudes dosimétricas.....	28
2.9.1.1. Dosis absorbida.....	28
2.9.1.2. Calculo de la dosis promedio.....	28
2.9.1.3. Dosis equivalente H_T , y factores de ponderación de los tejidos.....	29
2.9.1.4. Dosis efectiva E, y factores de ponderación de los tejidos.....	30
2.9.1.5. Determinación de la dosis efectiva.....	31
2.10. Detección y medida de la radiación.....	31
2.10.1. Sistemas de detección basados en la visualización.....	32
2.10.2. Dosimetría en pacientes.....	32
2.11. Dosimetría termoluminiscente.....	32
2.11.1. El proceso termoluminiscente.....	33
2.11.1.1. Fósforos.....	33
2.11.1.2. Teoría de RANDALL-WILKINS.....	34
2.11.2. Detectores.....	36
2.11.3. Lectores TLD.....	36

3. Equipos utilizados y metodología.....	38
3.1. Materiales y equipos usados.....	38
3.1.1. Dosímetros termoluminiscentes TLD-100.....	38
3.1.2. Harshaw TLD System 3500.....	39
3.1.3. Horno programable PTW-TLDO.....	41
3.1.4. El fantoma Alderson Rando.....	42
3.1.5. Equipo de radiografía digital Siemens Axiom Aristos MX-232.....	43
3.1.6. Acelerador lineal Siemens Artiste.....	44
3.2. Metodología.....	45
3.2.1. Calibración de los cristales TLD-100.....	45
3.2.1.1. Desestimación de dosímetros con desviaciones grandes. Prueba de Grubbs.....	48
3.2.1.2. Determinación del coeficiente de calibración usando la respuesta lineal.....	49
3.2.2. Recopilación de protocolos de Radiografía digital (RD).....	49
3.2.3. Colocación de los dosímetros e irradiación del maniquí.....	51
3.2.4. Lectura de los dosímetros y borrado de los mismos.....	55
3.2.5. Estimación de la dosis absorbida.....	56
4. Resultados y análisis.....	57
4.1. Coeficiente de calibración para la respuesta lineal.....	57
4.2. Valores de dosis para protocolos de radiografía digital	58
5. Conclusiones.....	74

6. Perspectivas	77
Referencias bibliográficas	78
7. Anexos	82
7.1. Anexo A: Datos obtenidos en la calibración de los TLD.....	82
7.2. Anexo B: Dosis absorbida en los diferentes tejidos para los protocolos de Radiografía digital.....	87

RESUMEN

En la presente investigación se estimaron medidas de dosis absorbida, dosis equivalente y dosis en la superficie de entrada (ESD); y se calcularon a partir de éstas la dosis efectiva corporal según los índices de ponderación de la publicación 103 del ICRP para los 16 protocolos más comunes de radiografía digital (RD). Para efectuar lo anterior, se utilizaron dosímetros termoluminiscentes TLD-100, los cuales fueron insertados en un Fantoma antropomórfico (Alderson Rando) en los tejidos radio sensibles y puestos en la superficie por donde entra el haz primario de radiación. Los cristales una vez irradiados se llevaron a un equipo lector para obtener su respuesta en unidades de carga (Coulombios), y con este valor multiplicarlo por el factor de calibración para así obtener las unidades de dosis (Gy). Los parámetros como kV, mAs, colimación y Distancia Foco Superficie (DFS) utilizados para la realización de cada estudio radiográfico sobre el Fantoma, son los mismos que se utilizan diariamente durante la práctica clínica con pacientes reales. De los 16 protocolos examinados, 15 están por debajo del nivel orientativo para la dosis efectiva; teniendo en cuenta que durante las pruebas no se usó protección plomada para ningún protocolo.

1. INTRODUCCIÓN

Diariamente estamos expuestos a muchas fuentes de radiación ionizante, estas fuentes se pueden dividir en dos categorías principales: radiación ambiental natural y radiación producida por el hombre. La radiación natural produce una dosis anual de aproximadamente 3 mSv. La radiación producida por el hombre origina aproximadamente 0.6 mSv. Hay tres componentes de la radiación ambiental natural: rayos cósmicos, radiación terrestre y los radionúclidos depositados en el interior del organismo humano. Si esto es así, entonces tendría que estar interesado en el control de la exposición a radiación innecesaria, dado que en el último siglo, con las aplicaciones crecientes de tipo médico de la radiación, la exposición anual media a la radiación de la población ha aumentado significativamente. Los rayos X diagnósticos constituyen la mayor fuente de origen humano de radiación ionizante (0.39 mSv/año), 1990. Estimaciones más recientes elevan esta fuente a cerca de 3.2 mSv/año, atribuyendo este incremento principalmente al aumento del uso de la tomografía computarizada helicoidal multicorte y a la fluoroscopia de alto nivel. Los beneficios de la aplicación de los rayos X en medicina son indiscutibles; sin embargo estas aplicaciones deberían realizarse con prudencia y con las medidas dirigidas a reducir la exposición innecesaria de los pacientes y el personal que trabaja en el área de la salud.

La física médica incluye el estudio de la materia, la energía y el espectro electromagnético del cual la radiación X es una parte. La producción de radiación X y su seguridad, además de su utilización diagnóstica, son la base de la radiología. Hay tres tipos de examen con rayos X: la radiografía, la tomografía computarizada (CT, por sus siglas en inglés) y la fluoroscopia. Una de las preocupaciones por el control de la radiación en la radiología diagnóstica se centra en la protección del paciente. Los estudios actuales sugieren que incluso las bajas dosis de rayos X utilizadas en los procedimientos diagnósticos habituales pueden dar lugar a una pequeña incidencia de efectos perjudiciales latentes. La minimización de la exposición a la radiación de Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos (TOE) y pacientes es fácil si los sistemas de imagen radiográfica diseñados para este propósito se reconocen y se entienden; algunos de los principales sistemas de protección contra la radiación son: la filtración, la colimación, el intensificador de imágenes, la ropa de protección, el blindaje gonadal, el blindaje tiroideo y las barreras protectoras.

Este proyecto es realizado gracias al convenio entre la Universidad del Cauca y la Fundación Valle del Lili (FVL), quienes gracias a su acuerdo interinstitucional propician espacio para la generación de nuevo conocimiento. Esta investigación hace referencia a la dosimetría clínica de los pacientes que están sometidos a estudios de radiografía digital en el servicio de imágenes diagnósticas. El interés que lleva a realizar este trabajo, es la necesidad de poder cuantificar a qué valores de radiación están sometidas las personas que acceden a las radiografías y poder llegar a reportar estos valores en su historia clínica. Las magnitudes dosimétricas que se abordarán y cuantificarán para 16 protocolos de radiografía digital (RD) son: dosis absorbida y equivalente en quince distintos tejidos del organismo; según la publicación ICRP 103 [1]; dosis en la superficie de entrada (ESD, por sus siglas en inglés) y dosis efectiva corporal. Los resultados de los valores que se encontraron para la dosis efectiva y dosis en la superficie de entrada, se compararon con reportes internacionales que indican niveles orientativos en pro de minimizar la dosis impartida al paciente.

Los materiales termoluminiscentes poseen propiedades físicas inherentes, que les permiten tener una respuesta cuando ellos son expuestos a radiación ionizante; esta respuesta, se ve manifestada en el enclavamiento de electrones en trampas y a medida que el material es sometido a más radiación ionizante, el número de electrones en las trampas crece proporcionalmente. Para poder cuantificar el número de electrones atrapados, se necesita calentar el material usando una técnica especial que hace que los electrones liberen energía en forma de fotones que llegan a un tubo fotomultiplicador. El TLD-100 en forma de chip es un material de este tipo ampliamente utilizado alrededor del mundo y que posee actualmente la FVL, éste se incorpora en un Fantoma Alderson-Rando masculino, el cual simula en contextura y tejidos a una persona real, y posee cavidades en sus cortes transversales para insertar los cristales TL.

A nivel de protección radiológica y dosimetría personal en TOE y pacientes, se han efectuado a nivel internacional y local, diversas investigaciones que van en pro de optimizar las buenas prácticas con radiación ionizante para evitar que los efectos estocásticos a largo plazo se aumenten. Alrededor del mundo, se ha encontrado relevante la investigación realizada por Vânia Lucia Soares de Oliveira [2], en este trabajo se concluye que las dosis en órganos determinadas por un programa de Monte Carlo para el cálculo de las dosis en pacientes en exámenes médicos de rayos X (PCXMC®, por sus siglas en inglés), en comparación con dosis medidas experimentalmente utilizando TLD muestran una

buena concordancia. Así, se valida la eficiencia del programa para la determinación de dosis en órganos. Esta investigación encuentra en el trabajo antes mencionado un aporte significativo por la forma en que la dosimetría termoluminiscente es utilizada en el cálculo de dosis efectiva para estudios de radiografía convencional.

La primera persona que se encargó de estandarizar y realizar trabajos de investigación en esta rama dentro de la FVL fue Sivor Oriana Benavides Rendón, la cual implementó un sistema de dosimetría personal para el TOE de FVL [3], en este proyecto se evaluaron dos protocolos para determinar el factor de calibración de los cristales termoluminiscentes TLD-100. Para la presente investigación se toma del anterior trabajo, la metodología de calibración de los cristales TL utilizando el método por respuesta lineal, el cual dió muy buenos resultados. Posteriormente otros estudiantes realizaron investigaciones similares en FVL; Christian David Trujillo Bastidas estimó dosis de radiación en tratamientos radioterapéuticos [4]. Para simular el cuerpo humano y sus órganos, se empleó el Fantoma antropomórfico Alderson rando, el cual cuenta con pequeñas cavidades internas en las que se incorporan los cristales termoluminiscentes TLD-100. Daniel Molina, realizó mediciones de dosis absorbida utilizando dosimetría termoluminiscente para rutinas de radiodiagnóstico realizadas en un tomógrafo [5], también validando el método de dosimetría termoluminiscente para el cálculo de dosis en estudios radiodiagnósticos. Luego de realizar una consulta exhaustiva en bibliografía física y digital a nivel colombiano y latinoamericano, se puede decir que ésta investigación es pionera en el campo de la Radiografía Digital, debido a la envergadura de sus mediciones y a los resultados encontrados.

Este trabajo de investigación está estructurado en ocho capítulos; en el capítulo dos se da una visión panorámica sobre otros estudios que han utilizado la dosimetría TL para cuantificar valores de dosis. El capítulo tres versa sobre los fundamentos teóricos necesarios para entender la física implicada en el proceso de obtener imágenes con rayos X. El capítulo cuatro enuncia los instrumentos utilizados durante todo el proceso y el paso a paso para llegar a obtener las medidas. En el capítulo cinco se muestran los resultados: del proceso de calibración para cada uno de los protocolos evaluados. En el capítulo seis se indican las conclusiones que genera esta investigación. En el capítulo siete se presentan las perspectivas a corto y mediano plazo que se tienen en la FVL y por último se detallan las referencias bibliográficas consultadas.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 RADIACIÓN IONIZANTE

La ionización producida por las partículas es el proceso por el cual uno o más electrones son liberados en las colisiones de las partículas con los átomos o moléculas. Esto puede distinguirse de la excitación, la cual es una transferencia de electrones a niveles de energía más altos en átomos o moléculas y generalmente requiere menor energía. El término radiación ionizante se refiere a partículas cargadas (ej.: electrones o protones) y partículas sin carga (ej.: fotones o neutrones) que pueden producir ionización en un medio [6].

2.2 FUENTES DE RADIACIÓN IONIZANTE

Las radiaciones ionizantes son generalmente caracterizadas por su habilidad para excitar e ionizar átomos de la materia con los cuales ella interactúa. Se puede clasificar en directamente ionizante e indirectamente ionizante; entre las primeras se encuentran las partículas cargadas rápidas y en la segunda los rayos X o γ . Ya que la energía necesaria para causar que un electrón de valencia escape de un átomo es del orden de 4-25 eV, las radiaciones deben llevar energías en exceso de esta magnitud para ser llamadas "ionizantes". Los importantes tipos de radiación son: Rayos γ , Rayos X, electrones rápidos, partículas cargadas pesadas y neutrones; algunos de ellos se describen a continuación.

2.2.1 Rayos -X

La radiación electromagnética emitida por partículas cargadas (usualmente electrones) en el cambio de niveles de energía atómicos (llamados característicos o fluorescentes rayos X) o en la desaceleración en un campo de fuerzas Coulombiano (rayos X continuos o bremsstrahlung). Más comúnmente, los rangos

de energía de los rayos X son ahora referidos como sigue, en términos del voltaje de generación:

- 0,1 - 20 kV : Rayos X de baja energía o suaves, “rayos Grenzs”
- 20 - 120 kV: Rayos X de rango diagnóstico
- 120 - 300 kV: Rayos X de ortovoltage
- 300 kV – 1 MV: Rayos X de energía intermedia
- Por encima de 1 MV: Rayos X de megavoltage

2.2.2 Electrones rápidos

Si su carga es positiva, se los denomina positrones o antielectrones. Si provienen de la desintegración nuclear se denominan rayos β (+ o -). Se obtienen en forma de haces pulsados de aceleradores lineales (linacs) (frecuencia 100 a 400 Hz) (duración pocos μ s) (betatrones, megatrones, klystrons). O bien de aceleradores de Van de Graaff. Rango de energía de hasta 50 MeV [7].

2.3 INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

Todos los empleos de la radiación están basados en cualquiera de las dos siguientes propiedades: penetración de la materia y depósito de energía. Las radiografías, por ejemplo, son posibles gracias a que los rayos X penetran de manera distinta a los diferentes materiales. Por su lado, en la radioterapia se busca depositar energía en los tejidos malignos para eliminarlos.

2.3.1 Interacciones de los rayos X y gamma

Cuando atraviesan la materia, los fotones penetraran, se dispersaran, o serán absorbidos. Hay cuatro tipos de interacciones de los fotones de rayos X y gamma con la materia, los primeros tres de ellos juegan un rol en radiología diagnostica y medicina nuclear: (a) Dispersión de Rayleigh, (b) Dispersión de Comptom, (c) Absorción fotoeléctrica, y (d) producción de pares.

2.3.1.1 Dispersión Rayleigh

En la dispersión Rayleigh, el fotón incidente interactúa y excita el átomo en su totalidad, de manera diferente a lo que sucede en la dispersión Compton o el efecto fotoeléctrico. Esta interacción ocurre principalmente en los rayos X diagnósticos de baja energía, como los usados en mamografía (15 a 30 keV).

Durante un evento de dispersión Rayleigh, el campo eléctrico producido por la onda electromagnética del fotón incidente expende energía, causando que todos los electrones del átomo oscilen en fase. La nube de electrones del átomo inmediatamente irradia esta energía, emitiendo un fotón de la misma energía pero en una dirección ligeramente diferente.

Durante un evento de dispersión de Rayleigh, el campo eléctrico del fotón incidente de su onda electromagnética expende energía, causándoles a todos los electrones en la dispersión del átomo a oscilar en fase. La nube de electrones del átomo inmediatamente irradia esta energía, emitiendo un fotón de la misma energía pero en una dirección ligeramente diferente (figura 2.1).

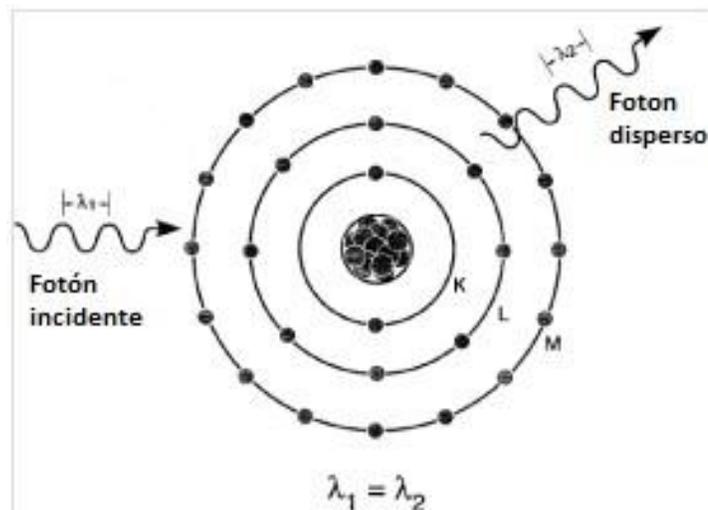


Figura 2.1. Dispersión de Rayleigh. El diagrama muestra el fotón incidente λ_1 interactuando con un átomo y el fotón disperso λ_2 está siendo emitido con aproximadamente la misma longitud de onda y energía. Los fotones de la dispersión Rayleigh son típicamente emitidos en la dirección de avance bastante cerca a la trayectoria del fotón incidente. K, L, y M son las capas de electrones.

2.3.1.2 Dispersión de Compton

La dispersión de Compton (también llamada dispersión inelástica o no clásica) es la interacción predominante en los fotones de rayos X y gamma en el rango diagnóstico de energía con el tejido blando. En efecto, la dispersión Compton no solo predomina en el rango de energía diagnóstica por encima de 26 keV en tejido suave, pero continua predominando bien mas allá de las energías diagnósticas a aproximadamente 30 MeV. Esta interacción es más probable a ocurrir entre fotones y los capas de electrones exteriores de “valencia” (figura 2.2). De este modo la energía del fotón incidente (E_0) es igual a la suma de la energía del fotón disperso (E_{sc}) y la energía cinética del electrón expulsado (E_{e^-}), como se muestra en la ecuación 2.1.

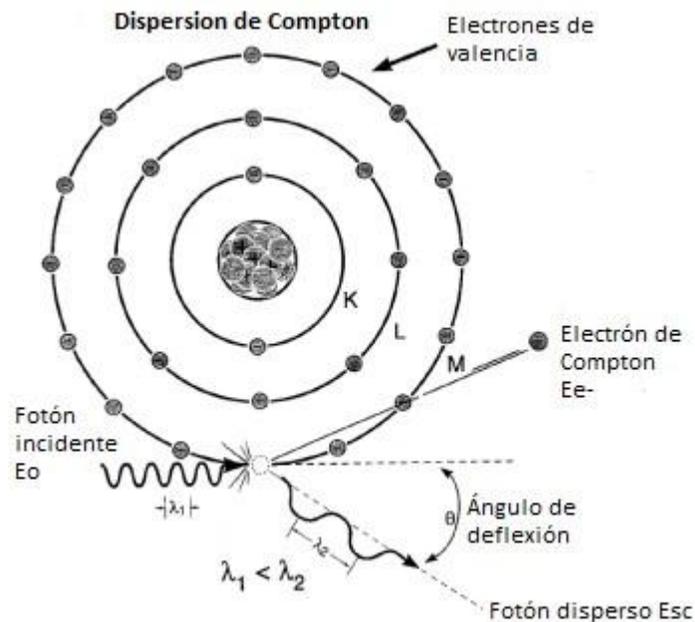


Figura 2.2. Dispersión de Compton. El diagrama muestra el fotón incidente con energía E_0 , interactuando con la capa de electrones de valencia lo cual resulta en la expulsión del electrón de Compton (E_{e^-}) y la emisión simultánea de un fotón Compton disperso E_{sc} emergiendo a un ángulo θ relativo a la trayectoria del fotón incidente. K, L y M son la capa de electrones.

$$E_0 = E_{sc} + E_{e^-} \quad (2.1)$$

2.3.1.3 El efecto fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico, toda la energía de los fotones incidentes es transferida a un electrón, el cual es expulsado del átomo. La energía cinética del fotoelectrón (E_e) expulsado es igual a la energía del fotón incidente (E_0) menos la energía de enlace del orbital del electrón (E_b) (figura 2.3).

$$E_e = E_0 - E_b \quad (2.2)$$

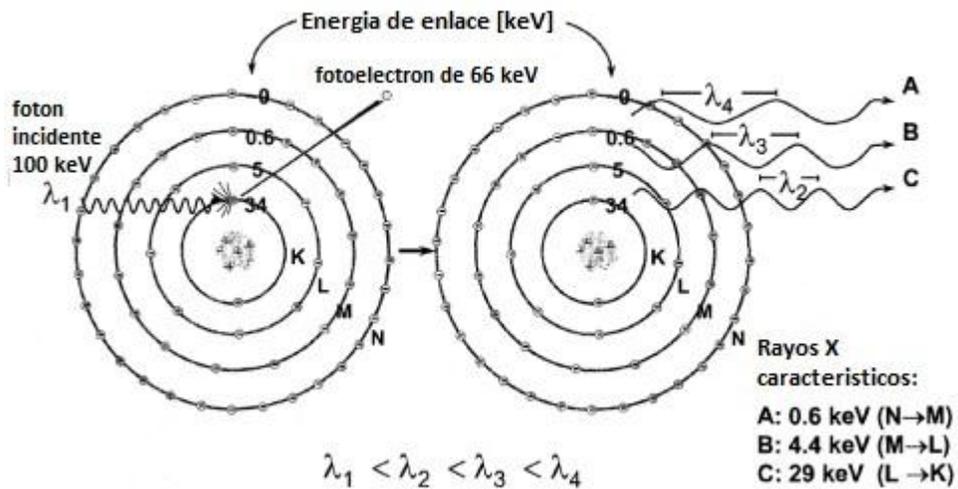


Figura 2.3. La absorción fotoeléctrica. IZQUIERDA: El diagrama muestra un fotón de 100 keV está sometido a la absorción fotoeléctrica con un átomo de yodo. En este caso, el electrón de la capa K es expulsado con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y la energía de enlace de la capa K de 34 o 66 keV. DERECHA: la vacante creada en la capa K resulta en la transición de un electrón de la capa L a la capa K. la diferencia en sus energías de enlace, (por ejemplo, 34 y 5 keV), resulta en un 29 keV rayos X característicos K_α . Esta cascada de electrones continuara resultando de otros rayos X característicos de más bajas energías. Nótese que la suma de las energías características es igual a la energía de enlace del fotoelectrón expulsado.

2.3.1.4 Producción de pares.

La producción de pares puede ocurrir solo cuando la energía de los rayos X y gamma exceden los 1.02 MV. En la producción de pares, un rayo X o gamma interactúa con el campo eléctrico del núcleo de un átomo. La energía de los

fotones es transformada en un par electrón-positrón (figura 2.4A). La energía equivalente de la masa en reposo de cada electrón es 0.511 MeV y esto es porque el límite de energía para esta reacción es 1.02 MeV. El electrón y positrón pierden su energía cinética por excitación e ionización. Cuando el positrón se detiene, éste interactúa con un electrón cargado negativamente, resultando en la formación de dos fotones de aniquilación directamente opuestos (figura 2.4B) [8].

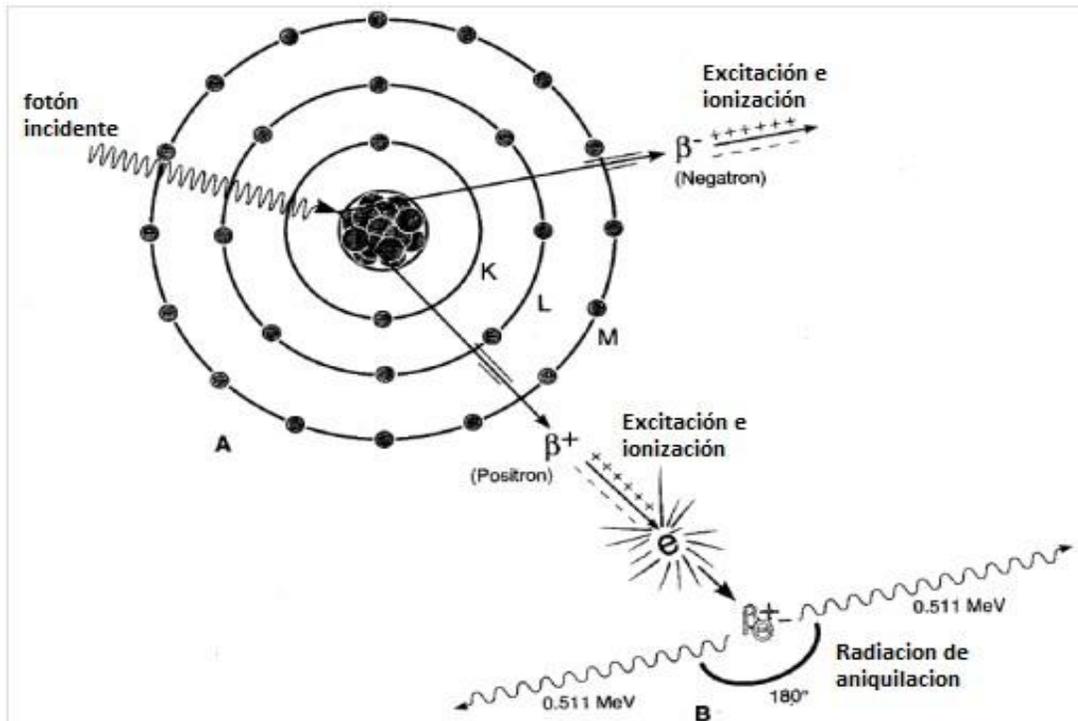


Figura 2.4. Producción de pares A: el diagrama ilustra el proceso de la producción de pares en el cual un fotón incidente de alta energía, bajo la influencia del núcleo atómico, es convertido a un par de materia y antimateria. Ambos electrones (positrón y negatrón) gastan su energía cinética por excitación e ionización en la materia que ellos atraviesan. B: Sin embargo, cuando el positrón llega a reposar, se combina con un electrón produciendo los dos fotones de radiación de aniquilación de 511 keV. K, L, y M son capas de electrones [8].

2.3.2 Interacciones de las partículas cargadas con la materia

Una partícula cargada está rodeada por su fuerza del campo eléctrico Coulombiano que interactúa con orbitales de electrones (perdida por colisión) y el núcleo (perdida radiactiva) de todos los átomos que encuentra cuando penetra en

la materia. Dos clases de poderes de frenado son conocidos: poder *de frenado de colisión (ionización)* que resulta de la interacción de una partícula cargada con el orbital de electrones del absorbedor y *poder de frenado radiactivo* que resulta de la interacción de una partícula cargada con el núcleo de un absorbedor.

2.3.2.1 Aspectos generales del poder de frenado

Cuando una partícula cargada viaja a través de un absorbedor, experimenta interacciones Culombianas con el núcleo y los orbitales de electrones del átomo absorbedor. Estas interacciones pueden ser divididas en tres categorías dependiendo en el tamaño del parámetro de impacto clásico b comparado al radio atómico clásico a :

1. La fuerza de interacción culombiana de la partícula cargada con el campo nuclear externo (*producción bremsstrahlung*) para $b \ll a$.
2. La fuerza de interacción culombiana de la partícula cargada con el orbital del electrón para $b \approx a$ (*colisión fuerte*).
3. La fuerza de interacción culombiana de la partícula cargada con el orbital del electrón para $b \gg a$ (*colisión suave*).

Las colisiones radiactivas, fuertes y suaves son mostradas esquemáticamente en la figura 3-5, con b siendo el parámetro de impacto y a el radio atómico.

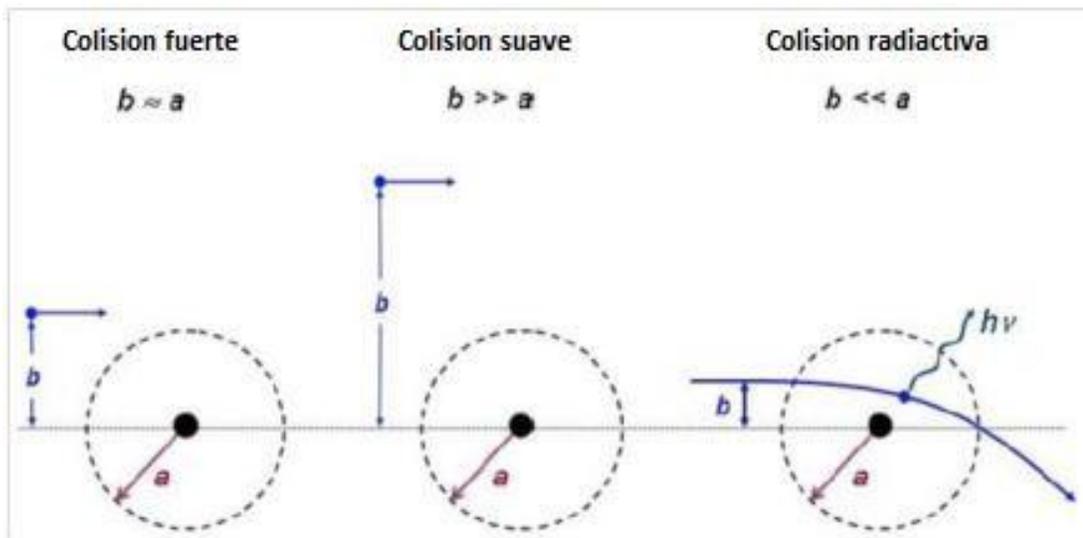


Figura 2.5. Tres diferentes tipos de colisiones de una partícula cargada con un átomo, dependiendo sobre los relativos tamaños del parámetro de impacto b y el radio atómico a . La colisión fuerte para $b \approx a$; colisión suave para $b \gg a$; y colisión radiactiva para $b \ll a$.

Dos tipos de poderes de frenado son conocidos:

1. *Poder de frenado radiactivo* que resulta de la interacción coulombiana de la partícula cargada con el núcleo del absorbente. Solo partículas cargadas ligeras (electrones y positrones) experimentan una pérdida apreciable de energía a través de estas interacciones que son usualmente referidas como las interacciones bremsstrahlung.
2. *Poder de frenado de colisión (ionización)* que resulta de las interacciones coulombianas de la partícula cargada con orbitales de electrones del absorbedor. Tanto partículas pesadas y ligeras experimentan estas interacciones que resultan en la transferencia de energía de la partícula cargada al orbital de electrones, es decir, excitación e ionización de los átomos absorbentes.

2.3.2.2 Poder de frenado radiactivo

La partícula cargada se “frena” o se “desvía” en su interacción con los átomos del medio y como resultado emite ondas electromagnéticas (esta “radiación” se conoce como radiación de frenado). Este proceso, a nivel elemental, se produce con mayor probabilidad en las proximidades del núcleo atómico como

consecuencia de pequeñas “desviaciones” de la partícula incidente, ocasionadas por las cargas eléctricas del núcleo.

2.3.2.3 Poder de frenado de colisión para partículas rápidas cargadas

Las interacciones del electrón (colisiones) con orbitales de electrones de un absorbedor tienen dos importantes aspectos:

1. Las colisiones con orbitales de electrones pueden resultar en grandes transferencias de energía de hasta un 50% de la energía cinética del electrón incidente. También pueden dar lugar a la dispersión electrónica elástica e inelástica.
2. Las colisiones de electrones con el núcleo del absorbedor pueden resultar en producción Bremsstrahlung (perdida radiactiva) [9].

2.4 PRODUCCIÓN DE RAYOS X

Cuando un electrón de alta velocidad penetra un material blanco (objetivo), tres principales interacciones pueden ocurrir.

- ✓ El electrón es sometido a una pequeña deflexión por la nube electrónica del material blanco. Estas energías perdidas causan excitación y producción de calor, y ellas se consideran para la mayoría de las interacciones.
- ✓ El electrón de entrada interactúa con un electrón en la capa interna de un orbital y tienen suficiente energía para expulsarlo. La vacante resultante es llenada por un electrón de una capa exterior que emite un fotón de energía igual a la diferencia de energía entre las dos capas. Esto es denominado *radiación característica*, como la diferencia de energía entre las capas de orbitales depende del número atómico y es característico del material blanco.
- ✓ *Bremsstrahlung* (radiación de *frenado*) cuenta para la mayoría de fotones de rayos X emitidos, y ocurre cuando el electrón entrante pasa suficientemente cerca a una carga positiva del núcleo del blanco para ser atraído y, consecuentemente, desacelerado. La energía se perdió porque de este efecto de retroceso es emitido como un fotón de rayos X. El electrón puede perder toda su energía incidente en una simple colisión con un núcleo.

2.5 EL ESPECTRO DE RAYOS X

El espectro Bremsstrahlung de energía emergente del objetivo muestra una continua distribución de energía con rayos X característicos en energías discretas superpuesta sobre esta. En la ausencia de alguna filtración, el espectro de energía calculado emergiendo de blanco grueso será una línea recta dada por la siguiente ecuación (Jhons y Cunningham 1983)

$$I(E) = CZ(E_{max} - E) \quad (2.3)$$

Donde $I(E)$ es la intensidad de energía Bremsstrahlung en la energía E , C es una constante que incluirá el numero de electrones bombardeando el blanco (proporcional a la corriente del tubo), y Z es el número atómico del material blanco. El Tungsteno satisface este criterio ($Z=74$, un punto de fusión $3380\text{ }^{\circ}\text{C}$). Como se muestra en la figura 2.6, la máxima intensidad de CZE_{max} en $E=0$ disminuye linealmente a cero en $E=E_{max}$ [10].

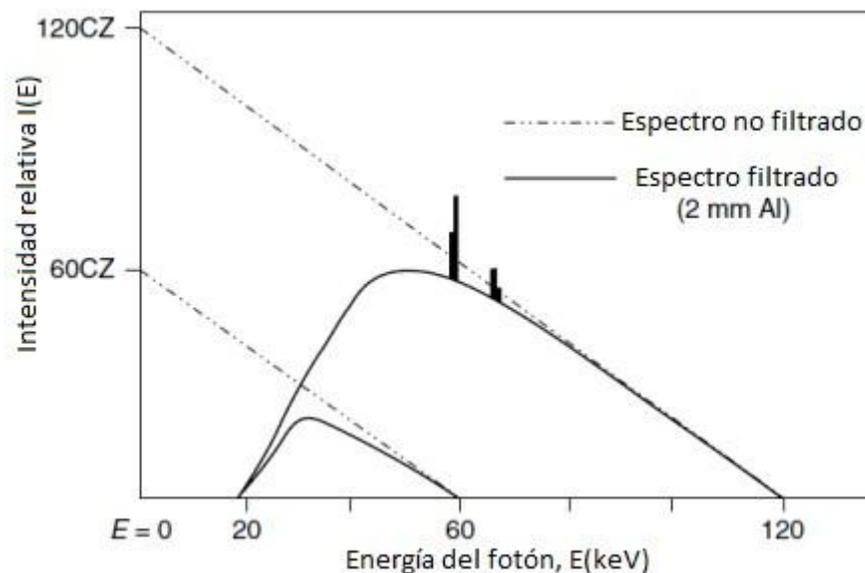


Figura 2.6. Filtrado y no filtrado espectro Bremsstrahlung de un blanco de Tungsteno ($Z=74$) para un potencial pico aplicado al tubo de 60 kVp y 120 kVp. La línea K característica de emisiones son suprimidas en el espectro filtrado [10].

2.6 EL TUBO DE RAYOS X

La figura 2.7 es una representación esquemática de un tubo de rayos X convencional. El tubo consiste de una envoltura de vidrio la cual ha sido evacuada a alto vacío. En un extremo está el cátodo (electrodo negativo) y en el otro un ánodo (electrodo positivo) ambos herméticamente sellados en el tubo. El cátodo es un filamento de Tungsteno el cual cuando es calentado emite electrones, un fenómeno conocido como *emisión termoiónica*. El ánodo consiste en una gruesa varilla de cobre en el final de la cual esta puesta una pequeña pieza del blanco de Tungsteno. Cuando un alto voltaje es aplicado entre el ánodo y el cátodo, los electrones emitidos del filamento son acelerados hacia el ánodo y logran altas velocidades antes de chocar el blanco. Los rayos X son producidos por la deflexión súbita o aceleración de los electrones causada por la fuerza de atracción de los núcleos de Tungsteno.

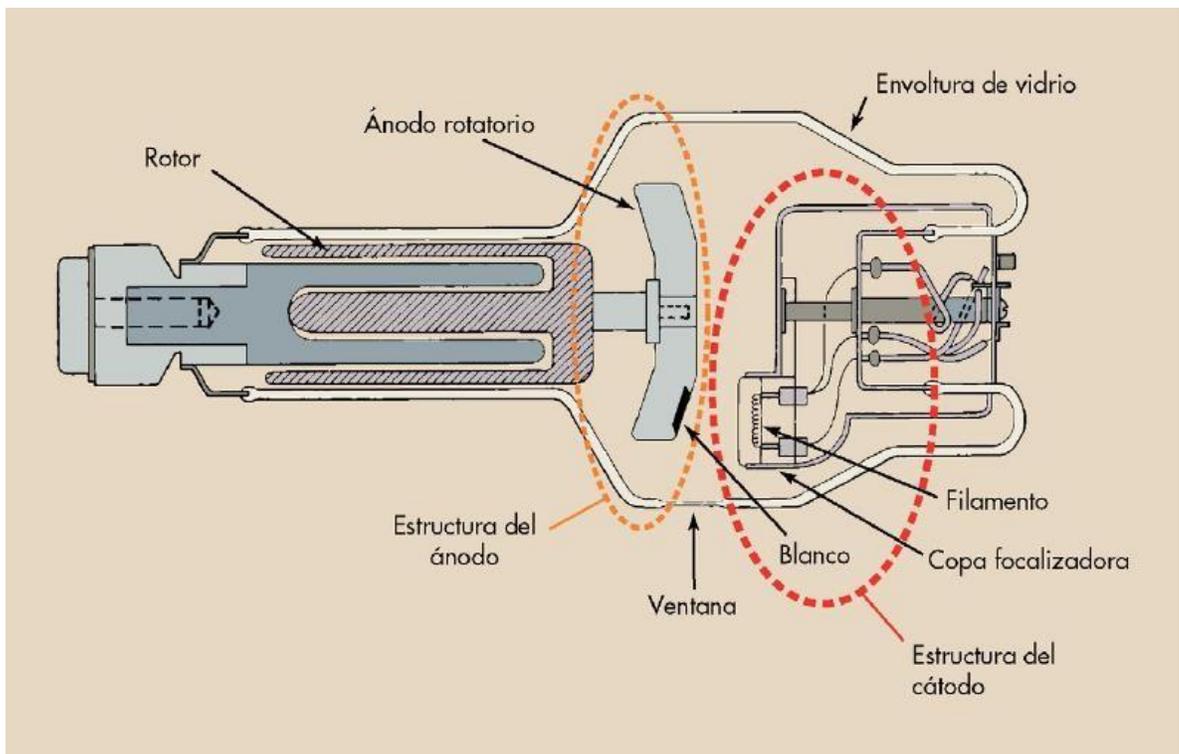


Figura 2.7. Diagrama esquemático de un tubo de rayos X con un ánodo encapuchado. (Tomado de [11]).

2.6.1 El ánodo

La elección del Tungsteno como el material blanco en los tubos de rayos X convencional está basado en el criterio que el blanco debe tener alto número atómico y alto punto de fusión, la eficiencia de la producción de rayos X depende del número atómico, y por esta razón, el Tungsteno con $Z=74$ es un buen material para el blanco.

2.6.2 El cátodo

El montaje del cátodo en un tubo moderno de rayos X (tubo de refrigeración) consiste de un filamento de alambre, un circuito para proporcionar corriente al filamento, y una taza de enfoque cargada negativamente. La función de la copa del cátodo es dirigir los electrones hacia el ánodo de tal manera que ellos golpeen el blanco en un área bien definida, el punto focal. Ya que el tamaño del punto focal depende del tamaño del filamento los tubos diagnósticos usualmente tienen dos filamentos separados para proporcionar “dobles focos”, es decir un pequeño y un gran punto focal [12].

2.7 INTERACCIÓN DE LOS ELECTRONES CON EL BLANCO PARA DAR RAYOS X

Cuando un electrón de alta velocidad penetra las capas superficiales del blanco, puede sufrir un número de diferentes tipos de encuentros y soluciones. La mayoría de los encuentros involucran pequeñas energías de transferencia llevando a la ionización de los átomos del blanco. Estas son ilustradas por pistas en la figura 2.8 y son llamadas colisiones de ionización. Otra clase de encuentro, llevando a la producción de radiación y ilustrado por las pistas b, c y d, son llamadas colisiones radiactivas [13].

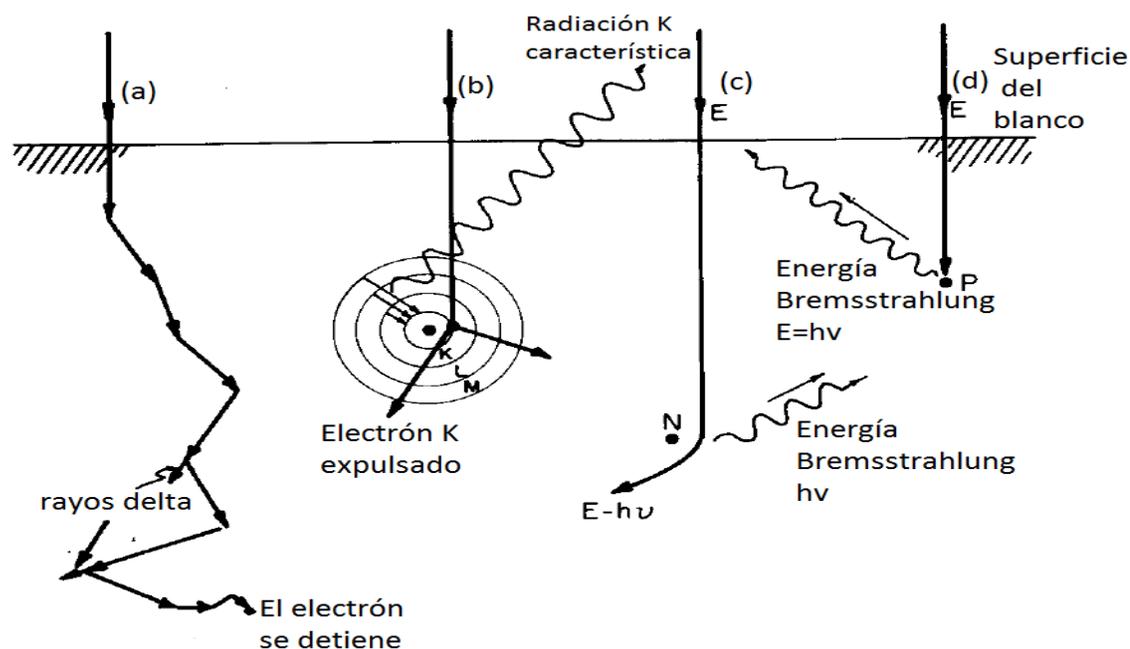


Figura 2.8. Interacciones típicas del electrón con un blanco. (a) El electrón sufre pérdidas por ionización, dando lugar a rayos delta y eventualmente calor. (b) El electrón expulsa un electrón K, dando lugar a la radiación característica. (c) Una colisión entre un electrón de energía E y un núcleo, llevando a bremsstrahlung de energía $h\nu$. El electrón retrocede de la "colisión" con energía $E-h\nu$. (d) La colisión rara cuando el electrón está completamente detenido en una colisión, dando lugar a un fotón de energía $E=h\nu$ [13].

2.8 RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL Y DIGITAL

El nombre de radiología digital se usa en general para describir aquellas técnicas que recogen la información de una exploración de rayos X mediante señales eléctricas. La radiografía convencional con combinación película-pantalla utiliza la placa fotográfica como registro convirtiendo la luz de la pantalla de refuerzo en una imagen latente que se visualiza tras el proceso de revelado sobre un negatoscopio. Entre la radiografía digital se encuentra la radiografía computarizada (RC) y la radiografía digital directa (RD) [14].

2.8.1 Radiografía digital (RD)

Un método radiológico desarrollado más recientemente para obtener imágenes digitales es la radiografía digital directa (RD). La radiografía directa implica utilizar

un método de conversión directo en el que un detector digital detecta las intensidades de radiación transmitidas a través del paciente. A continuación, estas intensidades de radiación son convertidas a un formato digital, se procesan los datos y se muestra una imagen. Este detector digital sustituye la lámina, el chasis y el lector de imagen empleados en la RC [15]. La figura 2.9 ilustra un equipo de este tipo.



Figura 2.9. Unidad de radiografía digital directa. (Por cortesía de Philips Medical Systems)

Son dos tipos de detectores de radiografía digital (DR), conversión directamente e indirectamente. La conversión indirecta es la más comúnmente usada, el término “indirecta” se refiere al hecho de que esa energía de los rayos X es primero convertida a luz por CsI:Tl centelleador, y entonces la luz es convertida a voltaje usando un arreglo de dos dimensiones de fotodiodos [16].

Los factores de exposición en las imágenes digitales han de seleccionarse de acuerdo a la parte en estudio del cuerpo que se desea observar. El miliamperaje (mA) controla el número de rayos X producidos, y el mAs ($\text{mA} \times \text{tiempo} = \text{mAs}$) se refiere al número de rayos X y a la duración de la exposición; el kilovoltaje (kV) controla el poder de penetración de los rayos X. Otro parámetro fundamental en la técnica radiográfica es la distancia fuente-receptor de imagen (DFRI) [15].

2.9 MAGNITUDES USADAS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Las magnitudes en el campo de la radio protección sirven a un doble fin o propósito. Se usan como indicadores de un daño potencial producido por una exposición a la radiación y por otro lado se emplean como parámetros de referencia en normas y reglamentos en el área de la radio protección [17]. Las magnitudes se pueden clasificar en dosimétricas y radiométricas.

2.9.1 Magnitudes dosimétricas

Las magnitudes dosimétricas son capaces de proporcionar una medida física en un punto o en una zona de interés que se correlaciona con los efectos reales o potenciales de las radiaciones ionizantes. La magnitud dosimétrica fundamental es la dosis absorbida, D [17].

2.9.1.1 Dosis absorbida

La magnitud física fundamental, dada por:

$$D = (d\bar{E} / dm) \quad (2.4)$$

Donde $d\bar{E}$ es la energía media impartida a la masa dm por la radiación ionizante. La unidad SI es el $J \cdot kg^{-1}$ y su nombre especial es Gray (Gy). La dosis absorbida se deriva del valor medio de la magnitud estocástica de energía impartida, \mathcal{E} , y no refleja las fluctuaciones aleatorias de los sucesos de interacción en el tejido. Si bien está definido en cualquier punto en la materia, su valor se obtiene como el promedio de un elemento de masa dm y por ende para muchos átomos o moléculas de la materia. La dosis absorbida es una magnitud medible y existen estándares primarios para determinar su valor. La definición de dosis absorbida tiene el rigor científico para una magnitud física básica.

2.9.1.2 Cálculo de la dosis promedio

El cálculo de la dosis absorbida promedio se lleva a cabo en la masa de un órgano específico (ej., hígado) o tejido (ej., musculo) o la región sensible de un tejido (ej., las superficies internas del esqueleto). Hasta qué punto el valor de la dosis media es representativo de la dosis absorbida en todas las regiones de los órganos, tejidos o las regiones del tejido depende, para la irradiación externa, de la homogeneidad de la exposición y del alcance en el cuerpo de la radiación incidente. La homogeneidad de la distribución de la dosis en el rango de las dosis bajas también depende de las propiedades micro dosimétricas. Para las radiaciones con baja penetración o alcance limitado (ej., fotones de baja energía o partículas cargadas) así como para los órganos y tejidos extensamente distribuidos (ej., médula ósea, nodos linfáticos, o piel) la distribución de la dosis absorbida dentro del órgano o tejido específico será aún más heterogénea.

2.9.1.3 Dosis equivalente, H_T y factores de ponderación de los tejidos

La dosis en un órgano o tejido T dada por:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.5)$$

Donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida media al tipo de radiación R en el órgano o tejido T, y w_R es el factor de ponderación de radiación. Como w_R no tiene dimensiones, la unidad de la dosis equivalente es la misma que para la dosis absorbida, $J\ kg^{-1}$, y su nombre especial es sievert (Sv). Para especificar los límites de exposición son empleadas las magnitudes de protección, para garantizar que la incidencia de efectos estocásticos a la salud se mantiene por debajo de niveles inaceptables y que son evitadas reacciones tisulares. La definición de las magnitudes de protección está basada en la dosis absorbida promedio, $D_{T,R}$ en el volumen de un órgano o tejido específico T (tabla 2.2), debida a la radiación de tipo R (tabla 2.1). La radiación R se da por tipo y energía de la radiación ya sea incidente en el cuerpo o emitida por radionúclidos que residen dentro de él.

Tabla 2.1. Factores de ponderación de la radiación recomendados

Tipo de radiación	Factor de ponderación de la radiación w_R
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión, iones pesados	20
Neutrones	$w_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2 * e^{-[\ln(E_n)]^2/6} & E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0 * e^{-[\ln(2E_n)]^2/6} & 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 3.25 * e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6} & E_n < 50 \text{ MeV} \end{cases}$

Todos los valores están relacionados a la radiación incidente en el cuerpo o, para las fuentes de radiación internas, emitidas por radionúclido(s) incorporado(s). (Tomado de [18]).

Tabla 2.2. Factores de ponderación de los tejidos recomendados

Tejido	w_T	$\sum w_T$
Medula ósea, colón, pulmón, estomago, mama, resto de los tejidos*	0.12	0.72
Gónadas	0.08	0.08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0.04	0.16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0.01	0.04
	Total	1.00

*Resto de los tejidos: Adrenales, región extra torácica (ET), vesícula, corazón, riñones, nódulos linfáticos, musculo, mucosa oral, páncreas, próstata, intestino delgado, bazo, timo, útero/cérvix. (Tomado de [18]).

2.9.1.4 Dosis efectiva E, y factores de ponderación de los tejidos

Suma ponderada por tejido de las dosis equivalentes en todos los tejidos y órganos especificados del cuerpo, dada por la expresión:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad o \quad \sum_T w_T H_T \quad (2.6)$$

Donde H_T o $w_R D_{T,R}$ es la dosis equivalente en el órgano o tejido T, w_T es el factor de ponderación de tejido y $\sum w_T=1$. La unidad para la dosis efectiva es la misma que para la dosis absorbida, $J \text{ kg}^{-1}$, y su nombre especial es Sievert, (Sv). La suma se realiza sobre todos los órganos y tejidos del cuerpo humano considerados

sensibles a la inducción de efectos estocásticos. Estos valores del w_T se escogen para representar las contribuciones de órganos individuales y de tejidos al detrimento total de la radiación para efectos estocásticos. La unidad es la misma para la dosis equivalente y la dosis efectiva, así como para algunas magnitudes de dosis operacionales.

Para estas recomendaciones, con base en los estudios epidemiológicos de la inducción de cáncer en poblaciones expuestas y evaluaciones del riesgo para los efectos heredables, se ha escogido una serie de valores de w_T (tabla 2.2) basados en los valores respectivos del detrimento relativo a la radiación. Ellos representan valores medios para los seres humanos promediados para ambos sexos y todas las edades y por tanto no se refieren a las características de individuos particulares.

El w_T para el resto de los tejidos (0.12) se aplica a la dosis de la media aritmética de 13 órganos y tejidos para cada sexo listado en la nota al pie de la página de la tabla 2.2.

2.9.1.5 Determinación de la dosis efectiva

En la práctica la dosis equivalente y la dosis efectiva no son magnitudes medibles. Para la exposición ocupacional sus valores generalmente son determinados empleando coeficientes que las relacionan con magnitudes medibles. Para el cálculo de los coeficientes de conversión de la exposición externa, en la evaluación de la dosis debidas a diversos campos de radiación se usan maniqués (en inglés phantoms) computacionales [18].

2.10 DETECCIÓN Y MEDIDA DE LA RADIACIÓN.

El ser humano no está capacitado para poder detectar de una forma directa las radiaciones ionizantes. Es por ello que necesita valerse de detectores especialmente construidos con el objeto de evidenciar y cuantificar las radiaciones que se encuentran en su entorno. Existen sistemas basados en la ionización y los basados en la visualización.

2.10.1 Sistemas de detección basados en la visualización

Se basan en la detección de las radiaciones ionizantes mediante la visualización de su trayectoria en un medio o por las alteraciones de las propiedades químicas que producen sobre determinadas sustancias. Entre ellas están las emulsiones fotográficas, los dosímetros de termoluminiscencia y los dosímetros personales.

2.10.2 Dosimetría en pacientes

En radiodiagnóstico interesa conocer la dosis de radiación absorbida en un órgano determinado en cada tipo de exploración. La dosimetría permite determinar la dosis absorbida en determinados puntos de interés del organismo. Entre ellos se suele hacer referencia a:

- Dosis en *órganos*: es la dosis estimada que se recibe en cada órgano mediante una exploración dada. Los órganos que se consideran son los incluidos en el campo de irradiación y en las zonas vecinas.
- Dosis a la *entrada del paciente (Dosis en la superficie de entrada ESD)*: es la dosis estimada que produce una exploración en la zona de entrada de los rayos X. Interesa que sea lo más parecida posible a la dosis recibida por los órganos explorados [19].

2.11 DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE

La dosimetría termoluminiscente se ha convertido ahora en una técnica bien establecida. Los materiales termoluminiscentes son fácilmente disponibles comercialmente y no requieren estar vinculados con un cable para el equipo de lectura. Ellos también tienen la ventaja de proporcionar un muy sensible dosímetro con un pequeño volumen y el cual cuando es correctamente elegido, es equivalente a diferentes tejidos humanos. El tiempo requerido para la lectura es un inconveniente, pero el tiempo puede ser considerablemente disminuido eligiendo un lector automático y una buena metodología [8].

2.11.1 El proceso termoluminiscente

2.11.1.1 Fósforos

El volumen sensible de un dosímetro termoluminiscente consiste de una pequeña masa (~ 1 - 100 mg) de un material dieléctrico cristalino conteniendo adecuados activadores para hacerlo desempeñar como un Fósforo termoluminiscente. Los activadores, los cuales pueden estar presentes sólo en cantidades de trazas, proporcionando dos tipos de centros, o imperfecciones de la red cristalina:

a) Las *trampas* para los electrones y “huecos” (es decir, portadores análogos a iones positivos en gases), las cuales pueden capturar y retener los portadores de carga en un potencial eléctrico bien por útilmente largos periodos de tiempo.

b) Los *centros de luminiscencia*, situados en cualquiera de las trampas de electrones o las trampas de huecos, las cuales emiten luz cuando los electrones y huecos son autorizados a recombinarse en dicho centro.

La figura 2.10 es un diagrama de niveles de energía ilustrando el proceso termoluminiscente. En la izquierda se muestra un evento de ionización elevando un electrón a la banda de conducción, donde migra a una trampa de electrones (por ejemplo, un sitio en la red cristalina donde un ion negativo no se encuentra). El hueco dejado atrás migra a una trampa de huecos. En la parte derecha de la figura 2.10 el efecto de tal calentamiento es mostrado. Se asume que el electrón es liberado primero, eso es, que la trampa del electrón en este Fósforo es “menos profunda” que la trampa del hueco [7].

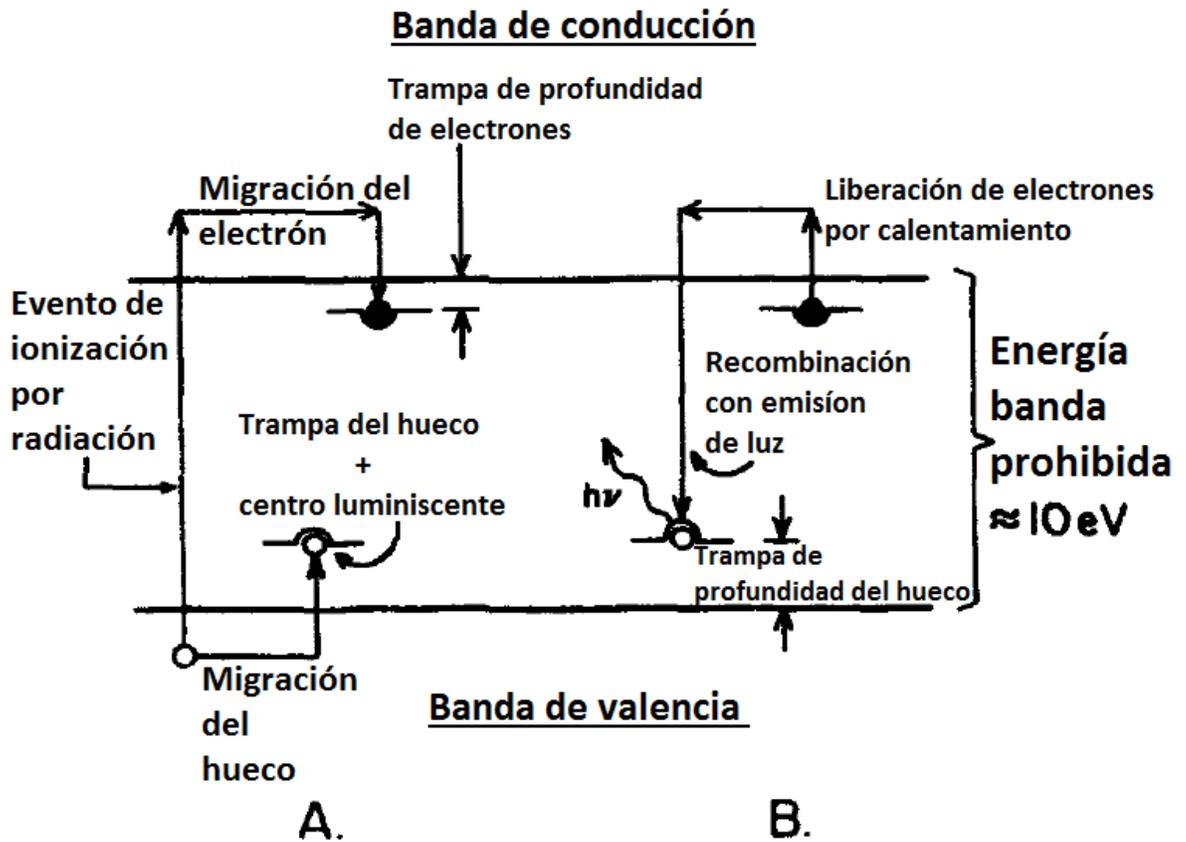


Figura 2.10. Diagrama de nivel de energía del proceso termoluminiscente: (A) ionización por radiación, y captura de electrones y huecos; (B) calentamiento para liberar electrones, permitiendo la producción luminiscente [7].

2.11.1.2 Teoría de RANDALL-WILKINS

Randall y Wilkins describen la trampa TL como una caja de potencial cúbico en la cual los electrones pueden ser almacenados. La estructura simple es caracterizada por dos parámetros: la profundidad de la caja o energía de activación, E , y la frecuencia en la cual los electrones golpean las paredes de la caja, o la frecuencia a la cual intentan escapar s . La energía de activación de la trampa es la diferencia de energía entre el fondo de la banda de conducción y el nivel de la trampa de energía puesto en la zona prohibida, como se indica en la figura 2.11.

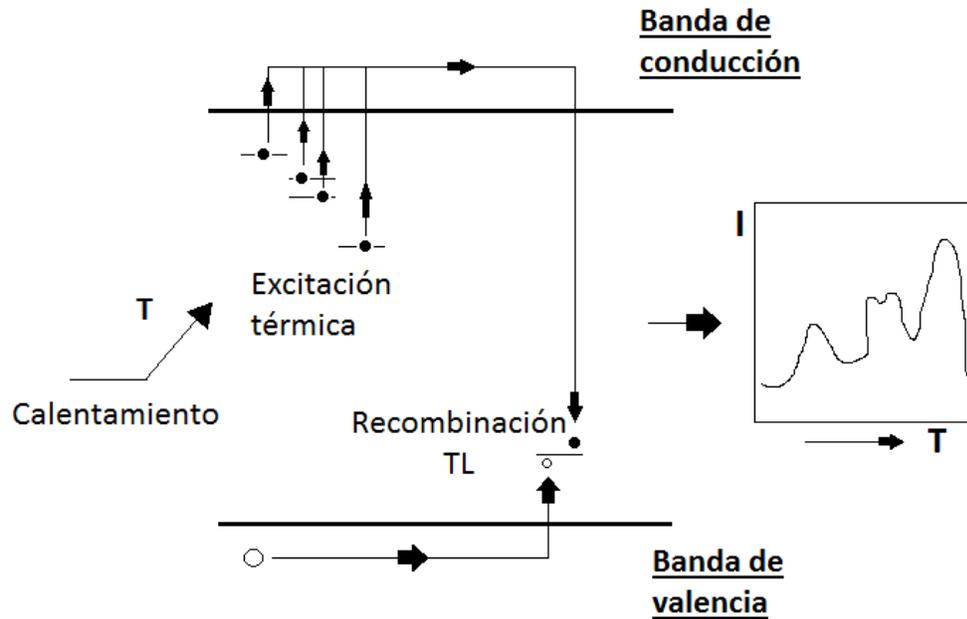


Figura 2.11. Imagen esquemática del proceso durante el calentamiento (lectura). Tomado de [20].

La intensidad de luz detectada en una medición TL, I , es proporcional a la tasa de recombinación, la cual bajo la suposición del modelo de Randall-Wilkins es igual a la tasa de liberación térmica de los electrones de las trampas TL, $-\left(\frac{dn}{dt}\right)$, ya que el proceso de recombinación solo es posible después de la liberación de las cargas atrapadas. De este modo, la ecuación básica propuesta por el modelo de Randall – Wilkins es:

$$I = -\left(\frac{dn}{dt}\right) = s * n * \exp\left(\frac{E}{kT}\right) \quad (2.7)$$

Donde s esta en s^{-1} , E en eV, y k en $eV K^{-1}$, T en K y n en m^{-3} .

Después de la exposición a la radiación ionizante un cierto número de trampas son llenadas, n_0 , y durante el calentamiento en la medición TL, el número de cargas atrapadas estará disminuyendo con el tiempo en correlación con la producción termoluminiscente [20]:

$$n(t) = n_0 * s * \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (2.8)$$

2.11.2 Detectores

Los detectores TL se generan de forma natural o por el dopaje de fósforos con un muy pequeño porcentaje de activadores (LiF:Mg-Ti) es el fluoruro de litio dopado con magnesio y titanio, $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Cu}$ es borato de litio dopado con cobre, etc.

El material TL a ser usado es elegido por comparación de parámetros de tejido y el material TLD que son relevantes a interacciones principales teniendo en cuenta la radiación que está siendo medida:

Para haces de fotones, se debe elegir un material cuyo número atómico efectivo sea comparable con el tejido que se va a estudiar; en el caso del LiF(Mg,Ti) es 8.14 que es similar con los de Agua: $Z=7.42$, Grasa: $Z=5.92$ y Musculo: $Z=7.42$. Por lo tanto este sería un buen material TL para la estimación de dosis absorbida en pacientes [10].

2.11.3 Lectores TLD

Un lector tiene los siguientes componentes (ver figura 2.12):

- ✓ *Sistema de calefacción alojado en una cámara de lectura:* dependiendo del lector, el sistema de calefacción puede consistir de un soporte metálico (plancheta) calentado por una corriente eléctrica, dedos isotérmicos, gas nitrógeno caliente, y un sensor infrarrojo usando un pulso intenso de luz, o de un haz laser.
- ✓ *Sistema de detección de luz:* el flujo luminoso emitido por el dosímetro TL es colectado y guiado por una guía de luz dentro de un tubo fotomultiplicador (PM) con un fotocátodo bialkali (pico sensitivo alrededor de los 400 nm).
- ✓ *Integrador de señal,* la señal proporcional a la emisión de luz es ya sea amplificada y alimentada a un integrador (d.c. régimen de integración de operación continua) o convertida a pulsos y alimentada a un escalador (régimen de conteo de pulsos)
- ✓ *PC y software asociado:* los resultados, los cuales tienen que ser convertidos a dosis absorbida, son ya sea leídos o almacenados por el operador, o más a menudo, guardados automáticamente en el PC.

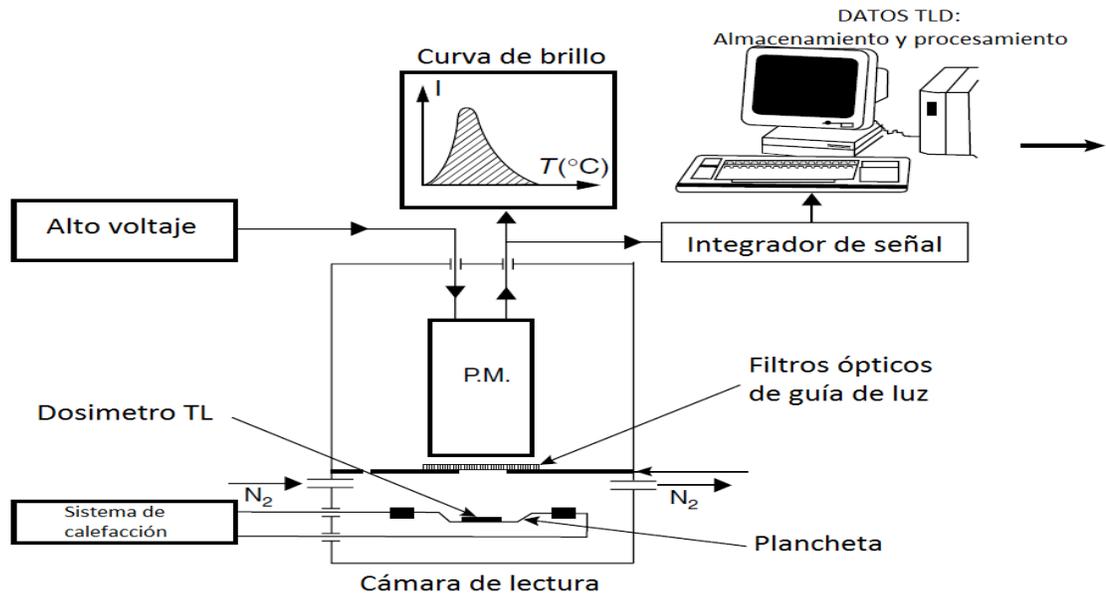


Figura 2.12. Diferentes componentes de un lector TLD basado en un sistema de calentamiento de plancha [10].

La figura 2.13 ilustra el programa de calentamiento para un dosímetro TL.

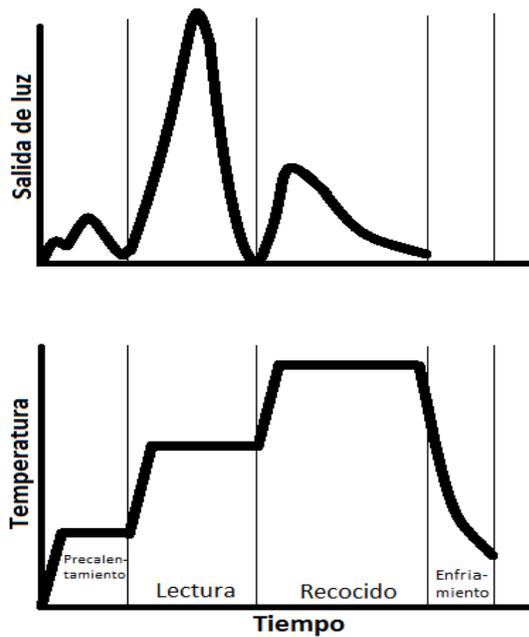


Figura 2.13. Ciclo típico programado de lectura en un moderno lector TLD, consistente de un periodo de “precalentamiento” sin integración de luz para discriminar contra las trampas inestables de baja temperatura, un periodo de “lectura” que abarca la emisión de la parte de la curva de brillo a ser usada como una medida de la dosis, un periodo de “recocido” durante el cual la energía remanente almacenada es “vertido” sin la integración de luz, y el periodo de refrigeración hacia abajo después de que el poder de la plancha de calentamiento es apagado. (Reproducido con permiso de Victoreen, Inc., Cleveland, OH.) [7].

3. EQUIPOS UTILIZADOS Y METODOLOGÍA

Para llegar a obtener las medidas se requirió de una serie de instrumentación que acompañada de procesos técnicos bien definidos en cada una de las áreas de la FVL lograron obtener los resultados deseados. La metodología versa sobre los pasos necesarios para llegar a obtener las medidas de las dosis absorbidas en los diferentes órganos, dosis equivalente en los diferentes órganos, dosis efectiva y dosis en la superficie de entrada para cada uno de los 16 protocolos de radiografía digital.

3.1 MATERIALES Y EQUIPOS USADOS

Todos los equipos y materiales utilizados están presentes en las instalaciones de la FVL, los cuales son de uso rutinario para las labores propias de los servicios de radioterapia e imágenes diagnósticas, por consiguiente cuentan con sus certificados de calibración actualizados y de acuerdo a las normas vigentes de organismos como la Unidad Ejecutora de Saneamiento (UES) Valle del Cauca.

3.1.1 Dosímetros termoluminiscentes TLD-100

El Fluoruro de Litio fue el primer material estudiado por Daniels, E. en 1940 en la Universidad de Wisconsin, USA [31]. El trabajo fue continuado por Cameron, J. R. en los sesenta y entonces producido industrialmente por la Harshaw Chemical Co., USA, como LiF:Mg,Ti. Tres diferentes tipos de LiF son conocidos: TLD-100, TLD-600 y TLD-700 dependiendo en su preparación de Litio natural o Litio enriquecido con ^6Li o ^7Li , respectivamente [20]. El material TLD-100 tiene la composición natural isotópica de 92.5% de ^7Li y 7.5% ^6Li y es generalmente considerado como el dosímetro estándar radiotermoluminiscente [21]. Actualmente la FVL cuenta con dosímetros TLD-100 en forma de chips y otros cuantos en forma de barra, todo ellos para realizar estudios de dosimetría. En la figura 3.1 se muestra el porta cristales y dosímetros en forma de chips presentes en FVL.

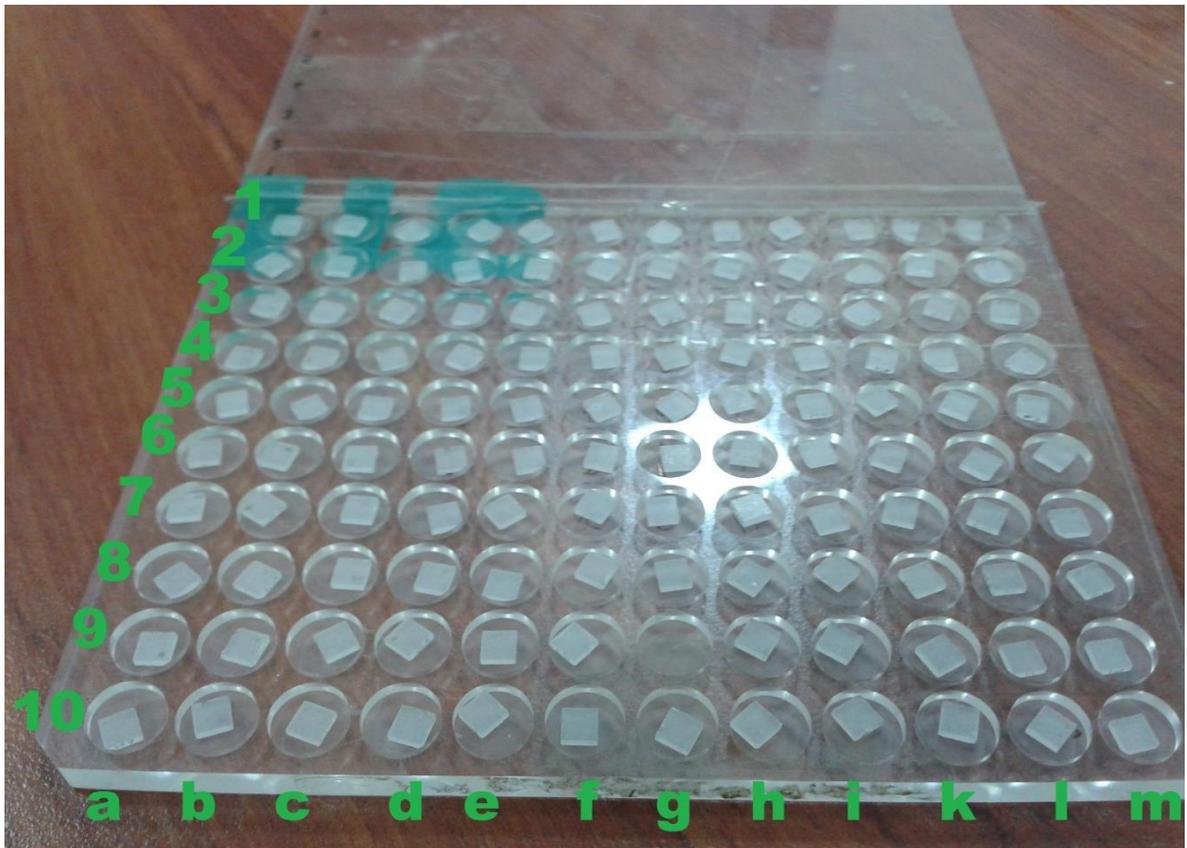


Figura 3.1. Cristales TLD-100. Ubicados en una porta muestras acrílico en forma matricial que permitía distinguirlos.

3.1.2 Harshaw TLD System 3500

Este equipo es empleado para la lectura de dosimetría termoluminiscente (TLD). Éste proporciona alto rendimiento y alta confiabilidad, y cumple con los últimos requerimientos de la Organización Internacional de Estándares (ISO). Las funciones de dosimetría son divididas entre el Lector y el software TLDSHELL que corre sobre un PC. Todos los datos dosimétricos almacenados, el control de los instrumentos, y las entradas del operador son realizados en el PC; el acondicionamiento de la señal luminiscente es realizado en el lector. Este equipo entrega los resultados en valores de carga (μC o nC) a partir de la cual se sacan todos los resultados.

El lector usa un calentamiento por contacto que produce rampas lineales precisas de temperatura desde la temperatura ambiente hasta los $400\text{ }^{\circ}\text{C}$ en el lector. El

proceso de obtención de los datos (TTP, por sus siglas en inglés) es definido por el usuario en tres segmentos: Pre calentamiento, Adquisición, y recocido, cada uno con independientes tiempos y temperaturas.

Para la eliminación del oxígeno en el área de la plancha, el flujo de nitrógeno elimina las señales TL inducidas por el oxígeno que no son necesarias. El nitrógeno es también direccionado a través de la cámara del Tubo Fotomultiplicador (PMT, por sus siglas en inglés) para eliminar la humedad causada por la condensación [22]. La foto del equipo que posee FVL se muestra en la figura 3.2.



Figura 3.2 Lector de dosimetría termoluminiscente HARSHAW 3500.

Una de las partes más importantes del lector es el tubo fotomultiplicador, el cual es el encargado de coleccionar la luz producida por el cristal durante el proceso de adquisición y la convierte en una señal eléctrica. El PMT realiza dos funciones, la conversión de los fotones de luz ultravioleta y visible a una señal eléctrica y la amplificación de la señal, en los órdenes de millones a billones. Como se muestra en la figura 3.3 un tubo fotomultiplicador consiste de un tubo de vidrio al vacío conteniendo un *fotocátodo*, típicamente de 10 a 12 electrodos llamados *dinodos*, y un *ánodo* [8].

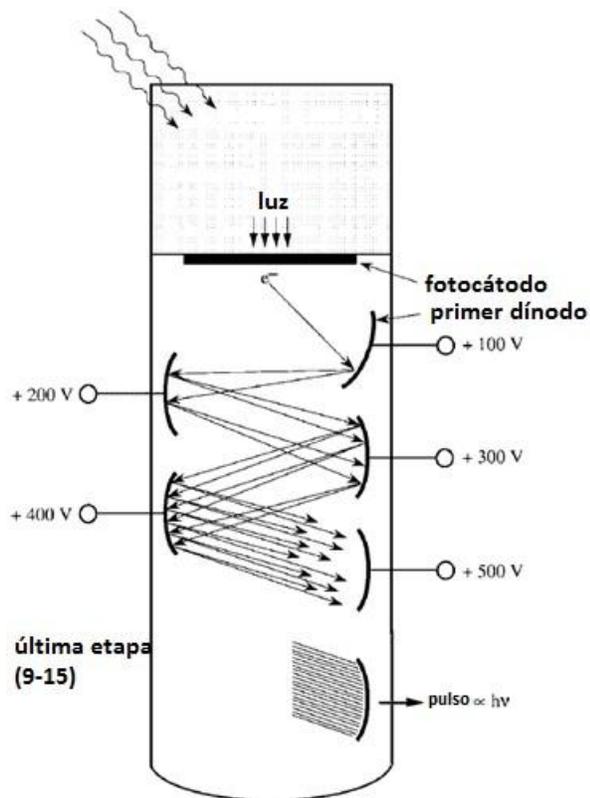


Figura 3.3. Esquema de un PMT. Los tubos fotomultiplicadores actuales típicamente tienen de 10 a 12 dinodos [23].

El fotocátodo análogo a una célula fotoeléctrica, emite electrones cuando es expuesto a la luz. Los electrones producidos en el fotocátodo son atraídos hacia el dínodo (placa cargada positivamente), cada dínodo al recibir el impacto de un electrón devuelve a su vez varios electrones por efecto de multiplicación. La señal eléctrica a la salida del fotomultiplicador es débil y de corta duración. No puede ser transportada directamente y debe pasar primero por un preamplificador [17].

3.1.3 Horno programable PTW-TLDO

Horno de precalentamiento y recocido con dos programas estándares programables que se comunica con el PC vía interface RS232. Después de realizar la lectura del cristal, el material TL requiere un especial tratamiento de calentamiento llamado *recocido* con el objetivo de restaurarlo a su estado inicial [10]. Este cuenta en la parte frontal con dos programas de calentamiento automáticos puestos por defecto, el uno denominado ciclo de borrado y el otro el

ciclo de prelectura. El ciclo de borrado (figura 3.4) se encarga de eliminar las señales TL remanentes permanentes en el cristal, evitando así, que puedan inferir en posteriores lecturas.

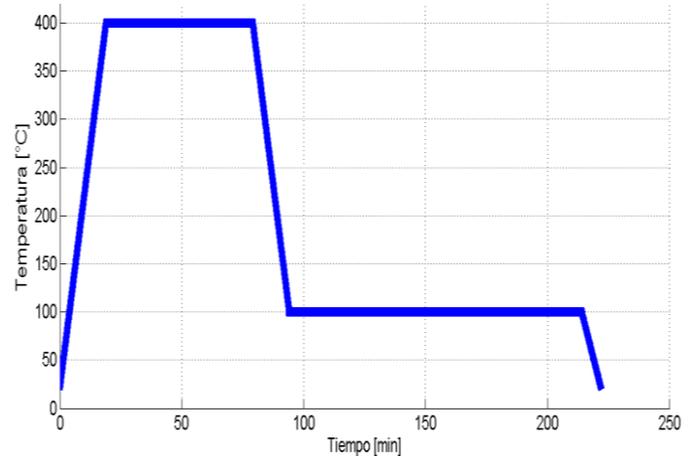


Figura 3.4. (Izquierda) Horno programable ubicado en la FVL. (Derecha) Perfil de temperaturas del ciclo de borrado para el TLD-100 en el horno programable, desde temperatura ambiente sube hasta 400 °C a razón de 20 °C/min en donde permanece una hora, luego baja a 100 °C donde permanece dos horas y por ultimo regresa a temperatura ambiente. (Foto tomada del equipo ubicado en la fundación valle del lili).

3.1.4 El fantoma Alderson RANDO

El Alderson Radiation Therapy Phantom (ART) es moldeado de un material equivalente a tejido. Este maniquí es indispensable como herramienta para el aseguramiento de la calidad. La FVL cuenta con un modelo tipo masculino, con las siguientes características: 175 cm de talla y 73.5 kg de peso, como se aprecia en la figura 3.5.

El maniquí es seccionado horizontalmente en rodajas gruesas de 2.5 cm. Cada rodaja tiene huecos los cuales son tapados con pines de equivalente de hueso, equivalente de tejido suave o equivalente de tejido de pulmón los cuales pueden ser reemplazados por pines sostenedores de TLD. Dispositivos de medición pueden ser incluidos en el montaje interno y externo. El montaje externo facilita la

dosimetría de película, mientras que el montaje interno es usado generalmente para dosimetría de TLDs o cámaras de ionización [24].



Figura 3.5 Fantoma Alderson Rando disponible en la FVL y rodajas donde se muestra el hueco para la colocación del dosímetro TLD. (Foto tomada del maniquí de la fundación valle del lili).

3.1.5 Equipo de radiografía digital Axiom Aristos MX-232

Este sistema ofrece una novedosa tecnología para la generación de imágenes médicas mediante rayos X. Esta tecnología se basa en la utilización de un detector de estado sólido (DP=detector plano) en lugar de un sistema convencional de placa o de hojas de memoria. Mediante el detector de estado sólido se transforma la imagen de absorción (radiación X) en datos digitales. A partir de estos datos se elaboran las imágenes radiográficas en el PC de imagen y se presenta en pantalla. El sistema tiene archivado un gran número de programas (protocolos) por defecto que se pueden adaptar por parte del usuario [25]. El equipo que posee la FVL aparece en la figura 3.6.

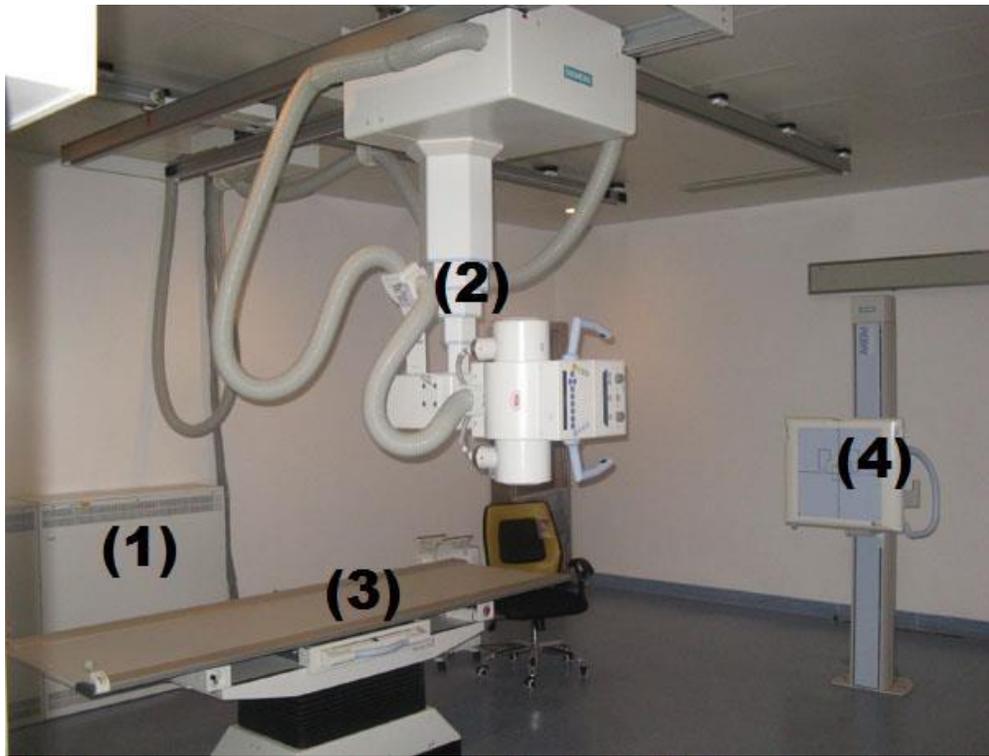


Figura 3.6. Equipo de radiografía digital Axiom Aristos similar al ubicado en el servicio de imágenes diagnósticas de la FVL. (1) Armario de control con la electrónica del detector y armario del generador, (2) Soporte de techo 3D overhead con panel de mando, emisor de rayos X y display de pacientes, (3) Mesa de paciente con detector, (4) Soporte de tórax con detector y pantalla de pacientes.

3.1.6 Acelerador lineal

La FVL cuenta con un modelo Artiste, marca Siemens ubicado en el servicio de radioterapia, con el que se administra radiación de uso médico de alta energía para tratamientos oncológicos más efectivos. Fue utilizado para el proceso de calibración usando haces de fotones de 6 MV, una distancia foco superficie (DFS) de 100 cm, con un campo en el isocentro de 10 cm x 10 cm. El equipo es mostrado en la figura 3.7.

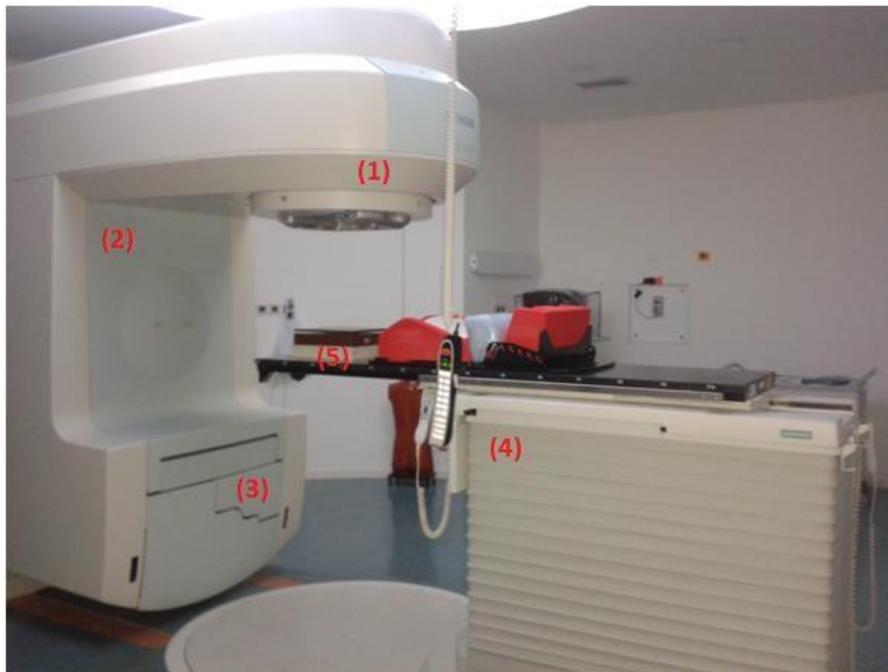


Figura 3.7. Acelerador lineal Siemens Artiste ubicado en el servicio de radioterapia de la Fundación Valle del Lili. (1) Cabezal, (2) Gantry o brazo, (3) Sistema de imagen Portal (Beam View), (4) Camilla, (5) Fantom de agua solida donde están incrustados los cristales TL. (Foto tomada del quipo ubicado en la fundación valle del lili)

3.2 METODOLOGÍA

3.2.1 Calibración de los cristales TLD-100

Los dosímetros se pueden definir como aparatos que proporcionan una lectura, M , en respuesta a la dosis absorbida, D_g , en su volumen sensible. Sin embargo el interés no reside normalmente en obtener la dosis absorbida, en el propio volumen sensible sino más bien en utilizarlo en un medio para determinar la dosis absorbida (u otra magnitud relacionada con ella) en un medio diferente en el que no es posible realizar la medición.

En general, puede simplificarse el término *calibración* cuando se refiere a un dosímetro y definirlo como el proceso por el que se obtiene un coeficiente N (coeficiente de calibración) que multiplicado por la lectura del dosímetro, M , proporciona el valor convencionalmente verdadero del medido en un punto (punto de referencia del dosímetro). En algunos casos se puede calibrar el dosímetro de modo que se obtenga directamente la magnitud deseada (p. ej. la dosis absorbida

en agua, la exposición, la dosis absorbida en tejido, etc.). Pero por lo general, esa calibración depende de la energía excepto si el dosímetro es muy parecido al material de referencia (agua, aire, tejido, etc.) [17].

Para el proceso de calibración llevado a cabo en la FVL, se utilizaron 120 cristales que fueron ubicados en el porta cristales de la figura 3.1 ya que es necesario mantenerlos distinguibles. El porta cristales fue colocado en el montaje de la figura 3.8. Como se indica en la figura 3.9 los TLD eran puestos en el medio del agua sólida, ubicando 1.5 cm por encima de ellos y 5 cm por debajo. Además de una distancia foco superficie (DFS) de 100 cm y con una apertura del colimador de 10 X 10 cm, como se aprecia en la figura 3.8.

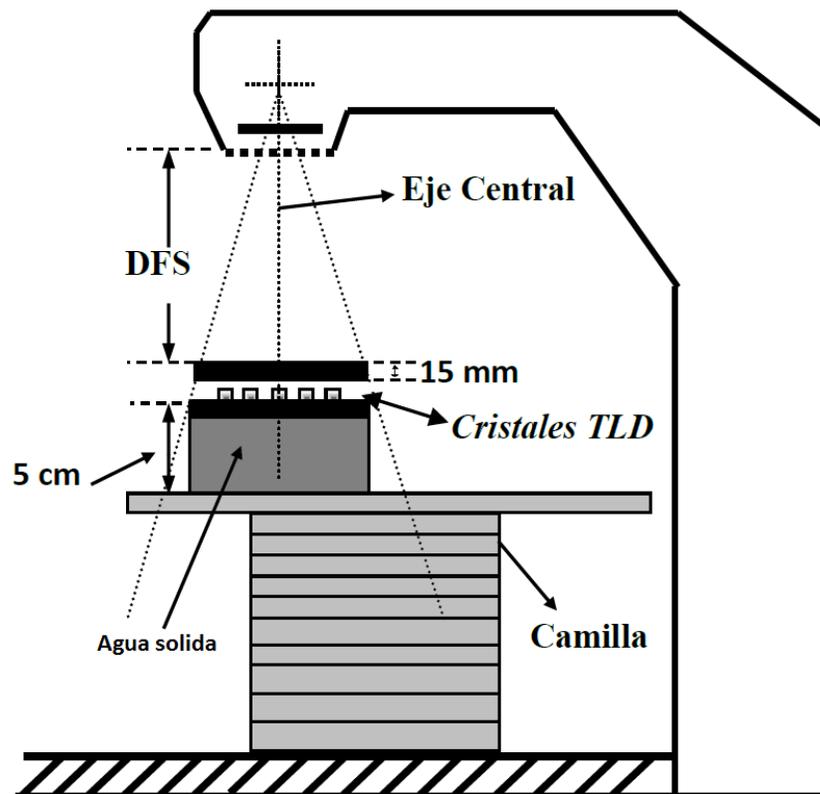


Figura 3.8. Esquema de irradiación de los cristales TLD en el acelerador lineal Siemens Artiste.

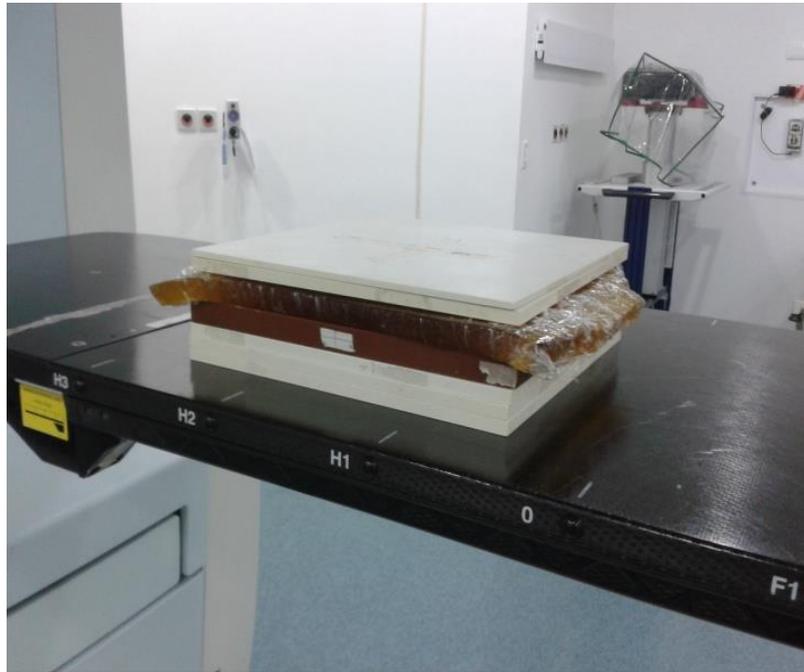


Figura 3.9. Montaje experimental donde se observan los cristales en medio del agua solida. (Foto tomada de los materiales disponibles en la FVL).

Antes de usar los cristales para hallar el factor de calibración, estos deben ser sometidos a un tratamiento de curado, con el objetivo de aumentar su sensibilidad y mejorar su respuesta termoluminiscente. Éste consiste en irradiarlos a todos a cualquier dosis, por ejemplo 100 UM, con el mismo montaje anteriormente mencionado. Como aparece en el diagrama de flujo de la figura 3.10.

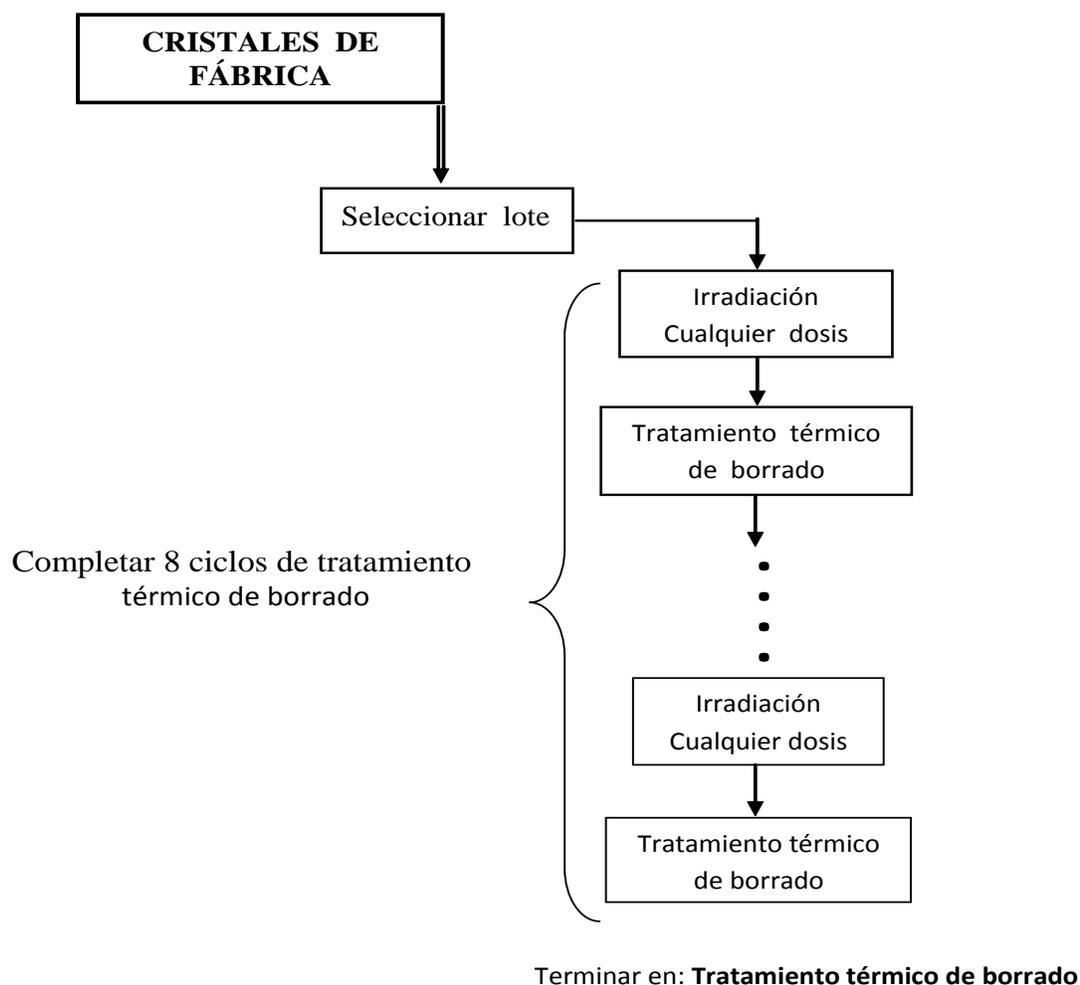


Figura 3.10. Diagrama de flujo del tratamiento de curado para cristales TLD-100.

3.2.1.1 Desestimación de dosímetros con desviaciones grandes. Prueba de Grubbs

Uno de los problemas arduos en el análisis de datos es manejar los valores atípicos en un grupo de datos. Un valor atípico es una observación con un valor que no parece corresponderse con el resto de los valores en el grupo de datos.

La prueba de Grubbs utiliza una estadística de prueba, T , que es la diferencia absoluta entre el valor atípico, X_0 , y el promedio de la muestra \bar{X} dividida por la desviación estándar de la muestra, s . Este criterio tiene en cuenta el número de datos n , y el porcentaje de riesgo, donde por lo general se utiliza niveles de baja representatividad como 1% o 5% [26]. En el caso de la calibración de los cristales

TL se toma un riesgo del 5%, por tanto de la tabla para n=10, se tiene que el valor crítico es 2.176 [27]. Así, para cada dato se calcula el T respectivo y si este número es mayor que el valor crítico el dato se desestima del conjunto respectivo.

3.2.1.2 Determinación del coeficiente de calibración usando la respuesta lineal

Este método consiste en aprovechar la linealidad en la respuesta de los TLD-100 para irradiarlos, en ese rango lineal (10 µGy a 1Gy) [22], a dosis conocidas colocadas manualmente en el acelerador lineal; por lo tanto, cada columna de dosímetros ubicados en el porta cristales (fig. 3.1) se irradió a distintas dosis conocidas: 5 cGy, 10 cGy, 15 cGy, 20 cGy, 25 cGy, 30 cGy, 35 cGy, 40 cGy, 45 cGy, 50 cGy, 55 cGy y la última se dejó sin irradiar para las lecturas de radiación de fondo. Así, luego de medir cada cristal en el lector de TLD se obtuvo 120 medidas de cada uno de los cristales, teniendo en cuenta que a cada valor de lectura obtenido para un cristal a una dosis cualquiera era restado el valor de la radiación de fondo promedio de los 10 cristales. Posteriormente se procedió a graficar *Lectura (nC) vs (Dosis (mGy))*, tomando en su caso la media de todos los 10 valores de los cristales para cualquier dosis. La gráfica anterior, es linealizada con un software especializado y de la pendiente de esta gráfica, se deduce el factor (coeficiente) de calibración, F_c , que se usará de ahí en adelante para determinar dosis absorbida de un cristal que ha sido expuesto a radiación.

$$D_i = F_c * L_i \quad (3.1)$$

El proceso descrito anteriormente se realizó tres veces, esto con el objetivo de comparar la respuesta de los cristales y descartar los cristales que presentaban desviaciones utilizando la prueba de Grubbs.

3.2.2 Recopilación de protocolos de Radiografía Digital (RD)

Para la estimación de la dosis absorbida durante diferentes imágenes diagnósticas que se pueden obtener en la posición rígida del maniquí y también teniendo en cuenta el funcionamiento del equipo, se contó con una lista con los 16 protocolos con sus respectivos valores de kV y mAs que se usan a diario en el servicio en pacientes de contextura similar a la del maniquí. Los Protocolos con sus

respectivos valores de kV, mAs y DFRI (distancia foco – receptor de imagen) se listan en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Lista de Protocolos de RD usados sobre el maniquí

Protocolo (parte en estudio)\Parámetro	Espesor de la parte en estudio [cm]	kV	Corriente*Tiempo [mA*s]	DFRI [cm]
<i>Cráneo LT (cráneo lat)</i>	15	68	22	120
<i>Cráneo PA (cráneo pa)</i>	20	73	20	120
<i>Cráneo AP (cráneo ap)</i>	20	73	20	120
<i>Abdomen AP (abdomen ap)-bipedestación</i>	21	75	36	120
<i>Abdomen LT (abdomen lt)-bipedestación</i>	30	79	32	120
<i>Pelvis AP (pelvis y parte superior de los fémures ap)</i>	19	73	22	120
<i>Cadera AP ()-bipedestacion</i>	19	70	22	120
<i>Tórax PA (costillas anteriores superiores pa)</i>	21	90	3.2	180
<i>Tórax AP (costillas posteriores ap superior)</i>	21	75	2.5	120
<i>Tórax LT (esternón lt)</i>	29	90	9	180
<i>Columna cervical AP (vertebras cervicales ap)</i>	11	70	8	120
<i>Columna cervical LT (vertebras cervical lt)</i>	11	73	14	120
<i>Columna lumbar AP (vertebras lumbares ap)</i>	21	81	40	120
<i>Columna lumbar LT(vertebras lumbares lt)</i>	27	85	50	120

<i>Columna dorsal o torácica AP (vertebras torácicas ap)</i>	21	75	25	120
<i>Columna dorsal o torácica LT (vertebras torácicas lt)</i>	33	81	32	120

3.2.3 Colocación de los dosímetros e irradiación del maniquí

Para la elaboración de cada uno de los protocolos de la tabla anterior, se insertaron en el maniquí 116 cristales TL en los órganos listados en la tabla 2.2, y los restantes 4 se dejaron para lecturas de fondo, como se aprecia en la tabla 3.2.

Tabla 3.2 Ubicación de los dosímetros TLD dentro del maniquí

ÓRGANO	DIVISIÓN DEL ÓRGANO	CANTIDAD DE DOSIMETROS TLD
CEREBRO	centro	5
GÓNADAS (TESTÍCULOS DERECHO E IZQUIERDO)	Centro	6
MÉDULA ÓSEA	Tórax	4
	Abdomen	4
COLON	Transversal	2
	Ascendente	2
	descendente	2
PULMÓN DERECHO E IZQUIERDO	Tercio superior	6
	1° tercio medio	4
	2° tercio medio	4
	Tercio inferior	6
ESTOMAGO	Centro	5
VEJIGA	Centro	5
MAMA (Derecha e izquierda)	Centro	6
HIGADO	Centro	5

ESÓFAGO	Superior	2
	Centro	2
	inferior	2
TIROIDES	centro	4
HUESOS (SUPERFICIES ÓSEAS)	Todo el cuerpo	10
PIEL	En todo el cuerpo	14
GLÁNDULAS SALIVALES	Heterogéneamente	4
RIÑONES	Centro	4
<i>RADIACIÓN DE FONDO</i>		4
<i>ENTRADA DE HAZ</i>		4
<i>SALIDA DE HAZ</i>		4
<i>TOTAL DE DOSÍMETROS</i>		120

Luego de colocar cada uno de los dosímetros en el órgano correspondiente y tener listo el maniquí, éste es llevado a la sala en donde se encuentra el equipo de rayos X, allí se cuadran todos los parámetros como la DFRI, se hace la colimación del haz y en el computador se introducen los valores de kV y mAs para cada protocolo en particular. Al maniquí se le realizaron 40 disparos por cada uno de los protocolos, esto con el objetivo de aumentar la señal termoluminiscente y evitar incertezas en la medida. En la elaboración de cada protocolo, primero se colimaba la parte del cuerpo a estudiar, luego se disparaba y así sucesivamente hasta completar 40 repeticiones. Para la colimación de un protocolo en particular se requirió de ayuda especializada que fue proporcionada por los tecnólogos del servicio de imágenes diagnósticas. De esta manera también se aprendió la técnica de cómo hacer disparos para un estudio radiodiagnóstico.

De cada uno de los protocolos realizados en el servicio de imágenes diagnósticas, se dejó constancia por medio fotográfico como aparece en la figura 3.12.



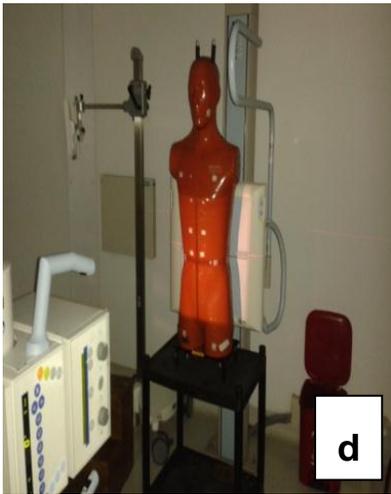
a



b



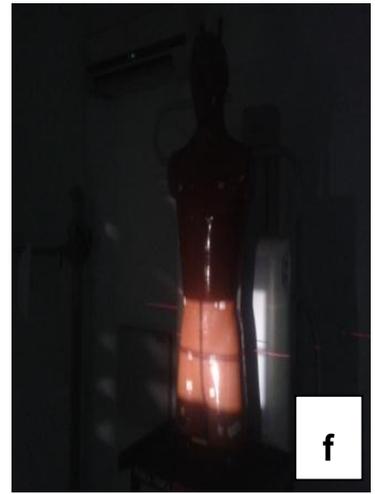
c



d



e



f



g



h



i

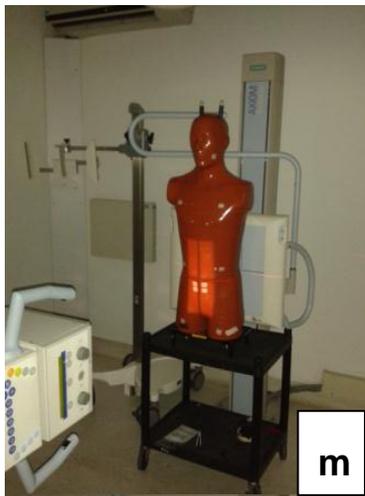


Figura 3.12 Posicionamiento del maniquí y colimación del haz de radiación para cada uno de los protocolos. (a) Craneo LT, (b) Craneo PA, (c) Craneo AP, (d) Abdomen AP, (e) Abdomen LT, (f) Pelvis AP, (g) Cadera AP, (h) Torax PA, (i) Torax AP, (j) Torax LT, (k) Columna cervical AP, (l) Columna cervical LT, (m) Columna lumbar AP, (n) Columna lumbar LT, (o) Columna dorsal AP, (p) Columna dorsal LT. (Fotos tomadas del maniquí en las instalaciones del servicio de imágenes diagnósticas de la fundación valle del Lili).

3.2.4 Lectura de los dosímetros y borrado de los mismos

Posterior a la irradiación del maniquí en la sala de rayos X, se retiran los dosímetros termoluminiscentes del mismo y son puestos sobre el porta cristales, conservando la posición matricial que inicialmente tenían antes de ser irradiados y es la misma del proceso de calibración. Luego, uno por uno es leído en el lector Harshaw y almacenada la respuesta en unidades de carga en una tabla. Para cada una de las lecturas de cada cristal se obtiene en el PC una curva de brillo como de la figura 3.13.

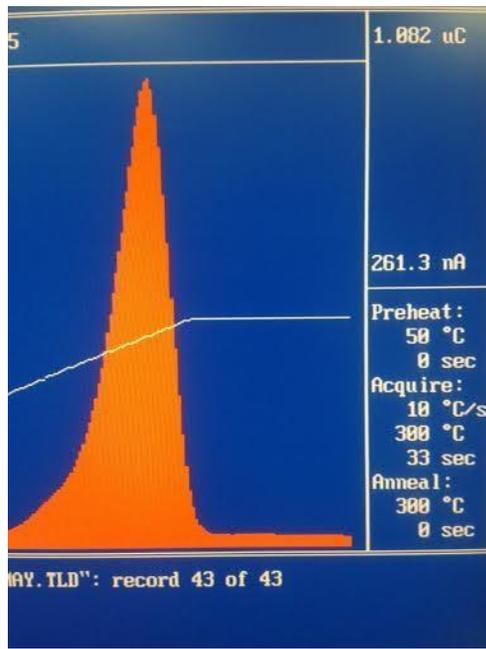


Figura 3.13. Curva de brillo característica de la respuesta termoluminiscente de un cristal. En la parte superior derecha de la pantalla se puede ver el valor en unidades de carga.

El proceso de lectura de los 120 cristales que se usaron dura aproximadamente 8 horas, tiempo en el que se pone uno en la plancheta, se inicia el proceso descrito en la figura 3.13, se adquiere el valor de la carga y así se saca el cristal que ya se leyó para poner el siguiente.

Cuando ha finalizado la lectura de todos los cristales, se pasan del porta cristales acrílico a uno semejante metálico, esto con el objetivo de llevarlos al horno programable en donde se borran siguiendo el perfil de temperaturas de la figura

3.4. Una vez acabado el proceso de borrado, ya están disponibles para ser medidos en el maniquí y seguir el proceso del numeral 3.2.3 y con esto desarrollar un nuevo protocolo.

3.2.5 Estimación de la dosis absorbida

Una vez se tienen todos los datos de lectura en unidades de carga (C) de un protocolo, se procede a organizarlos y separar cada valor a su correspondiente órgano o tejido, se promedian estos valores para cada uno de ellos y luego a este promedio se le resta el promedio de las lecturas de la radiación de fondo, así como en el proceso de calibración. Este valor, que está en unidades de carga, es puesto en la ecuación 3.1 para así obtener la dosis absorbida para cada uno de los órganos y tejidos.

El objetivo de colocar en un tejido u órgano varios cristales radica en que se pretende sacar un promedio de la dosis absorbida por ese tejido, distribuyendo los cristales lo más heterogéneamente posible dentro del mismo. Así, se asegura que esa dosis absorbida se componga de valores de todo el órgano o tejido.

Para el cálculo de la dosis equivalente se aplica la ecuación 2.5, dando el mismo valor numérico ya que estamos trabajando con fotones de rayos X, para el cálculo de la dosis efectiva se realiza la suma ponderada de la ecuación 2.6 y para el cálculo de la dosis en la superficie de entrada (ESD), que tiene en cuenta la retro dispersión, es el mismo valor para la dosis absorbida en un órgano.

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se muestra los valores del proceso de calibración y de las distintas tipos de dosis descritas en la metodología.

4.1 COEFICIENTE DE CALIBRACIÓN PARA LA RESPUESTA LINEAL

Dado que se irradiaron grupos de cristales de 10 con diferentes valores de dosis de 5 cGy en 5 cGy, se muestra a continuación la lectura del promedio para cada dosis y su respectiva desviación estándar. Cabe aclarar que estos datos corresponden al tercer proceso de medida, ya que en las dos primeras se encontraron cristales que presentaban desviaciones que no cumplían con el criterio de Grubbs, los cuales fueron retirados y reemplazados.

Tabla 4.1 Lecturas promediadas obtenidas del lector Harshaw 3500

Dosis [cGy]	Promedio de lectura [nC]	Desviación estándar [σ]
5	34.384	1.3096
10	66.725	1.0305
15	102.41	2.0363
20	139.23	2.0144
25	168.19	4.9617
30	202.34	4.8733
35	237.61	13.1029
40	281.99	7.5699
45	313.32	8.1979
50	346.23	16.4121
55	377.78	17.7013
Radiación de fondo	0.1087	0.0089

Los datos de la lectura de cada cristal, se muestran en el anexo A. A cada valor de lectura de cada uno de los cristales se le resta el promedio de lectura de la radiación de fondo de la tabla anterior. Así se obtiene la figura 4.1, en donde se ha linealizado la gráfica Lectura [nC] vs. Dosis [mGy] usando un software especializado.

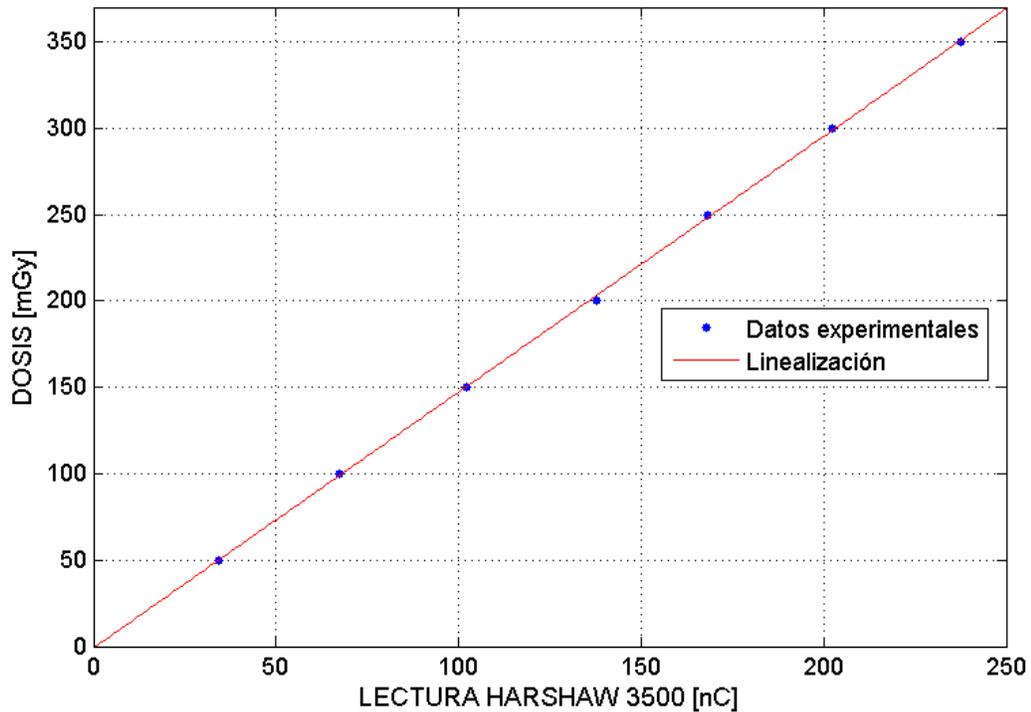


Figura 4.1 Respuesta termoluminiscente de los cristales (azul).

De la pendiente de la línea roja de la figura 4.1 se puede deducir el factor de calibración y su respectiva desviación estándar, así:

$$F_c = 1.4802 \left[\frac{mGy}{nC} \right] \pm 0.0152 \left[\frac{mGy}{nC} \right] \quad (4.1)$$

El punto de corte mostrado en la figura 4.1 no se tiene en cuenta debido a que no es posible saber con precisión la respuesta termoluminiscente de los cristales cuando “no” ha recibido radiación.

4.2 VALORES DE DOSIS PARA PROTOCOLOS DE RADIOGRAFÍA DIGITAL (RD)

Una vez obtenido el factor de calibración, ecuación (4.1), se procede ahora a hacer las medidas de todos los protocolos listados en la tabla (3.1). Para visualizar parte de los resultados se construye un diagrama de barras, para cada uno de los

protocolos (figuras 4.2 a 4.17), donde se muestra: la dosis equivalente en cada uno de los tejidos (que es la misma dosis absorbida en valor numérico, pero cambia las unidades debido a su diferente sentido físico) (ver numeral 2.9.1.3 del capítulo 2); y se muestra en otro diagrama de barras (figura 4.18) la dosis efectiva encontrada comparada con la dosis efectiva de referencia internacional dada en la tabla 4.2. Los datos numéricos de las dosis se pueden apreciar en el anexo B.

Tabla 4.2 Dosis efectivas representativas para los estudios de rayos X comunes. (Tomado de [28]).

	Dosis efectiva (mSv)	Cantidad equivalente de placas de tórax
<i>Tipo de estudio</i>		
Radiografía de extremidades	< 0,01	< 0,5
Radiografía de tórax PA	0,02	1
Radiografía de cráneo	0,07	3,5
Radiografía de cadera	0,3	15
Radiografía de columna dorsal	0,7	35
Radiografía de columna lumbar	1,3	65
Radiografía de pelvis	0,7	35
Radiografía de abdomen	1,0	50
Esofagograma	1,5	75
Urograma excretor	2,5	125
Esófago-gastro-duodenal	3	150
Tránsito intestinal	3	150
Colon por enema	7	350

Los diagramas de barras para cada uno de los protocolos se muestran a continuación.

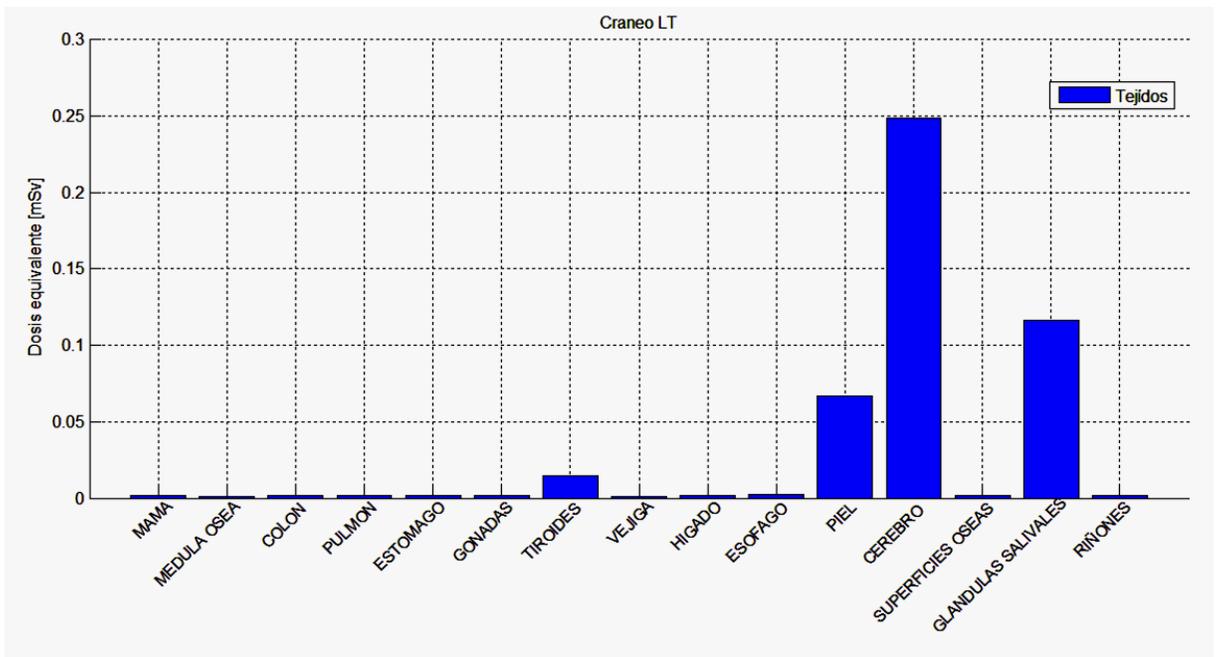


Figura 4.2 Protocolo cráneo LT

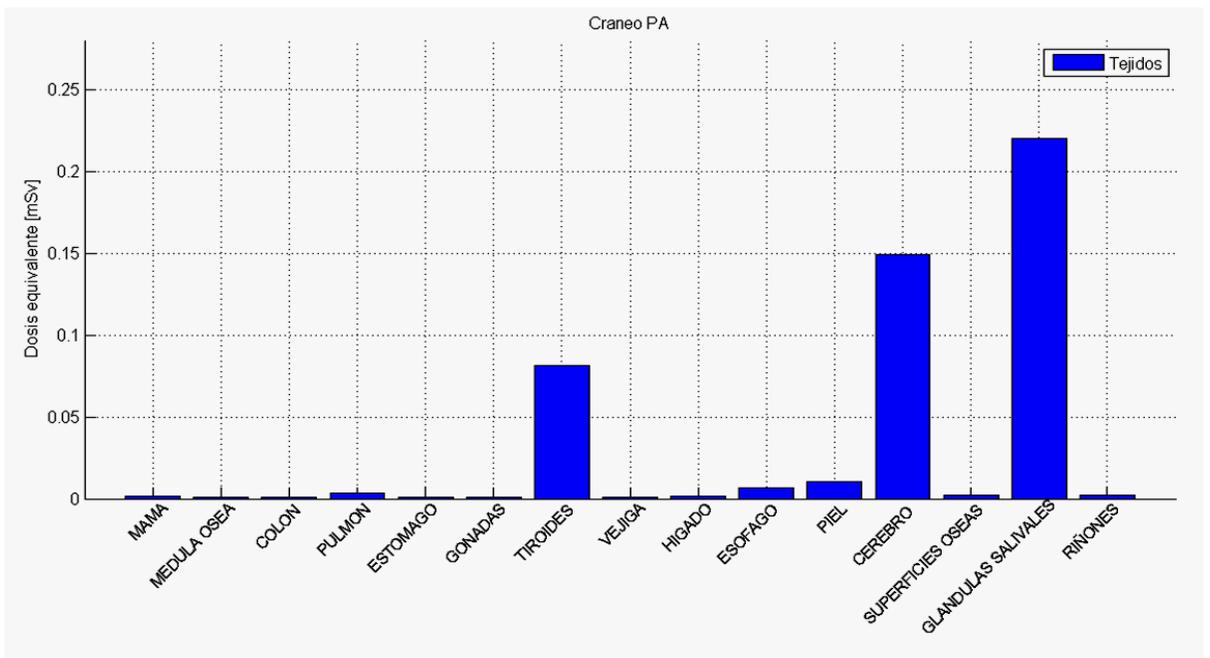


Figura 4.3 Protocolo cráneo PA

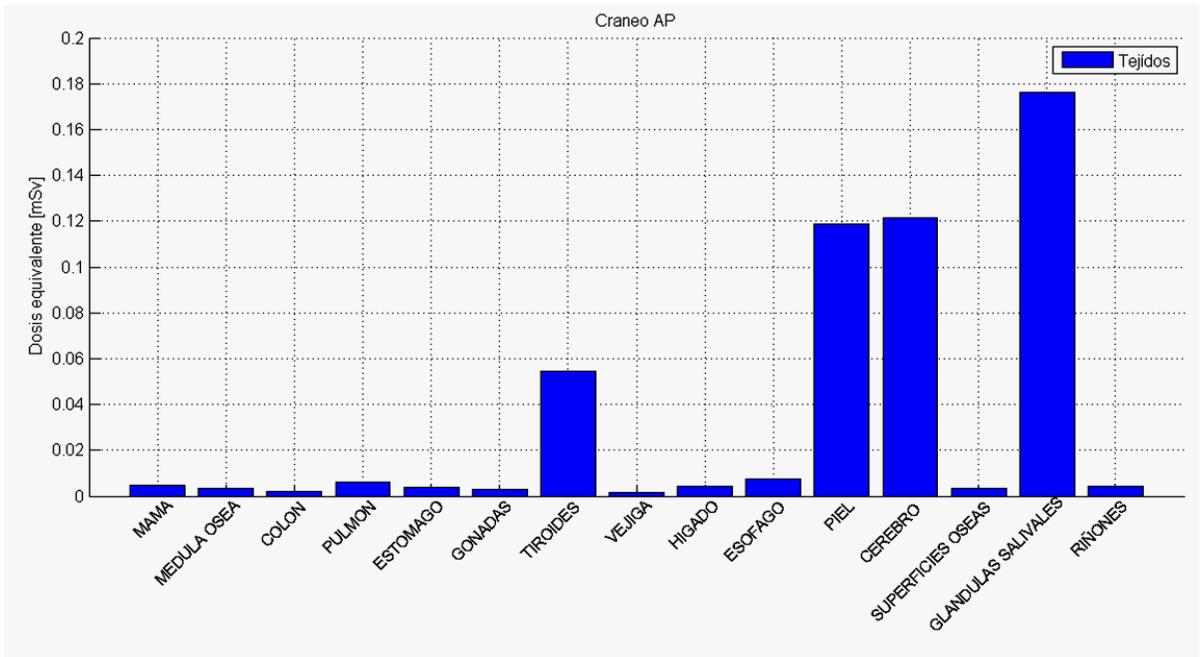


Figura 4.4 Protocolo cráneo AP

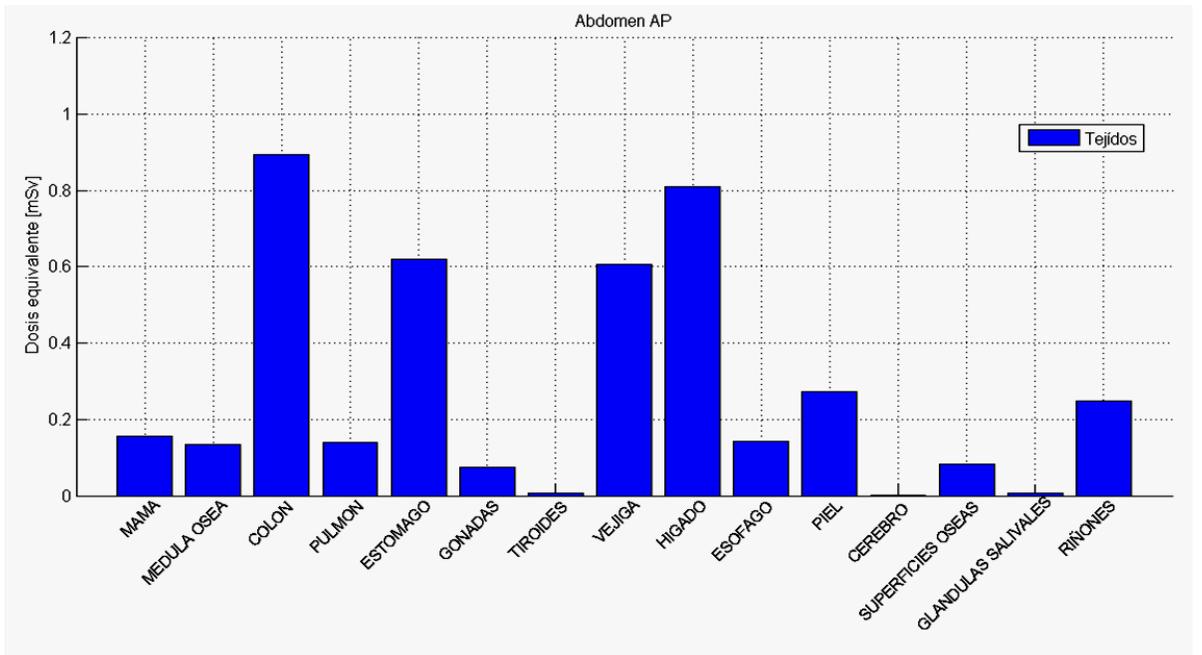


Figura 4.5 Protocolo abdomen AP

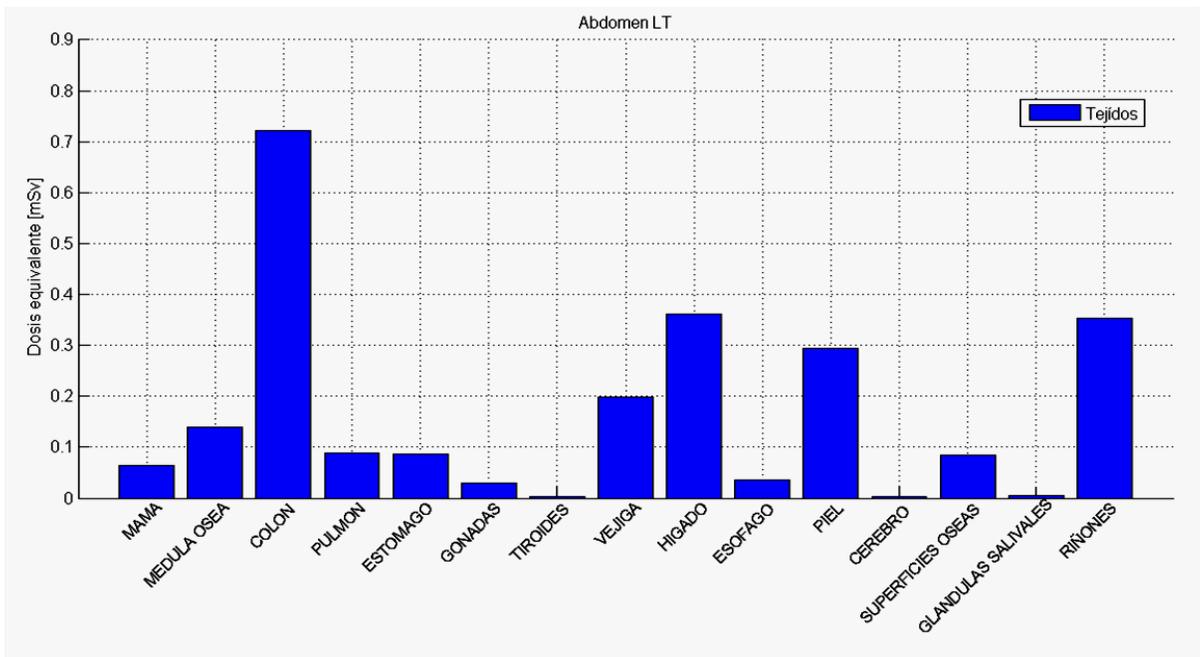


Figura 4.6 Protocolo abdomen LT

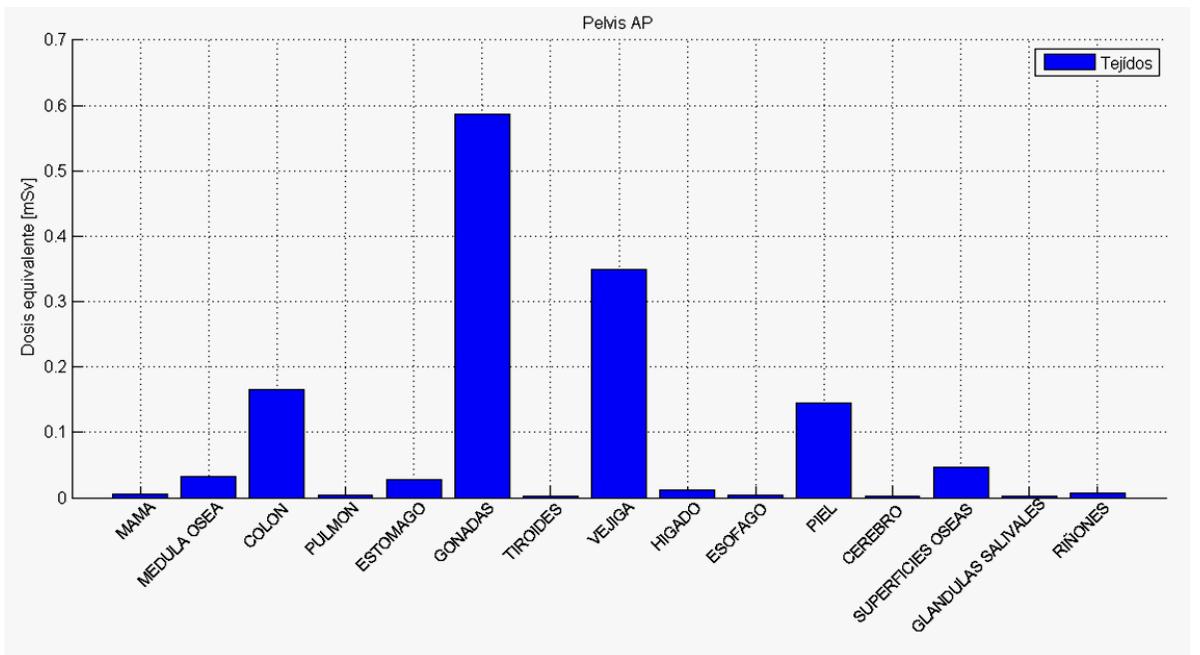


Figura 4.7 Protocolo pelvis AP

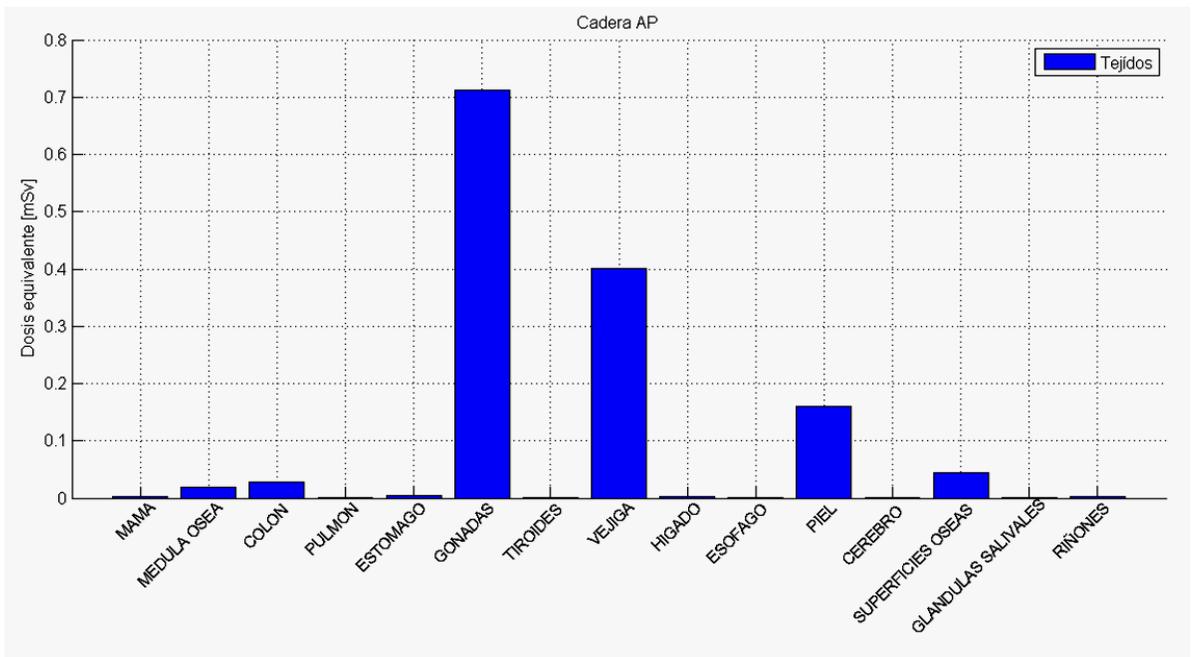


Figura 4.8 Protocolo cadera AP

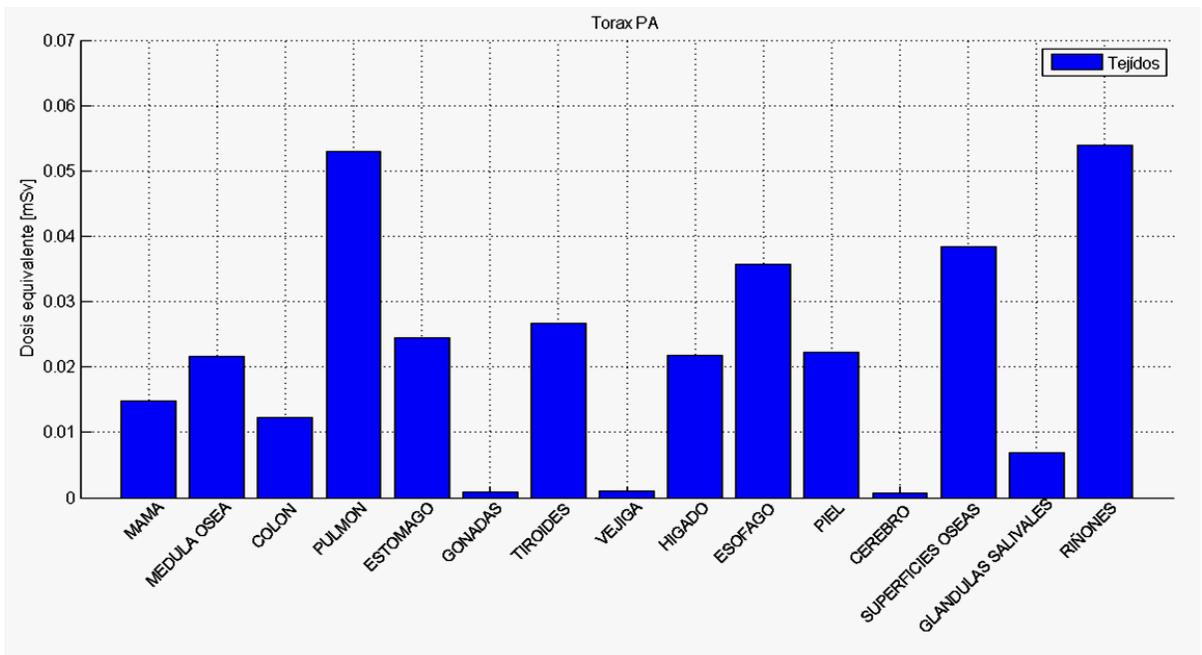


Figura 4.9 Protocolo Tórax PA

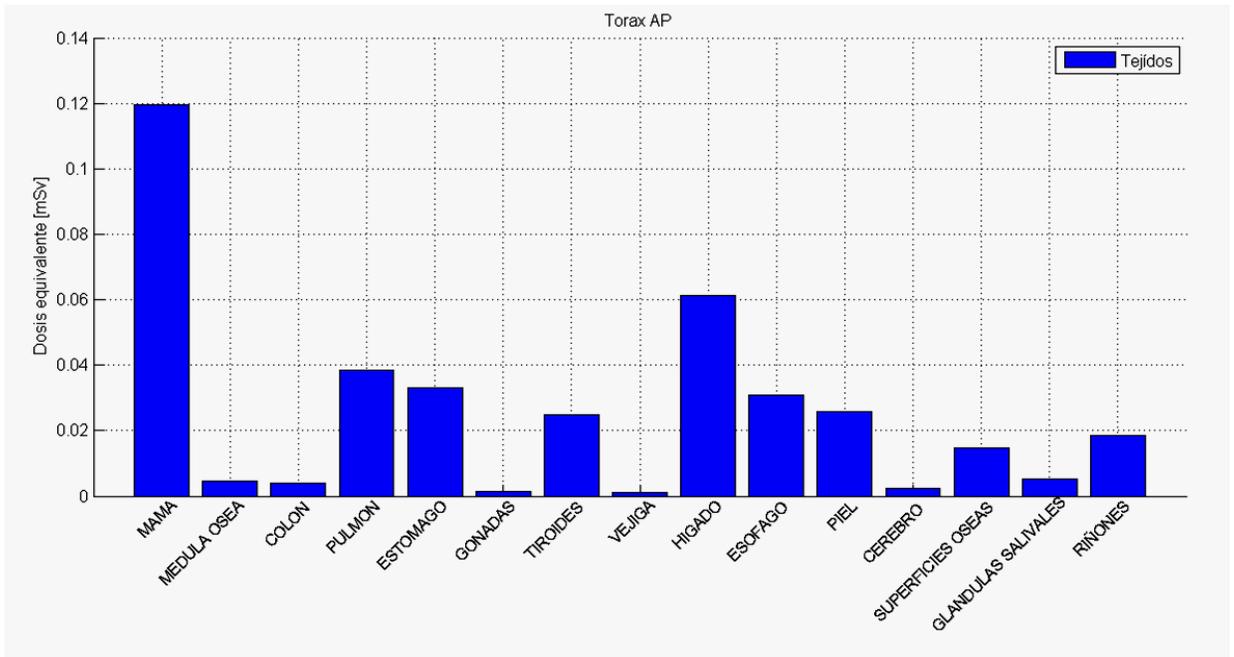


Figura 4.10 Protocolo Tórax AP

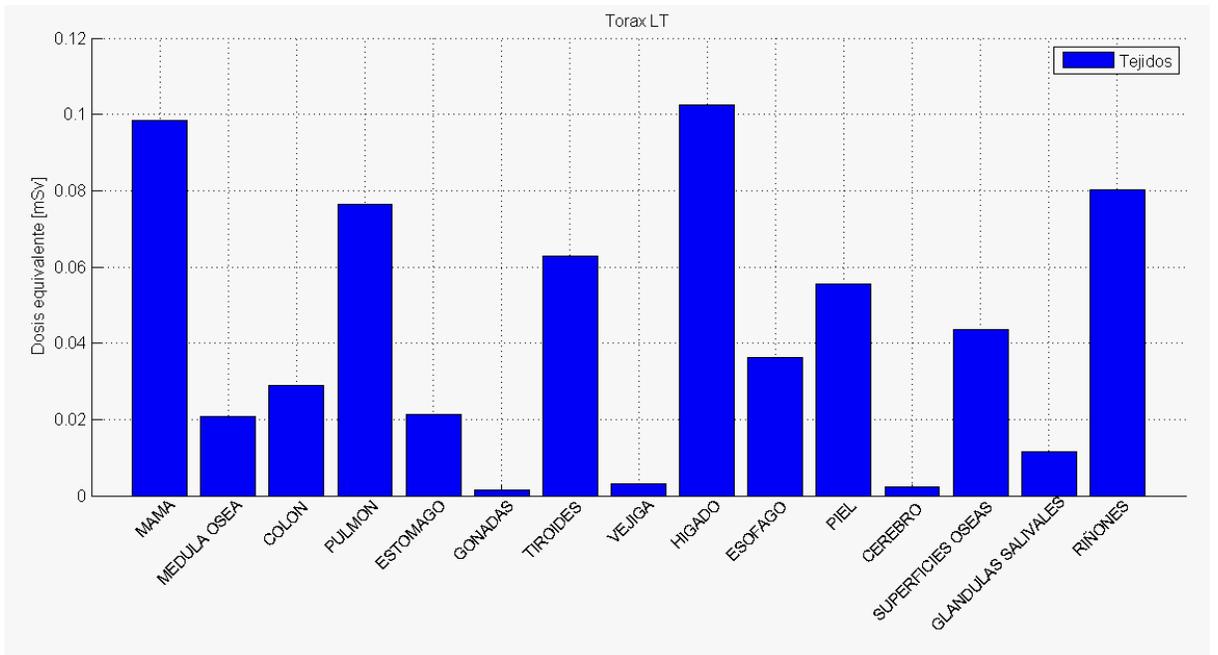


Figura 4.11 Protocolo Tórax LT

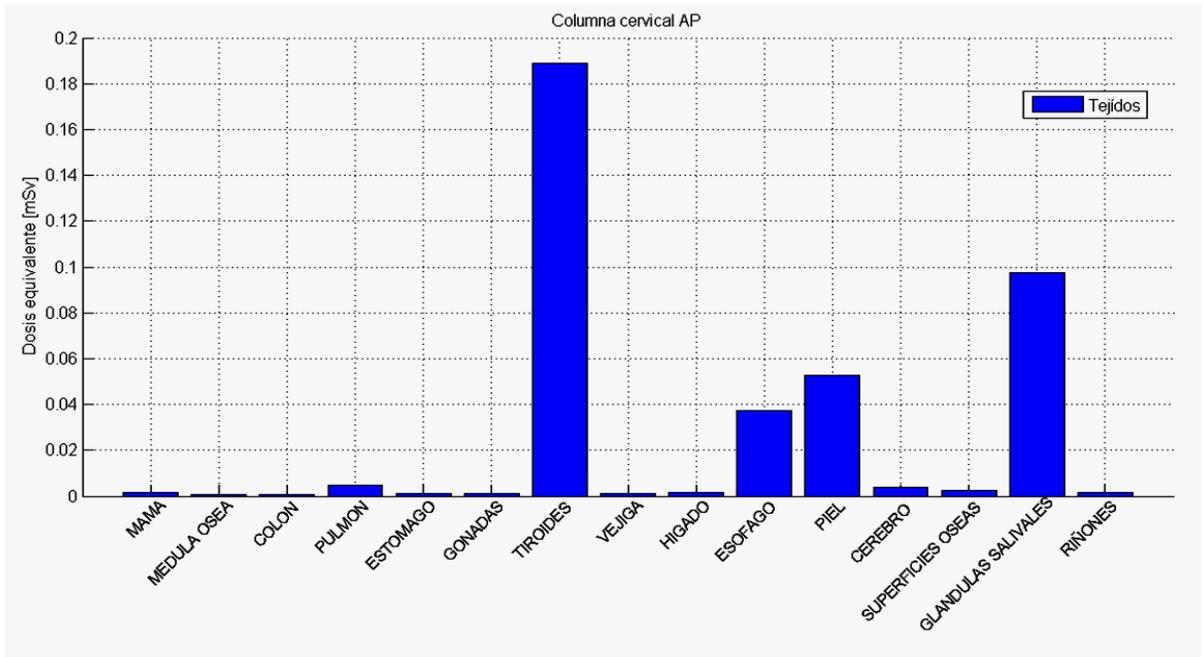


Figura 4.12 Protocolo Columna Cervical AP

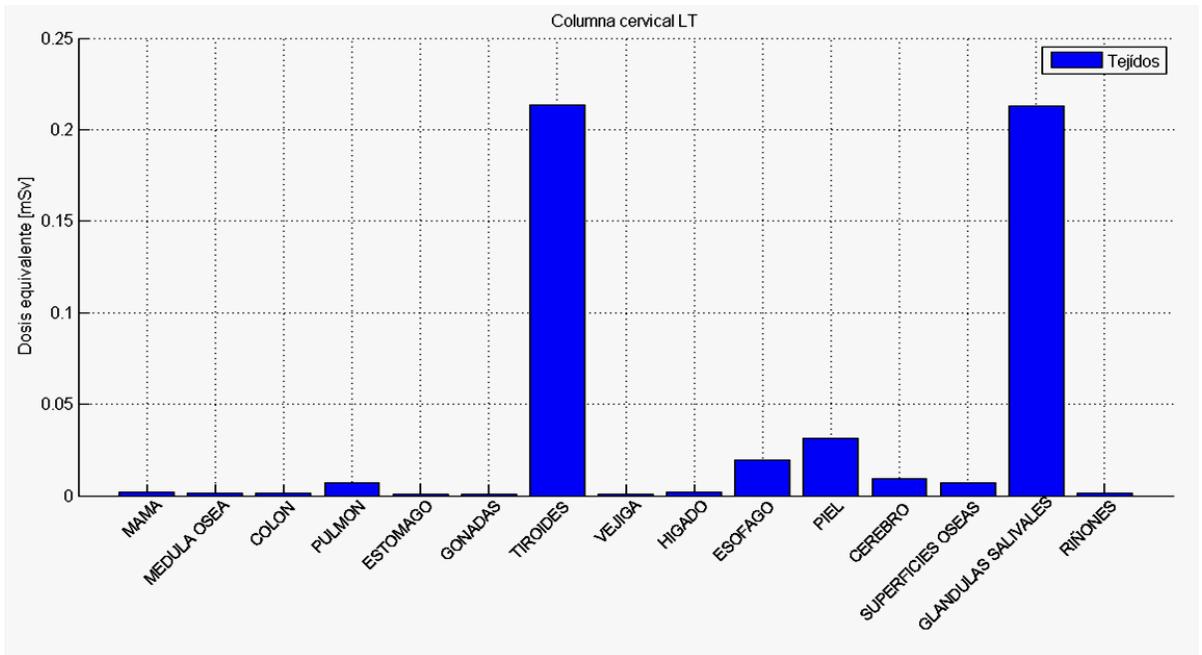


Figura 4.13 Protocolo Columna Cervical LT

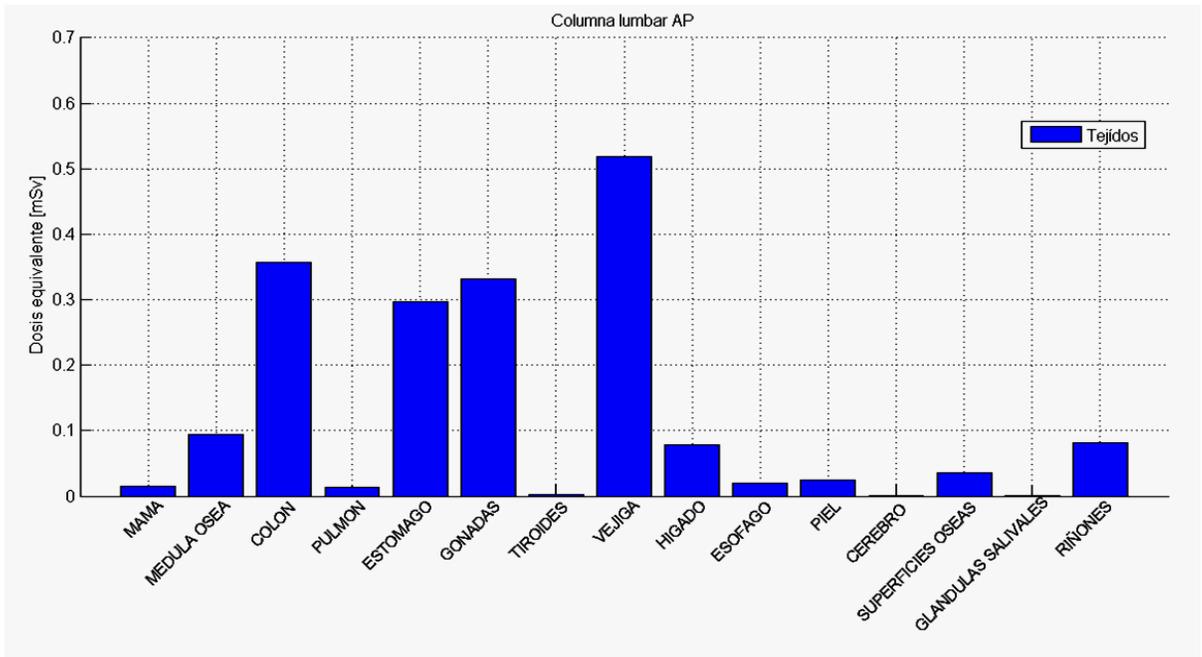


Figura 4.14 Protocolo Columna Lumbar AP

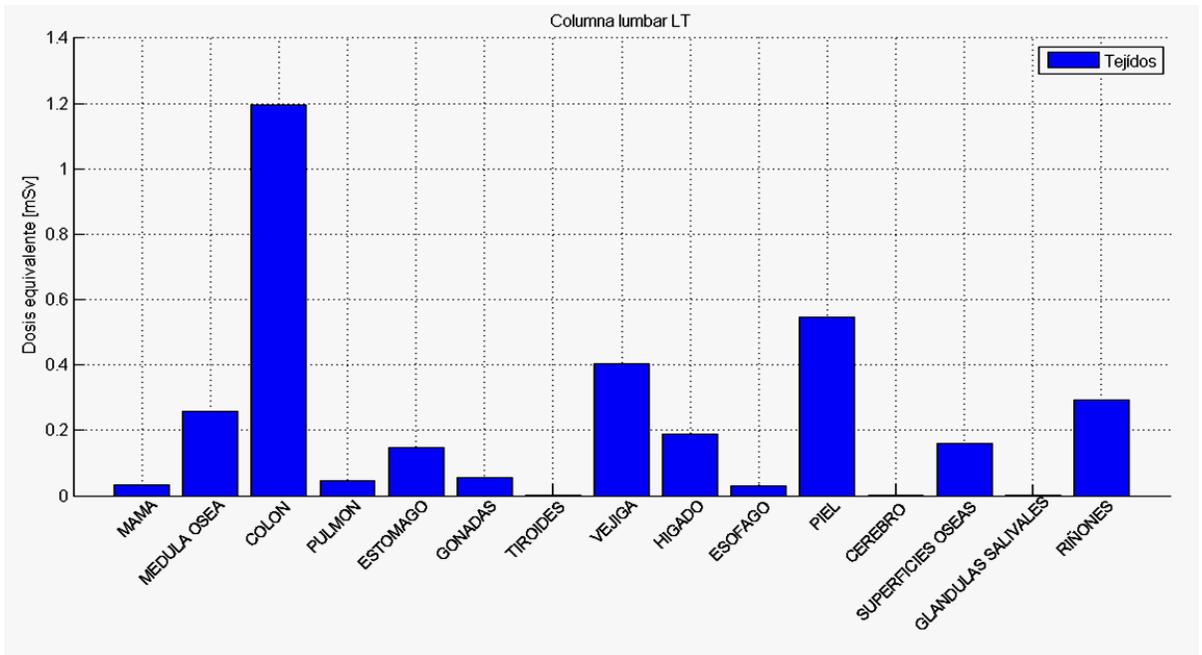


Figura 4.15 Protocolo Columna Lumbar LT

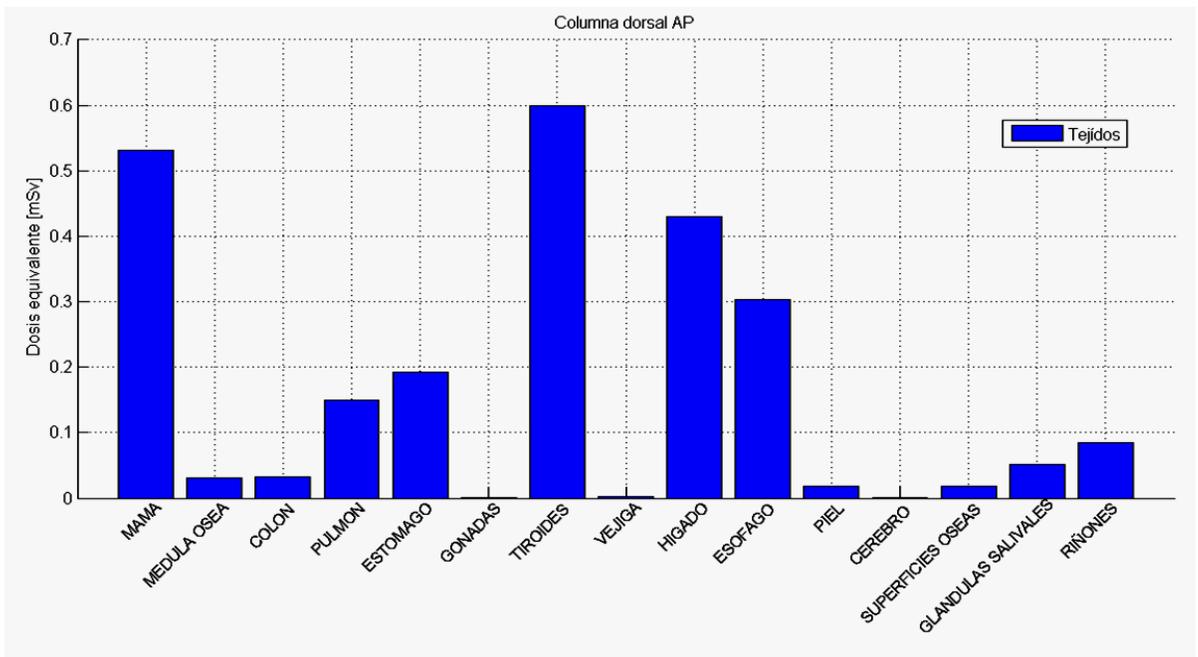


Figura 4.16 Protocolo Columna dorsal AP

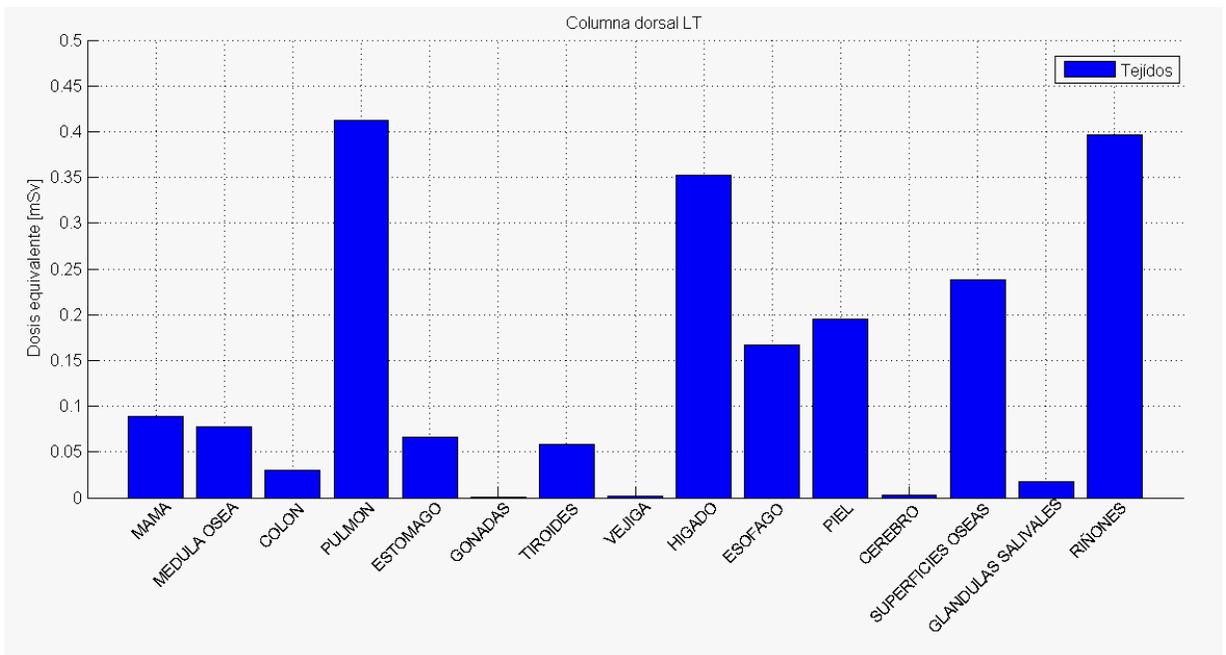


Figura 4.17 Protocolo Columna dorsal LT

El diagrama de barras con los valores de dosis efectiva encontrado para cada protocolo y el dato internacionalmente de referencia se muestran a continuación. Cabe aclarar que el protocolo que presenta mayor nivel para la dosis efectiva es la radiografía de Columna lumbar con 1.3 mSv, y el menor es el Torax PA con 0.02 mSv.

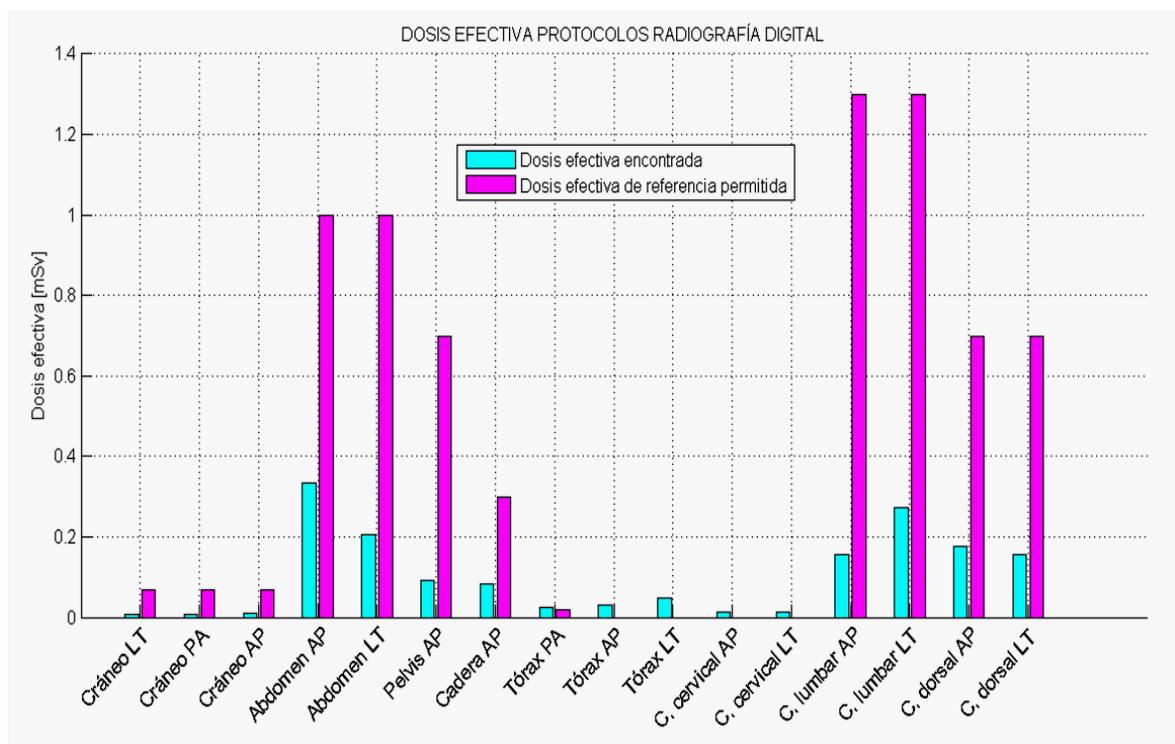


Figura 4.18 Dosis efectiva encontrada comparada con la dosis efectiva de referencia.

Como se aprecia en las figuras anteriores, para todos los 16 protocolos, los resultados son muy buenos si se compara con el valor para la dosis efectiva; en todos los estudios el valor para la dosis efectiva calculada (barra celeste) siempre está por debajo del nivel de referencia representativo para cada tipo de estudio (barra purpura), excepto para el protocolo Tórax PA. Cabe resaltar que en cada uno de los estudios diagnósticos que se realizaron sobre el maniquí no se usó protectores plomados en ninguna parte del cuerpo del mismo, esto implica que si se hubieran usado protectores plomados que comúnmente se utilizan en un protocolo dado, el valor de la dosis de los tejidos que cubre el protector disminuiría y por tanto la dosis efectiva también lo haría. Se trae esto a colación, debido a que en el día a día del servicio de imágenes diagnosticas, cuando se toman estudios de radiografía digital, el tecnólogo encargado de realizar el protocolo coloca

protectores plomados sobre el cuerpo del paciente. El valor de la dosis efectiva encontrado para el protocolo Tórax Pa está por encima del nivel de referencia por 0.0058 mSv, el cual está por debajo de la incertidumbre que se obtuvo para el factor de calibración y además se puede encontrar un valor de dosis efectiva por debajo del nivel de referencia internacional si se coloca protección plomada para este tipo de estudio.

Otra tabla que sirve para comparar los resultados y mostrar la viabilidad de la técnica es la tabla 4.3, en donde se muestran algunos efectos sobre tejidos y órganos expuestos a la radiación.

Tabla 4.3 Efectos sobre algunos tejidos y órganos expuestos según la dosis. (Tomado de [28])

Órgano	Dosis media absorbida (Gy)	Efectos
Piel	5	Alopecia
Piel	2 a 5	Eritema
Testículo	> 4	Esterilidad permanente
Testículo	0,15 a 4	Esterilidad temporal
Ovarios	> 3	Esterilidad permanente
Ovarios	> 0,6	Esterilidad temporal
Cristalino	> 2	Cataratas
Médula ósea	0,25	Decrecimiento plaquetario

Al evaluar las dosis absorbidas recibidas por cada tejido en todos los protocolos realizados, se puede extraer que en ninguno de ellos la dosis es superior al nivel de referencia establecido en la tabla 4.3 para los tejidos mencionados ahí. Esto permite avalar las técnicas radiográficas utilizadas en la FVL que van en pro de la protección radiológica del paciente como lo exige la resolución No. 18 1434 de diciembre 5 de 2002, por el cual se adopta el Reglamento de Protección y Seguridad Radiológica.

En lo que sigue se pretende analizar el valor para la ESD (dosis en la superficie de entrada) de cada uno de los protocolos, basados en valores proporcionados por el Organismo Internacional de Energía Atómica (tabla 4.4). Es importante mencionar

aquí que de acuerdo al Organismo Internacional de Energía Atómica, la ESD se puede medir utilizando TLD [29].

Tabla 4.4 Niveles orientativos de dosis aplicables en radiografía diagnóstica a un paciente adulto típico. (Tomado de [30]).

Examen	Dosis de entrada en superficie por radiografía ^a (mGy)	
Columna vertebral lumbar	AP	10
	LAT	30
	ASL	40
Abdomen, urografía y colecistografía intravenosas	AP	10
Pelvis	AP	10
Articulación de la cadera	AP	10
Tórax	PA	0,4
	LAT	1,5
Columna vertebral torácica	AP	7
	LAT	20
Dental	Periapical	7
	AP	5
Cráneo	PA	5
	LAT	3

Notas: PA: Proyección posteroanterior; LAT: Proyección lateral; ASL: Proyección de la articulación sacrolumbar; AP: Proyección anteroposterior.

^a En aire, con retrodispersión. Estos valores son aplicables a una combinación placa-pantalla convencional con una sensibilidad relativa de 200. Para las combinaciones placa-pantalla de alta sensibilidad (400–600), los valores deberían dividirse por un factor de 2 a 3.

El sistema placa-pantalla del equipo de radiografía digital cuenta con un detector Trixell pixium 4600, silicio amorfo, centelleador CsJ; el cual realiza la conversión directa a una imagen digital, por tanto los valores de la tabla pueden dividirse por un factor de 2 a 3. Para los protocolos en estudio se encontró experimentalmente (Tabla 4.5).

Tabla 4.5 Valores hallados experimentalmente de la ESD para cada uno de los protocolos utilizados

<i>PROTOCOLO</i>	<i>DOSIS EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA (ESD) [mGy]</i>
Cráneo LT	1.0530
Cráneo PA	0.9920
Cráneo AP	1.0281
Abdomen AP	2.1336
Abdomen LT	2.5626
Pelvis AP	1.0396
Cadera AP	1.2405
Tórax PA	0.1322
Tórax AP	0.1557
Tórax LT	0.3914
Columna cervical AP	0.3777
Columna cervical LT	0.8101
Columna lumbar AP	1.5794
Columna lumbar LT	4.5211
Columna dorsal o torácica AP	1.4063
Columna dorsal o torácica LT	3.0198

Para comparar los valores encontrados con los valores de referencia internacional, se construye un diagrama de barras, como se aprecia a continuación (figura 4.19). En este, se dividió el valor de referencia internacional por un factor de 3, para ser lo más estrictos posibles.

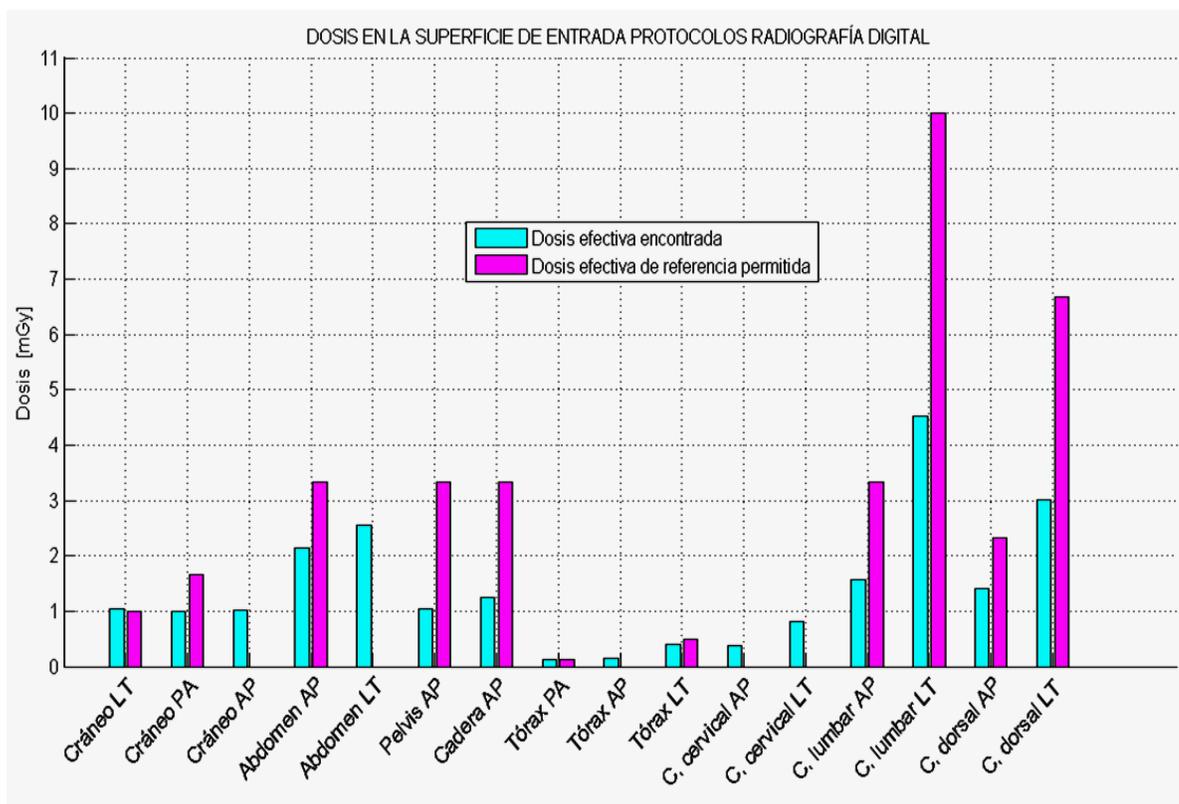


Figura 4.19 ESD encontrada comparada con la ESD de referencia a nivel internacional.

Como se puede deducir de la tabla 4.5 y de la figura 4.19, los resultados para todos los protocolos en estudio están por debajo a los niveles orientativos de dosis de la tabla 4.4, excepto para el protocolo Cráneo LT. Esto implica que la técnica radiográfica que se está utilizando en FVL para pacientes adultos promedio es la adecuada con respecto a la protección radiológica del paciente. El haz primario de radiación se hace importante al evaluar y estimar la ESD, y este parámetro es muy importante para acotar los niveles para evitar eritemas en la piel de los pacientes. Según el *Organismo Internacional de Energía Atómica*, excluyendo los factores específicos de los pacientes, la gravedad de las lesiones depende de la dosis en piel; y la dosis en piel en este caso es la misma que la ESD ya que es la que recibe el haz de radiación primario. A dosis de hasta unos 2 Gy no es de esperar que aparezcan efectos nocivos, a menos que la piel haya sido expuesta anteriormente. Nuevamente y en base a los resultados de la tabla 4.5 para ninguno de los protocolos se presentan lesiones en la piel a los pacientes expuestos a estos estudios de radiodiagnóstico [31]. El valor de la ESD encontrado para el protocolo Craneo LT está por encima del nivel de referencia internacional por 0.053 mGy, el cual está por encima de la incerteza obtenida para

el factor de calibración, por ende en este caso se recomienda disminuir un poco el valor para el mAs cuando se realice este tipo de estudio. Por otra parte, si se divide el valor de referencia entre 2.5, que está en el rango recomendado por el organismo, el valor obtenido experimentalmente para la ESD en Cráneo LT perfectamente está por debajo del nivel de referencia.

Con los valores que se toman de kV y mAs para cada protocolo en particular, la calidad de la imagen es buena ya que esos valores son los usados comúnmente en pacientes adultos típicos que por supuesto corresponden a la textura del maniquí. Una muestra de ello es una foto tomada a la pantalla del control de mandos del equipo de radiografía digital donde se aprecia un estudio de radiografía lumbar AP hecho sobre el maniquí (Figura 4.20).

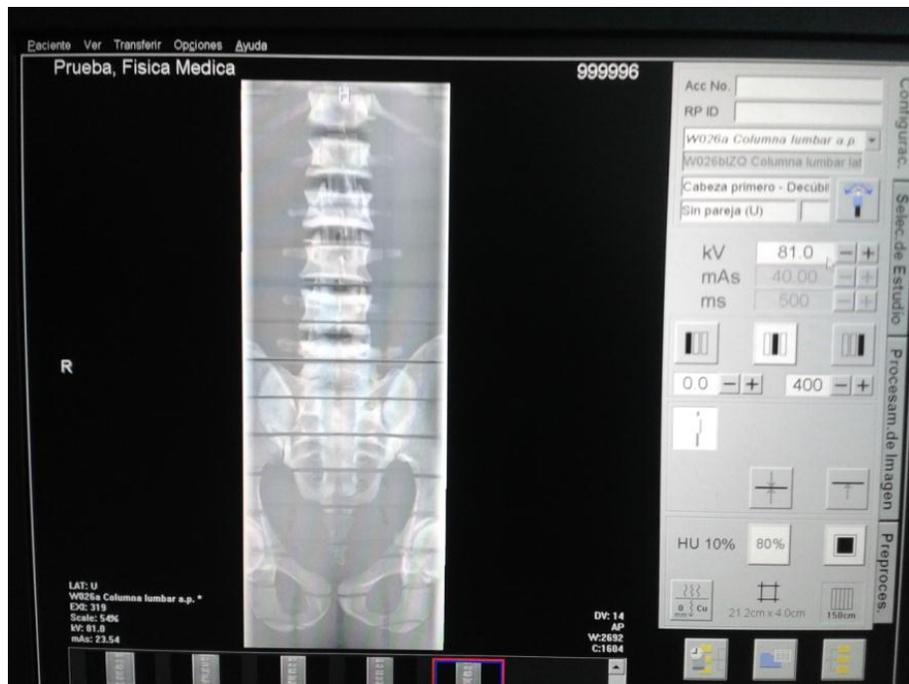


Figura 4.20 Radiografía digital de la columna lumbar AP hecha sobre el maniquí.

5. CONCLUSIONES

En el proceso de calibración de los cristales termoluminiscentes se adoptan estándares de calibración que se han efectuado en otras investigaciones en el área de protección radiológica en la FVL, se obtuvo una respuesta lineal de los cristales TL en el rango de [10 μ Gy – 1Gy] tal como lo indica el fabricante, y es por ello que resultó preponderante utilizar la prueba de Grubbs para poder desestimar los cristales que no responden como los demás. La incertidumbre en el factor de calibración del 1.027 % permite deducir que este sistema de medición es muy preciso y que la desviación en la respuesta lineal de los TLD es muy insignificante. El método termoluminiscente para la estimación de dosis en pacientes expuestos a radiación ionizante resulta viable debido a que los cristales, una vez seleccionados, tienen una buena sensibilidad y similitud en su respuesta ante las condiciones para las que son utilizados.

En todos los protocolos tratados en esta investigación, se aprecia una correspondencia entre la dosis equivalente mayor en un tejido que está situado en el camino del haz primario de radiación y una dosis equivalente menor en el tejido que está apartado de éste. Un ejemplo se puede apreciar en la figura 4.2 que representa el protocolo Cráneo PA, en éste, las glándulas salivales, el cerebro y la tiroides poseen una dosis equivalente mucho mayor que los demás tejidos radiosensibles. El protocolo Tórax PA, mostró una distribución de dosis más homogénea en los tejidos radiosensibles que el protocolo anterior, debido a que en la elaboración de esta práctica el haz primario de radiación abarca una mayor parte del cuerpo ya que se desea ver toda la zona torácica. Podría pensarse que aquellos tejidos que no se encuentran en el camino directo del haz de radiación no reportarán dosis absorbida, pero como se pudo observar desde la figura 4.2 hasta la figura 4.17 todos los tejidos radiosensibles acumulan niveles de dosis debido a la radiación dispersa y de fuga. El hecho de utilizar unos valores de kV y mAs mayores no necesariamente implica que se va a obtener una dosis efectiva mayor, un ejemplo claro es en los dos protocolos mencionados anteriormente; donde para el Tórax Pa se obtuvo 0.0258 mSv y para el cráneo Pa 0.0087 mSv, esto es debido particularmente a que en el estudio de Tórax Pa el haz primario abarca una mayor cantidad de tejidos, que a la larga aportan a la suma para calcular la dosis efectiva.

En todos los procedimientos de radiografía digital (RD) en los que se puede comparar, es fácil ver que la dosis efectiva calculada siempre está por debajo del

nivel de referencia establecido en la tabla; en el protocolo Tórax PA experimentalmente da un poco mayor que el nivel de referencia, pero esa diferencia está dentro del valor de la incertidumbre del factor de calibración, además en éste protocolo se puede minimizar la dosis absorbida en gónadas y vejiga colocando una falda plomada de la cintura para abajo cuando se realice el estudio, y con ello disminuyendo la dosis efectiva hasta llegar por muy debajo del nivel de referencia; así se corrobora la viabilidad de la práctica para todos los protocolos, mostrando que los parámetros que se utilizan al realizar una radiografía digital en FVL son los acertados y van en pro de la seguridad del paciente. La dosis en la superficie de entrada es quizás la magnitud más importante de esta investigación; para todos los protocolos realizados sobre el maniquí, se encuentra según la tabla 4.4 que los resultados que se pueden comparar están siempre por debajo de los niveles orientativos, excepto para el protocolo Cráneo LT, en donde como se explicó en la sección de resultados se recomienda disminuir un poco el valor del mAs para llegar al nivel de referencia, esto teniendo en cuenta que se dividió por el valor más alto que es tres, y así se está siendo muy estricto. Esto significa, que los parámetros utilizados en la FVL para la toma de radiografías en el ambiente clínico con pacientes reales son seguros y se ajustan a las normativas, evitando la posible aparición de eritemas en la piel, ya que en ningún protocolo se llega a los niveles de la tabla 4.3.

Al comparar protocolos que se realizaron utilizando la misma DFS y el mismo valor de kV, solo cambiando el valor de mAs, se pudo observar que la ESD es más elevada para aquel protocolo que tenía un mAs mayor, concluyéndose así que este parámetro es el que está relacionado directamente con la dosis que recibe el paciente. Un ejemplo claro de esta situación, es comparando Columna cervical LT con Cráneo AP, el primero reporta 0.8101 mGy y el segundo 1.0281 mGy, para un mismo valor de kV y DFS. Por otra parte si se comparan estudios que utilizan el mismo valor para mAs y se varia el kV, se puede notar que el valor de la dosis en la superficie de entrada no cambia significativamente, y por tanto se puede decir que este parámetro no influye significativamente en la dosis impartida al paciente. Para ver un ejemplo de esto están los protocolos Cráneo LT y Pelvis AP, en donde el primero registró 1.0530 mGy y el segundo 1.0396 mGy.

En la práctica clínica los encargados de realizar los estudios de radiografía digital son los tecnólogos en radiología e imágenes diagnósticas, quienes según la contextura y talla del paciente en particular, ajustan los parámetros como kV, mAs y DFP; como el maniquí representa a un ser humano de contextura promedio, se

puede decir que todos los valores de dosis hallados en esta investigación para cada protocolo son los más comúnmente recibidos por el público en general cuando se somete a este tipo de exámenes diagnósticos. Cuando se habla de protección radiológica en el paciente, quiere decir que cuando el tecnólogo realice un estudio radiodiagnóstico debe cubrir con protectores plomados los tejidos radiosensibles que no están en la dirección del haz primario de radiación, así, como en esta investigación nunca se usaron protectores plomados sobre el maniquí, los valores de dosis efectiva para cada uno de los protocolos son algo menores, si se considera el hecho de que en la práctica clínica siempre se deben usar protectores plomados.

Según la resolución 181434 de 2002 del ministerio de minas y energías, por el cual se adopta el reglamento de protección y seguridad radiológica para las organizaciones que trabajan con radiación ionizante, se establecen unos límites en el público para la dosis efectiva en un año de 1 mSv, y como se puede ver de todos los protocolos realizados el cálculo de la dosis efectiva siempre está por debajo para una sola radiografía. Esto significa que si se compara con el estudio más común, Tórax PA, un paciente tendría que realizarse alrededor de 39 radiografías al año para alcanzar el valor de 1 mSv, lo cual es muy improbable. Este reglamento también limita un nivel de dosis para el cual si se supera se supone intervenir y suspender la práctica; en el caso de las gónadas se establece un valor de 3 Gy y como se puede observar en los resultados en ningún protocolo se supera este valor para una sola radiografía. Para la exposición crónica el nivel de actuación en gónadas es de 0.2 Sv/año, que al compararlo con los resultados de la Pelvis AP darían alrededor de 340 radiografías al año en un solo paciente, lo cual es poco probable. El mismo análisis podría realizarse para todos los demás protocolos llegando a la conclusión de que en la FVL se trabaja por debajo de los límites establecidos. Otra resolución que entra a ser preponderante es la número 00002003 de 2014, en la cual se definen los procedimientos y condiciones de habilitación de servicios de salud; para un servicio de imágenes diagnósticas se necesita que el servicio, para lo que nos interesa en esta investigación, contar en las salas donde se cuente con un equipo de rayos X de: delantal plomado y protector gonadal y de tiroides. Con estos accesorios, disponibles en su totalidad en la FVL, utilizados correctamente durante la realización de estudios radiográficos se minimiza el valor de la dosis efectiva en el paciente, y con esto se logra disminuir los efectos estocásticos a largo plazo.

6. PERSPECTIVAS

Este trabajo de investigación permitió dar una visión más panorámica y concreta sobre el valor de dosis absorbida en 15 distintos tejidos, dosis en la superficie de entrada (ESD) y dosis efectiva en 16 estudios comunes de radiografía digital. Para un servicio de imágenes diagnósticas dentro de una organización prestadora de servicios de salud y especialmente para la FVL, es indispensable contar con estos valores para poder en un futuro próximo generar reportes de resultados en la historia clínica del paciente. Debido al gran crecimiento que ha tenido la FVL, existen muchos servicios en ella, que durante sus prácticas diarias en la elaboración de estudios diagnósticos y/o terapéuticos utilizan radiación ionizante. Los organismos internacionales como la ICRP y la OIEA recomiendan en sus estatutos la maximización de la protección para el TOE y la minimización de la dosis para el paciente; es por ello que resulta preponderante la capacitación continuada del TOE y la realización de investigaciones dosimétricas como esta para saber si se está trabajando según las directrices.

En servicios asistenciales de la FVL que trabajan con radiación ionizante, tales como: cateterismo, intervencionismo vascular, radioterapia, medicina nuclear, endoscopia, odontología, cirugía, imágenes diagnósticas, se pueden realizar investigaciones dosimétricas que vayan en pro de la evaluación y monitoreo de las dosis recibidas por el paciente; así, esta investigación puede ser replicada en estos servicios para cuantificar estos valores de dosis y compararlos con reportes dosimétricos internacionales, y con ello verificarse que en la institución los protocolos establecidos para cada estudio diagnóstico y/o terapéutico son confiables.

Una investigación particularmente interesante que podría realizarse también en el servicio de imágenes diagnósticas, es hallar los mismos parámetros de dosis en los estudios efectuados con el fluoroscopio. La principal función de un fluoroscopio es ofrecer imágenes de estructuras anatómicas en tiempo real, además también realiza estudios dinámicos, que son exámenes que muestran el movimiento circulatorio o el de estructuras con el interior vacío. La exposición continuada a este haz de radiación eleva considerablemente los valores de dosis recibida por el paciente con respecto a un estudio de radiografía digital.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Comisión Internacional de Protección Radiológica. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publicación 103. Senda Editorial S.A. 2007.
- [2] Oliveira, V. L. (2009). *VALIDAÇÃO E APLICAÇÃO DA METODOLOGIA COMPUTACIONAL PCXMC®*. Trabajo de grado (Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares). Belo Horizonte: Universidade Federal De Minas Gerais – Ufmg. Escola De Engenharia. Departamento De Engenharia Nuclear. Curso De Pós-Graduação Em Ciências E Técnicas Nucleares, 2009.
- [3] Benavides, S. *IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MEDICION DE DOSIMETRÍA PERSONAL, EN LA FUNDACIÓN CLÍNICA VALLE DEL LILI (APLICADA AL PERSONAL OCUPACIONALMENTE EXPUESTO UTILIZANDO DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE)*. Trabajo de grado (Física). Cali, Valle del Cauca: Universidad del Valle. Facultad de ciencias naturales y exactas. Departamento de física.
- [4] Trujillo, C. *ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN ABSORBIDA POR ORGANOS EN PROCEDIMIENTOS RADIOTERAPÉUTICOS Y DE DIAGNÓSTICO EN LA FVL UTILIZANDO DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE*. Trabajo de grado (Físico). Cali: Universidad del Valle. Facultad de Ciencias Naturales y Exactas. Departamento de Física, 2013.
- [5] Molina, D. *ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN ABSORBIDA EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA*. Trabajo de grado (Ingeniero Físico). Popayan, Cauca: Universidad del Cauca. Facultad de ciencias naturales, exactas y de la educación. Departamento de física, 2015.
- [6] International commission on radiation units and measurements. *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. Bethesda, Maryland 20814 U.S.A., 1998.

- [7] Attix, F. *INTRODUCTION TO RADIOLOGICAL PHYSICS AND RADIATION DOSIMETRY*. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.
- [8] Bushberg, J., Seibert, J., Leitholdt, E., & Boone, J. *THE ESSENTIAL PHYSICS OF MEDICAL IMAGING*. Segunda edición. Philadelphia: LIPPINCOT WILLIAMS & WILKINS, 2002.
- [9] Podgorsak, E. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006.
- [10] Philip, M., Alam, N., & Jean-Claude, R. *HANDBOOK OF RADIOTHERAPY PHYSICS - Theory and Practice*. Boca Raton: Taylor & Francis Group, LLC., 2007.
- [11] Bushong, S. *MANUAL de RADIOLOGÍA para TÉCNICOS*. Novena edición. Barcelona, España: Elseiver España, S.L., 2010.
- [12] Faiz, K. *THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY*. Tercera edición. Philadelphia: LIPPINCOT WILLIAMS & WILKINS, 2003.
- [13] Jhons, H., & Cunningham, J. *THE PHYSICS OF RADIOLOGY*. Cuarta edición. Springfield: CHARLES C THOMAS PUBLISHER, 1983.
- [14] Brosed, A. *Fundamentos de Física Médica*. Madrid, España: Sociedad Española de Física Médica. 2012, Volumen 2: Radiodiagnostico: bases físicas, equipos y control de calidad.
- [15] [Bontrager, K., & Lampignano, J.. *Proyecciones radiológicas con correlación anatómica*. Séptima edición. Barcelona, España: Elseiver España, S.L. 2010.
- [16] Smith, N., & Webb, A. *Introduction to Medical Imaging - Physics, Enginnering and Clinical Applications*. New York, United States of America: Cambridge University Press, 2011.
- [17] Brosed, A. *Fundamentos de Física Médica*. Madrid, España: Sociedad Española de Física Médica, 2011, Volumen 1: Medida de la radiación.
- [18] Organismo Internacional de Energía Atómica. *Principios fundamentales de seguridad*. Viena: Dependencia de Promoción y Venta de Publicaciones, 2007.

- [19] Finestres, F. *Proteccion en Radiologia Odontologica*. Barcelona, España: Publicacions i Edicions de la Universitat de Barcelona. 2003.
- [20] Oberhofer, M., & Scharman, A. *Personnel Thermoluminescence Dosimetry*. Luxembourg: Published by the EUROPEAN COMMISSION, 1994.
- [21] Oberhofer, M., & Scharman, A. *Techniques and Management of Personnel Thermoluminescence Dosimetry Services* (Vol. II). The Netherlands: Kluwer Academic Publishers, 1993, Vol. 2.
- [22] BICRON. *Model 3500 Manual TLD Reader, Operator's Manual*. Ohio: Saint Gobain Industrial Ceramics. 1999.
- [23] Martin, J. *Physics for Radiation Protection*. Segunda edición. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2006.
- [24] RSD. *RADIOLOGY SUPPORT DEVICES*. Consultada el 21 de Junio de 2016, de THE ALDERSON RADIATION THERAPY PHANTOM (ART): www.rsdphantoms.com/rt_art.htm.
- [25] SIEMENS. *Manual del operador AXIOM Aristos MX/VX*. Munich: Siemens. 2010.
- [26] ASTM. *standardization NEWS*. Consultada el 21 de Junio de 2016, de http://www.astm.org/SNEWS/SPANISH/SPND08/datapoints_spnd08.html. Noviembre de 2008.
- [27] Uribe, I. A. *GUÍA METODOLÓGICA PARA LA SELECCIÓN DE TÉCNICAS DE DEPURACION DE DATOS*. Trabajo de grado (Maestría en Ingeniería de sistemas). Medellín: UNAL. 2010.
- [28] Revista argentina de Radiología. Año: 2014; Publicación: 78(2). Pág.:114-117.
- [29] Organismo Internacional De Energia Atómica. *PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN RADIODIAGNÓSTICO Y EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA- L10: Evaluación de dosis al paciente*. Vienna.
- [30] International Atomic Energy Agency. *Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation*. Vienna: VIC Library Cataloguing in Publication Data, 2002.

- [31] Organismo Internacional De Energia Atómica. *Eritema*. Consultada el 21 de Junio de 2016, de: [https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/5 InterventionalCardiology/erythema.htm](https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/5_InterventionalCardiology/erythema.htm)

7. ANEXOS

7.1 ANEXO A: Datos obtenidos en la calibración de los TLD

En la tabla A1 se muestra el primer proceso de calibración, de esta se retiraron los TLD que no cumplían la prueba de Grubbs (sección 3.2.1.1)(resaltados en rojo), se reemplazaron por otros, se volvió a calibrar y resulto la tabla A2 de donde se retiraron cristales usando el mismo criterio anterior, estos se reemplazaron y se volvió a calibrar resultando la tabla A3 en donde todos los cristales ya cumplieron dicho criterio.

Tabla A1. Datos obtenidos de la primera calibración.

Dosis [cGy]	TLD	Lectura [nC]	Media [nC]	Desviación estándar [nC]	PRUEBA DE GRUBBS
1	A1	7,3180	7,1268	0,1582	1,2086
	A2	7,0220			0,6625
	A3	6,8930			1,4779
	A4	7,2240			0,6144
	A5	7,1360			0,0582
	A6	7,2330			0,6713
	A7	7,1520			0,1593
	A8	7,3530			1,4298
	A9	6,9560			1,0796
	A10	6,9810			0,9216
5	B1	37,0900	36,6720	0,8971	0,4660
	B2	36,6900			0,0201
	B3	35,7200			1,0612
	B4	37,4200			0,8338
	B5	36,0600			0,6822
	B6	35,7000			1,0835
	B7	36,3300			0,3812
	B8	37,6300			1,0679
	B9	38,2600			1,7702
	B10	35,8200			0,9498
10	C1	74,2800	73,1420	2,0155	0,5646
	C2	71,7700			0,6807
	C3	70,7200			1,2017
	C4	74,4400			0,6440
	C5	73,6900			0,2719
	C6	73,4900			0,1727
	C7	72,9900			0,0754
	C8	69,6000			1,7574
	C9	76,6700			1,7504
	C10	73,7700			0,3116
15	D1	106,5000	98,3516	34,6994	0,2348

20	D2	105,6000	143,4780	10,3861	0,2089
	D3	112,4000			0,4049
	D4	111,1000			0,3674
	D5	101,9000			0,1023
	D6	111,0000			0,3645
	D7	109,7000			0,3270
	D10	112,4000			0,4049
	D9	112,8000			0,4164
	D8	0,1164			2,8310
	25	E1			146,1000
E2		144,7000	0,1177		
E3		147,8000	0,4161		
E10		150,2000	0,6472		
E5		142,2000	0,1230		
E6		141,5000	0,1904		
E7		143,7000	0,0214		
E8		151,0000	0,7242		
E9		151,8000	0,8013		
E4		115,7800	2,6668		
30	F1	183,4000	221,0560	7,6188	0,3674
	F2	187,3000			0,6141
	F3	179,0000			1,4747
	F4	180,4000			1,1224
	F5	182,8000			0,5184
	F6	188,8000			0,9915
	F7	183,2000			0,4178
	F8	186,7000			0,4631
	F9	184,8000			0,0151
	F10	192,2000			1,8472
30	G1	224,7000	221,0560	7,6188	0,4783
	G2	227,8000			0,8852
	G3	216,4000			0,6111
	G4	219,6000			0,1911
	G5	204,6000			2,1599
	G6	224,0000			0,3864

	G7	225,2000			0,5439
	G8	223,6000			0,3339
	G9	214,1600			0,9051
	G10	230,5000			1,2396
35	H1	245,1000	257,3800	6,7242	1,8262
	H2	261,7000			0,6425
	H3	255,9000			0,2201
	H4	253,8000			0,5324
	H5	251,3000			0,9042
	H6	259,2000			0,2707
	H7	261,8000			0,6573
	H8	270,1000			1,8917
	H9	256,8000			0,0863
	H10	258,1000			0,1071
40	I1	289,6000	291,8200	10,3073	0,2154
	I2	300,1000			0,8033
	I3	300,1000			0,8033
	I4	306,6000			1,4339
	I5	289,2000			0,2542
	I10	289,0000			0,2736
	I7	294,3000			0,2406
	I8	290,6000			0,1184
	I9	290,8000			0,0990
	I6	267,9000			2,3207
45	K1	334,5000	325,8400	13,3219	0,6501
	K2	317,6000			0,6185
	K3	314,6000			0,8437

	K4	320,2000			0,4234			
	K5	343,0000			1,2881			
	K6	335,4000			0,7176			
	K7	325,0000			0,0631			
	K8	333,9000			0,6050			
	K9	335,7000			0,7401			
	K10	298,5000			2,0523			
	50	L1			385,9000	366,9600	15,3223	1,2361
		L2			374,4000			0,4856
		L3			370,4000			0,2245
L4		357,4000	0,6239					
L5		360,4000	0,4281					
L6		363,6000	0,2193					
L7		374,8000	0,5117					
L8		358,7000	0,5391					
L9		388,1000	1,3797					
L10		335,9000	2,0271					
fondo	M1	0,1261	35,2403	111,0520	0,3162			
	M2	0,1277			0,3162			
	M3	0,1162			0,3163			
	M4	0,1284			0,3162			
	M5	0,1224			0,3162			
	M6	0,1254			0,3162			
	M7	0,1096			0,3163			
	M8	0,1331			0,3161			
	M9	0,1145			0,3163			
	M10	351,3000			2,8460			

Tabla A2. Datos obtenidos de la segunda calibración.

Dosis [cGy]	TLD	Lectura [nC]	Media [nC]	Desviación estándar [nC]	PRUEBA DE GRUBBS
1	A1	7,5620	7,4662	0,1297	0,7388
	A2	7,5240			0,4458
	A3	7,3020			1,2663
	A4	7,5260			0,4612
	A5	7,3690			0,7496
	A6	7,4960			0,2298
	A7	7,4150			0,3949
	A8	7,6290			1,2555
	A9	7,5990			1,0242
	A10	7,2400			1,7445
5	B1	38,5800			0,7490
	B2	37,6900			0,1145

	B3	36,9100	37,8080	1,0307	0,8712			
	B4	38,8600			1,0207			
	B5	36,5200			1,2496			
	B6	36,4700			1,2981			
	B7	37,9200			0,1087			
	B8	38,9800			1,1371			
	B9	39,0900			1,2438			
	B10	37,0600			0,7257			
	10	C1			76,5700	75,3390	2,4292	0,5067
		C2			74,2400			0,4524
C3		73,0800	0,9299					
C4		76,6400	0,5356					
C5		76,2600	0,3791					
C6		75,6400	0,1239					
C7		75,0800	0,1066					
C8		70,4100	2,0291					
C9		79,5800	1,7458					

	C10	75,8900			0,2268
15	D1	113,1000	113,3800	3,1166	0,0898
	D2	111,1000			0,7316
	D3	117,4000			1,2899
	D4	114,6000			0,3915
	D5	107,1000			2,0150
	D6	117,3000			1,2578
	D7	111,8000			0,5070
	D10	115,0000			0,5198
	D9	114,7000			0,4235
	D8	111,7000			0,5391
20	E1	150,0000	148,3600	5,7872	0,2834
	E2	145,8000			0,4424
	E3	151,3000			0,5080
	E10	155,2000			1,1819
	E5	146,0000			0,4078
	E6	145,0000			0,5806
	E7	143,7000			0,8052
	E8	154,9000			1,1301
	E9	154,3000			1,0264
	E4	137,4000			1,8938
25	F1	188,4000	190,4400	2,7734	0,7356
	F2	194,1000			1,3197
	F3	187,8000			0,9519
	F4	186,3000			1,4928
	F5	187,9000			0,9159
	F6	194,1000			1,3197
	F7	189,9000			0,1947
	F8	192,5000			0,7428
	F9	191,7000			0,4543
	F10	191,7000			0,4543
30	G1	232,1000	230,1100	7,5996	0,2619
	G2	234,6000			0,5908
	G3	225,7000			0,5803
	G4	226,7000			0,4487
	G5	214,3000			2,0804
	G6	237,8000			1,0119
	G7	235,3000			0,6829
	G8	234,3000			0,5513
	G9	222,7000			0,9750
	G10	237,6000			0,9856
35	H1	251,1000	266,1900	7,5427	2,0006
	H2	266,7000			0,0676
	H3	257,9000			1,0991
	H4	265,3000			0,1180
	H5	266,4000			0,0278

	H6	267,6000			0,1869
	H7	270,3000			0,5449
	H8	277,5000			1,4995
	H9	264,8000			0,1843
	H10	274,3000			1,0752
40	I1	299,7000	303,8200	9,5348	0,4321
	I2	309,2000			0,5642
	I3	310,4000			0,6901
	I4	315,9000			1,2669
	I5	301,5000			0,2433
	I10	301,2000			0,2748
	I7	312,1000			0,8684
	I8	301,3000			0,2643
	I9	305,3000			0,1552
	I6	281,6000			2,3304
45	K1	344,6000	338,4900	10,9547	0,5578
	K2	326,6000			1,0854
	K3	332,4000			0,5559
	K4	334,8000			0,3368
	K5	361,3000			2,0822
	K6	347,3000			0,8042
	K7	324,5000			1,2771
	K8	336,5000			0,1817
	K9	343,6000			0,4665
	K10	333,3000			0,4738
50	L1	377,3000	372,6222	21,9186	0,2134
	L2	388,6000			0,7290
	L3	371,2000			0,0649
	L4	370,3000			0,1059
	L5	334,8000			1,7256
	L6	376,5000			0,1769
	L7	385,7000			0,5967
	L8	343,5000			1,3287
	L9	405,7000			1,5091
	L10	377,8000			0,2362
fondo	M1	0,1352	0,1059	0,0114	2,5653
	M2	0,1091			0,2833
	M3	0,1035			0,2063
	M4	0,1011			0,4162
	M5	0,1052			0,0577
	M6	0,0977			0,7134
	M7	0,1009			0,4337
	M8	0,1073			0,1259
	M9	0,0923			1,1856
	M10	0,1063			0,0385

Tabla A3. Datos obtenidos de la tercera calibración, de ellos se adquirió el factor de calibración.

Dosis [cGy]	TLD	Lectura [nC]	Media [nC]	Desviación estándar [nC]	PRUEBA DE GRUBBS
5	A1	35,1800	34,3840	1,3096	0,6078
	A2	34,9900			0,4627
	A3	34,9800			0,4551
	A4	35,5100			0,8598
	A5	35,0300			0,4933
	A6	33,0500			1,0186
	A7	32,3300			1,5684
	A8	35,4600			0,8216
	A9	35,1000			0,5467
	A10	32,2100			1,6600
10	B1	66,7200	66,7250	1,0305	0,0049
	B2	66,6800			0,0437
	B3	66,6000			0,1213
	B4	68,2800			1,5090
	B5	64,9600			1,7128
	B6	67,8900			1,1305
	B7	65,5500			1,1402
	B8	67,7300			0,9753
	B9	66,2300			0,4804
	B10	66,6100			0,1116
15	C1	105,5000	102,4100	2,0363	1,5175
	C2	99,1300			1,6108
	C3	103,8000			0,6826
	C4	102,8000			0,1915
	C5	103,2000			0,3880
	C6	102,8000			0,1915
	C7	104,2000			0,8790
	C8	101,5000			0,4469
	C9	99,2700			1,5420
	C10	101,9000			0,2505
20	D1	137,1000	139,2300	2,0144	1,0574
	D2	135,8000			1,7027
	D3	141,0000			0,8787
	D4	141,1000			0,9283
	D5	139,2000			0,0149
	D6	142,1000			1,4247
	D7	137,1000			1,0574
	D10	139,4000			0,0844
	D9	139,4000			0,0844
	D8	140,1000			0,4319

25	E1	172,6000	168,1900	4,9617	0,8888
	E2	164,8000			0,6832
	E3	175,5000			1,4733
	E10	169,1000			0,1834
	E5	162,6000			1,1266
	E6	160,7000			1,5096
	E7	166,9000			0,2600
	E8	174,6000			1,2919
	E9	165,9000			0,4615
	E4	169,2000			0,2036
30	F1	205,9000	202,3400	4,8733	0,7305
	F2	203,4000			0,2175
	F3	195,5000			1,4036
	F4	197,7000			0,9521
	F5	203,3000			0,1970
	F6	207,3000			1,0178
	F7	207,8000			1,1204
	F8	207,1000			0,9767
	F9	195,4000			1,4241
	F10	200,0000			0,4802
35	G1	236,8000	237,6100	13,1029	0,0618
	G2	221,3000			1,2448
	G3	231,0000			0,5045
	G4	241,3000			0,2816
	G5	223,3000			1,0921
	G6	256,6000			1,4493
	G7	254,5000			1,2890
	G8	245,0000			0,5640
	G9	221,4000			1,2371
	G10	244,9000			0,5564
40	H1	267,3000	281,9900	7,5699	1,9406
	H2	278,3000			0,4875
	H3	284,2000			0,2919
	H4	277,5000			0,5931
	H5	283,5000			0,1995
	H6	288,9000			0,9128
	H7	296,4000			1,9036
	H8	281,4000			0,0779
	H9	280,2000			0,2365
	H10	282,2000			0,0277
45	I1	306,9000	313,3200	8,1979	0,7831
	I2	305,5000			0,9539
	I3	316,2000			0,3513
	I4	322,4000			1,1076
	I5	307,6000			0,6977
	I10	312,4000			0,1122

	I7	325,9000			1,5345
	I8	300,4000			1,5760
	I9	315,7000			0,2903
	I6	320,2000			0,8392
50	K1	337,6000	346,2300	16,4121	0,5258
	K2	327,3000			1,1534
	K3	318,7000			1,6774
	K4	330,6000			0,9523
	K5	368,2000			1,3386
	K6	354,4000			0,4978
	K7	352,2000			0,3638
	K8	356,5000			0,6258
	K9	359,5000			0,8086
	K10	357,3000			0,6745
55	L1	378,8000	377,7778	17,7013	0,0577
	L2	372,4000			0,3038
	L3	360,0000			1,0043
	L4	372,3000			0,3095
	L5	399,0000			1,1989
	L6	389,4000			0,6566
	L7	390,2000			0,7018
	L8	344,1000			1,9026
	L9	393,8000			0,9051
	L10	362,0000			0,8913
fondo	M1	0,1077	0,1087	0,0089	0,1153
	M2	0,1181			1,0488
	M3	0,1252			1,8435
	M4	0,1114			0,2989
	M5	0,1053			0,3839
	M6	0,1055			0,3615
	M7	0,1163			0,8473
	M8	0,0979			1,2122
	M9	0,1002			0,9548
	M10	0,0997			1,0107

7.2 Anexo B: Dosis absorbida en los diferentes tejidos para los protocolos de Radiografía Digital (RD)

1. Craneo LT

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIE S OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO
Lectura de los TLD [nC]	6,4870	0,1308	0,1339	0,1279	0,1536	0,1315	0,1297	0,1632	0,1328	0,2079	0,5350	0,1209	0,1268	3,5710	0,1433	29,8200	0,9697	0,0889
	6,2920	0,1147	0,1095	0,1147	0,1653	0,1194	0,1151	0,1318	0,1354	0,2210	0,4911	0,1083	0,1126	6,9480	0,1418	29,7200	1,0550	0,0879
	11,2600	0,1098	0,1438	0,1314	0,1696	0,1267	0,1596	0,1274	0,1357	0,1491	0,5897	0,1066	0,1266	0,9944	0,1374	26,9300	0,9868	0,0961
	3,1860	0,1304	0,1121	0,1180	0,1796	0,1419	0,1090	0,1502	0,1347	0,1501	0,3458	0,1732	0,1206	1,4460	0,1389	27,7200	0,9854	
	6,8020	0,1209	0,1146	0,1442	0,1461	0,1256	0,1206	0,1204	0,1376	0,1139		0,1264	0,1287					
		0,1598	0,1133	0,1380	0,1443			0,1284		0,1419		0,1191	0,1226					
			0,1081		0,1567							0,1324	0,1231					
			0,1217		0,1352							0,1720	0,1321					
					0,1314							0,1880	0,3393					
					0,1253							0,2114	0,1859					
					0,1239								0,2014					
					0,1305								0,1534					
					0,1299								23,4700					
					0,1314								1,1380					
					0,1304													
					0,1366													
					0,1259													
					0,1171													
					0,1170													
					0,1114													
μ [nC]	6,8054	0,1277	0,1196	0,1290	0,1381	0,1290	0,1268	0,1369	0,1352	0,1640	0,4904	0,1458	1,8915	3,2399	0,1404	28,5475	0,9992	0,0910
μ-μf [nC]	6,7144	0,0368	0,0287	0,0381	0,0471	0,0381	0,0358	0,0459	0,0443	0,0730	0,3994	0,0549	1,8005	3,1489	0,0494	28,4565	0,9083	0,0000
Dosis absorbida [mGy]	0,2485	0,0014	0,0011	0,0014	0,0017	0,0014	0,0013	0,0017	0,0016	0,0027	0,0148	0,0020	0,0666	0,1165	0,0018	1,0530	0,0336	0,0000

2. Craneo PA

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO
Lectura de los TLD [nC]	3,9120	0,1187	0,1496	0,1112	0,2042	0,1203	0,1336	0,1489	0,1312	0,5321	1,8800	0,1109	0,1107	4,8480	0,1864	28,0000	0,5764	0,0955
	2,3160	0,1073	0,1094	0,0993	0,2240	0,1089	0,1119	0,1416	0,1231	0,5271	2,5130	0,1030	0,1058	12,8700	0,1550	28,0900	0,5820	
	3,8680	0,1097	0,1328	0,1217	0,2693	0,1274	0,1371	0,1312	0,1347	0,1915	2,5890	0,1101	0,1144	4,0720	0,1198	25,4900	0,6360	
	3,5960	0,1328	0,1366	0,1329	0,2559	0,1239	0,1209	0,1479	0,1268	0,1873	2,2230	0,1964	0,1599	2,3840	0,1319	26,0300	0,6493	
	6,9240	0,1132	0,1465	0,1312	0,2037	0,1337	0,1179	0,1326	0,1444	0,1247		0,1175	0,1249					
		0,1366	0,1013	0,1320	0,2157			0,1424		0,1282		0,1353	0,1281					
			0,1101		0,1700							0,1850	0,1414					
			0,1092		0,1663							0,1550	0,1299					
					0,1846							0,2531	0,2248					
					0,1558							0,2243	0,2188					
					0,1621								0,1951					
					0,1605								0,1832					
					0,1561								1,4280					
					0,1686								2,0840					
					0,1709													
					0,1741													
					0,1596													
					0,1417													
					0,1430													
					0,1431													
μ [nC]	4,1232	0,1197	0,1244	0,1214	0,1815	0,1228	0,1243	0,1408	0,1320	0,2818	2,3013	0,1591	0,3821	6,0435	0,1483	26,9025	0,6109	0,0955
μ-μf [nC]	4,0277	0,0242	0,0289	0,0259	0,0860	0,0273	0,0288	0,0453	0,0365	0,1863	2,2058	0,0636	0,2866	5,9480	0,0528	26,8070	0,5154	0,0000
Dosis absorbida [mGy]	0,1490	0,0009	0,0011	0,0010	0,0032	0,0010	0,0011	0,0017	0,0014	0,0069	0,0816	0,0024	0,0106	0,2201	0,0020	0,9920	0,0191	0,0000

3. Craneo AP

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO
Lectura de los TLD [nC]	3,1740	0,2051	0,1927	0,1270	0,2055	0,2191	0,1387	0,2148	0,2260	0,4622	1,6730	0,1247	0,1243	4,0960	0,2745	28,4400	0,7579	0,0931
	5,5970	0,1825	0,1566	0,1389	0,2268	0,2209	0,1284	0,2002	0,1659	0,4532	1,8660	0,1251	0,1093	1,9750	0,2430	28,4900	0,7854	0,0904
	3,2600	0,1702	0,2334	0,1559	0,2122	0,1819	0,1483	0,2260	0,2436	0,2321	1,7170	0,1164	0,0993	5,4600	0,1479	27,0400	0,7675	0,0958
	2,9790	0,1806	0,2464	0,1216	0,2271	0,1969	0,1186	0,1667	0,2004	0,2144	1,0160	0,2424	0,1262	7,9160	0,1539	27,5300	0,7514	
	1,8680	0,1447	0,1762	0,1684	0,2504	0,1656	0,1313	0,2487	0,1989	0,1852		0,1458	0,1185					
		0,1608	0,1198	0,1461	0,2058			0,2630		0,2231		0,1805	0,1173					
			0,1443		0,2412							0,1176	0,1062					
					1,4670							0,2330	0,1023					
					0,2049							0,3121	0,3149					
					0,1806							0,2401	0,3106					
					0,2184								0,1448					
					0,1883								0,1612					
					0,1960								22,7400					
					0,1877								21,6200					
					0,2058													
				0,2283														
				0,2020														
				0,1577														
				0,1360														
				0,1418														
μ [nC]	3,3756	0,1740	0,1813	0,1430	0,2642	0,1969	0,1331	0,2199	0,2070	0,2950	1,5680	0,1838	3,2996	4,8618	0,2048	27,8750	0,7656	0,0931
μ-μf [nC]	3,2825	0,0809	0,0882	0,0499	0,1711	0,1038	0,0400	0,1268	0,1139	0,2019	1,4749	0,0907	3,2065	4,7687	0,1117	27,7819	0,6725	0,0000
Dosis absorbida [mGy]	0,1215	0,0030	0,0033	0,0018	0,0063	0,0038	0,0015	0,0047	0,0042	0,0075	0,0546	0,0034	0,1187	0,1765	0,0041	1,0281	0,0249	0,0000

4. Abdomen AP

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO
Lectura de los TLD [nC]	0,1486	2,2930	6,2140	28,1000	0,7171	25,2600	16,9900	4,1780	20,7200	0,3302	0,3040	0,6946	0,9737	0,1405	5,0780	57,8300	1,7400	0,1132
	0,1728	1,9670	6,7260	27,8500	0,8561	18,3700	23,9800	4,5560	19,4900	0,4084	0,3004	5,6270	0,7628	0,1842	8,5300	61,0000	1,9790	0,1117
	0,1673	2,2260	3,1060	20,7800	0,7928	9,5320	15,9000	4,7700	12,4500	1,0180	0,2890	4,7410	0,2683	0,2482	8,2860	54,5900	1,5630	0,1074
	0,1859	1,9630	1,0370	23,0300	0,7275	14,9400	16,3700	4,5540	21,6000	1,0080	0,2558	0,5202	0,3422	0,6499	5,3510	57,6600	1,6280	0,1184
	0,2083	2,2430	3,0230	22,5800	0,6925	16,1000	9,3430	4,5330	35,7000	12,7400		5,1500	49,1900					
		1,9790	3,6570	23,2100	0,8074			3,5110		8,2150		2,0760	46,5400					
			1,9780		1,8640							3,6240	1,8790					
			4,0570		1,7670							0,4123	1,6570					
					1,7050							0,3984	0,7753					
					1,6440							0,3696	0,8079					
					2,6710								0,4881					
					3,1610								0,5306					
					2,7560								0,2599					
					2,5160								0,2333					
					12,7300													
				9,3060														
				6,1920														
				12,9700														
				8,2540														
				6,0360														
μ [nC]	0,1766	2,1118	3,7248	24,2583	3,9083	16,8404	16,5166	4,3503	21,9920	3,9533	0,2873	2,3613	7,4792	0,3057	6,8113	57,7700	1,7275	0,1127
μ-μf [nC]	0,0639	1,9992	3,6121	24,1457	3,7956	16,7277	16,4039	4,2377	21,8793	3,8406	0,1746	2,2486	7,3665	0,1930	6,6986	57,6573	1,6148	0,0000
Dosis absorbida [mGy]	0,0024	0,0740	0,1337	0,8935	0,1405	0,6190	0,6070	0,1568	0,8096	0,1421	0,0065	0,0832	0,2726	0,0071	0,2479	2,1336	0,0598	0,0000

5. Abdomen LT																			
TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO	
Lectura de los TLD [nC]	0,1512	0,7695	4,2970	15,0800	0,6566	2,5240	9,3310	2,6320	9,7440	0,3219	0,1985	0,8824	0,8299	0,1579	17,0500	67,0700	0,9032	0,0961	
	0,1704	0,7534	4,8510	4,8910	0,7959	1,4770	5,4310	2,7040	5,0430	0,3211	0,2038	0,4143	0,3219	0,3078	17,5700	70,2100	0,8024	0,1078	
	0,1472	0,8421	3,9970	36,7800	0,7725	2,0720	5,2080	2,4560	9,2900	0,7474	0,2066	11,9000	0,5177	0,2016	2,0940	69,7700	0,9722	0,0916	
	0,1321	0,9383	1,0920	39,3800	0,4326	3,8190	3,0390	1,4310	15,3100	0,7919	0,1976	0,2983	0,2404		1,8940	70,3400	0,8062	0,0981	
	0,2456	1,0770	3,8390	1,8140	0,3598	2,3670	4,3910	0,9961	10,0000	2,1210		2,7000	57,5200						
		1,1360	3,5930			0,3873			0,7481			2,2140		5,4620	1,5730				
			4,2260			0,5676								1,1230	1,5590				
			5,1240			0,5446								0,4033	48,0000				
						1,6820								0,3152	0,6509				
						1,6960								0,3489	0,4059				
						2,9060									0,5335				
						3,0190									0,3341				
						0,9045									0,2484				
						0,9150									0,1752				
						9,2250													
					10,6100														
					8,3820														
					1,9400														
					2,2330														
					1,5080														
μ [nC]	0,1693	0,9194	3,8774	19,5890	2,4769	2,4518	5,4800	1,8279	9,8774	1,0862	0,2016	2,3847	8,0650	0,2224	9,6520	69,3475	0,8710	0,0984	
μ-μf [nC]	0,0709	0,8210	3,7790	19,4906	2,3785	2,3534	5,3816	1,7295	9,7790	0,9878	0,1032	2,2863	7,9666	0,1240	9,5536	69,2491	0,7726	0,0000	
Dosis absorbida [mGy]	0,0026	0,0304	0,1398	0,7212	0,0880	0,0871	0,1991	0,0640	0,3619	0,0366	0,0038	0,0846	0,2948	0,0046	0,3535	2,5626	0,0286	0,0000	

6. Pelvis Ap																		
TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO
Lectura de los TLD [nC]	0,1819	19,0500	1,3530	0,1687	0,1839	1,1730	10,4000	0,2732	0,4276	0,1912	0,1714	3,6430	0,1608	0,1346	0,4436	28,1700	0,6194	0,1086
	0,1559	11,5900	0,7609	2,2710	0,1793	0,8869	16,5600	0,2522	0,3752	0,2015	0,2188	4,8440	0,1687	0,2339	0,1806	28,8900	0,6858	0,1182
	0,1943	20,2800	0,3277	2,9750	0,1703	0,6183	9,1700	0,2676	0,3954	0,1516	0,1972	2,7550	0,1912	0,1427	0,2595	28,3900	0,6359	0,1199
	0,1496	11,9900	0,1817	10,0000	0,2431	0,8363	6,6550	0,2813	0,4396	0,1667	0,1811	0,1608	0,2088	0,1611	0,3386	27,3800	0,5323	0,1145
	0,1331	20,7000	0,6557	2,4880	0,2549	0,8559	4,9520	0,2815	0,4426	0,3464		1,3860	28,2900					
		12,2300	1,4580	9,5080	0,2037				0,2452			0,4772	24,9800					
			1,2030		0,2461							0,2175	0,8513					
			2,0000		0,1951							0,2209	0,7524					
					0,1563							0,1293	0,2178					
					0,1583							0,1418	0,2228					
					0,2036								0,1710					
					0,2110								0,1736					
					0,2115								0,1733					
					0,1956								0,1612					
					0,3012													
				0,2814														
				0,2570														
				0,2584														
				0,2588														
				0,2514														
μ [nC]	0,1630	15,9733	0,9925	4,5685	0,2210	0,8741	9,5474	0,2668	0,4161	0,2297	0,1921	1,3976	4,0516	0,1681	0,3056	28,2075	0,6184	0,1153
μ-μf [nC]	0,0477	15,8580	0,8772	4,4532	0,1057	0,7588	9,4321	0,1515	0,3008	0,1144	0,0768	1,2823	3,9363	0,0528	0,1903	28,0922	0,5031	0,0000
Dosis absorbida [mGy]	0,0018	0,5868	0,0325	0,1648	0,0039	0,0281	0,3490	0,0056	0,0111	0,0042	0,0028	0,0474	0,1457	0,0020	0,0070	1,0396	0,0186	0,0000

7. Cadera AP

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO
Lectura de los TLD [nC]	0,1331	23,5900	0,3755	0,4893	0,1164	0,2391	10,8200	0,1873	0,1727	0,1214	0,1382	4,2580	30,3300	0,1213	0,1599	35,1900	0,6256	0,0889
	0,1349	13,4800	0,2017	0,4698	0,1182	0,2016	16,5300	0,1664	0,1569	0,1377	0,1297	4,8630	25,0400	0,1112	0,1631	34,8900	0,6272	0,0879
	0,1050	24,6100	0,1351	0,6908	0,1202	0,1962	10,7200	0,1611	0,1734	0,1346	0,1284	2,6370	0,6887	0,1214	0,1591	32,3500	0,7096	0,0961
	0,1174	14,7000	0,1275	1,3770	0,1286	0,2314	10,7100	0,2068	0,1622	0,1198	0,1096	0,1273	0,7172	0,1213	0,1546	32,0200	0,6986	
	0,1148	24,7100	0,1966	0,7212	0,1289	0,2129	5,9320	0,1793	0,1984	0,1512		0,4131	1,9970					
		14,8200	1,8200	1,4590	0,1211			0,1734		0,1523			0,1647	1,7030				
			1,1430		0,1358								0,1274	0,3586				
			0,7509		0,1242								0,1256	0,3422				
					0,1306								0,1329	0,1640				
					0,1248								0,1191	0,1589				
					0,1621									0,1209				
					0,1356									0,1156				
					0,1479									0,1351				
					0,1351									0,1432				
					0,1391													
					0,1460													
				0,1269														
				0,1346														
				0,1353														
				0,1219														
μ [nC]	0,1210	19,3183	0,5938	0,7660	0,1317	0,2162	10,9424	0,1791	0,1727	0,1362	0,1265	1,2968	4,4296	0,1188	0,1592	33,6125	0,6653	0,0910
μ-μf [nC]	0,0301	19,2274	0,5028	0,6751	0,0407	0,1253	10,8514	0,0881	0,0818	0,0452	0,0355	1,2058	4,3386	0,0278	0,0682	33,5215	0,5743	0,0000
Dosis absorbida [mGy]	0,0011	0,7115	0,0186	0,0250	0,0015	0,0046	0,4016	0,0033	0,0030	0,0017	0,0013	0,0446	0,1606	0,0010	0,0025	1,2405	0,0213	0,0000

8. Torax PA

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	
Lectura de los TLD [nC]	0,1302	0,1306	0,6361	0,5415	2,0140	0,6181	0,1476	0,6908	0,8008	0,9161	0,6761	0,1214	0,1243	0,2117	
	0,1309	0,1204	0,8019	0,5092	1,9390	0,9005	0,1126	0,6913	0,6470	1,2560	1,0320	0,1218	0,1157	0,2444	
	0,1256	0,1222	1,6700	0,6599	2,3520	1,3310	0,1719	0,5577	1,1890	1,0410	1,0160	0,1306	0,1209	0,6253	
	0,1305	0,1514	1,6990	0,3511	2,4070	0,9001	0,1264	0,4731	0,9741	1,3190	1,2960	2,2610	0,1257	0,2750	
	0,1279	0,1177	1,3340	0,3739	2,2540	0,9054	0,1377	0,5731	0,5802	1,4000		1,4130	0,2121		
		0,1632	0,1435	0,6686	1,8340			0,6376			1,9500		3,2530	0,1939	
			0,1321		1,4850								2,9520	0,3598	
			0,2457		1,8630								0,9287	0,4001	
					2,0300								1,5130	0,4276	
					1,4470								1,3190	0,4997	
					1,7440									4,5050	
					1,4610									4,4910	
					1,4490									0,2263	
					1,8780									0,2262	
					1,6270										
					2,1050										
				2,4660											
				1,4400											
				1,7690											
				2,3430											
μ [nC]	0,1290	0,1343	0,8328	0,5174	1,8954	0,9310	0,1392	0,6039	0,8382	1,3137	1,0050	1,4014	0,8592	0,3391	
μ-μf [nC]	0,0241	0,0293	0,7279	0,4124	1,7904	0,8261	0,0343	0,4990	0,7333	1,2088	0,9001	1,2964	0,7542	0,2342	
Dosis absorbida [mGy]	0,0007	0,0009	0,0215	0,0122	0,0530	0,0245	0,0010	0,0148	0,0217	0,0358	0,0266	0,0384	0,0223	0,0069	

9. Torax AP

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO	
Lectura de los TLD [nC]	0,1319	0,1513	0,1609	0,1196	0,7501	1,4880	0,1430	3,7400	1,7420	0,1242	0,7843	0,1222	0,1250	0,1760	0,5221	4,5870	0,3417	0,1093	
	0,2213	0,1398	0,3253	0,3326	1,1250	1,0280	0,1126	3,3350	1,5460	1,4000	0,8396	0,1201	0,1242	0,1815	0,7078	4,4320	0,3205	0,0964	
	0,1089	0,1272	0,3548	0,2110	0,9962	0,6117	0,1507	3,1840	1,1440	1,2390	0,8033	0,1018	0,1196	0,3433	0,6938	4,1710	0,2939	0,0981	
	0,1447	0,1539	0,4199	0,1828	1,0050	0,8915	0,1163	3,1230	1,7370	0,9479	0,6579	0,6121	0,1138	0,2506	0,4757	4,0360	0,3551	0,0966	
	0,1974	0,1298	0,1600	0,2372	0,8074	0,9585	0,1348	3,3120	2,6130	1,0890		0,1570	0,1644						
		0,1332	0,1099	0,1763	1,1570				3,3170				0,2142	0,1843					
			0,1076		1,4380								0,4626	0,1268					
			0,1249		1,0850								1,1160	0,1194					
					1,2000								1,0700	4,5750					
					1,4930								0,9973	4,3090					
					1,1660									0,3233					
					1,5310									0,2873					
					1,5390									0,2814					
					1,1750									0,2584					
					1,4850														
					1,1090														
				0,7534															
				1,4520															
				0,9234															
				0,6903															
μ [nC]	0,1608	0,1392	0,2204	0,2099	1,1440	0,9955	0,1315	3,3352	1,7564	0,9360	0,7713	0,4973	0,7937	0,2379	0,5999	4,3065	0,3278	0,1001	
μ-μf [nC]	0,0607	0,0391	0,1203	0,1098	1,0439	0,8954	0,0314	3,2351	1,6563	0,8359	0,6712	0,3972	0,6936	0,1378	0,4998	4,2064	0,2277	0,0000	
Dosis absorbida [mGy]	0,0022	0,0014	0,0045	0,0041	0,0386	0,0331	0,0012	0,1197	0,0613	0,0309	0,0248	0,0147	0,0257	0,0051	0,0185	0,1557	0,0084	0,0000	

10. Torax LT

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO
Lectura de los TLD [nC]	0,1399	0,1454	0,4687	1,8860	2,6780	0,6432	0,1761	7,4920	2,8240	0,7838	3,1030	0,1231	0,1479	0,2699	4,0030	11,3200	0,3468	0,0927
	0,1943	0,1404	0,8936	0,8033	2,7750	0,4428	0,1518	4,3440	1,7160	0,9065	0,9430	0,1259	0,1143	0,2711	3,6890	11,0900	0,3703	0,0988
	0,1468	0,1322	1,2630	1,3100	2,3410	0,6971	0,1631	2,6370	3,0180	1,4260	2,2070	0,1532	0,1238	0,7552	0,6866	10,1700	0,3852	0,0976
	0,1339	0,1366	1,4830	0,6923	0,5663	0,9540	0,2353	1,0500	3,9500	1,6050	0,9398	0,3713	0,1384	0,3476	0,6898	10,1200	0,3364	0,1004
	0,1673	0,1117	0,6613	0,3519	0,4534	0,6298	0,1749	0,6122	2,8220	0,8123		0,3609	0,4589					
		0,1408	0,1570	0,2449	0,5741			0,4161		0,9394		1,0420	0,1997					
			0,1312		3,3950								0,4786	0,1922				
			0,2324		3,6690								6,2920	0,3969				
					0,6311								0,3706	9,9530				
					0,6114								3,4110	0,3789				
					3,9560									9,2350				
					3,8260									0,3140				
					0,8849									0,4457				
					0,9136									0,2358				
					4,3280													
					4,9680													
				4,1970														
				0,8664														
				0,9166														
				0,7160														
μ [nC]	0,1564	0,1345	0,6613	0,8814	2,1633	0,6734	0,1802	2,7586	2,8660	1,0788	1,7982	1,2729	1,5953	0,4110	2,2671	10,6750	0,3597	0,0974
μ-μf [nC]	0,0591	0,0371	0,5639	0,7840	2,0660	0,5760	0,0829	2,6612	2,7686	0,9815	1,7008	1,1755	1,4979	0,3136	2,1697	10,5776	0,2623	0,0000
Dosis absorbida [mGy]	0,0022	0,0014	0,0209	0,0290	0,0765	0,0213	0,0031	0,0985	0,1025	0,0363	0,0629	0,0435	0,0554	0,0116	0,0803	0,3914	0,0097	0,0000

11. Columna cervical AP																		
TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO
Lectura de los TLD [nC]	0,1651	0,1212	0,1300	0,1324	0,2697	0,1390	0,1152	0,1395	0,1411	3,3270	7,2200	0,1126	0,1131	2,2070	0,1531	10,7500	0,7115	0,0913
	0,2530	0,1252	0,0967	0,1031	0,3337	0,1144	0,1075	0,1379	0,1246	2,4420	5,3230	0,0966	0,1077	0,8604	0,1373	10,6100	0,5506	0,0966
	0,1619	0,1128	0,1296	0,1091	0,3519	0,1205	0,1395	0,1190	0,1446	0,3029	5,3730	0,1046	0,1211	4,4930	0,1340	10,1200	0,7174	0,0926
	0,1544	0,1254	0,1369	0,1178	0,3763	0,1287	0,1379	0,1448	0,1406	0,2938	2,9030	0,2048	0,1153	3,3460	0,1369	9,7350	0,4793	0,1024
	0,2388	0,1336	0,1064	0,1330	0,2822	0,1363	0,1190	0,1451	0,1395	0,1279		0,1074	0,1268					
		0,1268	0,1140	0,1201	0,3426				0,1513		0,1242		0,1152	0,1229				
			0,1044		0,1968								0,1404	0,1079				
			0,1077		0,1936								0,1506	0,1064				
					0,2208								0,3066	0,2496				
					0,1925								0,2963	0,2644				
					0,1723									0,1366				
					0,1759									0,1388				
					0,1771									10,5300				
					0,1751									9,1220				
					0,1497													
					0,1579													
				0,1311														
				0,1982														
				0,1542														
				0,1340														
μ [nC]	0,1946	0,1242	0,1157	0,1193	0,2193	0,1278	0,1238	0,1396	0,1381	1,1030	5,2048	0,1635	1,5259	2,7266	0,1403	10,3038	0,6147	0,0957
μ·μf [nC]	0,0989	0,0284	0,0200	0,0235	0,1236	0,0321	0,0281	0,0439	0,0424	1,0072	5,1090	0,0678	1,4302	2,6309	0,0446	10,2080	0,5190	0,0000
Dosis absorbida [mGy]	0,0037	0,0011	0,0007	0,0009	0,0046	0,0012	0,0010	0,0016	0,0016	0,0373	0,1891	0,0025	0,0529	0,0974	0,0017	0,3777	0,0192	0,0000
12. Columna cervical LT																		
TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO
Lectura de los TLD [nC]	0,3447	0,1073	0,1471	0,1243	0,6341	0,1126	0,1249	0,1561	0,1541	1,3000	7,7660	0,0976	0,1117	3,7130	0,1310	22,4200	1,2230	0,0914
	0,3441	0,1007	0,1053	0,0918	0,7003	0,1094	0,0911	0,1470	0,1351	1,4080	3,5370	0,0921	0,0950	6,5420	0,1412	22,7100	1,3760	0,0813
	0,3703	0,0938	0,1211	0,1213	0,7664	0,1117	0,1228	0,1270	0,1698	0,3959	8,9290	0,0899	0,1125	8,1590	0,1181	21,4700	1,3740	0,0934
	0,2792	0,1609	0,1526	0,1079	0,3206	0,1256	0,0951	0,1549	0,1436	0,3592	3,2290	0,2054	0,1168	4,9840	0,1174	21,3200	0,8943	
	0,3726	0,0979		0,1772	0,2507	0,1145	0,1155	0,1203	0,1420	0,1327		0,1002	0,1219					
		0,1186		0,1106	0,2834			0,1264		0,1208		0,1096	0,0984					
					0,2990							0,1166	0,1194					
					0,2972							0,4428	0,1109					
					0,2052							0,2776	0,3824					
					0,1829							1,2970	0,2209					
					0,2470								0,2369					
					0,2379								0,1654					
					0,1854								10,1700					
					0,1873								1,0740					
					0,2109													
					0,1901													
				0,1690														
				0,1139														
				0,1289														
				0,1197														
μ [nC]	0,3422	0,1132	0,1315	0,1222	0,2865	0,1148	0,1099	0,1386	0,1489	0,6194	5,8653	0,2829	0,9383	5,8495	0,1269	21,9800	1,2168	0,0887
μ·μf [nC]	0,2535	0,0245	0,0428	0,0335	0,1978	0,0261	0,0212	0,0499	0,0602	0,5307	5,7766	0,1942	0,8496	5,7608	0,0382	21,8913	1,1281	0,0000
Dosis absorbida [mGy]	0,0094	0,0009	0,0016	0,0012	0,0073	0,0010	0,0008	0,0018	0,0022	0,0196	0,2138	0,0072	0,0314	0,2132	0,0014	0,8101	0,0417	0,0000

13. Columna lumbar AP																			
TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO	
Lectura de los TLD [nC]	0,1189	10,0500	4,6300	21,6000	0,1916	15,2200	13,6900	0,3877	2,4120	0,1478	0,1592	0,4185	0,6621	0,1075	1,6850	44,9300	0,5703	0,0883	
	0,1348	8,5340	4,9430	21,7600	0,2131	2,7720	21,6700	0,4692	2,4750	0,1477	0,1409	0,7468	0,5555	0,1069	2,6240	45,1000	0,5575	0,0817	
	0,1122	9,2220	1,3610	3,0380	0,2306	5,1260	13,5400	0,5753	2,0030	0,2186	0,1411	2,8820	0,2083	0,1219	2,9520	40,3300	0,6894	0,0908	
	0,1176	8,5400	0,2222	3,0810	0,2064	9,1630	13,5500	0,5926	1,7230	0,2157	0,1311	0,1684	0,2312	0,1175	1,9630	40,7200	0,6612	0,0912	
	0,1500	9,6970	2,1720	4,2910	0,1976	8,3700	8,0720	0,4861	2,4140	1,6260			3,7650	2,5890					
		8,4040	3,0060	4,6500	0,2285				0,3772		1,3330			1,3930	3,9350				
			1,7100		0,2918									0,5117	0,7378				
			3,0510		0,2848									0,1598	0,8104				
					0,2895									0,1676	0,2006				
					0,2875									0,1345	0,2024				
					0,3901										0,1431				
					0,4367										0,1399				
					0,3901										0,1697				
					0,3781										0,1332				
					0,9061														
					0,8954														
				0,6602															
				0,9529															
				0,8293															
				0,6837															
μ [nC]	0,1267	9,0745	2,6369	9,7367	0,4472	8,1302	14,1044	0,4814	2,2054	0,6148	0,1431	1,0347	0,7656	0,1135	2,3060	42,7700	0,6196	0,0880	
μ-μf [nC]	0,0387	8,9865	2,5489	9,6487	0,3592	8,0422	14,0164	0,3934	2,1174	0,5268	0,0551	0,9467	0,6776	0,0255	2,2180	42,6820	0,5316	0,0000	
Dosis absorbida [mGy]	0,0014	0,3325	0,0943	0,3570	0,0133	0,2976	0,5187	0,0146	0,0784	0,0195	0,0020	0,0350	0,0251	0,0009	0,0821	1,5794	0,0197	0,0000	

14. Columna lumbar LT																			
TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO	
Lectura de los TLD [nC]	0,1359	1,1430	8,5010	28,1600	0,5726	4,1620	17,3800	1,3190	5,3940	0,2342	0,1637	1,5690	1,1470	0,1491	13,1100	130,1000	1,9540	0,0991	
	0,1686	1,1920	9,3860	9,3640	0,6611	2,3650	11,1700	1,2880	3,8390	0,2581	0,1688	0,6584	0,3515	0,1836	13,6100	127,1000	1,8880	0,0978	
	0,1456	1,4370	4,3500	71,6200	0,6241	3,5080	10,8500	1,1910	5,4150	0,6132	0,1946	23,6000	0,9180	0,1842	2,7670	119,1000	1,9000	0,0999	
	0,1195	1,5860	0,7734	78,2900	0,3225	6,5430	6,3370	0,8518	6,4020	0,6260	0,1876	0,2674	0,5867	0,1865	2,4410	112,8000	1,6050	0,1057	
	0,1513	1,8910	8,0170	3,3040	0,2808	4,0130	9,5180	0,6466	4,8450	1,8470			5,6020	103,3000					
		2,1240	8,0390	3,5600	0,3228			0,4916		1,8720			10,7100	2,2860					
			6,2320		1,1570								1,2620	3,8890					
			11,2800		1,2200								0,4174	93,6700					
					0,5457								0,2204	0,5371					
					0,4892								0,3137	0,2484					
					1,8400									0,6781					
					1,7970									0,4683					
					0,6939									0,2581					
					0,7410									0,1504					
					3,9500														
					4,5060														
				3,9940															
				1,2560															
				1,2970															
				1,1400															
μ [nC]	0,1442	1,5622	7,0723	32,3830	1,3705	4,1182	11,0510	0,9647	5,1790	0,9084	0,1787	4,4620	14,8920	0,1759	7,9820	122,2750	1,8368	0,1006	
μ-μf [nC]	0,0436	1,4615	6,9717	32,2824	1,2699	4,0176	10,9504	0,8640	5,0784	0,8078	0,0781	4,3614	14,7914	0,0752	7,8814	122,1744	1,7361	0,0000	
Dosis absorbida [mGy]	0,0016	0,0541	0,2580	1,1946	0,0470	0,1487	0,4052	0,0320	0,1879	0,0299	0,0029	0,1614	0,5474	0,0028	0,2917	4,5211	0,0642	0,0000	

15. Columna dorsal AP

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO		
Lectura de los TLD [nC]	0,1356	0,1233	0,4653	1,9980	1,6450	9,3920	0,1536	2,1090	12,1400	14,0000	22,3500	0,1055	0,1537	0,6846	1,6190	35,5400	0,7947	0,0903		
	0,1496	0,1201	2,3030	2,0780	2,1570	1,7610	0,1239	7,0680	12,2700	11,2100	17,2000	0,1090	0,1396	0,5145	2,3020	35,3700	1,0300	0,0924		
	0,1167	0,1160	1,5030	0,4459	3,4010	3,2220	0,1540	26,4500	7,3690	8,1220	16,1200	0,1114	0,1002	3,5370	3,5610	31,1700	0,6349	0,0925		
	0,1273	0,1344	2,1160	0,3033	5,9180	6,5160	0,1379	27,4000	5,2410	5,9500	9,4800	1,0560	0,1217	1,1370	2,1240	31,3000	0,9221	0,0917		
	0,1281	0,1195	0,4808	0,5896	2,0600	5,4650	0,1401	20,6800	21,4600	6,1780		0,4167	0,2896							
		0,1271	0,1233	0,3790	2,9220			3,0050		4,2690			0,6706	0,3266						
			0,1303		2,7670								1,0040	0,1599						
			0,1526		3,0390								0,4032	0,1499						
					2,5530								1,1630	1,0940						
					2,1980								0,7419	2,7630						
					3,6070									0,5888						
					5,0010									0,4793						
					9,1680									0,7183						
					6,7530									0,9226						
					5,1480															
				4,3730																
				2,8830																
				8,1580																
				5,4890																
				3,4000																
μ [nC]	0,1315	0,1234	0,9093	0,9656	4,1320	5,2712	0,1419	14,4520	11,6960	8,2882	16,2875	0,5781	0,5719	1,4683	2,4015	33,3450	0,8454	0,0917		
μ-μf [nC]	0,0397	0,0317	0,8176	0,8739	4,0403	5,1795	0,0502	14,3603	11,6043	8,1964	16,1958	0,4864	0,4802	1,3766	2,3098	33,2533	0,7537	0,0000		
Dosis absorbida [mGy]	0,0015	0,0012	0,0303	0,0323	0,1495	0,1917	0,0019	0,5314	0,4294	0,3033	0,5993	0,0180	0,0178	0,0509	0,0855	1,2305	0,0279	0,0000		

16. Columna dorsal LT

TEJIDOS	CEREBRO	GONADAS	MEDULA OSEA	COLON	PULMONES	ESTOMAGO	VEJIGA	MAMA	HIGADO	ESOFAGO	TIROIDES	SUPERFICIES OSEAS	PIEL	GLANDULAS SALIVALES	RIÑONES	ENTRADA DE HAZ (ESD)	SALIDA DE HAZ	FONDO		
Lectura de los TLD [nC]	0,1636	0,1181	0,5579	1,6730	14,8000	1,6150	0,1682	4,1620	9,7880	2,5200	2,2780	0,1306	0,1742	0,3531	20,3400	90,4900	0,4868	0,0922		
	0,2072	0,1043	1,7840	0,8603	15,4500	1,1320	0,1277	3,5950	5,8820	3,5340	1,2190	0,1124	0,1094	0,4212	17,6500	89,0500	0,5514	0,0929		
	0,1806	0,1063	6,0350	1,4730	12,3500	1,8320	0,1651	3,3300	13,5600	6,6790	1,9480	0,1714	0,1393	0,9050	2,5310	75,1900	1,0110	0,0966		
	0,1475	0,1241	7,6780	0,8125	2,1280	2,9410	0,1194	1,7780	14,5800	7,5900	1,2690	1,1890	0,1171	0,5354	2,6550	72,0700	0,9584	0,0959		
	0,1968	0,1109	0,8875	0,4066	1,5300	1,8630	0,1484	1,2460	4,3350	3,2730		0,4812	0,5238							
		0,1341	0,1608	0,2896	2,1220			0,8380		3,9500			2,2160	0,1922						
			0,1249		17,3300								1,5640	0,3124						
			0,2486		21,4300								38,8800	0,6558						
					2,7590								1,0890	4,0690						
					2,6120								19,5100	0,5926						
					21,0600								65,9700							
					20,0200									0,9628						
					3,8780									0,8977						
					4,1800									0,2792						
					22,9900															
				27,0400																
				23,1500																
				3,4850																
				3,8130																
				2,7570																
μ [nC]	0,1791	0,1163	1,6345	0,9192	11,2442	1,8766	0,1458	2,4915	9,6290	4,5910	1,6785	6,5344	5,3568	0,5537	10,7940	81,7000	0,7519	0,0944		
μ-μf [nC]	0,0847	0,0219	1,5401	0,8248	11,1498	1,7822	0,0514	2,3971	9,5346	4,4966	1,5841	6,4400	5,2624	0,4593	10,6996	81,6056	0,6575	0,0000		
Dosis absorbida [mGy]	0,0031	0,0008	0,0570	0,0305	0,4126	0,0660	0,0019	0,0887	0,3528	0,1664	0,0586	0,2383	0,1947	0,0170	0,3959	3,0198	0,0243	0,0000		