



Casa Abierta al tiempo

Universidad Autónoma Metropolitana-*Iztapalapa*.

**División de Ciencias Básicas e Ingeniería**  
**Posgrado en Ingeniería Biomédica**

**Tomografía multidetector-16 de cráneo en niños:  
Estimación de dosis a órganos críticos por DTL**

Tesis que presenta:

Müsel Juan Tabares Valdez

Comunicación de resultados para la obtención del grado de:  
Maestro en Ciencias (Ingeniería Biomédica)

Diciembre de 2006

Asesor

Dr. Juan Azorín Nieto  
UAM-I

### **Agradecimientos:**

A Dios, por estar siempre conmigo, a mi asesor el Dr. Juan Azorín Nieto por brindarme su apoyo y amistad, a mi esposa Naysin por apoyarme en los momentos difíciles, a mis padres por su apoyo incondicional, a CONACYT por el apoyo económico brindado, al M. en C. Aureliano Castro por darme la confianza para ingresar al posgrado, a mis amigos Francisco Urrea, Fausto López, José Sánchez por alentarme en todo momento, a Esperaza Ibáñez por su ayuda valiosa.

Por último quiero dedicar mi trabajo a mis hijos: Müsel Emmanuel y Alessa Marie.

## **TAC multidetector– 16 de cráneo en niños: estimación de la dosis a órganos críticos por DTL**

(Resumen)

En este estudio se estimaron las dosis por radiación dispersa en los órganos críticos en pacientes pediátricos del Hospital Infantil de México “Federico Gómez” de la Secretaría de salud sometidos a estudios de tomografía multicorte-16 de cráneo, con la finalidad de mostrar la relación entre las dosis a órgano con las cantidades dosimétricas utilizadas en TAC, así como conocer las dosis a las cuales irradiamos a nuestros niños en tales órganos. Los protocolos de exploración en los que se determinó las dosis a órganos fueron tomografía simple, tomografía contrastada y reconstrucción tridimensional de cráneo.

El tomógrafo utilizado fue un Siemens Somatom 16 plus multicorte y en la dosimetría se emplearon dosímetros termoluminiscentes de LiF:Mg,Cu,P+PTFE debido a sus características, tales como bajo desvanecimiento, equivalencia con el tejido, fácil manejo y lectura e independencia de su respuesta con la energía de la radiación.

Las dosis absorbidas en órganos en el estudio simple en general fueron la mitad de las encontradas en el estudio contrastado, esto concuerda con el valor del Índice de Dosis en Tomografía en Volumen ( $CTDI_{vol}$ ), DLP (producto dosis longitud) y dosis efectiva pues estos también fueron la mitad del valor en relación al valor promedio.

En el caso de la tomografía de reconstrucción tridimensional de cráneo el  $CTDI_{vol}$  fue prácticamente el mismo que en tomografía simple: no obstante las dosis a órganos difirieron significativamente y el DLP y la dosis efectiva del estudio reconstrucción tridimensional fueron mayor que el estudio simple de cráneo. En la comparación del valor del  $CTDI_{vol}$  de la tomografía de reconstrucción tridimensional con el de la tomografía contrastada se obtuvo la mitad del valor para la primera, sin embargo las dosis a órgano no mostraron estar relacionados de la misma forma e incluso la dosis absorbida en el caso de la glándula tiroides fue superior por un factor de 8 con respecto al valor promedio del estudio de reconstrucción tridimensional.

En el estudio de reconstrucción tridimensional de cráneo la dosis absorbida por radiación dispersa en glándula tiroides alcanzó una dosis en la que existe un exceso relativo del riesgo o muerte por cáncer, a pesar que el valor del  $CTDI_{vol}$ , DLP y dosis efectiva en este estudio son acorde a las normas internacionales. La glándula tiroides en el estudio no es parte del área de interés diagnóstico lo que hace necesario la aplicación de medidas para limitar su irradiación.

El valor del  $CTDI_{vol}$  no es un indicador la dosis absorbida a órganos críticos debida radiación dispersa y las cantidades dosimétricas no siempre guardan una relación con las dosis a órgano para un estudio de la misma región anatómica en diferentes protocolos de exploración. Esto hace necesario la determinación de las dosis a órganos críticos y su relación con el  $CTDI_{vol}$ , DLP y dosis efectiva en de las diversas regiones anatómicas con sus respectivos protocolos de exploración tomográfica.

# ÍNDICE.

## Tema.

### Capítulo 1: Introducción 5

### Capítulo 2: Conceptos de dosimetría termoluminiscente. 9

- 2.1 Introducción. 9
- 2.2 Fluorescencia y fosforescencia. 10
- 2.3 Luminiscencia en sólidos cristalinos 11
- 2.4 Radioluminiscencia 11
- 2.5 Termoluminiscencia 13
- 2.6 Formación de la curva termoluminiscente 15
- 2.7 Espectro de emisión 16
- 2.8 Cinética del fenómeno de termoluminiscencia 16
  - 2.8.1 Cinética de primer orden 17
  - 2.8.2 Cinética de segundo orden 17
- 2.9 Teoría de la curva termoluminiscente 19
- 2.10 Preparación del LiF: Mg, Cu, P + PTPE 21

### Capítulo 3: Interacción de la radiación electromagnética con la materia

- 3.1 Absorción de fotones 23
- 3.2 Mecanismos de absorción 24
  - 3.2.1 Dispersión coherente 24
  - 3.2.2 Absorción fotoeléctrica 25
  - 3.2.3 Efecto Compton 27
  - 3.2.4. Efecto acumulativo de los distintos tipos de interacciones 28

### Capítulo 4: La Tomografía Computarizada.

- 4.1 Introducción 29
- 4.2 Principio general de operación de la TAC 30
- 4.3 Generación de una proyección tomográfica 30
- 4.4 Descriptores de dosis en TAC 32
- 4.5 Dosis efectiva 33
- 4.6 Factores que influyen en la dosis sobre el paciente 35
  - 4.6.1 Colimación, velocidad de la tabla y pitch 37
- 4.7 Tomografía helicoidal multidetector 37

## **Capítulo 5: Concepto básicos de radiobiología**

- 5.1 Interacción de la radiación con las células humanas 39
- 5.2 Efecto de la RI sobre los cromosomas 40
- 5.3 Radiosensibilidad celular 40
- 5.4 Ley de Bergonie y Tribondau 40
- 5.5. Efectos estocásticos y determinísticos 40

## **Capítulo 6: Materiales y Métodos**

- 6.1 Descripción general del estudio 42
- 6.2 Criterios de selección 42
- 6.3 Material termoluminiscente 43
  - 6.3.1 Elección del material termoluminiscente 44
  - 6.3.2 Selección y caracterización del material termoluminiscente 45
  - 6.3.3 Calibración del material termoluminiscente 45

## **Capítulo 7: Resultados.**

- 7.1 TAC simple de cráneo 46
- 7.2 TAC contrastada de cráneo 46
- 7.3 TAC reconstrucción tridimensional de cráneo 47
- 7.4 Comparación de los exámenes tomográficos 47

## **Capítulo 8: Discusión y conclusiones**

- 8.1 Discusión. 50
- 8.2 Conclusiones 51
- 8.3 Medidas recomendadas para minimizar la exposición a la radiación en TAC 52

## **Referencias. 54**

## Capítulo 1: Introducción

La tomografía multidetector-16 ha sido introducida recientemente en México, en el Hospital Infantil de México Federico Gómez (HIMFG) en el año 2005. Su advenimiento hace posible cortes de 0.75 mm de espesor desde vertex hasta rodilla en tan sólo un minuto de adquisición. Hacer cortes de 0.75 mm con voxeles isométricos permite una alta calidad en la reconstrucción, con mejoría de la resolución en planos sagitales y coronales. Estos atributos de la tomografía axial computarizada han incrementando su uso convirtiéndola en la fuente principal de la dosis colectiva a la población (67%) a pesar de que constituye el 11% de todas las exploraciones con rayos-x [1], la tomografía axial computarizada (TAC) junto con la radiología intervencionista es considerada un procedimiento radiológico de alta dosis de radiación ionizante [2].

La TAC de cráneo es uno de los estudios que se realiza con mayor frecuencia en la sala de urgencias (ocupa el primer lugar en frecuencia en el HIMFG) así como en los estudios tomográficos de rutina, en esta examinación no se aplica ninguna medida en la protección radiológica del paciente. En la TAC de cráneo es importante conocer la dosimetría en órganos críticos debido a que se sugiere que al irradiar simultáneamente la glándula pituitaria y la tiroides se incrementa aun más la probabilidad de cáncer para esta última [3]

La exposición a la radiación ionizante en la tomografía pediátrica es de particular interés debido a que los niños son hasta diez veces más radiosensibles que los adultos a los efectos genéticos y somáticos tardíos por radiación [4], y al tener mayor expectativa de vida se tiene una ventana mayor de oportunidades para que se exprese el daño por radiación [5]. Actualmente es común usar en la TAC pediátrica parámetros técnicos de exposición para un adulto, lo que resulta en una mayor dosis de la necesaria para una adecuada calidad de la imagen [6]. Un problema particular en la TAC pediátrica lo representan los niños sometidos a múltiples estudios tomográficos a lo largo de su vida, en estos niños aproximadamente la tercera parte tiene por lo menos tres estudios, pues el riesgo asociado con la dosis de radiación suministrada es multiplicativo en estos casos [7]. La estimación del riesgo asociado a radiación sugiere que la tomografía computarizada pediátrica traerá consigo un incremento del riesgo de cáncer por radiación en los niños en relación con el adulto. El riesgo estimado en un niño de un año en relación con el adulto, es de 0.18 % por TAC en abdomen y 0.07 % por TAC en cráneo [5].

La exposición y el riesgo asociado a la radiación ionizante en la TAC está mejor caracterizada por la dosis absorbida en cada órgano [8], por tal razón en este trabajo se decidió utilizar la dosis absorbida como cantidad dosimétrica determinándola en los órganos críticos de cráneo como lo son lentes oculares, glándula tiroides, glándula mamaria y glándula parótida, pues no presenta dificultad la determinación de las dosis en dichos órganos dado que se encuentran anatómicamente superficiales. Si bien el CTDI en sus distintas modalidades (CTDI<sub>aire</sub>, CTDI<sub>FDA</sub>, CTDI<sub>100</sub>, CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub>) constituye la principal cantidad dosimétrica utilizada para caracterizar la exposición y optimización de la dosis debida a los rayos-x en los estudios por TAC, debido a su relativa “facilidad” de obtención y dificultad de medir en forma directa la dosis absorbida en la mayoría de los órganos. El CTDI indica la dosis promedio en un corte para el espesor nominal, sin

embargo el CTDI en sus diversas modalidades no da una medida del riesgo asociado con la dosis de radiación recibida, una limitación del  $CTDI_{VOL}$  (el definido más recientemente) es que al ser medido en dos fantasmas diferentes por ejemplo cabeza y cuerpo no se compara fácilmente, pues bajo condiciones similares de exposición es mayor el  $CTDI_{vol}$  medido en cabeza [9]. La dosis efectiva por TAC no es apropiada como cantidad dosimétrica de referencia pues es calculada a partir del CTDI o de fantasmas antropomórficos y su definición puede ser objeto de cambios en el futuro. Ciertamente ésta es un indicador útil de la exposición del paciente [10], que permite comparar las dosis recibidas en estudios por TAC con otras técnicas de examinación radiológica (por ejemplo fluoroscopia, radiología convencional, medicina nuclear, etc.), pero las diferencias en los resultados obtenidos en fantasmas antropomórficos diferentes bajo condiciones similares de exposición, subrayan la limitación e incertidumbre de los coeficientes de dosis computados para su determinación [9], por lo que los resultados para un fantoma estándar no deben ser aplicados a exploraciones individuales [11], otra limitación importante de la dosis efectiva es que solo puede ser medida en 25% de los tomógrafos [9]. El conocimiento de las dosis recibidas por estudios de TAC es de interés debido a que datos obtenidos para la presencia de tumores sólidos en los sobrevivientes de las bombas atómicas son consistentes con linealidad hasta dosis bajas de 0.2 Gy y quizás de 0.05 Gy, que son dosis alcanzadas en exámenes tomográficos [6].

La determinación de las dosis absorbidas en los órganos críticos “in vivo” en cráneo obedece a la forma de irradiación de los órganos críticos en esta examinación tomográfica (al ser irradiados directamente en cada hemirrotación superior y en la hemirrotación inferior la parte posterior del cráneo proporciona la atenuación real) ofreciendo esta ventaja con respecto a un fantoma. Algo que llama la atención es el hecho de no encontrar datos reportados en la literatura sobre las dosis en los órganos más radiosensibles por TAC multidetector en cráneo y la información existente sobre las dosis absorbidas en órganos críticos en niños por estudios tomográficos no han sido obtenidas “in vivo” [12], [13], [14], [15], [16], [17], [18], [19], [20].

Este estudio pretende mostrar la información que aporta el  $CTDI_{vol}$ , DLP y la dosis efectiva (calculados a partir del  $CTDI_{vol}$ ), con respecto a las dosis a órganos críticos debida a la radiación dispersa y dosis efectiva (considerando estos últimos) estimados mediante DTL en una misma región anatómica en diferentes modalidades (TAC de cráneo en fase simple y contrastada y reconstrucción tridimensional). Esta información puede ser utilizada para caracterizar mejor el riesgo asociado a radiación en niños provenientes de examinaciones por TAC. La determinación de las dosis a órganos críticos po TAC de cráneo en nuestro país servirá como estudio piloto para desarrollar investigaciones similares en otras modalidades (tórax, cuello, pelvis, etc.). Por último este estudio servirá para valorar la conveniencia del blindaje total en tiroides, glándula mamaria y glándula parótida y blindaje parcial en lentes oculares.

Para lograr nuestro objetivo, determinar de la dosis a órganos críticos por radiación dispersa, se usó dosimetría termoluminiscente (DTL), pues la estimación de las dosis con el método Monte Carlo las subestima con una variación del 16% con respecto a la DTL [21]. Los dosímetros termoluminiscentes poseen la premisa que la intensidad termoluminiscente puede ser relacionada en forma directamente proporcional con la dosis absorbida por radiación en un amplio intervalo de dosis, como resultado la dosis respuesta puede ser calibrada y con ello determinar la dosis con una simple medida de la intensidad de la TL. Con la DTL es posible lograr mediciones con una desviación estándar del 2 %. La DTL ofrece la oportunidad de realizar dosimetría en los órganos superficiales “in vivo”, y esto representa la práctica real del uso de la TAC, además que no interfiere con la imagen diagnóstica. En este estudio se utilizaron dosímetros de LiF:Mg,Cu,P + PTFE de fabricación nacional, debido a sus características (linealidad en la dosis en un amplio intervalo, alta sensibilidad y precisión, bajo desvanecimiento, equivalencia a tejido, fácil manejo, sencilla lectura, así como independencia de su respuesta a la energía de la radiación en las dosis utilizadas en TAC y no presentar toxicidad) lo hacen adecuado en las aplicaciones de la física médica [22].

La presente tesis se divide en dos partes; la primera esta dedicada a repasar los aspectos teóricos relacionados con el fenómeno de termoluminiscencia, conceptos de dosimetría en tomografía axial computarizada, interacción de radiación electromagnética con la materia y efectos biológicos de la radiación ionizante.

El capítulo 1 da una introducción a la investigación realizada, con nuestra propuesta de evaluar las dosis en los órganos críticos por tomografía multidetector en cráneo en niños in vivo mediante termoluminiscencia buscamos conocer más a cerca de las condiciones dosimétricas por TAC en niños en nuestro medio, para posteriormente ser portavoces de este tema, así como de las medidas de protección necesarias.

En el capítulo 2 habla del fenómeno de luminiscencia haciendo distinción entre fluorescencia y fosforescencia. También se explica el fenómeno de termoluminiscencia.

En el capítulo 3 se explica la interacción de la radiación electromagnética con la materia a energías propias de los rayos x en el tomógrafo como son: la dispersión coherente, el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton.

En el capítulo 4 nos adentramos a los principios de la TAC enfocándonos en las cantidades dosimétricas de la misma.

El capítulo 5 presenta los conceptos básicos sobre radiobiología como es la interacción de la radiación con las células humanas, la radiosensibilidad celular, la ley de Bergonie y Tribondau y por último los efectos determinísticos y estocásticos.

La segunda parte de esta tesis consta de 2 capítulos:

En el capítulo 6 se presentan los resultados obtenidos de la evaluación dosimétrica en órganos críticos en pacientes pediátricos sometidos a estudios por TAC de cráneo multidetector- 16

En el capítulo 7 se discuten los resultados, se dan las conclusiones y se hacen recomendaciones a futuro

## Capítulo 2: Conceptos de dosimetría termoluminiscente

### 2.1 Introducción

El uso de la radiación ionizante aplicada a la medicina para terapia o diagnóstico debe acompañarse con la determinación de la dosis absorbida en los tejidos para garantizar que no sean alcanzados límites (niveles de referencia) en los que se produce daño al paciente o se incrementan los riesgos asociados a la radiación ionizante. La dosimetría en estas áreas también permite monitorizar el estado de los equipos, así como la calidad de los procedimientos.

La dosimetría termoluminiscente (DTL) hace posible realizar mediciones “in vivo” e “in vitro” en radiología diagnóstica como en radioterapia. Con el uso de dosímetros termoluminiscentes es posible tener una precisión del 3 % en la medición e incluso del 1 al 2 %, si son seleccionados cuidadosamente y leídos por una persona experta y juiciosa. La DTL es preferida a otros métodos de dosimetría pues se tiene entre sus ventajas; dosímetros pequeños que no interfieren con el procedimiento, posibilidad de hacer múltiples mediciones al mismo tiempo, su simplicidad y bajo costo por lectura.

La dosimetría de la radiación es la capacidad de medir la energía absorbida de la radiación en un material en particular, esto se basa en la premisa de un material que ha sido previamente irradiado al ser calentado por debajo de su temperatura de incandescencia emita luz y la cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el material irradiado.

La importancia de la DTL reside en que tanto el área bajo un pico termoluminiscente (TL) como la amplitud del mismo, a una rapidez de calentamiento constante, son proporcionales al número total de iones capturados en las trampas; por lo tanto, el área bajo la curva TL es representativa de la energía luminosa liberada. La mayoría de los lectores TL comerciales aprovechan dicha propiedad, en los cuales las medidas se efectúan a partir de la emisión total de uno o varios picos de la curva TL. Esto hace que los materiales termoluminiscentes puedan utilizarse como dosímetros en el intervalo en el cual su respuesta es lineal con respecto a la dosis absorbida.

### 2.2 Fluorescencia y fosforescencia

En vista de la similitud que tienen la fluorescencia y la fosforescencia con la termoluminiscencia (TL); ya que las tres tienen el mismo origen y solo difieren en la manera en que liberan la energía que les fue impartida, en seguida se explican con mayor detalle.

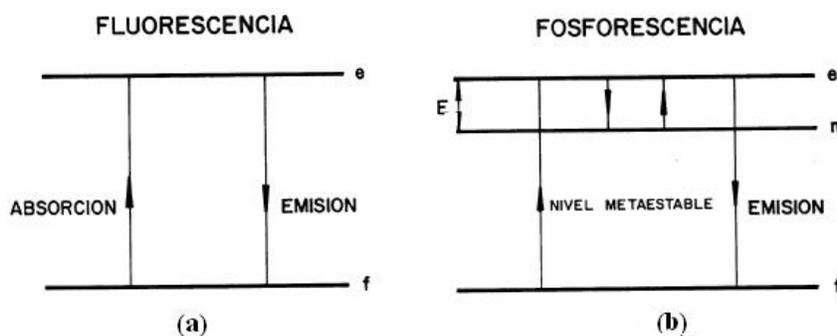
Durante la fluorescencia, los electrones de un átomo o molécula excitados pueden permanecer un promedio de  $10^{-8}$  s en su estado excitado, volviendo a su estado fundamental con la emisión de un fotón de longitud de onda más larga que la de la radiación incidente.

En el proceso de fosforescencia, se presenta excitación electrónica en la misma forma que en la fluorescencia, solamente que el regreso al estado fundamental no es tan rápido como en el primer caso. El regreso del átomo o molécula a su estado base puede llevarse a cabo en un tiempo comprendido entre  $10^{-2}$  y  $10^2$  s.

La explicación a este retraso es la existencia de estados excitados metaestables, cuyo retorno al estado base se ve impedido por algunas causas como: la temperatura a la cual el material es examinado, la naturaleza del agente excitante y las características de saturación del material. La transición del estado metaestable al fundamental se puede llevar a cabo mediante la aplicación de una excitación complementaria que puede ser, por ejemplo térmica.

La figura 2.1a representa el esquema de niveles de energía usado en luminiscencia. El sistema emisor es producido por la excitación del nivel fundamental, f al nivel excitado e. El regreso al nivel fundamental se efectúa espontáneamente con emisión de luz en un tiempo aproximado de  $10^{-10}$  a  $10^{-8}$  s, dando lugar a la fluorescencia.

La figura 2.1.b representa un esquema similar al anterior. En este caso, interviene un estado metaestable, m. El sistema queda en un estado excitado e para caer después al nivel metaestable m, que juega el papel de trampa, del cual no puede ser extraído; por lo que permanece en este nivel hasta que se le proporcione energía suficiente (energía de activación) para sacarlo de ese estado. Si el sistema no es recapturado por la trampa, entonces el estado fundamental f emitiendo un fotón de luz, con lo que se produce el fenómeno de fosforescencia [23]



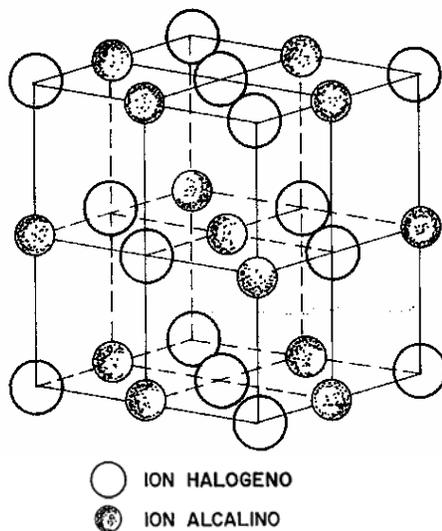
**Fig. 2.1. Esquema de niveles de energía usado para explicar el fenómeno de luminiscencia: a) fluorescencia, b) fosforescencia.**

### 2.3 Luminiscencia en sólidos cristalinos

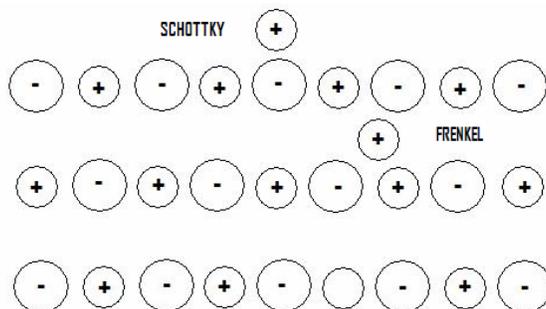
En un sólido cristalino perfecto, los átomos ocupan posiciones ordenadas en una estructura reticular periódica, ver figura 2.3. En la naturaleza no existen cristales perfectos, sino que contienen un cierto número de defectos o de átomos de impurezas que perturban el diagrama de energía. Los defectos o imperfecciones pueden estar constituidos por la ausencia de iones de uno u otro signo, llamada vacancia, o por iones intersticiales; es decir, iones de uno u otro signo, que por razones diversas han sido desplazados de su posición normal en la red cristalina dejando la correspondiente vacancia y quedando inmovilizados; si están en la superficie del cristal, se les llama defectos de Schottky y si están en

posiciones intersticiales dentro de la red cristalina se les llama defectos de Frenkel (ver figura 2.4. Estas imperfecciones pueden ser creadas durante el crecimiento del cristal (defectos de estructura, dislocaciones) o por medio de irradiación con radiación ionizante.

La existencia de defectos en la red cristalina de un sólido es importante para que se produzca el fenómeno de luminiscencia cuando el cristal es expuesto a un agente excitante como las radiaciones ionizantes. El hecho de que los defectos perturben el diagrama de energía del cristal, hace que se creen localmente niveles de energía metaestables “permitidos” en la banda prohibida.



**Fig. 2.3. Representación esquemática tridimensional para un halogenuro alcalino perfecto.**

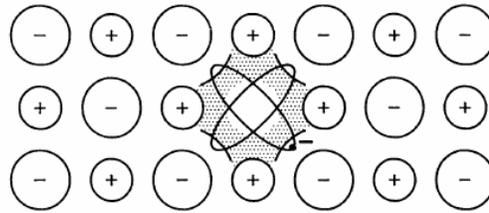


**Fig. 2.4. Defectos de un cristal.**

## 2.4 Radioluminiscencia

Cuando un sólido cristalino es expuesto a la radiación ionizante, se producen electrones libres y consecuentemente agujeros. Estos portadores de carga o entes móviles migran por la red y pueden ser capturados por las imperfecciones antes mencionadas; entonces decimos que están retenidos dentro de las trampas. En el caso, por ejemplo, de un electrón que se mueve en la banda de conducción, al pasar por la proximidad de una vacancia de ion

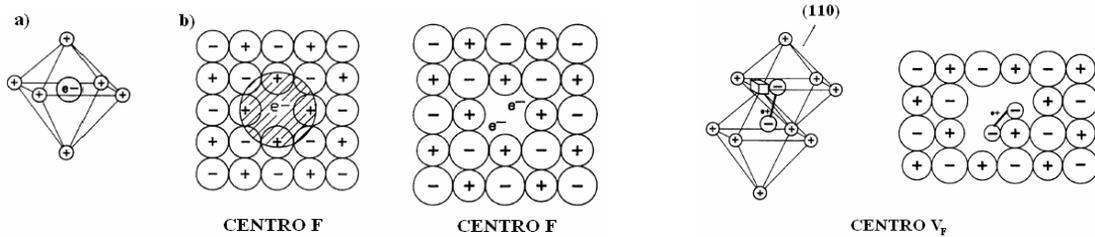
negativo o de un ion positivo intersticial, sufrirá la atracción coulombiana de las cargas positivas correspondientes y podrá así ser inmovilizado en una trampa, como se muestra en la figura 2.6, dando lugar a la formación de centros de color.



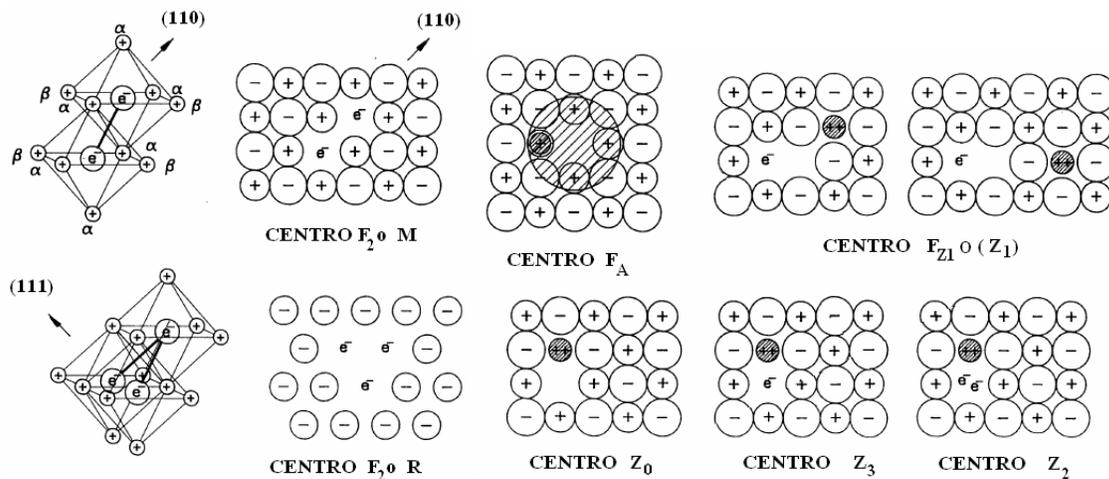
**Fig. 2.6 Electrón atrapado en una concentración de carga positiva.**

Se da el nombre de centros de color a determinadas configuraciones electrónicas originadas por defectos de la red cristalina, cuyos niveles de energía producen bandas de absorción óptica en longitudes de onda a la que el cristal normalmente es transparente [24].

Al centro constituido por un electrón atrapado en una vacancia de ion negativo se le llama centro F [25]. Se puede evidenciar la presencia de este tipo de centros, estudiando el espectro de absorción óptica (mediante la banda de absorción F). Si el centro ha capturado dos electrones, se le llama centro F<sup>+</sup>; por analogía con el centro F, se le llama centro V<sub>F</sub>, aquel constituido por un agujero situado en el lugar de una vacancia de ion positivo (ver figura 2.6)



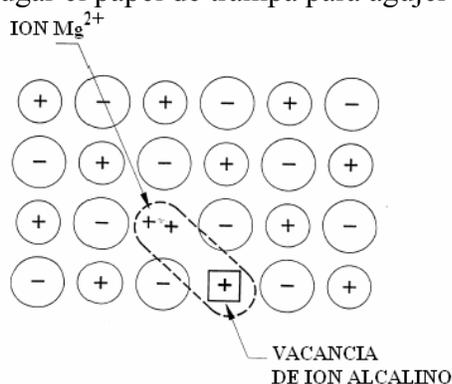
**Fig. 2.6 Representación del centro F y V<sub>F</sub>**



**Fig. 2.7 Algunos centros derivados del centro F**

Estos centros se pueden agrupar para formar agregados de dos, tres o cuatro centros, dando origen a un centro M, R o N, respectivamente. La figura 2.7 muestra algunos centros derivados del centro F.

El fenómeno de creación de centros de color se puede provocar también induciendo estados metaestables, mediante la introducción de impurezas a la red cristalina, con lo que se crean estados de energía suplementarios en la banda prohibida, los cuales son susceptibles de jugar el papel de trampas. Este método es el más utilizado para la creación de trampas porque permite efectuar experimentos reproducibles; por ejemplo, un cristal de LiF al que se le ha introducido una pequeña cantidad (ppm) de  $MgF_2$  se dice que está activado con magnesio. El exceso local de carga positiva se compensa por la creación de una vacancia de ion alcalino [26], que puede jugar el papel de trampa para agujeros (ver figura 2.8)



**Fig. 2.8.** Ion de  $mg^{2+}$  atrapado en una vacancia de ion alcalino de LiF

Los cristales fosforescentes por lo general no son luminiscentes en estado puro; sino que la luminiscencia se debe a la presencia de trazas de alguna impureza que crea los centros de recombinación radiativa. Estas impurezas reciben el nombre de activadores y dan lugar a estados metaestables de energía en la banda prohibida, los que actúan como trampas o centros de recombinación.

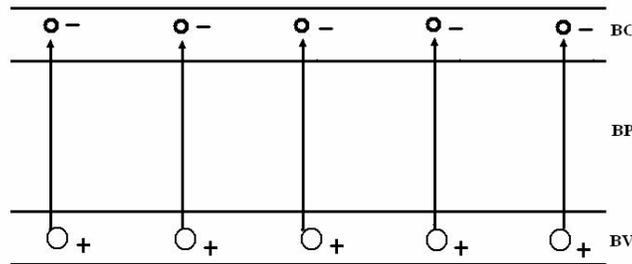
## 2.5 Termoluminiscencia

Ciertos sólidos previamente irradiados tienen la propiedad de emitir luz si se eleva su temperatura a un valor por debajo de su temperatura de incandescencia. A este fenómeno se le conoce como radioluminiscencia térmicamente estimulada; sin embargo, por razones históricas [27], se le llama radiotermoluminiscencia o simplemente termoluminiscencia (TL). En dosimetría de la radiación ionizante la importancia de este fenómeno radica en el hecho de que la cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el material irradiado.

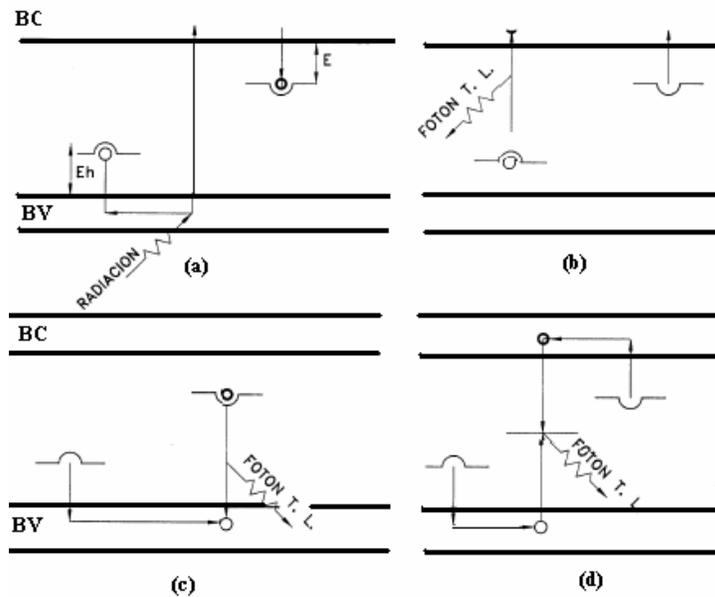
Hasta ahora, no ha sido posible explicar el fenómeno de TL en su totalidad, por lo que se han propuesto modelos que tratan de explicarlo a partir de la existencia de tres elementos principales: las trampas, los centros de recombinación y los entes móviles o portadores de carga. Cuando interacciona la radiación ionizante con el sólido, es posible que se proporcione la energía suficiente como para crear los entes móviles; es decir, los electrones y los agujeros. Los electrones son transferidos a la banda de conducción, mientras que en

los agujeros quedan en la banda de valencia cuando se lleva a cabo la transferencia de electrones. Este hecho puede verse en la figura 2.11. Los portadores de carga viajan a través del material hasta que se recombinan o bien son atrapados en estados metaestables de energía generando centros de color, mismos que se encuentran asociados a los defectos del cristal.

Posteriormente durante el calentamiento se suministra al material energía suficiente para liberar los electrones y agujeros que estaban atrapados (energía de activación o profundidad de la trampa), al ser liberados viajan a través del cristal, hasta que llegan a recombinarse emitiendo un fotón de luz visible como se muestra en la figura 2.12.



**Fig. 2.11. Producción de entes móviles o portadores de carga. los electrones pasan de la banda de valencia a la de conducción dejando los correspondientes agujeros en la banda de valencia.**



**Fig. 2.12. Diagrama de bandas de energía para explicar el fenómeno de termoluminiscencia (a) exposición del cristal a la radiación, (c) y (d) calentamiento del cristal previamente irradiado**

## 2.6 Formación de la curva termoluminiscente

El proceso de calentamiento del cristal implica la desocupación de las trampas que han sido ocupadas por la irradiación del material, con la consiguiente emisión de luz. Este proceso se encuentra ejemplificado en la figura 2.13; donde: la curva superior representa la probabilidad de desocupación de las trampas en función de la temperatura; a baja temperatura, la probabilidad de que se desocupen la trampa es nula, ya que los portadores de carga no tienen la suficiente energía cinética como para escapar del pozo de potencial. Conforme aumenta la temperatura hasta los 50° C, una fracción de los portadores de carga liberados se dirige hacia los centros de recombinación, haciendo que disminuya la población de portadores de carga atrapados, por lo que la intensidad de la luz emitida alcanza un máximo dando origen a un patrón de luminiscencia función de la temperatura llamada curva TL [28].

El cristal generalmente cuenta con más de un tipo de trampas; cuando esto sucede, el proceso descrito anteriormente se repite para cada grupo de trampas, dando lugar a varios puntos de máxima intensidad de emisión luminosa en la curva TL, los cuales se conocen comúnmente como picos TL.

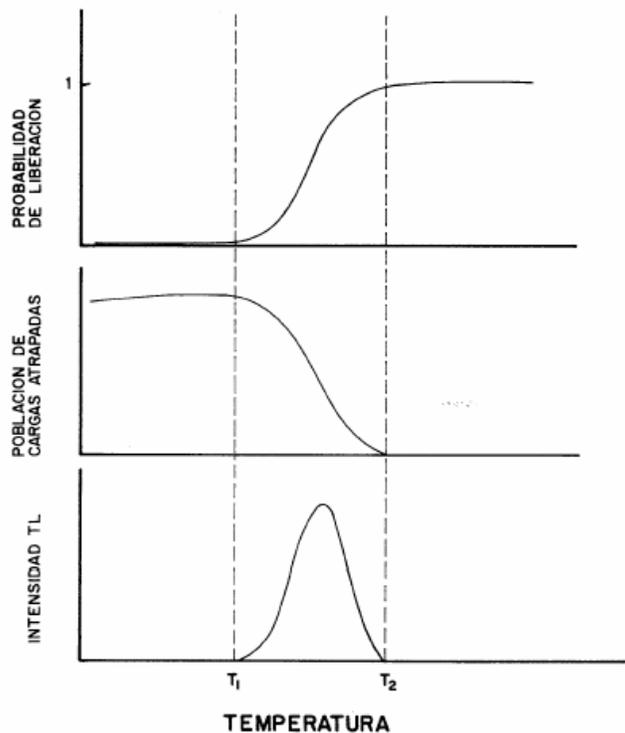


Fig. 2.13 Proceso de formación de la curva tl

## 2.7 Espectro de emisión

La luz emitida por un sólido irradiado corresponde a fotones de diferentes energías, lo cual da lugar al registro de intensidad que va de acuerdo a la longitud de onda de la misma, que se conoce como espectro de emisión TL; esta llega a presentar varios puntos de máxima intensidad, a los cuales se denomina picos de emisión.

## 2.8 Cinética del fenómeno de termoluminiscencia

El proceso físico que da lugar a la emisión termoluminiscente (TL) de un sólido, se encuentra relacionado con el movimiento de portadores de carga (electrones y agujeros) entre los diferentes estados de energía debidos a las imperfecciones generadas en la red cristalina del sólido. El estudio de la cinética del proceso TL implica entonces, la investigación de las transiciones electrón-agujero entre estados de energía relacionados con las diferentes imperfecciones (impurezas y defectos), tanto durante la irradiación de la muestra como durante el proceso de lectura (calentamiento)

Los diversos fenómenos que tienen relación con la excitación TL y el proceso de lectura se deben a las transiciones de electrones y agujeros entre la banda de valencia y la de conducción del material TL así como los estados localizados de los centros de atrapamiento y recombinación. Estos fenómenos pueden describirse mediante parámetros que están relacionados con las imperfecciones, tales como la energía de activación o profundidad de la trampa (E), probabilidad de recombinación (p), el factor de frecuencia o factor pre-exponencial (s).

Los parámetros antes citados son los que determinan la cinética de recombinación de los electrones y agujeros, lo cual tiene una influencia en las propiedades del material como por ejemplo la linealidad de la respuesta TL en función de la dosis, la dependencia de la rapidez de dosis durante la irradiación y primer orden, segundo orden o cualquier otro tipo de cinética durante la lectura [29].

Los niveles de energía que intervienen son estados metaestables, que tienen por lo general vidas medias muy largas. La diferencia entre centros de recombinación y trampas radica en que la vida media de los centros de recombinación se mantiene larga aun cuando la muestra se caliente, mientras que en el caso de las trampas, los portadores de carga son liberados con relativa facilidad conforme asciende la temperatura. El fenómeno de liberación de portadores de carga ocurre dentro de un estado excitado, muy a menudo en la banda correspondiente; es decir, los electrones son liberados en la banda de conducción y los agujeros en la de valencia. El papel de los electrones y los agujeros en los centros de recombinación es más pasivo: ya que éstos permanecen en sus sitios, recombinándose con los portadores de carga de signo opuesto, éstos últimos están libres de moverse o se encuentran en la vecindad y por tanto son elevados a un estado excitado mediante una transición permitida. Algunos autores consideran trampas para electrones y centros de recombinación para agujeros; sin embargo, es necesario tener en cuenta que existe la misma probabilidad de que ocurra el proceso simétrico; es decir, que los agujeros sean liberados de sus trampas y lleguen a recombinarse con los centros de recombinación en los que existan electrones.

Asumiendo trampas para electrones y agujeros como centros de recombinación y suponiendo la temperatura constante (T), se tendrán n electrones excitados, de este modo existen dos mecanismos de transición radiativa posibles.

### 2.8.1 Cinética de primer orden:

La recombinación es el proceso dominante sobre el reatrapamiento, por lo tanto, el número de electrones excitados tiene una probabilidad constante de disminuir; entonces, si, p, denota la probabilidad de que un portador de carga escape de su trampa, y n, la concentración de portadores de carga retenidos en las trampas, se tiene:

$$p = - \frac{\left(\frac{dn}{dt}\right)}{n} \text{ y manipulando algebraicamente } \frac{dn}{n} = -p dt \text{ -----(2.1)}$$

Entonces, n decae exponencialmente:

$$n = n_0 e^{-pt} \text{ -----(2.2)}$$

La intensidad de la TL está relacionada con la razón de cambio de la concentración de electrones en sus estados excitados, porque es la recombinación de los electrones la que provoca la emisión de luz. Además la eficiencia en la emisión de luz, es menor que la unidad así:

$$I = -c \frac{dn}{dt}, \text{ donde } c < 1. \text{ -----(2.3)}$$

Entonces I también decae en forma exponencial; por lo que tomando c=1, para simplificar se tiene:

$$I = -n_0 p e^{-pt} \text{ -----(2.4)}$$

Las condiciones iniciales para  $I = I_0, t = 0$  implican  $I_0 = n_0 p$ ; entonces, para una cinética de primer orden:

$$I = I_0 e^{-pt} \text{ -----(2.5)}$$

### 2.8.2 Cinética de segundo orden:

En este caso, la probabilidad de recombinación es proporcional al número de centros disponibles y se supone que existe un fuerte reatrapamiento.

$$p = - \frac{\left(\frac{dn}{dt}\right)}{n^2} \text{ ó } \frac{dn}{n^2} = -p dt \text{ -----(2.6)}$$

Por lo tanto, n decae en forma hiperbólica

$$n = \frac{n_0}{1 + n_0 pt} \text{ -----(2.7)}$$

La ecuación de decaimiento de la luminiscencia esta dada entonces por:

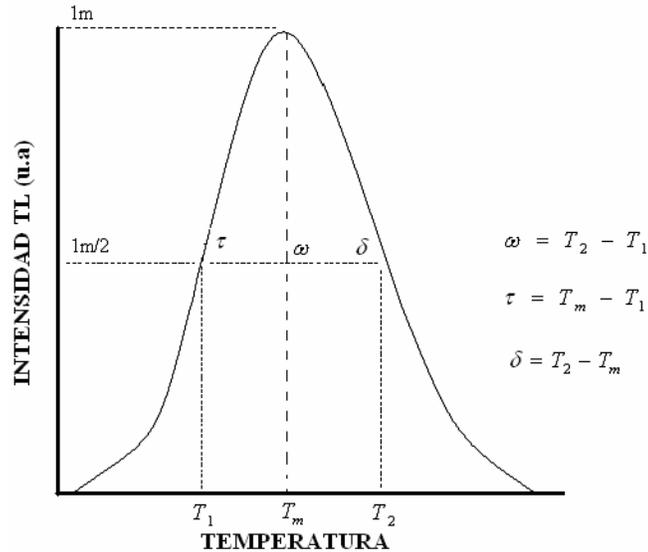
$$I = -c \frac{dn}{dt} = c p n^2 \text{ -----(2.8)}$$

Tomando las condiciones iniciales  $I = I_0$  para  $n = n_0$  y  $c=1$ , se obtiene:

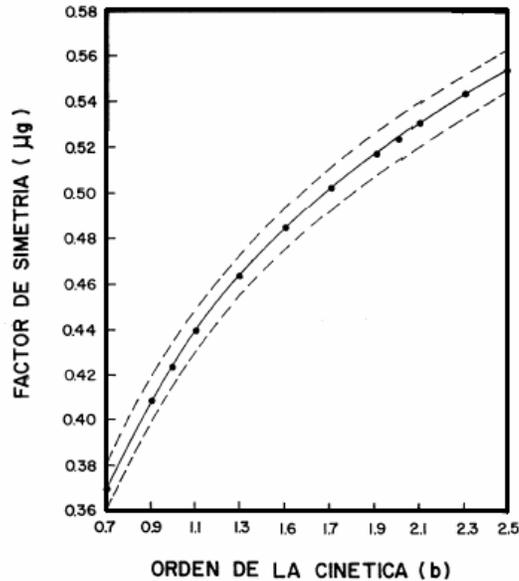
$$I = - \frac{I_0}{(1 + \alpha t)^2}, \text{ donde } \alpha = n_0 p \text{ -----(2.9)}$$

Un método experimental que nos permite saber si el orden de la cinética es uno, dos o intermedio, se basa en las propiedades de simetría de la curva TL expresadas por una combinación de la temperatura pico  $T_m$ , y dos temperaturas  $T_1$  y  $T_2$  a cada lado de  $T_m$  correspondiente a la mitad de la intensidad del pico. La simetría se puede medir por medio del llamado factor de simetría  $\mu_g$  [30], definido como  $\mu_g = \frac{\delta}{\omega}$  donde,  $\delta = T_2 - T_m$  y  $\omega = T_2 - T_1$  como lo muestra la figura 2.14 Chen, propuso caracterizar un pico de primer orden por un valor de  $\mu_g \approx 0.42$  y de segundo orden por  $\mu_g \approx 0.52$  [31].

Chen calculó numéricamente el valor de  $\mu_g$ , para el caso de una cinética de orden general, en función del orden de la cinética [32]. Obtuvo la grafica mostrada en la figura 2.15, la cual nos permite determinar el orden de la cinética conociendo el valor de  $\mu_g$ .



**Fig. 2.14. Parámetros de la forma de la curva TL.**



**Fig. 2.15. Factor de simetría,  $\mu_g$  calculado como función del orden de la cinética, b, a línea central representa los valores promedios (tomado de chen, 1984).**

### 2.9 Teoría de la curva termoluminiscente

Si se traza la curva que representa la intensidad de la emisión luminosa en función de la temperatura, la cual es característica de cada material TL, se obtiene la llamada curva TL.

Considerando una cinética de primer orden, el modelo cinético que permite determinar los diferentes parámetros de las trampas [33] se basa en las hipótesis que simplifican lo siguiente:

- \* Los portadores de carga son los electrones
- \* Existe un solo nivel de trampas
- \* No existe recombinación directa entre las trampas y los centros luminiscentes.
- \* La duración de la vida de los portadores de carga en la banda de conducción es finita
- \* No existe extinción térmica (la probabilidad  $P_{nr}$  de recombinación no radiativa no cambia con la temperatura); es decir:

$$n = \frac{P_r}{P_r + P_{nr}} \text{-----(2.10)}$$

- \* La probabilidad de que un electrón vuelva ser capturado por una trampa es nula.

La distribución estadística de los electrones atrapados en estados metaestables se puede considerar como una distribución en equilibrio; es decir, como una distribución de Boltzmann. Por lo tanto, la probabilidad p, de que un portador de carga escape de la trampa esta dada por:

$$p = s \cdot e^{-E/KT} \text{-----(2.11)}$$

donde:

s = factor de frecuencia ( $s^{-1}$ )

E = energía de activación o profundidad de la trampa (eV)

T = temperatura (K)  
 k = constante de Boltzmann  
 =  $1.38 \times 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$   
 =  $8.617 \times 10^{-5} \text{ eVK}^{-1}$

La rapidez con que se liberan los electrones es:

$$\frac{dn}{dt} = -np; \text{ es decir, } \frac{dn}{dt} = -nse^{\frac{-E}{KT}} \text{ .....(2.12)}$$

donde:

n es la concentración de portadores de carga retenidos en las trampas.

La intensidad de la luz emitida, I, es proporcional a la rapidez de recombinación radiativa; es decir, teniendo en cuenta las hipótesis simplificadoras mencionadas, a la rapidez de liberación de los electrones.

$$I = -c \frac{dn}{dt} = csne^{\frac{-E}{KT}} \text{ .....(2.13)}$$

De (I.12) se tiene:

$$\frac{dn}{n} = -se^{\frac{-E}{KT}} dt \text{ .....(2.14)}$$

Si se eleva la temperatura del material TL a una velocidad lineal  $\beta$ , se tiene:

$$T = T_0 + \beta t \quad \text{ó} \quad \beta = \frac{dT}{dt} \text{ ..... (2.15)}$$

Sustituyendo  $dt = \frac{dT}{\beta}$  en la ecuación (2.14) e integrando, se tiene:

$$\ln \frac{n}{n_0} = \int_{T_0}^T \frac{s}{\beta} e^{-E/KT} dT \text{ .....(2.16)}$$

$$n(T) = n_0 \exp \left[ - \int_{T_0}^T \frac{s}{\beta} e^{-E/KT} dT \right] \text{ .....(2.17)}$$

Esta ecuación representa la variación de la densidad de portadores de carga atrapados en función de la temperatura. Si se sustituye en la ecuación (I.13) se obtiene una representación de la curva TL para un nivel único de atrapamiento (un pico en la curva TL).

$$I(T) = n_0 s e^{\frac{-E}{KT}} \left[ \exp \left( - \frac{s}{\beta} \int_{T_0}^T e^{\frac{-E}{KT}} dT \right) \right] \text{ .....(2.18)}$$

Para segundo orden, se supone que existe un fuerte reatrapamiento, entonces:

$$I = - \frac{dn}{dt} = s' n^2 e^{\frac{-E}{KT}} \text{ .....(2.19)}$$

$$s' = - \frac{s}{n_0} = s' n^2 e^{\frac{-E}{KT}} \text{ .....(2.20)}$$

$$I(T) = s \cdot n_0^2 e^{(-E/KT)} \left[ 1 + \frac{s'}{\beta} \int_{T_0}^T e^{(-E/KT')} dT' \right]^2 \text{-----(2.21)}$$

Considerando una cinética de orden general se obtiene:

$$I = - \frac{dn}{dt} = s' n^b e^{-E/KT} \text{-----(2.22)}$$

$$s' = - \frac{s}{n^{b-1}} \text{-----(2.23)}$$

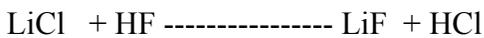
$$I(T) = s n_0 e^{-E/KT} \left[ (b-1) \frac{s'}{\beta} \int_{T_0}^T e^{-E/KT'} + 1 \right] \text{-----(2.24)}$$

## 2.10 Preparación del material dosimétrico empleado en el trabajo; LiF:Mg,Cu,P

Los principales materiales TL pueden dividirse en dos grupos: los que son casi equivalentes al tejido, pero que tiene baja sensibilidad a la radiación, tales como el Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>, LiF, BeO, etc., y aquellos que tienen muy alta sensibilidad pero no son equivalentes al tejido, como es el caso del CaSO<sub>4</sub>.

El LiF se encuentra entre los materiales TL mas utilizados para aplicaciones dosimétricas porque su número atómico efectivo Z<sub>ef</sub>=8.14 es similar al del tejido (Z<sub>ef</sub> = 7.4), lo que hace que su respuesta sea prácticamente independiente de la energía de la radiación; y por lo tanto, se puede considerar como un material equivalente al tejido.

El método de preparación del LiF:Mg,Cu,P consiste en obtener primero el LiF puro sin activadores, a partir de la reacción:



Una vez que se ha precipitado el LiF, se incorporan los activadores MgCl<sub>2</sub>, CuF<sub>2</sub> (NH<sub>4</sub>)<sub>2</sub> y HPO<sub>4</sub>, en soluciones acuosas hasta que se alcance la concentración deseada. El material obtenido es secado a 353 K durante un tiempo de 4 horas y es lavado varias veces. El polvo seco es colocado en un crisol de Pt y es calentado en atmósfera inerte a 673 K durante 5 minutos.

Posteriormente la temperatura es elevada hasta 1423 °K y se mantiene a esta temperatura por 15 minutos más. El producto que se obtiene es el material TL policristalino de LiF:Mg,Cu,P, el cual es pulverizado y tamizado para obtener polvo en tamaño de grano entre 100 y 300 micrómetros

Para obtener pastillas de LiF:Mg,Cu,P.+ PTFE, el material TL en polvo es mezclado con resina de politetrafluoretileno(PTFE) en polvo, en una proporción de 2:1, y se coloca una muestra de esta mezcla en una dado de acero inoxidable, aplicando una presión de aproximadamente 1 GPa a temperatura ambiente.

Las pastillas obtenidas son sometidas a un proceso de sinterizado a una temperatura ligeramente inferior a la de fusión del PTFE (450 °K) en atmósfera inerte.

Se eligió el material LiF:Mg,Cu,P + PTFE , desarrollado y elaborado en México, debido a las características dosimétricas que requerimos, que son las siguientes:

- Número atómico efectivo  $Z_{ef}=8.14$
- Respuesta casi independiente de la energía de la radiación
- Presenta una curva TL sencilla
- Alta sensibilidad
- Bajo desvanecimiento
- Presenta una curva sencilla

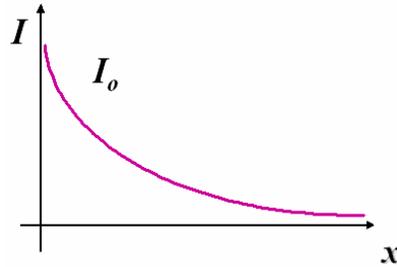
Debido a que el LiF, Mg, Cu, P, puede considerarse como equivalente a tejido, es posible obtener una curva de calibración a partir de fotones provenientes de una fuente calibrada de  $^{137}\text{Cs}$ , de tal forma que esto permite normalizar los resultados obtenidos en las mediciones de haces de rayos-x con energías de 125 keV a 150 keV a esta curva obtenida con rayos gama.

## Capítulo 3: Interacción de la radiación electromagnética con la materia

### 3.1 Absorción de fotones

A diferencia de la radiación corpuscular que tiene un alcance bien definido en la materia y puede ser absorbida completamente, la radiación electromagnética (x o gamma) no es absorbida completamente sino que disminuye su intensidad en forma exponencial al aumentar el espesor del absorbedor figura 3.1.

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$



**Fig. 3.1 Atenuación exponencial de la radiación electromagnética**

Si el espesor del absorbedor se mide en centímetros al coeficiente de absorción se le da el nombre de coeficiente de absorción lineal y sus unidades serán  $cm^{-1}$ . Si se usa el espesor másico, en  $g/cm^2$  el coeficiente de absorción se llama coeficiente de absorción másico  $\mu_m$  y sus dimensiones serán  $cm^2/g$ . La relación numérica entre  $\mu_l$  y  $\mu_m$  esta dada por la ecuación:

$$\mu_l = \mu_m \times \rho \text{ .....(3.1)}$$

Donde  $\rho$  es la densidad del absorbedor  $g/cm^3$

Puesto que el coeficiente de absorción representa la fracción del haz de radiación que ha sido atenuada por unidad de espesor del absorbedor, estará definido por la ecuación:

$$\lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta I/I}{\Delta t} = -\mu \text{ .....(3.2)}$$

Al coeficiente definido de esta forma, a menudo se le llama coeficiente de absorción total o coeficiente de atenuación. Para algunos propósitos es conveniente usar el coeficiente de absorción atómica  $\mu_a$ , el cual representa la fracción de un haz de radiación incidente que es absorbido por un solo átomo. Es decir que dicho coeficiente es la probabilidad de que un átomo del absorbedor interactúe con uno de los fotones de haz. El coeficiente de absorción atómica puede ser definido por la ecuación:

$$\mu_a (cm^2) = \frac{\mu_l (cm^{-1})}{N (átomos / cm^3)} \text{ .....(3.3)}$$

Donde N = número de átomos por  $cm^3$ .

Dadas las unidades del coeficiente de absorción atómica, se le llama sección eficaz del absorbedor. Al coeficiente de absorción atómica se le llama también sección eficaz microscópica y se le representa por  $\sigma$ ; mientras que al coeficiente de absorción lineal a

menudo se le llama sección eficaz macroscópica y se representa por  $\Sigma$ . Así se puede escribir:

$$\Sigma(cm^{-1}) = \sigma(cm^2 / atomos) \times N(atomos / cm^3) . \text{-----}(3.4)$$

Así la relación de absorción puede ser expresada en términos de  $\mu_a$  o de  $\sigma$  en la siguiente forma:

$$I/I_o = e^{-\mu_a Nt} . \text{-----}(3.5)$$

$$I/I_o = e^{-\sigma Nt} . \text{-----}(3.6)$$

Con la ayuda de las secciones eficaces atómicas es posible calcular el coeficiente de absorción de una aleación o de un compuesto que contenga varios elementos diferentes .

### 3.2 Mecanismos de absorción

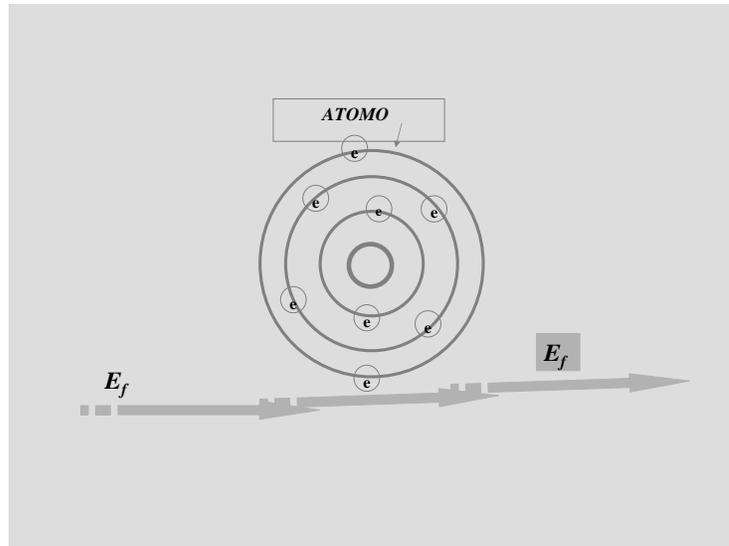
Los electrones en los orbitales atómicos tienen energías que oscilan de eV a keV, por lo que fotones con tal energía son capaces de expulsar electrones de sus capas (ionizar), por esta razón rayos UV de alta frecuencia, rayos  $\alpha$ , rayos cósmicos y gamma son conocidos como radiación ionizante. Al interactuar los fotones de alta energía existe conservación de la energía, la masa, el momento y su carga eléctrica, existe un mecanismo específico de absorción de la radiación electromagnética que va en función de la energía del fotón

#### 3.2.1 Dispersión coherente (Rayleigh):

Se hace evidente a energías bajas de los rayos x (abajo de 30 keV). El fotón incidente interactúa con el átomo como un todo, no con el núcleo o electrones en forma individual, el fotón no pierde energía y su dirección cambia minimamente, en las aplicaciones médicas un máximo del 3% será de este tipo, figura 3.2. La probabilidad de ocurrencia de un evento de dispersión coherente,  $P_{\text{Coherente}}$ , esta dado por:

$$P_{\text{coherente}} \propto \frac{Z^{8/3}}{E^2} . \text{-----}(3.7)$$

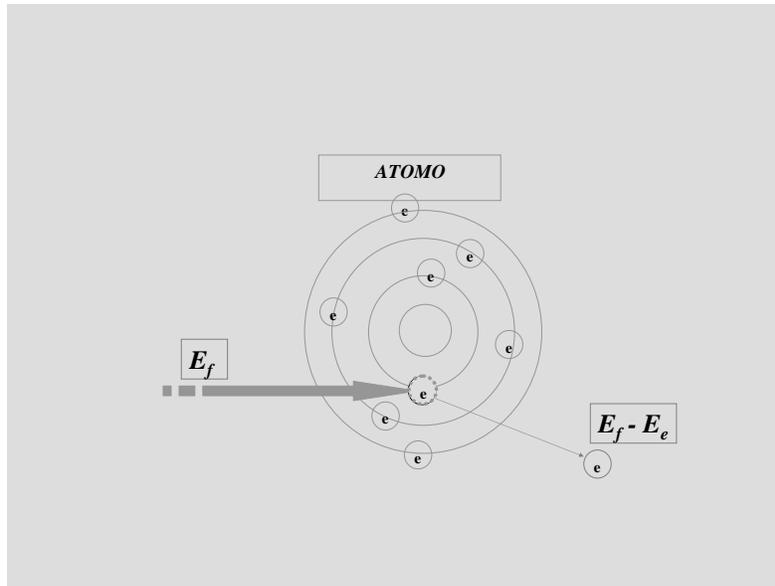
Donde E es la energía del fotón incidente y Z es el numero atómico efectivo del tejido.



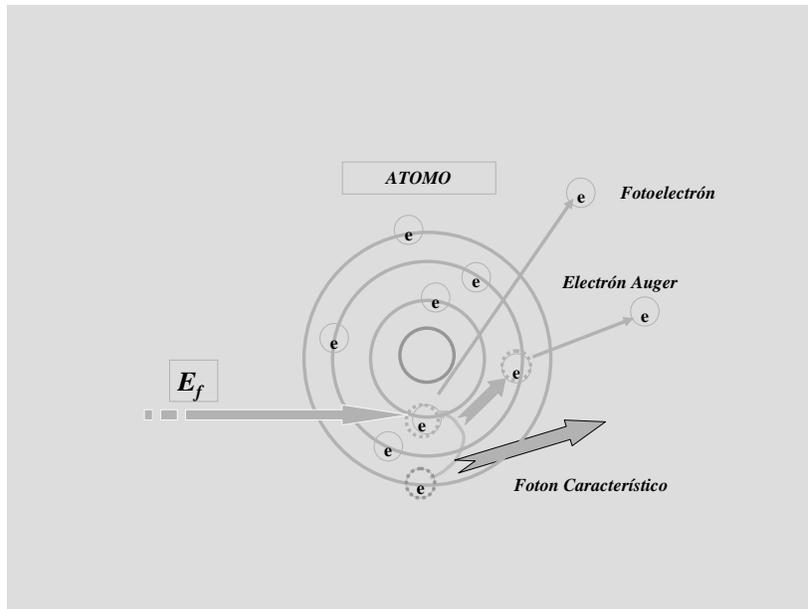
**Fig. 3.2. Dispersión rayleigh**

### 3.2.2 Absorción fotoeléctrica (efecto fotoeléctrico)

Este mecanismo de absorción ocurre a energías entre 20 -80 keV para hueso, aire y tejidos blandos. El fotón incidente interactúa con un electrón de las capas internas, el 80 % de las interacciones son en la capa K. La probabilidad de ocurrencia es mayor si la energía del fotón es igual a la energía de enlace, el electrón de la capa interna absorbe toda la energía del fotón “desapareciendo el fotón” expulsándose el electrón con un exceso de energía cinética  $E_c = E_f - E_e$ . El fotoelectrón expulsado viajará 1 a 2 mm a través de la materia creando a su paso pares de iones de otros átomos hasta ceder toda su energía, el fotoelectrón ya en reposo es atraído e incorporado a un ion positivo, mientras tanto el original átomo blanco ha quedado con una vacancia en su capa interna, un electrón de las capas externas ocupará la vacancia dejando su capa externa emitiendo su exceso de energía en forma de un fotón característico (rayo-X característico). El fotón característico puede simplemente dejar el átomo e interactuar con otros electrones resultando principalmente en la producción de pares iónicos, sin embargo en algunos casos interactuará con electrones de la capa externa del mismo átomo (una especie de “absorción fotoeléctrica interna”) expulsando estos electrones fuera del átomo (electrones de Auger). La probabilidad de ocurrencia de la absorción fotoeléctrica depende del número atómico, del material irradiado y la energía de fotón incidente, específicamente es proporcional a  $Z^3$  e inversamente proporcional a  $E_f$ . Figura. 3.3



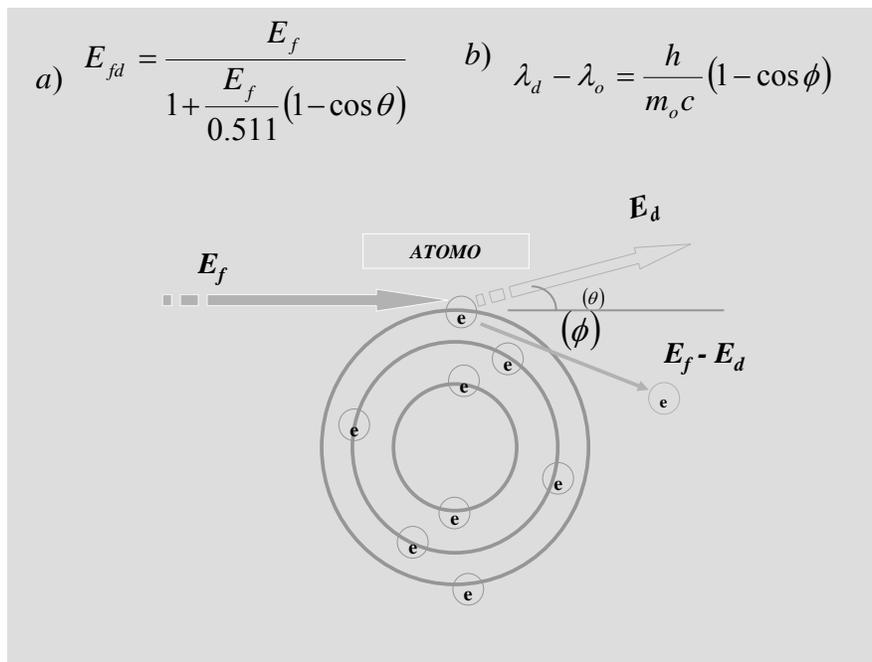
**Fig. 3.3. Efecto fotoeléctrico**



**Fig. 3.4. Electrón de auger y fotón característico producidos durante el efecto fotoeléctrico**

### 3.2.3 Efecto Compton

La dispersión Compton es una colisión elástica entre un fotón y un electrón libre, ocurre a energías mayores de 25 keV, para tejidos suaves, aire y hueso. El fotón incidente interactúa con un electrón de la capa externa, la diferencia de energía entre el fotón y el electrón de la capa externa resulta en la absorción de una parte de la energía del fotón. En una colisión entre un fotón y un electrón libre no es posible que toda la energía del fotón sea transferida al electrón si no se conservan la energía y la cantidad de movimiento, por lo que el fotón debe ser dispersado con una energía menor que el fotón incidente. Únicamente la diferencia de energía entre el fotón incidente y el dispersado es transferida al electrón libre. La probabilidad de una interacción Compton disminuye a medida que aumenta la energía del fotón y con el aumento del número atómico del absorbedor. En elementos con número atómico bajo, la dispersión Compton es el principal mecanismo de interacción. En esta dispersión cada electrón actúa como centro dispersor y las propiedades macroscópicas de dispersión de la materia dependen principalmente de la cantidad de electrones por unidad de masa, sin embargo, las propiedades de dispersión Compton son establecidas sobre la base de un electrón. La conservación del momento para esta interacción nos permite conocer el cambio de la longitud de onda y la energía del fotón dispersado [34] figura 3.5.



**Fig. 3.5 Efecto compton, a) permite cacular la trayectoria del electrón compton y el fotón dispersado, b) el cambio de longitud de onda del fotón**

### 3.2.4 Efecto acumulativo de los distintos tipos de interacciones

La probabilidad de ocurrencia de cada una de las interacciones depende de la energía  $E$  del fotón incidente, que es  $1/E^3$  para la absorción fotoeléctrica y  $(1/E)$  para la dispersión Compton. De esta manera incluso fotones de un haz monoenergético experimentarán diferentes tipos de interacciones. Los coeficientes de absorción o las secciones eficaces dan las probabilidades de remover un electrón de una capa en condiciones de buena geometría asumiendo que cualquiera de las interacciones posibles remueve el fotón del haz. El coeficiente de absorción total es la suma de los coeficientes para cada una de las interacciones descritas anteriormente fig. 3.6.

$$\mu_{total} = \mu_{Coh} + \mu_{FE} + \mu_{Comp} + \mu_{PP} + \mu_{PD}$$

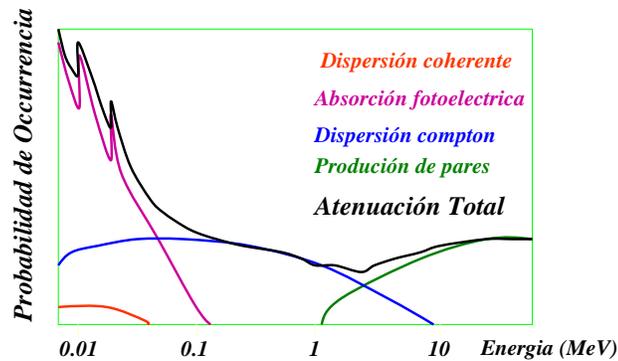


Fig. 3.6 Efecto acumulativo de los distintos tipos de interacciones

## Capítulo 4: La tomografía axial computarizada

### 4.1 Introducción

La TAC introducida a la imagenología médica en 1972 ha tenido un rápido desarrollo técnico que va desde la disminución en los tiempos de reconstrucción y adquisición, hasta el modo de adquisición helicoidal con multidetectores, esto ha incrementado su uso, convirtiéndola en la fuente principal en la dosis colectiva de la población (67%), no obstante constituya el 11 % de las exploraciones con rayos-x [1].

El beneficio en los pacientes por el uso de la TAC esta más allá de cualquier duda, sin embargo una desventaja inevitable es la exposición a la radiación ionizante, incluso con la TAC multidetector capaz de obtener imágenes en tiempos menores de un segundo no se ha conseguido la reducción en la dosis recibida por el paciente, aunado a esto se encuentra en ocasiones la práctica de mejorar la calidad de la imagen a expensas del aumento de las dosis de radiación recibidas por el paciente [35].

La TAC junto con la radiología intervencionista es considerada un procedimiento radiológico de alta dosis de radiación ionizante [2] y en vista del conocido riesgo de inducir cáncer a niveles alcanzados en la TAC se hace necesario la optimización de la dosis, así como el uso de los principios de protección radiológica en el paciente.

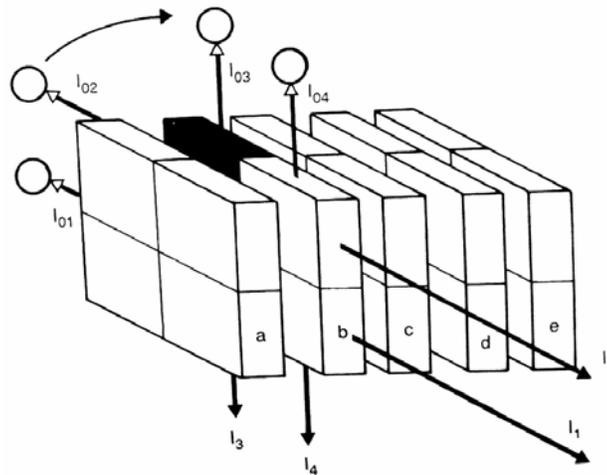
Para lograr la optimización de las dosis de radiación derivadas de la TAC se requiere la comprensión de las técnicas utilizadas para caracterizar su dosimetría. La exposición en TAC es diferente de la radiología convencional, en TAC no es útil utilizar como cantidad dosimétrica la dosis de entrada a piel, debido a que la dosis presenta un gradiente radial con que va de la periferia al centro, además existe dependencia de la dosis en función del diámetro de la región a explorada.

La dosimetría en TAC presenta rasgos especiales, por ejemplo tomógrafos con características técnicas de operación similares empleando parámetros de exposición idénticos presentan variaciones substanciales en la dosis suministrada al paciente. Para comparar las dosis en tomógrafos con un modo de operación similar e incluso con aquellos con distinto modo de adquisición (serial vs. helicoidal) se deben considerar varios factores en conjunto como es el pitch, mAs y kVp.

La cantidad dosimétrica empleada para la optimización de la dosis y asegurar la calidad de la imagen en TAC, el CTDI, ha tenido diversas modificaciones desde el origen de su definición, así tenemos el  $CTDI_{aire}$ ,  $CTDI_{FDA}$ ,  $CTDI_{100}$ ,  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{VOL}$ , esto ha obedecido el desarrollo de la reciente generación de tomógrafos y la mejor caracterización de la dosis.

## 4.2 Principio general de operación de la TAC

El principio básico de la TAC es que la estructura interna de un objeto puede ser reconstruida a partir de múltiples proyecciones del objeto, mediante su irradiación axial (figura 4.2). La obtención de imágenes en TAC es el resultado de la atenuación del paciente por un delgado haz de rayos -x, cada imagen consiste de una matriz de píxeles que corresponden a números CT (medidos en unidades hounsfield, HU) que presentan valores de atenuación de los elementos de volumen (voxeles) contenidos en el corte. La calidad de la imagen se relaciona a la fidelidad del número CT, la precisión de la reproducción de pequeñas diferencias en la atenuación (resolución de bajo contraste) y detalles finos (resolución espacial).



**Fig 4.2 La irradiación axial permite obtener proyecciones de una sección transversal en función del coeficiente de atenuación másico.**

## 4.3 Generación de una proyección

La interacción de los Rayos-X y un objeto se puede modelar como una integral de línea sobre la característica del objeto, asumiendo que todos los fotones que llegan al detector son de la misma energía :

Atenuación Exponencial de los Rayos-X



$$N_o = N_i e^{-\mu \Delta x} \dots\dots\dots(4.1)$$

- $N_i$  : intensidad del rayo-X de entrada.
- $N_o$ : intensidad del rayo-X de salida.
- $\mu$  : coeficiente de atenuación lineal.



$$N_o = N_i e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3) \Delta x} \dots\dots\dots(4.2)$$

Suma de los Coeficientes de Atenuación de los Rayos-X



$$N_o = N_i e^{-\sum_k \mu_k \Delta x} \quad \text{.....(4.3)}$$

Lo que nos da;

$$\sum_k \mu_k \Delta x = \ln \frac{N_i}{N_o} \quad \text{.....(4.4)}$$

Obteniendo la integral de línea;

$$\int_{-\infty}^{\infty} \mu(x) dx = \ln \frac{N_i}{N_o} \quad \text{.....(4.5)}$$

Ahora, si en una sección transversal como se muestra en la figura consideramos  $\mu$  como función de dos puntos coordinados  $x$  e  $y$ , denotándolo como  $\mu(x, y)$ , considerando el ancho  $\tau$  del rayo suficientemente pequeño, donde  $ds$  es un elemento de longitud y la integración es llevada a lo largo de la línea  $AB$  mostrada, figura 4.5. tenemos entonces que la proyección es;

$$P_{\theta}(k\tau) = \int_{\text{rayo } A-B} \mu(x, y) ds = \ln \frac{N_i}{N_o} \quad \text{.....(4.6)}$$

Como podemos ver una proyección  $P_{\theta}$  se forma por medio de un conjunto de mediciones al ángulo  $\theta$ , donde cada medición es una integral de línea sobre una trayectoria rectilínea de coeficiente de atenuación  $\mu$ .

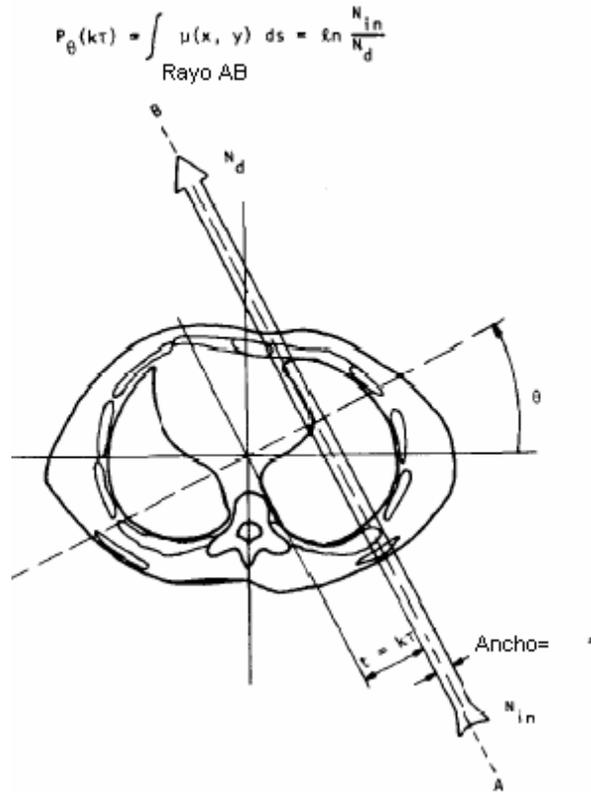


Fig. 4.3 Generación de una proyección

#### 4.4 Descriptores de dosis en TAC

Las condiciones de exposición a la radiación ionizante en estudios tomográficos son diferentes de los procedimientos de con rayos-x convencionales, se requiere de técnicas específicas para caracterizar la dosis en el paciente en TAC., la Fig. 4.4 muestra la distribución radial típica de la dosis en un corte tomográfico.

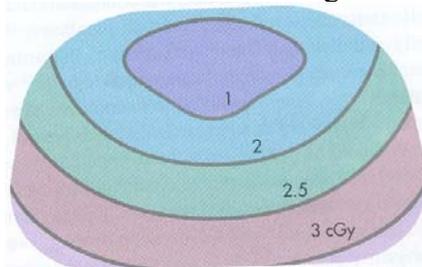


Fig. 4.4 Distribución de dosis en un corte tomográfico.

El principal mecanismo de interacción en la tomografía es la dispersión Compton, por lo que la radiación dispersa puede ser considerable e incluso mayor que la dosis de radiación debida al haz primario. La radiación dispersa no está confinada al perfil de haz colimado y la adquisición de un corte suministra una dosis considerable de radiación dispersa a los tejidos adyacentes fuera del haz primario, por ejemplo en un protocolo tomográfico de 10 cortes de 10-mm adquiridos en abdomen, el tejido en el corte 5 recibirá tanto radiación primaria y radiación dispersa de su adquisición, pero además recibirá radiación dispersa de los cortes 4 y 6 y un menos de los cortes 3 y 7 Fig. 4.5

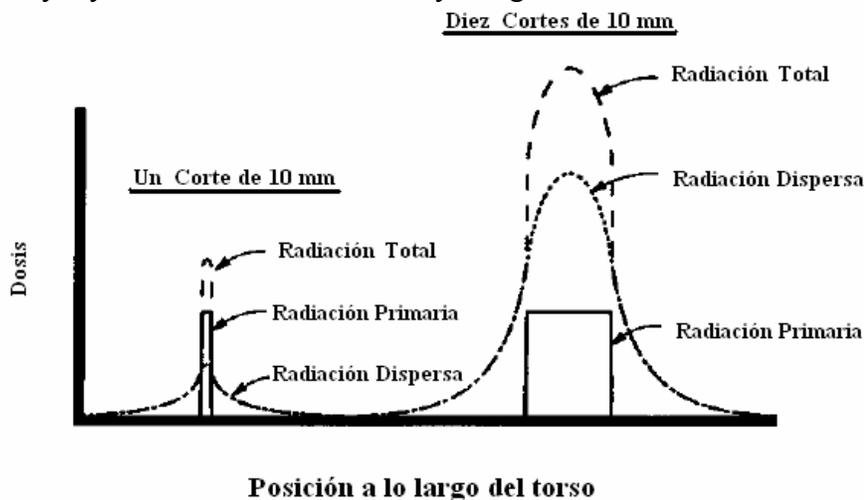


Fig. 4.5 La dosis de radiación en el paciente se muestra en función de la posición en el torso a lo largo del eje cráneo-caudal. El perfil de dosis para un corte de 10-mm (izquierda), el perfil de dosis para 10 cortes contiguos de 10-mm (derecha). La contribución del perfil de dosis del componente primario es el mismo, sin embargo en un número de cortes adyacentes las colas de radiación dispersa incrementan la dosis total para cada corte.

La dosis promedio de exploración múltiple (MSAD) es el estándar para la determinación de la dosis de radiación en TAC. EL MSAD es la dosis de tejido que incluye la dosis atribuible a la radiación dispersa de los cortes adyacentes. EL MASD es definido como la dosis promedio a una profundidad particular de la superficie como resultado de los cortes

contiguos. Un estimado del MSAD puede ser obtenido con un solo corte al medir el Índice de dosis en TAC (CTDI). El CTDI es definido como la integral de una sola exploración del perfil de dosis a lo largo de una línea infinita perpendicular al plano tomográfico dividido por el espesor nominal del corte:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad \text{.....(4.7)}$$

Donde N es el espesor nominal del corte y n es el número de cortes representados simultáneamente en una exploración. El MSAD (Multiple Scan Average Dose) para un perfil de dosis  $D_{N,I}(z)$ , resultante de una serie de N adyacentes exploraciones en la cual el primero y el último corte contribuyen con cantidades insignificantes de radiación dispersa en el volumen representado por el corte central de la serie; el MSAD es el valor promedio del perfil de dosis en el punto (x, y) en el centro de la serie de cortes donde el promedio esta sobre una distancia igual al incremento entre cortes I;

$$MSAD_{N,I} = (1/I) \int_{-I/2}^{I/2} D_{N,I}(z) dz \quad \text{.....(4.8)}$$

Donde  $MSAD_{N,I}$  designa el MSAD para una serie de N cortes con un incremento de I entre cortes;  $D_{N,I}(z)$  es el total del perfil de dosis resultado de las dosis a partir de los N cortes; y el origen de el eje-Z se asume que coincide con el centro del corte central contribuyendo con el perfil de dosis. Podemos observar que si para una N suficientemente grande:

$$MSAD_{N,I} = \left( \frac{nT}{I} \right) CTDI \quad \text{.....(4.9)}$$

El CTDI proporciona una buena aproximación al MSAD cuando los cortes son contiguos. La medida del CTDI estima la radiación dispersa de los cortes adyacentes de una forma práctica. El CTDI definido como la integral infinita de la longitud no es fácilmente medido. Un número de variaciones han sido introducidas ignorando las contribuciones relativamente pequeñas del perfil de dosis a distancias lejanas del centro del corte explorado. El CTDI definido por la FDA (Food Drugs Administration) de Estados Unidos ( $CTDI_{FDA}$ ) como la dosis de radiación en cualquier punto en el paciente que incluye la radiación dispersa de 7 cortes en ambas direcciones para un total de 14 cortes.

$$CTDI_{FDA} = \left( 1 / nT \right) \int_{-7T}^{7T} D_{unico}(z) dz \quad \text{.....(4.10)}$$

Donde n es el número de secciones por explorar, T es el ancho de el intervalo que es igual al espesor de la sección seleccionada, y  $D_{unico}(z)$  es la dosis en el punto z sobre cualquier línea paralela a el eje z para una exploración axial. Fig. 4.6

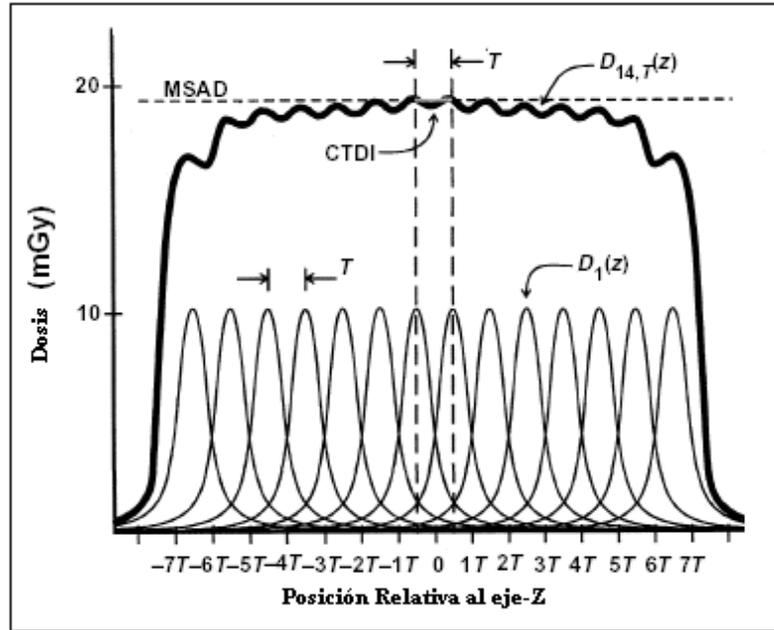


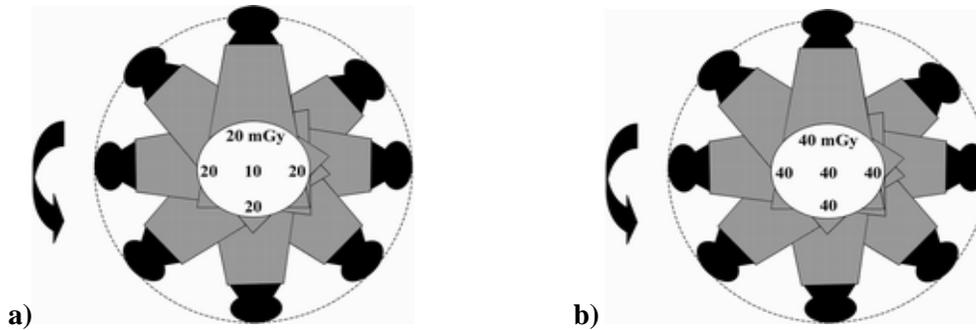
Fig. 4.6 Perfil de dosis de una exploración múltiple que muestra el resultado de una serie de 14 exploraciones con un incremento igual al espesor del corte (t). La dosis promedio de exploración múltiple (MSAD) es dado por el índice de dosis (CTDI) indicado en la porción central de un perfil de exploración múltiple.

En la práctica una forma conveniente de la determinación del CTDI puede realizarse con una cámara de ionización con una longitud activa de 100 mm lo que proporciona una medida del  $CTDI_{100}$  en términos de dosis absorbida en aire (mGy). La medición del CTDI puede realizarse en el centro o 10 mm abajo de la superficie de un fantoma, tales valores obtenidos son mayores que los correspondientes al CTDI FDA bajo similares de exposición, siendo mayor esta diferencia para cortes mayores. EL  $CTDI_{100}$  esta determinado por el promedio de cuatro valores del  $CTDI_{100}$  medido en posiciones equidistantes a lo largo de un fantoma:

$$CTDI_{100} = (1/NT) \int_{-5cm}^{5cm} D_{unico}(z) dz \quad \text{-----(4.11)}$$

Donde N es el numero de secciones por exploración, y T es el ancho de cada sección adquirida (la cual no necesariamente de la misma anchura que la sección reconstruida) Este índice puede ser medido en el centro y en la periferia (a 1 centímetro.) para describir la variación alrededor del plano de exploración.

Las dosis en la superficie del paciente son mayores que la dosis que en el centro del paciente, en la exploración de cabeza la razón periferia - centro es 1:1 y en la exploración de cuerpo la razón periferia centro es 2:1 fig. 4.7.



**Fig. 4.7 Dosis típicas en fantoma de cuerpo a), y cabeza b), se observan los CTDI medidos en el centro y la periferia.**

Las medición del CTDI en un fantoma estándar de cabeza o cuerpo puede ser utilizada para proporcionar una indicación del CTDI promedio sobre el corte tomográfico producido en una exploración axial. Se asume que la dosis en un fantoma en disminuye linealmente con la posición radial de la superficie al centro, entonces el promedio del CTDI dentro una sección tomografía es aproximadamente el CTDI 100 ponderado ( $CTDI_w$ ):

$$CTDI_w = (1/3)(CTDI_{100})_{Centro} + (2/3)(CTDI_{100})_{Periferia} \quad \text{-----(4.12)}$$

El CTDI en volumen ( $CTDI_{VOL}$ ) describe la dosis promedio sobre el volumen total explorado en una exploración secuencial o helicoidal (IEC 2003)

$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad \text{.....(4.13)}$$

#### 4.5 Dosis efectiva

Es un concepto definido por la Comisión Internacional de Radioprotección (ICRP) en la publicación número 60 comparar las dosis recibidas por exploraciones tomográficas con otros procedimientos radiológicos es necesario la determinación de la dosis efectiva, un indicador útil de la exposición del paciente, aunque no es apropiada como cantidad de dosis de referencia ya que es obtenida en forma indirecta, y su definición puede se objeto de cambios en el futuro. La dosis efectiva para un protocolo de exploración particular puede ser estimada a partir de la medida del CTDIaire para un tomógrafo, normalizando las dosis a órgano determinados por fantomas matemáticos antropomórficos usando el método de Monte Carlo.

#### 4.6 Factores que influyen en la dosis sobre el paciente en TAC

La dosis en TAC esta determinada por las características inherentes del tomógrafo, la talla del paciente, la región anatómica explorada, así como el protocolo y la técnica usada. La dosis absorbida deber suficiente para satisfacer el requerimiento diagnostico. Los parámetros técnicos y operacionales que influyen sobre la dosis del paciente se resumen en la tabla 1, estos aplican tanto a tomografía convencional como helicoidal. La dosis en el paciente, la dosis a órgano como la dosis efectiva, depende de la calidad del haz de rayos x,

y la dosis al paciente disminuye hasta cierto nivel de calidad de imagen cuando se incrementa el voltaje o filtración.

Para un tomógrafo determinado, la dosis esta relacionada linealmente con el producto de la corriente (mA) y el tiempo de examinación. La dosis absorbida por una parte del cuerpo depende inversamente del pitch para un mA constante en TAC convencional como helicoidal.

La comparación de los valores de mAs de diferentes escáneres no proporciona información sobre la dosis relativa debido a las diferencias en su diseño. Por ultimo, el número de órganos expuestos y sus dosis media depende del volumen irradiado del paciente durante la exploración, esto se incrementará con el número de cortes en TAC convencional y con el tiempo en la exploración multicorte, y a su vez si el estudio es de doble fase.

<b>Parámetro</b>	<b>Influencia en la dosis del paciente</b>
<b>Alto voltaje del tubo de rayos -X</b>	<b>Un mayor KV es útil ( a un ruido constante en de la imagen)</b>
<b>Filtración</b>	<b>Una mayor filtración es provechoso</b>
<b>Corriente del tubo de rayos-X</b>	<b>Incremento lineal con el mA</b>
<b>Tiempo de exploración</b>	<b>Incremento lineal con el tiempo (s)</b>
<b>Espesor del corte</b>	<b>Incremento aproximadamente lineal en la dosis con el espesor (valido para escaneres unicorte)</b>
<b>Volumen explorado</b>	<b>Incremento lineal en la dosis con el aumento de volumen</b>

**Tabla. 1 Influencia de los parámetros técnicos y operacionales en la dosis al paciente durante la TAC, tomado de Kalender 2000**

El mAs es el factor mas importante en el manejo de la dosis en el paciente, la intensidad del rayo-x es directamente proporcional al mA, por lo que este debe variar con la talla y la región anatómica explorada, ya que su reducción significativa disminuye la dosis al paciente, y se larga la vida útil del tubo generador de rayos-x en un escáner determinado.

La reducción del mAs sin el correspondiente incremento en el tiempo de exposición conduce a un incremento del ruido lo que hace que se pierda calidad de la imagen. Una estrategia para reducir la dosis de radiación consiste en disminuir significativamente el mA en zonas con elevado contraste como tórax y pelvis, en estas regiones la degradación de la calidad de la imagen como resultado de la reducción del mAs no es significativo.

Un factor que contribuye con mayor dosis al paciente es la demanda de mayor resolución espacial con el uso de cortes más finos con mayor intensidad del rayo-x para disminuir el ruido.

#### 4.6.1 Colimación, velocidad de la tabla y pitch

En tomografía helicoidal la colimación del haz, la velocidad de la tabla y el pitch deben considerarse en conjunto para caracterizar la dosis al paciente. El pitch es el avance de la tabla en milímetros en cada rotación sobre la colimación (espesor del corte) la figura 4.8 ilustra el concepto de pitch, por ejemplo un pitch de 1 implica un exploración contigua, un pitch de 2 significa que existe un espacio sin explorar que corresponde al espesor del corte (n canales de adquisición multiplicados por el espesor del nominal de cada canal) este pitch tiene diferentes efectos sobre la calidad de imagen; por ejemplo en la colonoscopia virtual la calidad de la imagen y los artefactos por reconstrucción son menos afectados por el incremento del pitch que por la colimación del haz, sin embargo la situación es diferente para nódulos pulmonares pequeños en los cuales se requiere de cortes mas finos (colimación máxima) en donde el incremento del pitch afecta la detectabilidad de los nódulos pulmonares.

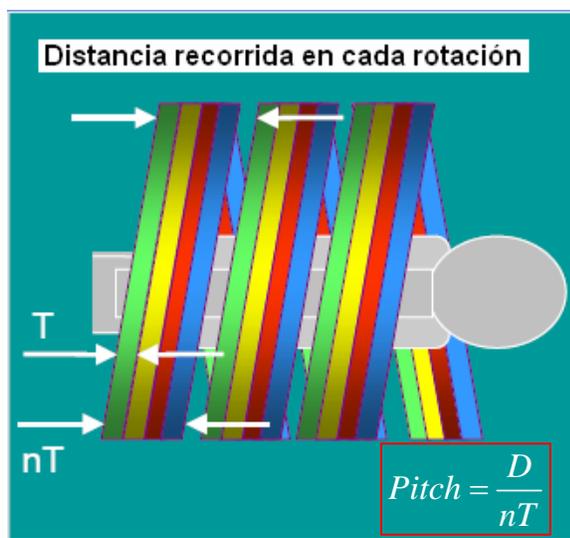


Fig. 4.8. El concepto de Pitch

Existen dos formas por las cuales el pitch puede ser incrementado durante la rotación constante del tubo; incrementado la velocidad de la tabla o disminuyendo la colimación. Al Incrementar la velocidad de tabla para una colimación dada se tiene un pitch mayor que es asociado con menor dosis de radiación en el volumen para un mA constante (debido al menor tiempo de exposición efectivo), pero se tiene una disminución de la detección de lesiones como los nódulos pulmonares pequeños. Al Disminuir la colimación (para una tabla velocidad de la tabla dada) se tiene el mismo tiempo de exploración, pero se disminuye la dosis de radiación sobre el volumen explorado para un mA constante, y se disminuye la relación señal ruido, con lo que la detección de nódulos pulmonares pequeños.

La TC helicoidal con un pitch de 1 proporciona aproximadamente la misma dosis de radiación que una TC convencional axial con los mismos factores de exposición. Para una exploración helicoidal no contigua (pitch >1) a una colimación dada, la dosis de radiación disminuye conforme el pitch se incrementa, específicamente 1/pitch.

Normalmente el kVp (kilovoltaje pico) no es cambiado de paciente a paciente para un particular tipo de estudio, asumiendo que la longitud de la exploración y el espesor del corte ha sido juiciosamente elegidos para un requerimiento diagnóstico, solo queda el mA, y el pitch para el manejo en la dosis del paciente.

La tabla 2 muestra un ejemplo típico de ajuste para TAC helicoidal de tórax, el mA ha sido reducido de 165 a 110, la velocidad de la tabla ha sido aumentada de 5 mm a 10 mm por rotación, por lo que el pitch cambiado de 1 a 2 [35]. Los resultados en la dosis efectiva disminuyeron de 7.1 a 2.4 mSv y en pulmón la dosis a órgano de 24.3 a 8.2 mGy (66% de reducción)

<b>Parámetros</b>	<b>TAC helicoidal de tórax</b>	
<b>Voltaje (Kvp)</b>	<b>140</b>	<b>140</b>
<b>Corriente (mA)</b>	<b>165</b>	<b>110</b>
<b>Longitud explorada (cm)</b>	<b>31.0</b>	<b>31.0</b>
<b>Espesor del corte (mm)</b>	<b>5.0</b>	<b>5.0</b>
<b>Avance de la tabla/360 (mm)</b>	<b>5.0</b>	<b>10.0</b>
<b>Pitch</b>	<b>1.0</b>	<b>2.0</b>
<b>Órgano críticos</b>	<b>Pulmón</b>	
<b>Dosis a órgano (mGy)</b>	<b>24.3</b>	<b>8.15</b>
<b>Dosis efectiva (mSv)</b>	<b>7.1</b>	<b>2.4</b>

**Tabla 2. Ejemplo de reducción de dosis en TAC por cambios en los parámetros de exposición**

#### **4.6 Tomografía helicoidal multidetector**

La TAC multicorte presenta ciertas ventajas con respecto a la convencional; el tiempo extremadamente corto de adquisición continua de datos en un solo respiro, la reducción de artefactos por movimientos involuntarios (peristálsis y el latido cardíaco), la optimización en el empleo de medio de contraste durante la exploración, la utilización de un pitch mayor de uno se reduce la dosis. Las imágenes obtenidas con TAC multicorte pueden ser reconstruidas en cualquier posición del volumen a explorar, lo que evita un registro anatómico erróneo, las lesiones equivocadas pueden ser evaluadas sin la exposición adicional del paciente, la posibilidad de desplegar los datos en cortes transversales a intervalos más pequeños que la colimación del haz de rayo.

Sin embargo la TAC multicorte debido a su fácil elaboración el operador puede extenderse en la examinación al incrementar el volumen o por repetir una región. Aunque es la misma calidad en TAC convencional y multicorte con un pitch de 1, la elaboración de una TAC helicoidal con pitch mayores de 1.5 implica una inferior calidad diagnóstica al hacer insuficiente la calidad diagnóstica de la imagen al reducir la resolución de bajo contraste.

Otra desventaja de la TAC multicorte es la resolución espacial en el eje-z es menor que el indicado por el ancho del corte nominal a menos que se use una interpolación especial, y por último la técnica multicorte tiene un artefacto inherente dependiendo del número de detectores utilizados.

## CAPITULO 5: CONCEPTOS BÁSICOS DE RADIOBIOLOGÍA

### 5.1 interacción de la radiación con las células

La interacción de la radiación con las células es una función de probabilidad, puesto que no resulta siempre en un daño permanente y la energía depositada es en forma aleatoria, ocurriendo en alrededor de  $10^{-18}$  s. No existe un daño específico debido a la radiación, sino que este puede ser asociado a otras causas (químicas, calor, daño físico, etc.). Después de la exposición a la radiación, el periodo de latencia puede ser de décadas para dosis bajas de radiación, pero de minutos a horas para altas dosis.

La acción de la radiación sobre la célula es clasificada como directa o indirecta (fig. 5.1). En la acción directa, generalmente radiación de alta transferencia lineal de energía (LET), el daño biológico ocurre como resultado de la ionización de átomos a través de la interacción Compton y fotoeléctrica en moléculas claves (DNA, RNA, enzimas) causando que tales moléculas se inactiven o alteren funcionalmente produciéndose reacciones inapropiadas.

En la acción indirecta de la radiación sobre la célula, generalmente con radiación de baja LET, los efectos producidos son debidos a la creación de radicales libres creados por la interacción de la radiación con el agua (radiolisis del agua). Los radicales libres causan rupturas en moléculas vitales ocasionado la muerte celular.

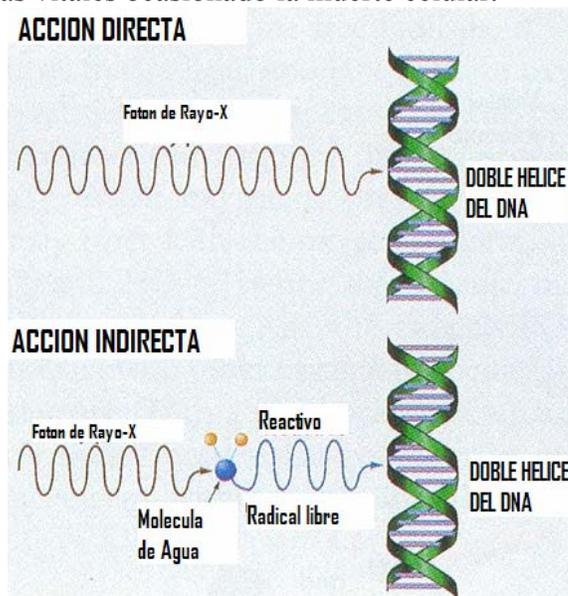


Fig. 5.1 La interacción de la radiación sobre la célula puede ser directa o indirecta.

## **5.2 Efecto de la RI sobre los cromosomas**

Después de la irradiación durante la división celular es posible observar microscópicamente algunas rupturas en los cromosomas en la metafase y anafase del ciclo de división celular. Los fragmentos cromosómicos producidos tienen la capacidad de unirse entre ellos, esto puede ser; reunirse en su configuración original, fallar la reunión creando una aberración, o reuniéndose con otros para formar nuevos cromosomas que pueden o no parecer estructuralmente alterados comparados con los cromosomas antes de la irradiación.

## **5.3 Radiosensibilidad celular**

En 1906 J. Bergonié y L. Tribondeau observaron los efectos de la exposición a los rayos-x en células testiculares de conejo, y establecieron que la radiosensibilidad estaba en función del estado metabólico, afirmando la sensibilidad celular a la radiación es directamente proporcional a la actividad reproductiva e inversamente proporcional al grado de diferenciación, una notable excepción a esta ley son los linfocitos, los cuales son altamente diferenciados pero extremadamente sensibles.

La LET de la radiación afecta la sensibilidad celular a la misma, pues conforme esta se incrementa lo hace su capacidad para causar daño biológico. El oxígeno afecta la sensibilidad a la radiación debido a que un tejido mejor oxigenado es más radiosensible, pues se aumenta la acción indirecta de la radiación

Existe un control genético de la radiosensibilidad como se puede observar en enfermedades hereditarias como el síndrome de Down, Cockaine, Usher, Gardner, Anemia de Fanconi, Ataxia telangiectásica etc., que se asocian con mayor sensibilidad a los rayos-x.

## **5.4 EFECTOS ESTOCÁSTICOS Y DETERMINÍSTICOS**

Un efecto estocástico se refiere a que no es posible atribuir la radiación como la causa específica de un efecto determinado y por otro lado que puede ocurrir a cualquier valor de dosis recibida, pero el riesgo se incrementa en función de la dosis, la exposición a niveles bajos crónicos como por ejemplo en el radiodiagnóstico se causan este tipo de efectos. El principal efecto estocástico es la inducción de cáncer. Cuando se está expuesto a dosis de radiación relativamente altas se causan efectos específicos que son predecibles por lo que se denominan efectos determinísticos (cuadro 2).

**CUADRO 2**  
**RESUMEN DE EFECTOS DETERMINISTICOS**

---

**Síndrome Hematológico:**

Dosis: aproximadamente 1-10 Gy (100-1000 rad)

Características Clínicas: Daño general en la formación de células en medula ósea, que se incrementa con la dosis, dando lugar a Pancitopenia. Conduciendo a Hemorragias, anemia, e infección.

Tratamiento: 0-1 Gy (0-1rad) resguardo de la persona

1-2Gy (100-200 rad) resguardo y vigilancia hematológica

2-6 Gy (200-600 rad) transfusión sanguínea y antibióticos

6-10 Gy (600-1000 rad) Considerar trasplante de medula ósea, nadie ha sobrevivido a una dosis abrupta de 5 Gy (500 rad) o mas, es posible sobrevivir con trasplante de medula ósea pero dosis mayores todos los sujetos morirán por el síndrome gastrointestinal

**Síndrome Gastrointestinal**

Dosis: aproximadamente 2-50 Gy (200-500 rad)

Síntomas Clínicos: Nausea, vomito, diarrea prolongada, deshidratación,

Desequilibrio hidroelectrolítico, letargo, anorexia, sobreviniendo la muerte arriba de 10 Gy (100 rads).

6-10 Gy (600-100 rad) considera trasplante de medula ósea

10-50 Gy (100-5000 rad) mantener equilibrio hidroelectrolítico

Cerca de 2 Gy (200 rad) enfermedad clásica por radiación (nausea, diarrea y vomito)

**Síndrome Sistema Nervioso Central**

Dosis: >50 Gy (>5000rad)

Síntomas clínicos: ataxia, convulsiones, letargo, coma y, muerte

Tratamiento: sedantes.

---

## Capítulo 6: Materiales y métodos

### 6.1 Descripción general del estudio

Se realizó un estudio transversal, observacional, descriptivo y prolectivo, con la autorización del Comité de Investigación, del Comité de Ética y las Jefaturas correspondientes, el estudio se llevó a cabo en el servicio de Radiología del Hospital Infantil de México “Federico Gómez” de la Secretaria de Salud utilizando un Tomógrafo Siemens Somatom 16 plus.

Los dosímetros termoluminiscentes de LiF: Mg,Cu,P+PTFE se envolvieron y sellaron en plástico color negro previamente limpiado con alcohol, esto con el objeto de molestar lo mínimo al paciente. Los dosímetros termoluminiscentes se colocaron en ambos párpados, lóbulo derecho de la glándula tiroides, glándula parótida derecha, así como en la zona correspondiente a la glándula mamaria derecha, la imagen 6.1 muestra la ubicación de los mismos. La lectura de los dosímetros se hizo al finalizar la jornada de trabajo de las tomas de TAC en un lector Harshaw 3500, posteriormente se borraron térmicamente 240 °C 10 minutos seguido de 2 horas a 100 °C para ser reutilizados el día subsecuente.

El grupo de estudio incluyó pacientes pediátricos, de los que registramos la edad, genero, peso, talla,  $CTDI_{vol}$ . Las mediciones se realizaron en la fase simple, en la fase contrastada y reconstrucción tridimensional por separado. Previa realización del control dosimétrico se solicito el consentimiento y autorización de los padres.



Imagen .6.1 Ubicación de los DTL durante el estudio tomográfico

## **6.2 Criterios de selección de los pacientes:**

Los siguientes criterios de selección se tomaron en cuenta

Criterios de Inclusión;

- Pacientes con edad de 1 día hasta los 15 años de edad
- Pacientes que requieran tomografía computarizada simple, contrastada o reconstrucción tridimensional como método diagnóstico para alguna patología de cráneo.
- Los parámetros de exposición de la TAC de cráneo sean 100 kV y 80 mA, pitch de 1 que corresponde con el protocolo establecido por el HIMFG.

Criterios de Exclusión;

- Pacientes mayores de 15 años de edad.
- Paciente el cual haya recibido terapia con radiofármacos. o se le halla realizado algún estudio de medicina nuclear
- Pacientes que por condición médica o en quienes sus padres se rehusaron a participar en el estudio.

Criterios de eliminación

- Paciente que al efectuar las lecturas el dosímetro no presente las características propias de su curva termoluminiscente.
- Paciente en el cual se repitió el topograma o una de las fases del estudio en el estudio contrastado.

## **6.3 Material termoluminiscente:**

### **6.3.1 Elección del material termoluminiscente:**

Los principales materiales termoluminiscentes se pueden dividir en dos tipos: aquellos que tienen buena equivalencia en tejido pero una sensibilidad baja como el  $\text{LiF:Mg,Ti}$ , y aquellos que tienen una alta sensibilidad pero una pobre equivalencia a tejido como el  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ . EL  $\text{LiF:Mg:Cu,P+PTFE}$  tiene una adecuada equivalencia a tejido y presenta una gran sensibilidad, una curva sencilla, mínimo desvanecimiento, respuesta lineal en un amplio intervalo razones por la cuales decimos utilizarlo en esta investigación, la Tabla 6.1 muestra las propiedades de este material comparadas con  $\text{LiF:Mg,Ti}$  y  $\text{CaSO}_4$ .

Características	Material		
	LiF:Mg,Cu,P	LiF:Mg,Ti (TLD- 100)	CaSO <sub>4</sub> :Dy
Sensibilidad relativa	20	1	30
Umbral de detección	58 nGy	-	12μGy
Rango de linealidad	10 <sup>2</sup> μGy-10 <sup>2</sup> Gy	-	3μGy-10 <sup>2</sup> Gy
Desvanecimiento	12.6 %	Despreciable	Despreciable
Reproducibilidad	1.6 %	2%	2%

Tabla 6.1 Características del LiF:Mg, Cu, P comparadas con el LiF:Mg,Ti y CaSO<sub>4</sub> (Tomado de Azorín 1990)

### 6.3.2 Selección y caracterización del material termoluminiscente

La elaboración del material de LiF: Mg, Cu, P+PTFE ya fue descrita en el capítulo 2, en el tema correspondiente. Las dimensiones del material empleado son de 5 mm de diámetro y 0.9 mm de espesor. En la caracterización de 100 DTL fabricados se utilizó una fuente beta de <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y irradiando los dosímetros a dosis de 16, 32 y 48 mGy utilizándose un borrado térmico que consistió en calentar a 240°C durante 10 min, seguido por 100°C, durante 2 horas. Las lecturas se realizaron en un analizador TL Harshaw 3500, integrando la señal desde la temperatura ambiente (~ 20°C), hasta 240°C. Todas las mediciones se realizaron en atmósfera de nitrógeno a una velocidad de calentamiento de 10°C/s.

Se seleccionó aquellos dosímetros que presentaron una linealidad y reproducibilidad con una desviación estándar del 3 % en el intervalo de dosis de 10 mGy a 1 Gy, con lo que resultó una selección de 66 DTL, la figura 6.1 muestra la reproducibilidad del lote de dosímetros termoluminiscentes utilizado.

La precisión de los dosímetros en general presentó una desviación estándar menor del 5% que concuerda con lo establecido para efectuar dosimetría en el radiodiagnóstico con dosímetros termoluminiscentes

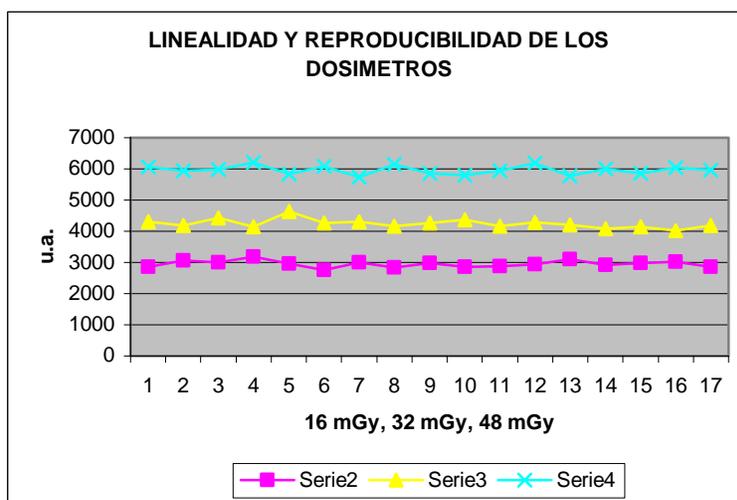


Figura 6.1 Muestra la reproducibilidad de los dosímetros al ser irradiados a 16mGy, 32 mGy y 48 mGy.

### 6.3.3 Calibración de los dosímetros termoluminiscentes

Para la calibración de los dosímetros se utilizó un equipo de rayos-x con un rayo de salida con energía promedio de 55 keV (similar al rayo del tomógrafo utilizado) irradiando los dosímetros a valores crecientes de dosis que se corroboró con una cámara de ionización Victoreen modelo 150P de gas presurizado que presenta una desviación estándar del 2% en las mediciones, obteniéndose la curva de calibración mostrada en la figura 6.2.

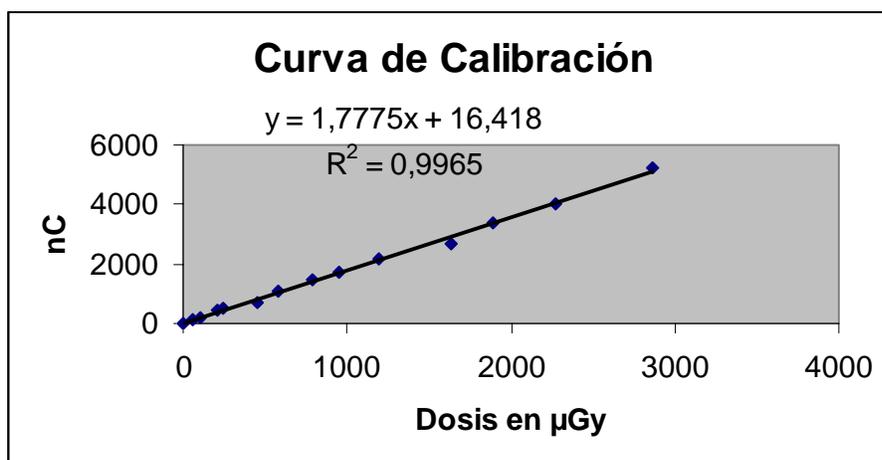


Fig. 6.2 Curva de calibración de los DTL

La respuesta termoluminiscente fue convertida a dosis absorbida en tejido: primeramente usando la ecuación obtenida en la curva de calibración para obtener la dosis absorbida en aire, y posteriormente este resultado se aplicó el factor de ponderación para tejido.

La capa hemirreductora (CHR) en el tomógrafo Siemens Somatom 16 plus calculada fue de  $5.6 \pm 0.2$  para el aluminio a un kVp= 120 kV que es congruente con el valor kV establecido para garantizar la calidad del haz de rayos-x. Para la medición de la capa hemirreductora fue realizada con un arreglo dosimétrico de discos de **LiF:Mg,Cu,P+PTFE** dentro de porta-dosímetros envueltos por láminas de aluminio 1100 ( aluminio con 99% de pureza) en una disposición cilíndrica.

## Capítulo 7: Resultados

El control dosimétrico en tomografía de cráneo se realizó en 49 pacientes con una edad promedio de  $5.9 \pm 4.1$  años, el 70 % fueron del género masculino y 30 % del femenino, a 19 (37 %) pacientes se les realizó estudio de TAC simple, a 22 (45 %) TAC contrastada y a 9 (18 %) TAC de reconstrucción tridimensional.

### 7.1 TAC simple

Este estudio se realizó a 19 pacientes, el intervalo de edad fue de 1 a 11 años, con una edad promedio de 6 años, los intervalos de peso y talla de los pacientes fueron de 4.7 a 39.9 kg, y 59 a 136.9 cm. respectivamente. El  $CTDI_{VOL}$  promedio desplegado en la consola del tomógrafo fue de 27.8 con una desviación estándar de 4.1, a partir de este se obtuvo el DLP (producto dosis longitud) que resultó en un intervalo 385.1 a 393.3 mGy, y a su vez con este resultado se obtuvo la dosis efectiva multiplicándolo por el factor de conversión para cabeza obteniendo un intervalo de dosis efectiva de 0.894 a 0.904 mSV.

La dosis obtenidas mediante la lectura de los dosímetros termoluminiscentes ubicados en los órganos críticos se evaluaron en la ecuación de la curva de calibración, y a este resultado se ponderó con el factor de conversión de dosis de aire a tejido (0.99). Para ambos lentes oculares se obtuvo prácticamente el mismo valor promedio el cual fue de 17.3 mGy, para glándula tiroides el valor promedio fue de 1.38 con una desviación estándar de 0.4, para glándula mamaria la dosis promedio calculada fue de 0.39 mGy y por último para glándula parótidas el valor promedio calculado fue de 1.88 mGy.

### 7.2 TAC Contrastada

Este estudio se realizó a 22 pacientes, el intervalo de edad fue de 3-11 años, con una edad promedio de 7 años, los intervalos de peso y talla fue de 11.7 a 42.3 kgy 86 a 142 cm respectivamente. El  $CTDI_{VOL}$  promedio desplegado en la consola del tomógrafo fue de 49.6 mGy con una desviación estándar de 13.6, a partir de este se obtuvo el DLP (producto dosis longitud) que resultó en un intervalo 680.8-708 mGy.cm , y a su vez con este resultado se obtuvo la dosis efectiva multiplicándolo por el factor de conversión para cabeza conversión obteniendo un intervalo de dosis efectiva de 1.597-1.628 mSv.

La dosis obtenidas mediante la lectura de los dosímetros termoluminiscentes ubicados en los órganos críticos se evaluaron en la ecuación de la curva de calibración, y a este resultado se ponderó con el factor de conversión de dosis de aire a tejido (0.99). Para ambos lentes oculares se obtuvo prácticamente el mismo valor promedio el cual fue de 30.13 mGy, para glándula tiroides el valor promedio fue 2.24 de con una desviación estándar de 0.82, para glándula mamaria la dosis promedio calculada fue de 0.59 mGy, por último para glándula parótidas el valor promedio calculado fue de 3.96 mGy.

### **7.3 TAC reconstrucción tridimensional**

Este estudio se realizó a 9 pacientes, el intervalo de edad fue de 1.1 a 4.1 años, con una edad promedio de 2.6 años, los intervalos de peso y talla fue de 7.5 a 16.5 kg, 65 a 103 cm respectivamente. El  $CTDI_{VOL}$  promedio desplegado en la consola del tomógrafo fue de 25.1 mGy con una desviación estándar de 3.7, a partir de este se obtuvo el DLP (producto dosis longitud) que resultó en un intervalo de 498.3 a 505.7 mGy.cm, y a su vez con este resultado se obtuvo la dosis efectiva multiplicándolo por el factor de conversión para cabeza obteniendo un intervalo de dosis efectiva de 1.154 a 1.163 mSv

La dosis obtenidas mediante la lectura de los dosímetros termoluminiscentes ubicados en los órganos críticos se evaluaron en la ecuación de la curva de calibración, y a este resultado se ponderó con el factor de conversión de dosis de aire a tejido (0.99). Para ambos lentes oculares se obtuvo prácticamente el mismo valor promedio el cual fue de 19.12 mGy, para glándula tiroides el valor promedio fue de 16.72 con una desviación estándar de 9.6, para glándula mamaria la dosis promedio calculada fue de .94 mGy, por ultimo para glándula parótidas no se determinó valor.

### **7.4 Comparación de los exámenes tomográficos**

El peso, talla y edad de los pacientes con TAC simple y contrastada no difirieron significativamente ( $p < 0.12$  a  $0.38$ ). La comparación de las dosis absorbidas para órganos entre TAC simple y contrastada fueron significativamente diferentes ( $p < 0.001$ ) teniendo buena concordancia con el  $CTDI_{vol}$ , DLP y dosis efectiva respectivo (Tabla 7.1).

En la comparación de los pacientes con TAC simple y reconstrucción 3D solo se difirió significativamente en el rubro de la edad mientras que los rubros peso, y talla no difirieron significativamente. No obstante que el valor de  $CTDI_{vol}$  no difirió significativamente ( $p < .12$ ); el comportamiento de las radiaciones absorbidas en los órganos mostró diferencias significativas ( $p < 0.001$ ). (Tabla 7.2 )

Entre la TAC contrastada y reconstrucción tridimensional las diferencias en edad, peso, talla fueron significativas ( $p < 0.002$  a  $0.01$ ) y la dosis absorbida por órganos no mostró diferencias significativas ( $0.07$  a  $0.91$ ) y al igual que en las comparaciones anteriores el  $CTDI_{vol}$  no difirió significativamente. Tabla 7.3

<b>Característica</b>	<b>TAC simple</b>	<b>TAC contrastada</b>
<b>Edad</b>	<b>1-11 años</b>	<b>3-11 años</b>
<b>Peso</b>	<b>4.7-39.9 Kg.</b>	<b>11.7-42.3 Kg.</b>
<b>Talla</b>	<b>59-136.4 cm.</b>	<b>86-142 cm.</b>
<b>CTDI<sub>VOL</sub></b>	<b>23.7-31.9 mGy</b>	<b>36-63.2</b>
<b>DLP</b>	<b>385.1-393.3 mGy.cm</b>	<b>680.8-708 mGy.cm</b>
<b>Dosis efectiva</b>	<b>0.894-0.904 mSv</b>	<b>1.597-1.628 mSv</b>
<b>Ojo izquierdo</b>	<b>14.8-19.8 mGy</b>	<b>23.26-37.66 mSv</b>
<b>Ojo derecho</b>	<b>14.4-19.8 mGy</b>	<b>22.91-37.35</b>
<b>Glándula tiroides</b>	<b>0.98-1.78 mGy</b>	<b>1.42-3.06 mGy</b>
<b>Glándula mamaria</b>	<b>0.13-.65 mGy</b>	<b>0.06-1.12 mGy</b>
<b>Glándula parótida</b>	<b>1.37-2.39 mGy</b>	<b>2.75-5.17 mGy</b>

**Tabla 7.1 Comparación de los resultados obtenidos en TAC simple y contrastada de cráneo**

<b>Características</b>	<b>TAC simple</b>	<b>TAC reconstrucción tridimensional</b>
<b>Edad</b>	<b>1-11 años</b>	<b>1.1-4.1 años</b>
<b>Peso</b>	<b>4.7-39.9 Kg.</b>	<b>7.5-16.5 Kg.</b>
<b>Talla</b>	<b>59-136.4 cm.</b>	<b>65-103 cm.</b>
<b>CTDI<sub>VOI</sub></b>	<b>23.7-31.9 mGy</b>	<b>21.4-28.8 mGy</b>
<b>DLP</b>	<b>385.1-393.3 mGy.cm</b>	<b>498.3-505.7 mGy.cm</b>
<b>Dosis efectiva</b>	<b>0.894-0.904 mSv</b>	<b>1.154-1.163 mSv</b>
<b>Ojo izquierdo</b>	<b>14.8-19.8 mGy</b>	<b>8.68-30.24 mGy</b>
<b>Ojo derecho</b>	<b>14.4-19.8 mGy</b>	<b>8.49-29.75 mGy</b>
<b>Glándula tiroides</b>	<b>0.98-1.78 mGy</b>	<b>7.12-26.32 mGy</b>
<b>Glándula mamaria</b>	<b>0.13-.65 mGy</b>	<b>0.17-1.71 mGy</b>
<b>Glándula parótida</b>	<b>1.37-2.39 mGy</b>	<b>N/C</b>

**Tabla 7.2 Comparación de los resultados obtenidos en TAC simple y reconstrucción tridimensional de cráneo**

<b>Características</b>	<b>TAC contrastada</b>	<b>TAC reconstrucción tridimensional</b>
<b>Edad</b>	<b>3-11 años</b>	<b>1.1-4.1 años</b>
<b>Peso</b>	<b>11.7-42.3 Kg.</b>	<b>7.5-16.5 Kg.</b>
<b>Talla</b>	<b>86-142 cm.</b>	<b>65-103 cm.</b>
<b>CTDI<sub>vol</sub></b>	<b>36-63.2</b>	<b>21.4-28.8 mGy</b>
<b>DLP</b>	<b>680.8-708 mGy.cm</b>	<b>498.3-505.7 mGy.cm</b>
<b>Dosis efectiva</b>	<b>1.597-1.628 mSv</b>	<b>1.154-1.163 mSv</b>
<b>Ojo izquierdo</b>	<b>23.26-37.66 mSv</b>	<b>8.68-30.24 mGy</b>
<b>Ojo derecho</b>	<b>22.91-37.35</b>	<b>8.49-29.75 mGy</b>
<b>Glándula tiroides</b>	<b>1.42-3.06 mGy</b>	<b>7.12-26.32 mGy</b>
<b>Glándula mamaria</b>	<b>0.06-1.12 mGy</b>	<b>0.17-1.71 mGy</b>
<b>Glándula parótida</b>	<b>2.75-5.17 mGy</b>	<b>N/C</b>

**Tabla 7.3 Comparación de los resultados obtenidos en TAC contrastada y reconstrucción tridimensional de cráneo**

## Capítulo 8: Discusión y conclusiones

### 8.1 Discusión:

Los resultados mostraron mayor dosis absorbida en los órganos blanco en la tomografía contrastada en relación con la tomografía simple, prácticamente por un factor de dos, esto es compatible con el hecho que una tomografía contrastada se puede considerar como una modalidad que incluye dos fases simples de tomografía, además las dosis a órganos críticos guarda la misma proporción con el valor del CTDI<sub>VOL</sub>, DLP y dosis efectiva.

En el caso de la tomografía simple en relación con la tomografía reconstrucción tridimensional se tiene para ambas un valor de CTDI<sub>vol</sub> que es prácticamente el mismo ( $27.8 \pm 4.1$  mGy para tomografía simple  $25.1 \pm 3.7$  mGy para tomografía reconstrucción tridimensional), pero con variaciones substanciales en la dosis a órganos blanco como es el caso de tiroides hasta por un factor de 14 con respecto, y un factor de 2 para glándula mamaria con respecto a los valores promedio. en la comparación de estos estudios no existe una un proporción de las dosis a órganos críticos con respecto a la dosis efectiva y DLP.

Se observó que para el caso de la comparación de tomografía contrastada con reconstrucción tridimensional ocurre lo siguiente, se tiene un CTDI<sub>vol</sub> prácticamente el doble para la tomografía contrastada que tomografía reconstrucción tridimensional pero no ocurre así en la dosis a órgano, y en la dosis absorbida en la glándula tiroides es mayor hasta por un factor de 8, no existe relación con el CTDI<sub>vol</sub>, DLP y dosis efectiva los cuales son mayores para el caso del estudio contrastado.

En relación con los valores reportados en la literatura para dosis a órgano, la Comisión internacional de radioprotección publicación 87 reporta valores de dosis estándar a órgano para la tomografía de cabeza, siendo estos valores para el adulto, en relación con nuestro estudio las dosis absorbidas a órganos blanco no se alcanzaron los valores para los lentes oculares, sin embargo para glándula tiroides y glándula mamaria la dosis absorbida es mayor y para el caso de la glándula parótida no se reportó en dicho documento.

El hecho de no encontrar reporte de dosis a órgano para pacientes pediátricos es debido a que es impráctico la determinación de dosis absorbida a órgano para la mayoría de los órganos, no así en la tomografía de cabeza y otras variantes por lo que se debe realizar este tipo de investigación en futuras investigaciones para complementar la dosimetría en TAC y optimizar la protección radiológica en el paciente pediátrico.

El CTDI es la principal cantidad dosimétrica en TAC; es considerado un buen índice de exposición y es utilizado para la determinación de la dosis efectiva y DLP, sin embargo no muestra una relación con estudios de una misma región como fue el caso de tomografía simple de cráneo y reconstrucción tridimensional. Los resultados obtenidos son adecuados para los órganos que se encuentren superficiales y para aquellos órganos que son de difícil acceso, es posible realizar estudios en fantasmas con tejido equivalente o cadáveres humanos introduciendo dosímetros termoluminiscentes en los órganos, pues existen órganos que no son simulados en los fantasmas por medio del método de Monte Carlo.

## 8.2 Conclusiones:

- Las cantidades dosimétricas en TAC ( $CTDI_{vol}$ , DLP y dosis efectiva) guardan relación respecto a la dosis por radiación dispersa en órganos críticos siempre y cuando sea la misma región anatómica y protocolo de estudio, sin embargo las dosis en órganos críticos puede ser mayores en un estudio de la misma región anatómica pero con protocolo diferente a pesar de que tenga menores cantidades dosimétricas.
- En el estudio tomográfico de cráneo reconstrucción tridimensional las cantidades dosimétrica se encontraron acorde a las normas internacionales en la exploración tomográfica de cabeza, sin embargo la dosis a órgano estimada para glándula tiroides debido a radiación dispersa alcanzó dosis estadísticamente significativas donde se observa un exceso relativo del riesgo tanto para la incidencia o mortalidad por cáncer, no así en la tomografía simple y contrastada de cráneo.
- En TAC de reconstrucción tridimensional la glándula tiroides no es de interés diagnóstico lo que hace necesario establecer por norma su blindaje y de aquellos órganos que como éste no son parte del área de interés diagnóstico durante la exploración topográfica pues con su blindaje no se afecta la calidad diagnóstica del estudio practicado.
- En base a los resultados obtenidos se hace necesario la determinación de las dosis a órganos críticos y su relación con el  $CTDI_{vol}$ , DLP y dosis efectiva en de las diversas regiones anatómicas con sus respectivos protocolos de exploración tomográfica.

### **8.3 Medidas recomendadas para minimizar la exposición a la radiación en la tomografía computada**

Los principios básicos para la protección radiológica en la exposición a la radiación debido al radiodiagnóstico recomendados por la Comisión Internacional de Radioprotección son la justificación de la práctica y la optimización de la protección haciendo énfasis en mantener las dosis tan bajas como razonablemente sea posible (Criterio ALARA) siendo consistentes con los requerimientos clínicos.

La justificación es el primer paso para la protección radiológica, cada exploración radiológica debe tener como resultado un beneficio neto para el paciente, es decir es sabido previamente que dicha exploración influirá respecto al diagnóstico, la terapia, o el escrutinio final del paciente. La justificación de la TC implica que el resultado requerido no puede ser logrado con otros métodos como ultrasonido y resonancia magnética.

La justificación también implica que sea el personal que aprueba la necesidad del uso de la TAC sea altamente capacitado y reconocido por una autoridad competente, y asuma la responsabilidad clínica., esta persona debe trabajar en conjunto con el médico que refiere el estudio para establecer el procedimiento más apropiado para el manejo del paciente.

Una vez que el examen tomográfico este justificada, el siguiente paso es la optimización de la misma. El uso óptimo de la radiación ionizante involucra la interconexión tres aspectos del proceso de imagenología; la calidad de la imagen, la dosis de radiación al paciente y la elección de la técnica de exploración.

Algunas sugerencias para reducir la cantidad de radiación recibida por los estudios con TAC son:

1. Deben realizarse sólo estudios absolutamente necesarios; una buena comunicación entre el médico radiólogo y el pediatra determina la necesidad del estudio y la técnica a usar, considerar otras modalidades tales como ultrasonido o resonancia magnética que no emplean radiación ionizante.
2. Realizar el ajuste de los parámetros en es examen tomográfico basados en la talla del niño
3. para ello se debe alentar el desarrollo y adopción de protocolos.
4. La zona explorada del cuerpo debe ser limitada al área más pequeña posible.
5. En base al órgano explorado; el ajuste de mA debe ser lo menor posible para explorar esqueleto y pulmón.
6. Valorar de una forma estricta la resolución del estudio requerido, pues no siempre es necesario para hacer el diagnóstico, en muchos casos un estudio con una resolución inferior puede dar el diagnóstico.

7. Minimizar el número de exámenes con TAC que usa múltiples cortes obtenidos con fases diferentes, pues resultan con un incremento considerable de la dosis. Estos exámenes multifase rara vez son necesarios, especialmente el tórax y abdomen.
8. Educar a través de la publicación de artículos y conferencias para optimizar los ajustes de exposición y determinar el requerido para un paciente particular.
9. Realizar investigaciones para determinar la relación entre calidad de la imagen y dosis de la TAC, para modificar la exploración con TAC para un niño particular, y clarificar la relación entre radiación y riesgo de cáncer.
10. Las zonas irradiadas que se encuentran en el campo de visión pero que no son de interés en el diagnóstico deben protegerse, tal es el caso en el examen tomográfico de cabeza utilizar látex-bismuto para proteger los lentes oculares, y collarín emplomado para glándula tiroides.
11. Realizar un estudio nacional sobre los equipos de TAC, la forma de uso de los mismos, el volumen promedio de pacientes, etc.

## Referencias

- [1] Mettler Fred A *et. al*, CT Scanning: Patterns of Use and Dose, Journal of Radiation Protection 20(2000), p. 353-359.
- [2] European Commission. Quality criteria for computed tomography Brussels, EC Working Document EUR 16262(1997)
- [3] Elaine Ron et al., Thyroid Cancer Exposure to External Radiation : A Pooled Analysis of Seven Studies, Radiation Research, 141(1995), p. 259-277.
- [4] Slovis TL. The ALARA concept in pediatric CT: Myth o reality? Radiology. 2002. Apr:223(1): 5-6
- [5] Brenner D. J., Elliston C. D. , Hall E. J., Berdon W.E., Estimated Risk of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT, American Roentgen Ray Society, 176 (2001), p. 289-296.
- [6] Anne Paterson et al, Helical CT of the body: Are Settings Adjusted fo Pediatric Patients, American Roentgen Society, 176 (2001), p. 297-301
- [7] Society for Pediatric Radiology - National Cancer Institute, radiation Risk and Pediatrics Computed Tomography (CT): A Guide for Health Care Providers (2002)
- [8] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2000, Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation, Exposures.United Nations, New York NY (2000)
- [9] CT 2004 Quality Criteria “A 6<sup>th</sup> Framework Research Project of the European Commission”, [www.msct.inf](http://www.msct.inf)
- [10] International Commission on Radiological Protection 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 60. Annal of the ICRP 21, No. 1-3 (Pergamon Press, Oxford)
- [11] Zankl M. Methods for Assessing Organ Doses using Computational Models *Radiation Protection Dosimetry* 80:207-212 (1998)
- [12] Brasch R C and Cann C E, Computed tomographic scanning in children: II. A updates comparison of radiation dose and resolving power of commercial CT Scanner, AJR 138 (1982), p. 127-33
- [13] Fearon T. and Vucich J., Peadiatric patien exposure from CT examinations: GE CT/T 9800 scanner, AJR 144(1985), p. 805-9

- [14] Fearon T. and Vucih J., Normalised paediatric organ absorbed dose from CT examination, *AJR* 148 1(1987), p. 71-4
- [15] Zankl M. Panzer W. Drexler G. Tomographic antropomorphic models. Part II : Organ Doses from computed tomographic examinations in pediatric radiology. GSF-Bericht 30/93. Neuherberg Germany ; institut Für Stralenschutz. 1993
- [16] Zank et al, Organ dose for children from computed tomographic examinations, *Radiation Protection dosimetry* 57 (1995), p.393-6
- [17] Huda et al, An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in paediatric patients, *Radiology* 203 (1997), p. 4117- 22.
- [18] Huda et al, Effective doses to patients undergoing thoracic computed tomography examinations, *Medical Physics*. 27(2000) 838-44
- [19] M. Caon, G. Bibbo and J. Pattison. Monte Carlo Calculated Effective Dose to Teenage Girls from Computed Tomography Examinations, *Radiation Protection Dosimetry* 90:445-448 (2000)
- [20] Shrimpton et al 2003, Doses from computed tomography (CT) examination in UK- 2003 review, National Radiological Protection Board
- [21] A.M Groves et. al., 16-detector multislice CT: dosimetry stimulation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation
- [22] Azorin Nieto Juan, Thermoluminescence Dosimetry (TLD) and its Application in Medical Physics, Eighth Mexican Symposium on Medical Physics, American Institute of Physics, 0-7354-0205 (2004)
- [23] Curie D. Luminescence in Crystals, Methuen London 1963.
- [24] Fowler W.V. Physics of Color Centers . Academic Press, New York and London 1968.
- [25] Klick C.C., Claffy W.E., Gorbics C.S., Attix F.H., Schulmann J.H. and Allard J.G. TL and Color Centers. *J. Appl. Phys.* 38 (1977) p.3867.
- [26] Horowitz Y .S. Thermoluminescence and thermoluminescent Dosimetry. CRC Press, Inc., Boca Raton 1984.
- [27] Nambi K.S.V. Discovery of T L . *Health Phys.* 28 (1975), p. 482.
- [28] Levy P.W. Physical Principles of TL and Recent Developments in its Measurement. Brookhaven National Laboratory, Upton, N.Y. 1974

- [29] Azorín J. Luminescence Dosimetry. Theory and Applications . Ed. Técnico- Científicas, México, D.F. 1990
- [30] Halperin A. and Braner A.A. Evaluation of Thermal Activation Energies from Glow Curves. Phys. Rev. 117 (1960) , p.408.
- [31] Chen R . On the Calculation of Activation Energies and Frequency Factors from Glow Curves. J . Appl. Phys. 40(1969a), p. 570.
- [32] Chen R . Glow Curves with General Order Kinetics. J . Electrochem. Soc. 166(1969) p. 1254  
Balarin M. Direct Evaluation of E from Half-Width of Glow Peaks and Special Monogram. Phys. Stat. Sol. ( a ) 3 1 (1 975) p.111.
- [33] Randall J.T. and Wilkins M . F . H . Phosphorescence and Electron Traps. Proc. Roy. Soc. 184A (1945) p. 365
- [34] Azorín J., Introducción a la Física Nuclear, Ediciones AZVEG, México, D.F., p.117. 1997.
- [35] International Commission on Radiological Protection , Managing Patient Dose in Computed Tomography, Publication 87, Annals of the ICRP 30/4 (2001), Elsevier



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

# ACTA DE IDÓNEA COMUNICACIÓN DE RESULTADOS

No. 00012

TOMOGRAFIA MULTIDETECTOR-16  
DE CRANEO EN NIÑOS:  
ESTIMACION DE DOSIS A  
ORGANOS CRITICOS POR DTL

En México, D.F., se presentaron a las 10:00 horas del día 7 del mes de diciembre del año 2006 en la Unidad Iztapalapa de la Universidad Autónoma Metropolitana, los suscritos miembros del jurado:

- DR. JUAN AZORIN NIETO
- DR. CLAUDIO FURETTA
- M. EN C. MIGUEL CADENA MENDEZ

Bajo la Presidencia del primero y con carácter de Secretario el último, se reunieron a la presentación de la Idónea Comunicación de Resultados cuya denominación aparece en el presente, para la obtención del grado de:

MAESTRO EN CIENCIAS (INGENIERIA BIOMEDICA)  
DE: MÚSEL JUAN TABARES VALDEZ

De acuerdo con el artículo 78 fracción III del Reglamento de Estudios Superiores de la Universidad Autónoma Metropolitana, los miembros del jurado resolvieron:

- APROBAR -

Acto continuo, el presidente del jurado comunicó al interesado el resultado de la evaluación y, en caso aprobatorio, le fue tomada la protesta.



Casa abierta al tiempo

*Músel Juan Tabares Valdez*  
MÚSEL JUAN TABARES VALDEZ  
FIRMA DEL ALUMNO

REVISÓ

*[Signature]*  
LIC. JULIO CESAR DE LARA ISASSI  
DIRECTOR DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTORA DE LA DIVISIÓN DE CBI

*[Signature]*

DRA. VERONICA MEDINA BANUELOS

VOCAL

*[Signature]*

DR. CLAUDIO FURETTA

PRESIDENTE

*[Signature]*

DR. JUAN AZORIN NIETO

SECRETARIO

*[Signature]*

M. EN C. MIGUEL CADENA MENDEZ