

TEMA 2

INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

Miguel Alcaraz Baños

Objetivos generales

1. Explicar esquemáticamente en qué consisten las colisiones elástica, inelástica y radiativa.
2. Exponer de qué factores depende la interacción de una partícula con la materia.
3. Explicar qué es la radiación característica y como se origina.
4. Explicar como se origina la radiación de frenado.
5. Determinar la energía máxima de los fotones en función de la tensión de pico del tubo de los rayos X.
6. Dibujar el espectro de frenado producido en un tubo de rayos X.
7. Describir la modificación del espectro de radiación en función del kilovoltaje aplicado.
8. Identificar los componentes del espectro característico de rayos X (radiaciones de frenado y características).
9. Explicar el efecto fotoeléctrico y su relación con la energía de la radiación y con el número atómico de los átomos del medio.
10. Explicar el efecto Compton y su relación con el número atómico de los átomos del medio.
11. Establecer la relación del efecto Compton con la energía de los fotones.
12. Definir cualitativamente el número atómico efectivo.
13. Discutir la distinta penetración de estructuras por los rayos X en función del número atómico efectivo y la densidad de los tejidos humanos (adiposo, óseo, muscular), y de las sustancias de contraste (bario, yodo).
14. Discutir cómo se relacionan la absorción fotoeléctrica con el contraste de la imagen y la absorción de energía en el paciente.
15. Discutir como se relaciona la dispersión Compton con el contraste de la imagen y la absorción de energía en el paciente, así como con la radiación dispersa de la sala.
16. Discutir las modificaciones en los parámetros de control del haz (calidad y cantidad) al trabajar con medios de contraste.
17. Especificar cómo la atenuación de un haz puede deberse a un proceso de absorción o a un proceso de dispersión.

TEMA 2

INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

Miguel Alcaraz Baños

Cuando las partículas cargadas interactúan con la materia, se producen una serie de efectos, que dependen del tipo de partícula, de su energía, y del medio material con el que sufren interacción.

La problemática de la interacción de partículas con la materia, constituye un campo de gran interés en temas como la detección de la radiación, los efectos biológicos producidos por la acción de las radiaciones sobre la materia viva, el diseño de los blindajes apropiados para cada tipo de radiación y la obtención de una imagen diagnóstica válida para su interpretación clínica.

En general cuando un haz de partículas cargadas interactúan con la materia, tienen lugar una serie de procesos que atenúan el haz incidente al ser absorbida en parte por dicha materia. En Radiodiagnóstico tienen interés dos tipos de partículas en su interacción con la materia:

- **Electrones:** en la producción de rayos X al colisionar contra un ánodo de Wolframio o de Molibdeno (actualmente también de Rodio/Paladio en mamografía)

- **Fotones:** que producidos en un tubo de rayos X interactúan con la materia. En nuestro caso el paciente, para poder obtener una imagen radiológica, en función de su mayor o menor absorción.

2.1. INTERACCIÓN DE LOS ELECTRONES CON LA MATERIA.

Cuando una partícula cargada penetra en un medio material, puede experimentar una serie de colisiones con sus átomos. Sin embargo, dado el vacío relativo existente en el interior del átomo, las colisiones mecánicas por choque directo son muy improbables. En realidad el proceso predominante es la colisión coulombiana, proceso de interacción debido a las fuerzas eléctricas producidas entre la partícula incidente y el medio absorbente (electrones y núcleos atómicos). Esta interacción produce una pérdida, casi continua de la energía de la partícula, hasta llegar a su detención.

Los procesos que contribuyen a la pérdida de energía de una partícula cargada en su interacción con medios materiales pueden ser, en términos generales, de tres tipos:

2.1.a) Colisión elástica: Una partícula puede interactuar con los electrones corticales de los átomos del medio cediéndoles parte de su energía y desviando su trayectoria. Sin embargo, no se produce ninguna alteración atómica o nuclear en los átomos con los que interactúa

2.1.b) Colisión inelástica: el electrón interactúa con los electrones atómicos cediéndoles parte de su energía. Como consecuencia pueden suceder dos fenómenos.

2.1.b.1. Excitación: los electrones corticales de los átomos son arrancados de sus órbitas a transiciones a niveles de energía más alta (órbitas más externas), pero siguen ligados a los mismos átomos. Posteriormente, los átomos se desexcitan espontáneamente y los electrones vuelven a saltar a niveles más bajos de energía emitiendo un fotón, y volviendo a una situación de estabilidad semejante a la inicial.

2.1.b.2. Ionización: Si en el choque de la partícula con los electrones corticales atómicos la energía transferida es superior a la energía de enlace del electrón colisionado, éste es arrancado de su órbita y abandona el átomo; en consecuencia se crea un par de iones: uno, negativo, el electrón que ha sido arrancado; y otro, positivo, el átomo que ha perdido ese electrón. A lo largo de la trayectoria de la partícula y hasta una cierta distancia de la misma, se crea un cierto

número de pares ión-electrón, que en condiciones normales tenderán a la recombinación, estableciéndose la neutralidad eléctrica del medio absorbente.

2.1.c) Colisión radiativa: cuando una partícula cargada pasa cerca de un núcleo atómico puede sufrir una deceleración o frenado debido a la interacción eléctrica entre cargas de distinto signo, desviándola de su trayectoria. Como consecuencia, la partícula cargada emite un fotón con energía igual a su pérdida de energía cinética.

Evidentemente, las partículas pueden sufrir colisiones con los núcleos atómicos, produciendo reacciones nucleares, pero estos procesos son relativamente muy improbables y en consecuencia, no se suelen considerar en los procesos de interacción.

2.2. PRODUCCION DE RAYOS X

Un haz de rayos X se obtiene frenando un haz de electrones que se han acelerado, contra un blanco metálico de Wolframio en radiología convencional o de Molibdeno en mamografía (actualmente también Rodio/Paladio en mamografía). En cualquier aparato de rayos X existe un cátodo emisor de electrones y un ánodo o anticátodo conectado a un potencial fuertemente positivo respecto al cátodo, que atrae los electrones y que a la vez sirve de blanco contra el que éstos chocan. Los electrones son acelerados aplicándoseles una diferencia de potencial eléctrica (entre 25 kVp y 150 kVp en radiodiagnóstico), adquiriendo una energía máxima igual a la diferencia de potencial aplicada, expresada en kV.

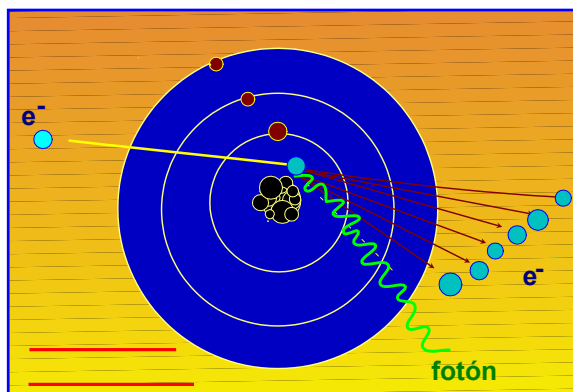
Los electrones acelerados van a ir perdiendo energía cinética conforme van produciéndose colisiones inelásticas y radiativas con los átomos de W y Mb del ánodo. Para las energías típicas utilizadas en radiodiagnóstico, las mayores pérdidas de energía se deben a ionizaciones que quedan depositadas en el ánodo, provocando la producción de calor (99 % de la energía utilizada se convierte en calor ; sólo una pequeña cantidad (1%) de la energía de esos electrones acelerados se emite en forma de radiación electromagnética: rayos X

Los rayos X pueden originarse a través de un mecanismo de producción doble que frecuentemente actúan de forma simultánea: la radiación de frenado y la radiación característica.

2.2.a) Radiación de frenado

Un electrón, con carga negativa, puede pasar próximo a un núcleo atómico, con carga positiva, puede quedar frenado en su trayectoria por atracción de las cargas de distinto signo que poseen, disminuyendo su energía cinética. La energía cinética perdida por el electrón se puede emitir en forma de un fotón de rayos X. El electrón puede perder más o menos energía, dependiendo de su energía cinética inicial, de la proximidad de su trayectoria a los núcleos de los átomos del ánodo y del número de veces que sufra interacciones con pérdida de energía. Las posibilidades de ese enfrenamiento son muy variables, pueden encontrarse entre una fuerte atracción que resulte en un frenado completo, con lo que el 100 % de su energía cinética daría lugar a radiación X; o bien, en algunos casos, el electrón puede seguir su camino sin sufrir ningún tipo de modificación en su trayectoria, lo cual no provocaría emisión alguna de radiación X. Por consiguiente el fotón emitido puede tener una energía muy variable. Un haz continuo de electrones que choquen con el ánodo dará lugar a un haz de fotones heterogéneos, de distintas energías.

Así, si se establece un gráfico entre el número de fotones que se producen en el enfrenamiento, y la energía que poseen, se observa un espectro continuo con energías; y que caracterizan a la parte del espectro característico de rayos X producido por la radiación de frenado o Bremsstrahlung. La energía de los fotones de frenado tiene valores comprendidos entre cero, y la energía cinética máxima que transporta el electrón al producirse la colisión.



2.2 Radiación de frenado

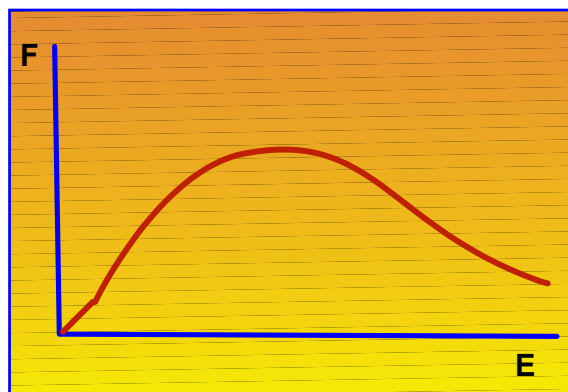


Fig. 2.3. Parte del espectro de rayos X producido por la radiación de frenado

El kV seleccionado en el aparato, da la energía máxima con la que se aceleran los electrones. Una diferencia de potencial de 100 keV nos da una energía de los electrones de 100 KeV con lo cual obtendremos fotones de frenado con energías comprendidas entre 0 y 100 keV. La radiación de frenado supone entre el 70 - 85 % de la totalidad de radiación producida.

2.2.b) Radiación característica

En esta interacción o choque, la energía cinética de un electrón es lo suficientemente elevada que puede ionizar o excitar a los electrones corticales de los átomos del ánodo. En este choque se produce un hueco en una órbita interna. Este hueco tiende a ser ocupado espontáneamente por otro electrón de una órbita próxima, emitiéndose la diferencia de energía existente como radiación electromagnética (fotón). Esta emisión de radiación tiene un valor determinado de energía para cada valor de Z de cada uno de los distintos átomos conocidos, por ello recibe el nombre de radiación **característica**. Es característica de la diferencia de energía existente entre los dos niveles energéticos afectados. Para rayos X de diagnóstico, la radiación característica puede suponer aproximadamente un 15-25 % del total de la radiación producida .

La radiación característica de mayor interés en radiología es la que proviene de la expulsión de un electrón de la capa K (bien sea de Wolframio o de Molibdeno) y para que se de este tipo de radiación característica, la energía del electrón incidente deberá ser superior a la energía de enlace de la capa K.

Ejemplo: en un ánodo de Wolframio, los electrones K tienen una energía de 69,4 keV; en un tubo de rayos X cuya tensión ánodo-cátodo sea de 50 kV, la máxima energía de los electrones incidentes será de 50 keV, por lo que serán incapaces de liberar electrones K y no existirá radiación característica. Si la tensión de aceleración es, en cambio, de 80 kV, si será posible la liberación de electrones K, por lo que aparecerá radiación característica. El hueco producido se rellenará con electrones provenientes de algunas capas más externas, tales como las capas L, M, N, etc.

La radiación característica tiene aplicación en técnicas radiográficas especiales, como en la mamografía, que precisa rayos X de baja energía para diferenciar mejor, por su distinta absorción, los componentes de la glándula mamaria. Se utiliza un ánodo de molibdeno con un kilovoltaje de 25 a 35 kV, emitiendo radiación de frenado y característica para mejorar el contraste de las estructuras mamarias.

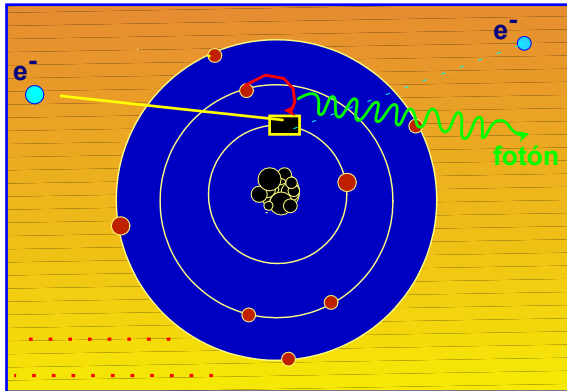


Fig. 2.4. Radiación característica

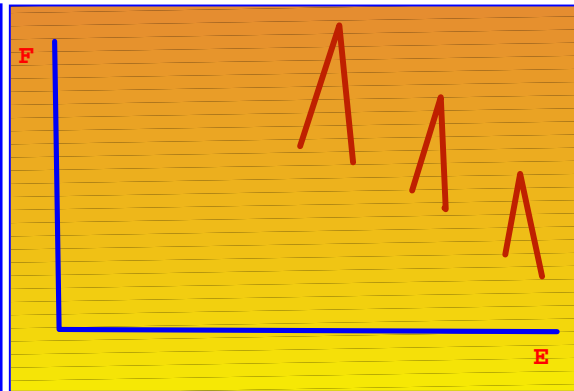


Figura 2.5. Parte del espectro que corresponde a la radiación característica

Si en un gráfico se relaciona el número de fotones producidos por este mecanismo, con la energía que tienen, se puede observar un espectro discreto, a saltos, y que corresponden a la diferencia energética entre las diferentes capas involucradas (Fig.2.5).

2.2.c) Espectro de los rayos X.

El espectro característico de los rayos X consta de la suma de los dos mecanismos anteriormente expuestos: una parte continua, producida por la **radiación de frenado** o Bremsstrahlung; y de una parte discreta en forma de picos, que se superponen a la anterior. Estos picos corresponden a la radiación producida por la **radiación característica**. Así pues el origen de la radiación de frenado y de la radiación característica reside en los procesos de interacción de los electrones, acelerados en el interior del tubo, con el material del ánodo.

En resumen:

Potenciales de aceleración de 100 kVp suministran a los electrones una energía cinética de 100 keV. Estos electrones al interactuar con los átomos del ánodo producirán, fundamentalmente, excitaciones e ionizaciones de los mismos, mediante las colisiones inelásticas. En cada una de ellas el electrón transfiere parte de su energía al medio y modifica su dirección de movimiento.

En la mayoría de los casos la energía transferida en cada interacción es pequeña, de tal forma que, por ejemplo, un electrón de 100 keV puede experimentar hasta 100 colisiones de este tipo antes de ser totalmente frenado. Su energía acaba siendo depositada a lo largo de la trayectoria, dando lugar a un aumento de la temperatura del ánodo.

En algunas de las ionizaciones, el electrón incidente golpea un electrón de una de las capas más profundas del átomo, arrancándolo de su posición y dejando una vacante en dicha capa. Esta vacante será ocupada en un plazo muy corto de tiempo (centésimas de microsegundo) por otro electrón de una capa superior emitiéndose, como consecuencia de esta transición, un fotón de **radiación característica**.

Si el electrón no tiene energía suficiente para arrancar el electrón de la capa K no se emitirá radiación característica K.

En ocasiones, el electrón incidente se aproxima tanto al núcleo de los átomos del ánodo, que interactúa electrostáticamente con el mismo. Como consecuencia de la fuerza eléctrica ejercida el electrón es desviado de su trayectoria experimentando una cierta desaceleración o frenado, emitiendo como fotones esa diferencia de energía cinética. La repentina deceleración del electrón da lugar a la emisión de radiación electromagnética conocida con el nombre de radiación de frenado o, por el término generalmente aceptado, de Bremsung = frenado y Strahlung = radiación (*Bremsstrahlung*).

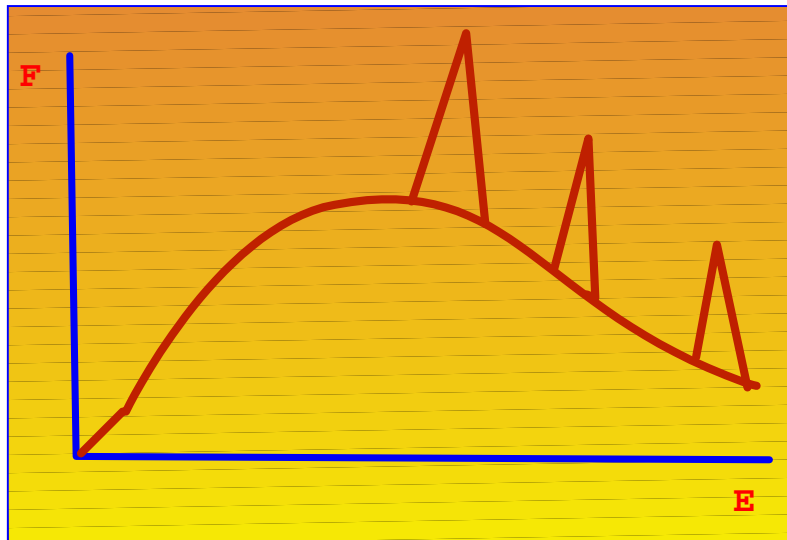


Fig. 2.6a. Espectro de rayos X

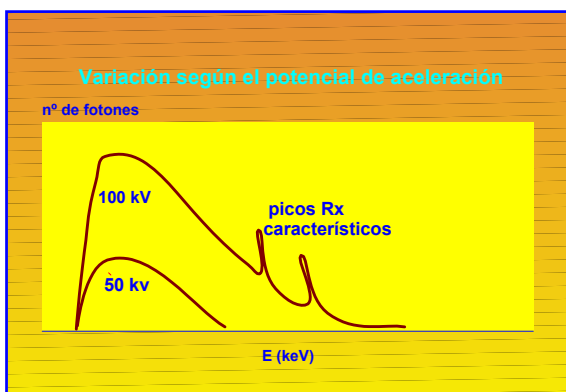


Fig. 2.6b. Espectro de rayos X:
Modificación con el kV.

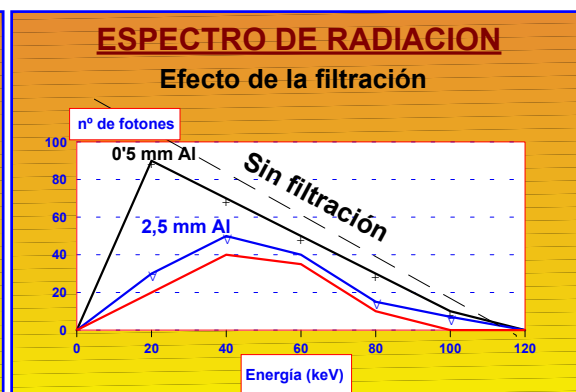


Fig. 2.6c. Espectro de rayos X:
Modificación con la filtración.

En ocasiones, el electrón con una energía incidente determinada puede ser frenado totalmente en una sola colisión radiativa y, por tanto, toda su energía será emitida en forma de un único fotón. El número de colisiones de este tipo es poco frecuente y da lugar a la parte más energética del espectro. En consecuencia, cuando se bombardea el ánodo con electrones de 100 keV podemos esperar la producción de unos pocos fotones de energía de 100 keV pero ninguno de energía superior a esta.

2.3.- INTERACCION DE UN HAZ DE FOTONES CON UN MEDIO MATERIAL

En el apartado anterior se ha estudiado como la aceleración de electrones y su enfrenamiento producen fotones con una energía tan elevada que los clasifica dentro de los rayos X en el espectro de radiación electromagnética. En este apartado se va a estudiar la interacción de estos fotones con la materia, con especial atención en el paciente de radiodiagnóstico.

El mecanismo de absorción de la radiación por la materia es complejo ya que resulta de la superposición de varios procesos independientes. Cuando un haz de fotones interacciona con un paciente, pueden ocurrir dos cosas con cierta probabilidad:

1. Que atraviese al paciente sin interaccionar con ningún átomo de éste: no depositará en él ninguna energía, y no producirá en él ningún efecto.

2. Que colisione con alguno de los electrones corticales de los átomos del paciente, cediéndole toda o parte de su energía. En este segundo caso, se pueden producir dos procesos de interés en radiodiagnóstico:

- Efecto fotoeléctrico
- Efecto Compton.

2.3.a) Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico se produce cuando tiene lugar una colisión entre un fotón de la radiación incidente y un electrón cortical de un átomo del material absorbente. En este impacto, o interacción, el fotón incidente de radiación cede toda su energía, por lo que es completamente absorbido y desaparece. A este efecto se le denomina efecto fotoeléctrico, y es el efecto deseado para obtener una buena imagen radiológica; aunque implica la absorción de esa energía del fotón de radiación, y por ello, un posible efecto biológico.

En el átomo del material absorbente (el paciente en nuestro caso), que ha recibido este impacto del fotón de radiación incidente pueden ocurrir varias cosas:

1.- Que el fotón incidente ceda toda su energía en el impacto contra el electrón cortical del átomo del paciente, pero que la energía que le transmite es **menor** a la **energía de ligadura** que lo mantiene en su orbital: en este caso el fotón de radiación es completamente absorbido y desaparece (efecto fotoeléctrico). En el paciente prácticamente no ocurrirá nada ya que el electrón contra el que se colisionó volverá a su situación inicial (colisión elástica).

2.- Un caso particular del apartado anterior, es aquella situación en la que tras el impacto del fotón de radiación, éste le cede **toda** su energía al electrón cortical del paciente, pero ésta resulta exactamente igual a la energía de ligadura que lo mantiene en su orbital. En este caso, el fotón de radiación también es completamente absorbido (efecto fotoeléctrico), aunque en el paciente el electrón orbital es arrancado de su posición y puede salir proyectado en cualquier dirección denominándose entonces **fotoelectrón**. Este hueco dentro de la órbita del átomo del paciente, que supone un estado de inestabilidad, tenderá a ocuparse mediante los mecanismos de saltos orbitales que se han ido describiendo con anterioridad. En este caso particular, igualmente ocurre la absorción completa del fotón de radiación que caracteriza al efecto fotoeléctrico, aunque las posibles consecuencias para el medio absorbente (el paciente en nuestro caso), pudieran ser ligeramente mayores.

El efecto fotoeléctrico depende, por tanto, de la energía de ligadura de las distintas capas orbitales del átomo. Dado que estas energías son características de cada elemento, la atenuación o

absorción de los fotones de radiación dependerá del átomo del absorbente que se exponga a la radiación.

Se puede establecer que la probabilidad de interacción fotoeléctrica:

- 1.- Aumenta de forma importante cuando aumenta el número atómico de los átomos del paciente con los que colisiona (proporcionalmente a Z^3).
- 2.- Disminuye cuando aumenta la energía de los fotones (aproximadamente como $1/E^3$). Por ello, disminuye rápidamente también con la disminución de la longitud de onda, en la misma proporción. Siendo, por tanto, el efecto fotoeléctrico una interacción característica de radiaciones de baja energía.
- 3.- Es directamente proporcional a la densidad del medio: aumentará el efecto fotoeléctrico cuanto más denso sea el medio absorbente.

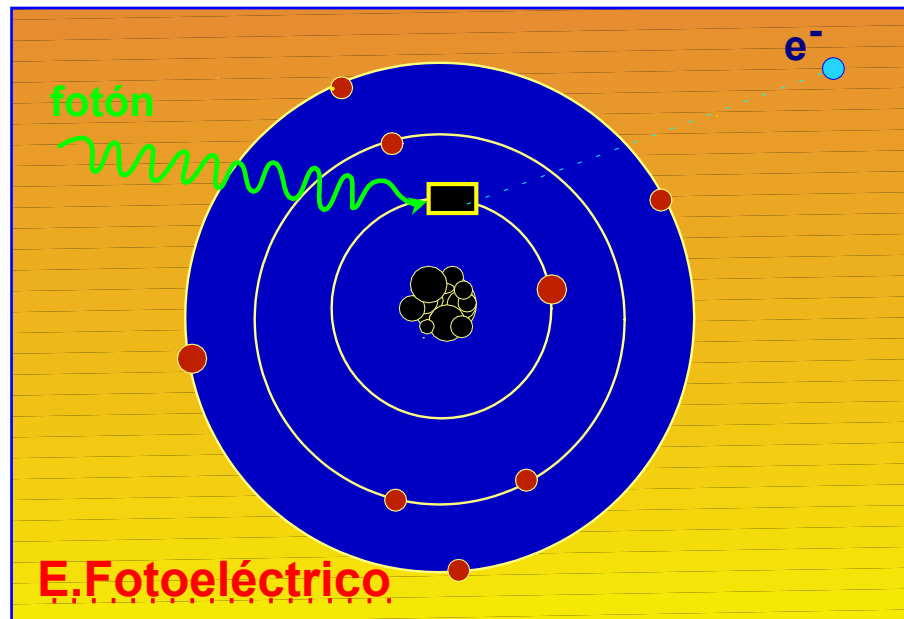


Fig. 2.7. Efecto fotoeléctrico

La interacción fotoeléctrica es la interacción dominante con tejidos biológicos a bajas energías (por debajo de 100 keV), y es fundamental para la obtención de la imagen radiológica en radiodiagnóstico. Cuando un fotón interactúa por efecto fotoeléctrico con tejidos biológicos puede suponerse que toda su energía es depositada dentro del medio con el que interactúa.

2.3.b) Efecto Compton

El efecto Compton supone la interacción con el medio no deseada, pero que resulta inevitable, ya que, aunque en diferente grado, siempre estará presente con las energías empleadas en el radiodiagnóstico médico.

Se trata de una interacción que se produce mayoritariamente con electrones atómicos poco ligados (los de las capas orbitales más externas). En el medio absorbente, en cada una de las colisiones, se cede **más** energía a los electrones que la energía de ligadura que los mantiene en sus orbitales. Se producirá un arrancamiento de esos electrones de sus orbitales con los procesos de ionización y/o excitación que se han descrito anteriormente.

Como consecuencia de esta interacción Compton, dentro de la protección Radiológica suceden dos situaciones de interés:

- 1.- El fotón de radiación incidente no es absorbido, sino que continúa su trayectoria tras múltiples colisiones que le provocan múltiples desviaciones de su trayectoria; ello dará lugar a la

radiación dispersa que disminuiría la calidad de la imagen radiológica, y/o provocará el riesgo de irradiación del personal que se encuentre dentro de la sala durante la exploración radiológica.

2.- Se producen múltiples ionizaciones en los átomos del tejido del paciente al absorberse parte de la energía de estos fotones tan energéticos; y que son la base de las teorías por las que se explican los efectos biológicos producidos por la radiación ionizante.

Se puede establecer que la probabilidad de que se produzca una interacción Compton:

- 1.- Aumenta al aumentar la energía de los fotones. Por ello, aumenta al disminuir la longitud de onda ($1/\lambda$)
- 2.- Es prácticamente independiente del número atómico del material, ya que éste tiene escasa incidencia en el proceso
- 3.- Es proporcional a la densidad del medio: aumenta al aumentar la densidad del medio absorbente

La interacción Compton es la interacción dominante en tejidos biológicos a energías intermedias (entre 100 y 1000 keV). Por ello, las energías utilizadas en el diagnóstico radiológico tienen como límite superior energías de 150 kV, en donde el efecto fotoeléctrico en los tejidos orgánicos sería máximo, mientras que el efecto Compton se encuentra, en términos proporcionales, dentro de unos márgenes adecuados para obtener una buena calidad en la imagen radiológica.

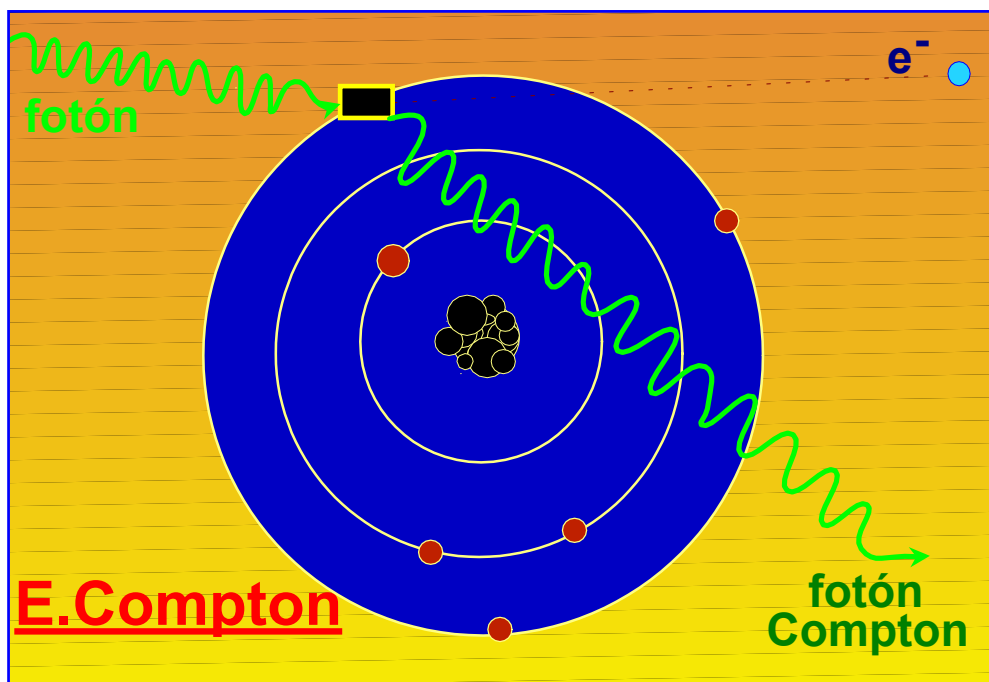


Fig. 2-8 . Efecto Compton

2.4. ATENUACION DE FOTONES

Según lo visto en párrafos precedentes, la atenuación de un haz de fotones puede ser debida a la absorción de fotones (efecto fotoeléctrico) y procesos de dispersión o absorción parcial (la difusión Compton).

En la práctica un haz de rayos X está compuesto por fotones de muy diferente energía, con una gran variedad de longitudes de onda, por lo que se dirá que son haces polienergéticos, policromáticos o heterogéneos.

Sin embargo, para estudiar la atenuación que sufre un haz de rayos X al atravesar un medio, se debe suponer que se trata de un haz en el que todos los fotones que lo componen tienen la misma energía, se dice que es un haz monoenergético, monocromático u homogéneo.

Así pues, un haz de rayos X monoenergético, cuya intensidad de radiación inicial tiene un valor N_0 , al que le hacemos pasar a través de un medio homogéneo de espesor x , éste actuará como atenuante o filtro del haz ya que reducirá el valor de la intensidad inicial de dicho haz.

Dependiendo del grosor del atenuante, de su número atómico y de la energía de los fotones, la atenuación será mayor o menor.

Si medimos prácticamente la intensidad inicial del haz incidente antes de atravesar un medio y la intensidad que tiene el haz emergente, veremos que la intensidad final tendrá un valor que será igual a la intensidad del haz incidente menos la intensidad perdida en la interacción del haz con el medio atravesado.

El cálculo teórico de un haz de fotones monoenergético se realiza con la **ley de atenuación** que pondría de manifiesto que:

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

Donde:

N = valor de la intensidad final del haz

N_0 = valor de la intensidad inicial del haz.

e = número base del sistema logarítmico natural o neperiano cuyo valor es $\sim 2,7183$

μ = el coeficiente de atenuación lineal que indica la cantidad de radiación que desaparece por unidad de longitud .

x = el espesor del medio que ha actuado como atenuante.

El coeficiente de atenuación (μ) es la suma de los coeficientes de atenuación fotoeléctrica, Compton y de creación de pares que son característico de cada material o absorbente. Por su importancia tecnológica, se encuentran tabulados en muchas publicaciones los valores de μ en función de la energía para un gran número de elementos y compuestos más usuales como agua, aire, cemento, etc.

Como hemos supuesto que estamos estudiando un haz monoenergético, resultará que cada nuevo espesor de filtro que atravesase el haz, sufrirá el mismo porcentaje de reducción de su intensidad, lo cual indica desde un punto de vista estrictamente teórico, que la intensidad del haz no llegará nunca a ser nula, pero podrá llegar a ser tan pequeña como se desee.

2.4.a) Formación de la imagen radiológica

La energía de los fotones utilizados en radiodiagnóstico (de 20 a 150 keV) provoca procesos de interacción con los materiales biológicos que se han estudiado anteriormente: interacción fotoeléctrica e interacción Compton. La primera de ellas representa la absorción total de la energía del fotón, mientras que la interacción Compton supone la aparición de un fotón disperso de menor o igual energía que la del fotón incidente y un depósito parcial de la energía del mismo en el paciente.

La imagen radiológica se forma por la interacción de los fotones de rayos X con el material detector (película radiográfica) y representa, por tanto, la distribución de los fotones que han interactuado con el paciente y/o han alcanzado el sistema de registro de la imagen. Esos fotones pueden ser bien los fotones que han pasado a través del paciente sin interacción con ningún átomo del paciente; o bien, los fotones originados en los procesos de dispersión en el mismo paciente.

Esquemáticamente, el haz de radiación podría reducirse a tres únicos fotones en su interacción con el paciente: uno, que no colisiona con ningún átomo del medio; y, otros dos, que al colisionar con el paciente producirán un efecto fotoeléctrico y un efecto Compton, respectivamente.

- El **primero**, atravesará sin colisionar en ningún sentido con los átomos del paciente y llegará a la película o receptor estimulando su emulsión fotográfica. Será el responsable del ennegrecimiento generalizado de la película radiológica (fondo radiotransparente)

- El **segundo**, será el que producirá el efecto Fotoeléctrico. Será aquel fotón que al colisionar con los átomos del paciente será completamente absorbido (desaparecerá del medio), y no llegará a excitar la emulsión fotográfica de la película radiográfica. Será el responsable de las imágenes blancas o radioopacas tras el revelado de la película.

- El **tercer** fotón sería el que produce el efecto Compton. El efecto Compton es aquel fotón que podrá colisionar una o varias veces con electrones corticales de los átomos del paciente, pero que no será totalmente absorbido. A cada colisión variará su dirección o trayectoria y podría provocar diferentes efectos:

a.- podría chocar, al desviar su trayectoria sobre un punto de la película que ya estuviera ennegrecida por que hubiera sido alcanzada previamente por otro fotón. Su efecto podría pasar desapercibido.

b.- podría alcanzar una zona que debería estar blanca o radioopaca por corresponderse con puntos en los que se ha producido efecto fotoeléctrico. En este caso, podría agrisarla o ennegrecerla hasta hacerla desaparecer completamente de la imagen ocultando las estructuras anatómicas que produjeron la absorción de la radiación.

c.- podría cambiar tanto su trayectoria, e incluso llegar a la retrodispersión, que volvería a la sala aumentando la radiación dispersa, que provocaría la irradiación de las personas que se encontrasen dentro de la sala.

Así pues, los fotones dispersos son originados mayoritariamente en la interacción Compton y su intensidad aumenta al hacerlo la energía media del haz, cuanto mayor es el volumen atravesado. Además, pueden ser emitidos en cualquier dirección dando lugar a un velo sobre la imagen que deteriora su contraste. Para evitar este deterioro se recurre a la utilización de rejillas antidifusoras que pueden eliminar hasta el 90 % de la radiación dispersa.

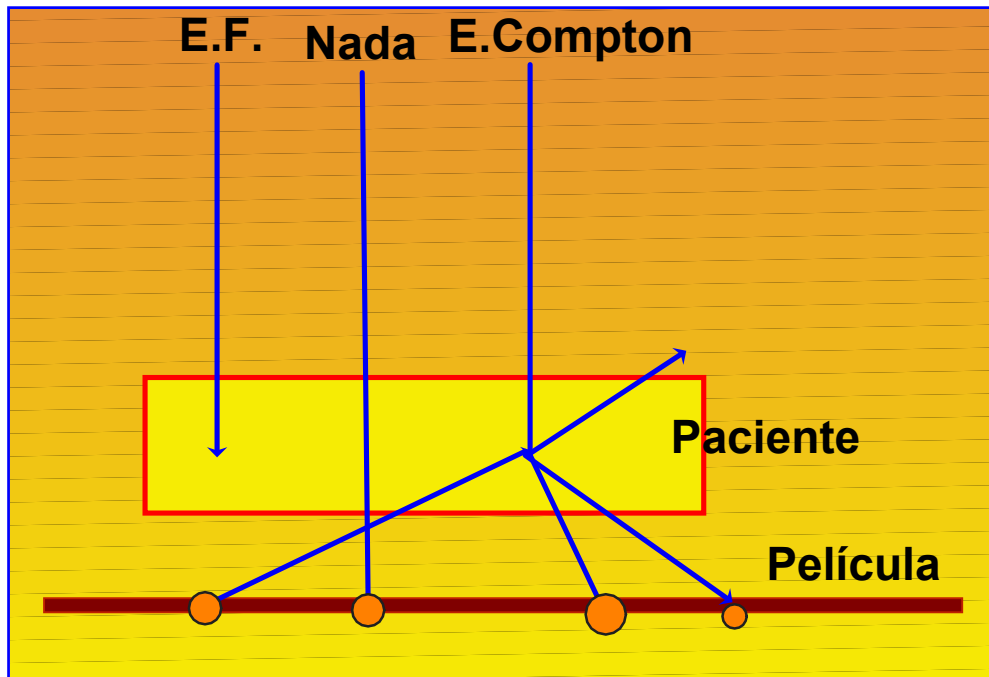


Fig. 2.9. La imagen radiológica se obtiene con tres tipos de fotones: los que atraviesan el paciente sin interacción, los absorbidos por el efecto fotoeléctrico y los dispersados por el efecto Compton.

BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO (1988).- *Protección Radiológica. Parte I.: Conceptos Generales* (Colección Sanidad Animal), Secretaría General Técnica, Madrid (pp.29-39).

INSTITUTO ESTATAL NORUEGO DE RADIOHIGIENE (1984).- *Manual de Radiohigiene*. Akal/Universitaria, Madrid (pp.50-62; 69-79)

FROMMER,H. (1993).- *Radiología para el auxiliar de odontología* (5ªed). Mosby, Madrid (pp.19-28)

GONZÁLEZ RICO, J. Y OTROS (1996). *Tecnología Radiológica*. Paraninfo, Madrid (pp, 104-105)

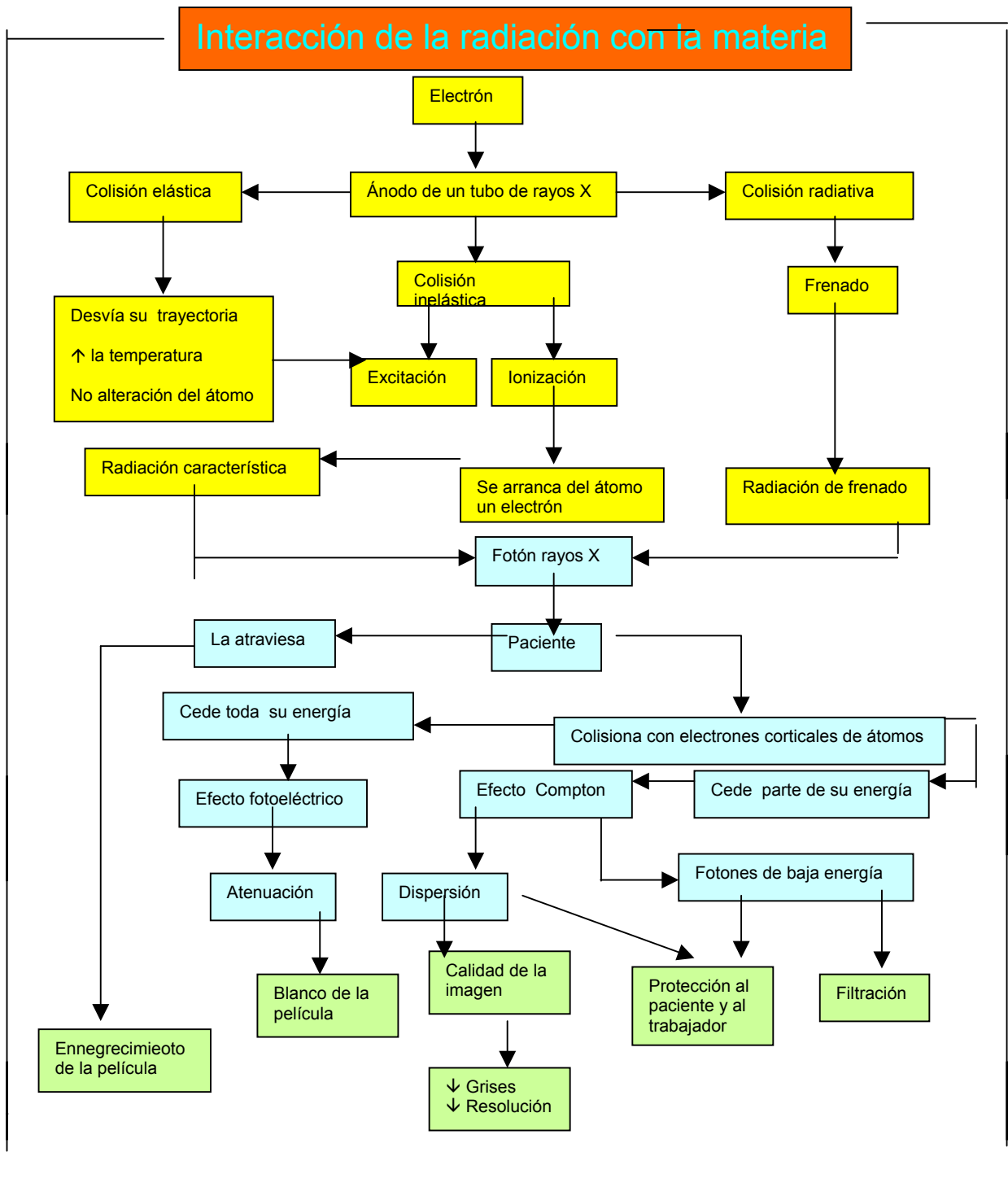


Figura 2-10: Mapa conceptual: interacción de la radiación con la materia.