

Presentación

El radiodiagnóstico con rayos X constituye una actividad médica bastante difundida. Dado que esta técnica conlleva riesgos para los usuarios, es conveniente conocer la forma de minimizarlos.

La protección adecuada de los pacientes, del personal ocupacionalmente expuesto a los rayos X y del público involucrado obliga a tener un conocimiento cabal de los aspectos básicos de la interacción de los rayos con la materia, las técnicas para medir las dosis, las técnicas de producción de rayos X y los principios de la protección radiológica.

Estos aspectos son tratados en estos apuntes, basados en los diversos cursos sobre "Protección Radiológica en el Uso de Rayos X para Fines Médicos."

Protección Radiológica

Modesto Montoya

Protección Radiológica

Primera edición, julio 1998

©1998 *IPEN*

Lima, Perú

Instituto Peruano de Energía Nuclear

Avda. Canadá 1470, San Borja

Lima, Perú

Indice

1	Introducción	1
1.1	Un poco de historia	
1.2	Composición de átomo	
1.3	Niveles atómicos	
2	Radiactividad	
2.1	Ley de decaimiento radiactivo	
2.2	Radiactividad α	
2.3	Radiactividad β	
2.4	Radiactividad γ	
3	Interacción de la radiación con la materia	1
3.1	Efecto fotoeléctrico	
3.2	Dispersión Compton	
3.3	Producción de pares	
3.4	Dispersión coherente	
3.5	Combinación de efectos	
3.6	Fotodesintegración	
4	Dosimetría de la radiación	1
4.1	Dosis	
4.2	Dosimetría personal	
4.3	Exposición	
4.4	Medición de exposición	
4.5	Relación entre exposición y dosis	
4.6	Kerma	
5	Instrumentos de medición de dosis	
5.1	Dosimetría personal	
5.1.1	Materiales para dosimetría	
5.1.2	Medición de exposición externa	
5.1.3	Dosimetría de película	
5.1.4	Dosimetría termoluminiscente	
5.1.5	Dosimetría de lectura directa	
5.1.6	Cámara de ionización de bolsillo	
5.1.7	Uso de dosímetro de lectura inmediata	
5.1.8	Dosímetro biológico	
5.2	Monitor de área	

5.3 Medidores de tasa de dosis

5.4 Tipos de detectores

5.4.1 Componentes básicos de los detectores

5.4.2 Cámara de ionización

5.4.3 Contadores proporcionales

5.4.4 Contadores Geiger-Müller

5.4.5 Contadores de centelleo

5.4.6 Detectores de estado sólido

6 Efectos biológicos de la radiación

1

6.1 Tipos de efectos de la radiación

6.1.1 Según el tipo de radiación

6.1.2 Según el tipo de célula

6.1.2.1 Efectos probabilísticos, estocásticos, tardíos o a largo plazo

6.1.2.2 Efectos determinísticos, no estocásticos, agudos o a corto plazo

6.2 Estimación de riesgo

6.3 Estimación de dosis

7 Producción de rayos X

1

7.1 El tubo de rayos X

7.2 Circuito de rayos X

7.3 Rectificaciones de voltaje

7.4 Rayos X de Bremsstrahlung

7.5 Rayos X característicos

7.6 Espectro de energía de los rayos X

7.7 Fluoroscopia

8 Protección radiológica en radiodiagnóstico

1

8.1 Principios de protección radiológica

8.1 Parámetros básicos de protección

8.2 Blindaje contra rayos gamma

8.3 Blindaje en instalaciones de rayos X

8.3.1 Barrera protectora primaria

8.3.2 Barrera protectora secundaria

Anexo: Reglamento de Seguridad Radiológica

Chapter 1

Introducción

1.1 Un poco de historia

Los filósofos griegos especulaban sobre la naturaleza fundamental de la materia. Cuatro siglos A.C., Demócrito pensó que la materia podía subdividirse hasta una mínima expresión llamada *átomo*. El átomo era entonces el constituyente fundamental de la materia. En el siglo XIX, la física experimental confirmó la validez de esta teoría. Nació entonces la física atómica, dedicada al estudio de las propiedades de los átomos de los diversos elementos. En esta especialidad trabajaron Dalton, Avogadro, Faraday y Mendeleyev. Este último hizo una clasificación sistemática de los elementos, caracterizados por las propiedades de los átomos respectivos.

En 1895 en todo el mundo se hablaba del descubrimiento de los rayos. El descubridor, el físico alemán Wilhelm Röntgen a los 50 años de edad, había cubierto un tubo de rayos catódicos con un papel negro, encontrando que una placa fluorescente comenzaba a brillar.

Los rayos X fueron inmediatamente aplicados a la medicina y la odontología. Estimulados por el famoso descubrimiento, una gran parte de los físicos se puso a estudiar las propiedades de los rayos X.

En París, Henri Becquerel, de 44 años, quiso reemplazar el tubo de rayos catódicos por una sustancia fosforescente expuesta a la luz. Esa sustancia contenía sal de uranio. Lo que finalmente descubrió fue que la sustancia no tenía que ser iluminada por el Sol para emitir unos rayos que tenían un comportamiento similar a los rayos X. Es decir que no era la luz fosforescente la que afectaba una placa fotográfica sino unos rayos más penetrantes.

En 1898, los esposos Curie lograron identificar varias sustancias radioactivas. Rutherford estudió las propiedades de la radiactividad usándolas luego para estudiar los átomos. Este físico británico planteó la tesis de la existencia del núcleo. De esa forma se inició la física nuclear, dedicada precisamente al estudio de las propiedades de ese núcleo.

Paralelamente al avance en el conocimiento del átomo, se logró una serie de aplicaciones atómicas y nucleares a la medicina, la industria y agricultura.

Por otro lado, desde el comienzo del estudio de los rayos X y del núcleo se observó que los rayos X y la radiactividad tenían efectos biológicos de los que habría que protegerse.

1.2 Composición del átomo

Rutherford planteó la tesis según la cual el átomo neutro está compuesto por Z electrones orbitando alrededor de un núcleo, el que que a su vez tiene una carga de Ze , donde Z es el número atómico y $-e$ es la carga del electrón ($e = 1,602 \times 10^{-19}$ C).

El radio del átomo son del orden de 10^{-10} m y el radio nuclear es del orden de 10^{-15} m, el cual

es un femtómetro (fm), más conocido como fermi, en honor al físico italiano Enrico Fermi. El tamaño de los núcleos va desde 1 fm, para un nucleón, hasta 7 fm para los núcleos más pesados.

El átomo más simple es el del hidrógeno, cuyo núcleo es un protón alrededor del cual gira un electrón.

La masa del protón es identificada como $m_p(1,673 \times 10^{-27} \text{ kg})$.

En 1932, Chadwick descubrió el neutrón, sin carga y con una masa aproximadamente igual a la del protón.

La masa del neutrón es identificada como $m_n(1,675 \times 10^{-27} \text{ kg})$.

De esa forma se estableció que el núcleo contiene Z protones y $A - Z$ neutrones. El número de neutrones es indicado por N .

La masa del electrón es ($m_e = 9,109 \times 10^{-31} \text{ kg}$).

El número másico A es el entero más próximo de la razón entre la masa nuclear y la masa del protón.

Una especie nuclear o nuclido es representado por ${}^A_Z X_N$, donde X es el símbolo químico del elemento. El símbolo ${}^{238}_{92}\text{U}_{146}$ corresponde al uranio con 146 neutrones. El uranio tiene un número atómico 92 siendo el más pesado encontrado en la naturaleza.

Dado que el elemento uranio define el número atómico 92 y el número de neutrones es 238-92, el símbolo puede ser solamente ${}^A\text{U}$. La forma de representar el nuclido depende del fenómeno que se está estudiando.

Para cada número atómico Z , pueden haber varios *isótopos*, es decir nuclidos con el mismo Z pero con diferente A . Algunos de estos nuclidos pueden ser estables o radiactivos, en cuyo caso se les llama *radioisótopos*. En ciertos tipos de estudio es conveniente referirse a los *isótonos*, es decir a nuclidos con el mismo N pero con diferente Z . Los nuclidos con el mismo A son llamados *isóbaros*.

El núcleo, como objeto de estudio, es observado por sus diversas propiedades. Entre éstas se tiene la masa, la carga, el radio, su abundancia relativa, las formas de decaimiento y sus vidas medias, la forma como reaccionan y sus secciones eficaces, sus niveles de excitación, etc.

Hasta el momento se han identificado números atómicos hasta el 112. Más de 1000 nuclidos han sido estudiados. Cada día se identifican nuevos nuclidos en reacciones en reactores nucleares o aceleradores de partículas. Muchos de esos nuclidos tienen una vida media muy corta, y se conoce sólo algunas de sus propiedades.

1.3 Niveles atómicos

Alrededor del núcleo giran los electrones formando orbitales cuyas formas y radios promedio depende de sus valores de energía. Los valores de energía de los electrones en los orbitales son discretos y bien definidos para cada átomo. Los valores más pequeños de energía corresponden a los electrones de orbitales internos. (Debemos tener en cuenta que los valores de energía de los electrones ligados es negativo, de modo que los valores mayores son próximos a cero.)

Los electrones en el átomo tienen estados cuánticos bien definidos a los que les corresponde un orbital y otras características. Los electrones pueden cambiar de estado. Cuando pasan espontáneamente de un estado correspondiente a una energía E_i a un estado final de energía menor E_f se emite un fotón, un rayo con energía

$$E = E_i - E_f. \quad (1.1)$$

Para que ello ocurra es necesario que el estado final esté desocupado. Un estado cuántico no puede ser ocupado con dos electrones.

El orden de magnitud de los valores de energía involucrada en transiciones entre niveles energéticos atómicos es de 1 electronvoltio (eV).

Un electronvoltio es la energía que adquiere un electrón al atravesar una diferencia de potencial de un voltio. $1\text{eV} = 1,602 \times 10^{-19}\text{J}$.

El fotón emitido es una onda electromagnética con una energía E ,

$$E = h\nu, \quad (1.2)$$

donde $h = 4,1358 \times 10^{-15}$ eVs y ν es la frecuencia en ciclos por segundo expresado simplemente como s^{-1} .

A la inversa de lo anterior, un electrón puede subir nivel energético e incluso salir del átomo cuando recibe energía del exterior, a través de un fotón o de una partícula. En este caso, el tomo absorbe la energía

$$E = E_f - E_i. \quad (1.3)$$

La masa atómica es expresada en *unidades de masa atómica*, u, definida de tal forma que la masa de un átomo de ^{12}C es exactamente 12 u. Para el estudio de reacciones nucleares es conveniente expresar la masa en su equivalente en energía, usando la conversión $E = mc^2$, donde c es la velocidad de la luz ($c = 2,997925 \times 10^8\text{m/s}$). De esa forma, una unidad de masa es 931,502 MeV.

Chapter 2

Radiactividad

La radiactividad natural es un fenómeno en minerales de uranio y torio, los que tienen una vida media del orden de la edad de la Tierra. La radiactividad artificial fue provocada por primera vez en 1934 por Irene Curie y Frederic Joliot. Estos científicos usaron las partículas α de la radiactividad natural del polonio para bombardear aluminio, produciendo el isótopo ^{30}P , el que emite un positrón, con una vida media de 2,5 min.

2.1 Ley de decaimiento radiactivo

Una cantidad que caracteriza la radiactividad es la actividad \mathcal{A} , definida como el número de decaimientos por unidad de tiempo. La actividad decae con el tiempo según la siguiente fórmula

$$\mathcal{A}(t) = \mathcal{A}_0 e^{-\lambda t}. \quad (2.1)$$

donde \mathcal{A}_0 es el número inicial de nucleones presentes en $t = 0$. El período de semidesintegración es el tiempo necesario para que la actividad decaiga a la mitad. Por lo tanto, usando la ecuación (??) se obtiene

$$t_{1/2} = \frac{0,693}{\lambda}. \quad (2.2)$$

También se define la vida media τ , como el promedio de vida de los núcleos, es decir

$$\tau = \frac{\int_0^\infty t \mathcal{A} dt}{\int_0^\infty \mathcal{A} dt}. \quad (2.3)$$

De esta integral se obtiene

$$\tau = \frac{1}{\lambda}. \quad (2.4)$$

La unidad de actividad es el número de decaimientos por segundo, llamado *becquerelio* (Bq). La unidad de valor histórico para la actividad es el *curie* (Ci), definida como la actividad de un gramo de radio, o simplemente

$$1\text{Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{decaimientos/s}. \quad (2.5)$$

2.2 Radiactividad α

Las partículas alfa fueron descubiertas en la radiactividad natural, como las menos penetrantes. En 1903, Rutherford midió su razón carga/masa, usando una combinación de campos magnéticos

y eléctricos. En 1909, Rutherford muestra que las partículas alfa son núcleos de helio. Las partículas alfa son emitidas principalmente por núcleos pesados inestables. La reacción puede expresarse como



donde X y X' representan los núcleos inicial y final.

Las partículas alfa son emitidas por repulsión coulombiana, la que aumenta con el número atómico Z (la fuerza es proporcional a Z^2) de los núcleos, mucho más rápido que la fuerza nuclear, que es proporcional a A.

2.3 Radiactividad β

Las primeras observaciones sobre la radiación fueron en torno a la emisión de electrones negativos. En 1938, Alvarez detectó rayos X provenientes de las transiciones provocadas por la desocupación de nivel debido a la absorción por el núcleo de un electrón. Frederic e Irene Joliot-Curie, en 1934, detectaron la emisión de electrones positivos (positrón) como proceso de decaimiento radiactivo. Luego se descubrió que en los rayos cósmicos venían también positrones.

El caso más simple de decaimiento β es la conversión de un protón en un neutrón o de un neutrón en un protón. Con la emisión beta, el número atómico cambia de una unidad pero el número másico permanece el mismo. El decaimiento β es pues una forma que tiene el núcleo de buscar su estabilidad sin cambiar de masa.

2.4 Radiactividad γ

La radiactividad γ es similar a la emisión de radiación atómica como la óptica o los rayos X. La energía de los rayos γ es la diferencia entre la energía del estado inicial y el la del estado final de núcleo emisor. Este tipo de radiactividad se da en todos los núcleos que tienen un estado excitado ($A > 5$) y generalmente sigue a la emisión α y β .

Las transiciones que dan lugar a la emisión γ son llamadas *transiciones isoméricas* y los estados excitados son llamados *estados isoméricos*, o *metastables*. Un núcleo en estado metastable es representado en la forma ${}^{99}\text{Tc}^m$.

Se tiene también el proceso de conversión interna, en la que un rayo γ es absorbido por un electrón atómico el que aparece luego como electrón libre.

En las reacciones nucleares, los núcleos quedan en estados excitados, los que decaen emitiendo uno o más rayos γ . Los rayos gamma son fotones, de la misma naturaleza que los rayos X o la luz visible. En la mayoría de los casos, la energía de los rayos γ está entre 0,1 y 10 MeV y sus longitudes de onda están entre 10^4 y 100 fm. Estas longitudes de onda son 10^6 más cortas que las longitudes de las ondas de luz visible.

Los rayos gamma presentan ventajas para su estudio, entre las que se tienen su baja atenuación en el aire y la alta resolución que se obtiene en la medición de su energía.

2.5 Radiactividad natural

Los radioisótopos naturales se encuentran en los materiales de la Tierra, en rocas y minerales que se formaron con la Tierra hace 4,500 millones de años.

Estos radioisótopos están ligados a materiales en el interior de la Tierra, lo que no constituye un riesgo para la salud. Sin embargo, de ellos se emite el radón, que es un gas radiactivo. El radón se

convierte en un precursor de terremotos. El radón sale de los materiales de las paredes de edificios. Ello da lugar a riesgos de cáncer al pulmón.

El ser humano, desde su origen, ha recibido radiaciones de origen natural, las que constituyen el *fondo radiactivo*. A esas radiaciones, con el desarrollo de la tecnología, se ha añadido las radiaciones artificiales.

Entre las radiaciones de origen natural se tiene la *radiación cósmica*, producidas por las reacciones nucleares que se dan fuera de la Tierra. La atmósfera constituye una protección contra esas radiaciones. En consecuencia, esa protección disminuirá con la altitud. Cuando uno va en avión recibirá mayor cantidad de radiaciones que cuando se mantiene a nivel del mar.

Dado que las sustancias que conforman la Tierra han sido formadas en reacciones nucleares, existen algunas que aún son radiactivas. Como los átomos no son uniformemente distribuidos, esta componente no tiene la misma intensidad en toda la Tierra.

Como los seres humanos se alimentan de sustancias provenientes del suelo terrestre, el propio organismo tiene isótopos radiactivos, como por ejemplo los isótopos del carbono y del potasio. También existe la radiación del gas radón, el que es producto de la desintegración del radio y del torio.

2.6 Radiactividad artificial

Las aplicaciones nucleares ha dado lugar a los radioisótopos, los que constituyen una fuente de radiactividad artificial. Entre estas aplicaciones se tiene las técnicas de radiotrazadores y fuentes radiactivas en la industria y en hidrología. Asimismo se tiene las aplicaciones en medicina nuclear y radioterapia.

El desarrollo e instalación de centrales nucleares ha provocado una fuente adicional de radiactividad artificial, dado que los productos de fisión son radiactivos. Por esta misma razón, las explosiones nucleares aéreas han dado lugar a otra componente de la radiactividad natural. Cabe señalar que la componente debido a las centrales nucleares es muy pequeña en comparación con las otras.

Chapter 3

Interacción de los rayos X con la materia

Cuando los rayos X o gamma atraviesan un material, estos van perdiendo energía, pero -contrario a lo que sucede con las partículas α y β - no son absorbidos. A mayor espesor del material mayor será la pérdida de energía.

En la Fig. ?? se muestra un gráfico en escala semilogarítmica de la fracción transmitida de radiación gamma en función del espesor del material que atraviesa. El resultado es una línea recta para un rayo monoenergético.

Para los rayos monoenergéticos se logra la ecuación

$$\ln I = -\mu t + \ln I_0, \quad (3.1)$$

de lo que resulta

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu t}, \quad (3.2)$$

donde I_0 es la intensidad del rayo γ al entrar en el absorbente, t es el espesor del material, I es la intensidad transmitida a través de un material de espesor t , y μ es definido como el coeficiente de atenuación.

Si el espesor t es dado en cm, el coeficiente será llamado coeficiente lineal μ_l y estará dado en cm^{-1} ; si está dado en gm/cm^2 , t será llamado coeficiente de atenuación másica μ_m , y estará dado en $(\text{gm}/\text{cm}^2)^{-1}$. La relación entre μ_l y μ_m está dada por

$$\mu_l = \mu \times \rho, \quad (3.3)$$

donde ρ es la densidad del material absorbente.

También se define el coeficiente atómico de atenuación, μ_a , como la fracción de los rayos γ atenuada por un átomo. Esta es obtenida de la relación

$$\mu_a = \frac{\mu_l}{N}, \quad (3.4)$$

donde N es el número de átomos por cm^3 . La atenuación atómica viene a ser la probabilidad de que un γ interactúe con un átomo del material absorbente. Se le llama también *sección eficaz microscópica*, mientras que el coeficiente lineal es llamado *sección eficaz macroscópica*, (Σ). Ello nos lleva a la relación

$$\Sigma = \sigma N. \quad (3.5)$$

Como se ve en la Fig. ?? el coeficiente de atenuación varía con Z del material absorbente y la energía del γ , salvo en la región del efecto Compton, donde la atenuación es independiente de Z .

3.1 Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico se da cuando un fotón es absorbido por un electrón ligado, el que sale con una energía cinética dada por

$$E_{fe} = h\nu - \phi, \quad (3.6)$$

donde ϕ es la energía de ligadura del electrón.

Este tipo de interacciones se producen con electrones en la capa K, L, M, o N. Los átomos quedan excitados, los electrones expulsados del átomo dejan vacancias en sus capas, las que son ocupadas por electrones de orbitales externos, emitiéndose rayos X característicos. También puede emitirse electrones Auger, es decir electrones monoenergéticos producidos por la absorción de rayos X característicos dentro del mismo átomo.

Los fotones característicos de tejidos blandos son muy bajos, menores que 0.5 keV, pudiendo considerarse absorbidos localmente.

Para fotones de alta energía y materiales de número atómico elevado, los fotones característicos son de alta energía en distancias largas comparadas con el rango de los fotoelectrones.

La fluorescencia generada por la excitación de los átomos transfiere energía al material. Los fotones a los que da lugar esta fluorescencia causan otras interacciones fotoeléctricas.

En la Fig. ?? se muestra el coeficiente másico de atenuación fotoeléctrica para el agua -similar a tejidos- y el plomo -el que representa materiales de elevado número atómico.

La sección eficaz de la reacción fotoeléctrica está dada aproximadamente proporcional a Z^3/E^3 . Por la dependencia que aumenta con Z se tiene que el plomo es un buen blindaje de γ . La curva correspondiente al plomo tiene discontinuidades llamadas ejes de absorción alrededor de 15 y 88 keV correspondientes a L y K.

La dependencia de Z sirve de base para las aplicaciones en radiología para diagnóstico. La diferencia en Z de tejidos como hueso, músculo y grasa produce la diferencia en la absorción de rayos X por parte de esos tejidos, siempre que el efecto fotoeléctrico sea el modo primario de interacción. Estas diferencias son explotadas usando materiales de contraste como $BaSO_4$.

En radiología terapéutica, los haces de baja energía causan innecesaria alta absorción de rayos X por los huesos.

La distribución angular de los electrones emitidos en procesos fotoeléctricos depende de la energía de los fotones. Para bajas energías, los fotoelectrones son emitidos principalmente a 90° respecto a la dirección de los fotones incidentes. A medida que aumenta la energía, los fotoelectrones son emitidos cada vez más en dirección de los rayos X.

3.2 Dispersión Compton

La dispersión Compton es una dispersión elástica -es decir en la que se conserva la energía cinética- entre el fotón y un electrón atómico que por baja energía de ligadura puede ser considerado libre. Otra aproximación es que el electrón está en reposo. En el análisis, esta dispersión es equivalente al choque de dos partículas. Si el fotón llega con la energía $h\nu$ (hc/λ) y un momento lineal $h\nu/c$ (h/λ), después de la colisión, el electrón tendrá una energía $h\nu'$ (hc/λ'), un momento $h\nu'/c$ (h/λ') y un ángulo θ respecto a la dirección incidente. Después del choque el electrón tendrá una energía cinética E , dirección representada por el ángulo ϕ , respecto a la dirección del fotón incidente. Ver Fig. ??.

Las relaciones entre las cantidades iniciales y finales características del fotón y el electrón estarán dadas por la siguientes fórmulas:

$$E = h\nu \frac{\alpha(1 - \cos\phi)}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)} \quad (3.7)$$

$$h\nu' = h\nu \frac{\alpha(1 - \cos\phi)}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)} \quad (3.8)$$

$$\cos\theta = (1 + \alpha)\tan\phi/2, \quad (3.9)$$

donde $\alpha = h\nu/m_0c^2$, donde m_0c^2 es la masa en reposo del electrón.

Como el efecto Compton se esquematiza como la interacción de un fotón con un electrón libre, la energía del electrón debe ser mayor que la energía de ligadura del electrón. Sin embargo, la probabilidad del efecto Compton también disminuye cuando aumenta la energía del fotón. La probabilidad o sección eficaz del efecto Compton es presentada gráficamente en la Fig. ???. El efecto Compton es dominante para valores bajos de Z y para fotones con valores de energía entre 0,2 MeV y algunos MeV.

Como el efecto Compton involucra electrones libres del material absorbente, este efecto es independiente del número atómico Z . Aunque el número de electrones por gramo de los elementos decrece lentamente con Z , la mayoría de los materiales con excepción del hidrógeno pueden ser considerados como que tienen el mismo número de electrones por gramo.

Por todo ello, si los fotones tienen una energía donde sólo es posible el efecto Compton, la atenuación será independiente del material de igual espesor másico, expresado en gr/cm^2 . Esto significa que un cm de hueso atenuará más que un cm de tejido blando, dado que el hueso es más denso.

El electrón dispersado constituye una partícula ionizante primaria producida por los fotones. Los fotones de alta energía pierden una elevada fracción de su energía, lo que facilita el trabajo de blindaje.

3.3 Producción de pares

Debido al intenso campo eléctrico que existen en las cercanías del núcleo atómico, un *gamma* con energía mayor que $2m_0c^2$ ($=1,02$ MeV), donde m_0 es la masa en reposo del electrón, puede desaparecer y dar lugar a un electrón y un positrón. Despreciando la energía de retroceso del átomo, la energía total del par positrón-electrón será

$$Ek_{e^+e^-} = h\nu - 2m_0c^2, \quad (3.10)$$

donde ν es la frecuencia del γ incidente.

Debido a que la producción de pares se debe a la interacción electromagnética del núcleo, la probabilidad para que ocurra crece con Z . La probabilidad o sección eficaz de producción de un par positrón-electrón es aproximadamente proporcional a $Z^2 + Z$. La sección eficaz crece con la energía del fotón entre 1,02 MeV y 5 MeV. Luego crece proporcional al logaritmo de la energía del fotón. En la Fig. ??? se presenta la dependencia del coeficiente de atenuación por átomo, dividido entre Z^2 .

3.4 Dispersión coherente

La dispersión coherente -también conocida como dispersión clásica o dispersión Rayleigh- es producida cuando los rayos X pasan cerca de electrones haciéndolos oscilar, fenómeno que provoca emisión de radiación con la misma frecuencia que la radiación incidente.

En consecuencia no hay diferencia entre la energía incidente y la energía emergente y, por lo tanto, no hay absorción de energía por el medio. El único efecto es la dispersión del fotón en ángulos pequeños.

La dispersión coherente es probable para fotones de baja energía y en materiales de número atómico elevado.

3.5 Combinación de efectos

Considerando las cuatro primeras reacciones arriba señaladas resulta un coeficiente de atenuación total μ_t dado por

$$\mu_t = \mu_{fe} + \mu_{cs} + \mu_{pp} + \mu_{coh}, \quad (3.11)$$

donde μ_{fe} , μ_{cs} , μ_{pp} y μ_{coh} son los coeficientes de atenuación fotoeléctrica, por efecto Compton, por producción de pares, y dispersión coherente, respectivamente. La dispersión coherente es significativa para fotones de muy baja energía (< 10 keV) y materiales de Z elevado.

En la Fig. ?? se presenta el coeficiente total de atenuación (μ_{tot}) en función de la energía para dos materiales diferentes, agua y plomo. El coeficiente de atenuación es alto para bajas energías números atómicos elevados, debido al dominio de efecto fotoeléctrico.

El coeficiente de atenuación decrece rápidamente con la energía hasta que el efecto Compton se convierta en predominante. En esta región los coeficientes de atenuación fotoeléctrica y Compton para el agua y el plomo coinciden debido a su independencia de Z . El coeficiente de atenuación sigue decreciendo con la energía hasta que la producción de pares comienza a imponerse, lo que ocurre para valores de energía mucho mayores que la energía umbral de 1,02 MeV.

La importancia relativa de los diversos tipo de interacción de los rayos gamma o X con el agua -válidos también para tejidos blandos- en función de la energía son mostrados en la tabla ?. Para los rayos X el promedio de la energía es aproximadamente 1/3 del voltaje pico. Entonces, un haz monoenergético de 30 keV de energía es tomado como aproximadamente equivalente a un haz de rayos X producido por un tubo operando a 90 kVp. Para esta aproximación no se ha tomado en cuenta los efectos de los filtros.

El coeficiente total de atenuación es usado en cálculos de blindaje.

La ecuación (??) considera la energía que pierde el fotón por unidad de distancia del material absorbente. La energía transferida al absorbente. El *coeficiente de absorción de energía* está dado por

$$\mu_e = \mu_{fe} + \mu_{ce} + \mu_{pp} \left(\frac{h\nu - 1,02MeV}{h\nu} \right), \quad (3.12)$$

el que es usado en el cálculo de dosis. Ver Fig. ??.

3.6 Fotodesintegración

La *fotodesintegración* se refiere a la absorción de un fotón por un núcleo, el que generalmente emite un neutrón. Para ello, el rayo γ debe tener una energía mayor que un valor umbral, el que depende del núcleo. Los valores de la energía son elevados y no corresponden a fotones emitidos por radioisótopos, salvo algunas excepciones como es el caso del ^9Be , cuyo valor umbral es 1,666 MeV. La reacción $^9\text{Be}(\gamma, n)^8\text{Be}$ es usada en fuentes de neutrones monoenergéticos.

La fotodesintegración es muy útil en experimentos con aceleradores de partículas. La sección eficaz es baja con respecto a otras reacciones, por lo que no se toma en cuenta para el blindaje.

Table 3.1: Número de electrones por gramo de varios materiales. Datos tomados de Johns H.E. Cunningham Jr., *The physics of radiology*. 3era edición. Springfield IL: Charles c Thomas, 1969

Material	Densidad g/cm ²	Número atómico	Número de electrones por gramo
hidrógeno	0,0000899	1	$6,00 \times 10^{23}$
carbón	2,25	6	$3,01 \times 10^{23}$
oxígeno	0,001429	8	$3,01 \times 10^{23}$
aluminio	2,7	13	$2,90 \times 10^{23}$
cobre	8,9	29	$2,75 \times 10^{23}$
plomo	11,3	82	$2,38 \times 10^{23}$
		Número atómico efectivo	
grasa	0,916	5,92	$3,48 \times 10^{23}$
músculo	1,00	7,42	$23,36 \times 10^{23}$
agua	1,00	7,42	$3,34 \times 10^{23}$
aire	0,001293	7,64	$3,01 \times 10^{23}$
hueso	1,85	13,8	$3,00 \times 10^{23}$

Table 3.2: Importancia relativa de los efectos fotoeléctrico, Compton y producción de pares. Datos tomados de Johns H.E. Cunningham Jr., *The physics of radiology*. 3era edición. Springfield IL: Charles C. Thomas, 1969

Energía de fotón (MeV)	Fotoeléctrico	Compton	Prod. de pares
0,01	95	5	0
0,026	50	50	0
0,060	7	93	0
0,150	0	100	0
4,00	0	94	6
10,00	0	77	23
24,00	0	50	50
100,00	0	16	84

Figure 3.1: Atenuación de γ s monoenergéticos (líneas sólidas) y de rayos multicromáticos (línea punteada).

Figure 3.2: Coeficiente de atenuación de γ s en función del número atómico y de la energía.

Figure 3.3: Coeficiente de atenuación másica en función de la energía del fotón para el caso del agua y el plomo. Tomado de G.W. Grodstein, *X-ray attenuation coefficients from 10 keV to 100 MeV*. Publicación no. 583. Washinton D.C.: U.S. Bureau of Standards, 1957

Figure 3.4: Esquema representativo de la dispersión de de Compton

Figure 3.5: Sección eficaz total para un electrón libre.

Figure 3.6: Coeficiente de atenuación atómica de pares dividida por el cuadrado del número atómico en función de la energía del fotón para carbono ($Z = 6$) y plomo ($Z = 82$). Para obtener el coeficiente másico de atenuación es necesario multiplicar a^{π}/Z del gráfico por Z^2 y por el número de átomos por gramo del absorbente. Datos tomados de J.H. Hubell, *Proton cross section attenuation coefficients from 10 keV to 100 GeV*. Publicación No. 29. Washington D.C.: U.S. National Bureau of Standards, 1969.

Figure 3.7: Coeficiente de atenuación en función de la energía del fotón para el agua y el plomo. Tomado de H.E. Johns, J.R. Cunningham, *The Physics of radiology*, 3era ed. Springfield, IL: Charles C. Thomas, 1969.

Figure 3.8: Coeficiente de atenuación total y el coeficiente de absorción de energía de rayos γ en función de su energía.

Chapter 4

Dosimetría de la radiación

En el campo de la radioprotección debe tomarse en cuenta que los efectos de la radiación en los tejidos depende de la energía absorbida y del tipo de tejido que lo absorbe. En tal sentido es conveniente definir las magnitudes que permiten evaluar los efectos de la radiación sobre los tejidos.

4.1 Dosis

Vamos a definir los diversos tipos de dosis que toman en cuenta los efectos de la radiactividad en los tejidos.

Dosis absorbida.- Los daños de la radiación sobre un tejido depende de la energía que absorbe, es decir de la dosis absorbida, la que se define con la expresión

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}, \quad (4.1)$$

donde $d\varepsilon$ es la energía media entregada por la radiación ionizante en un elemento de volumen dm es la masa existente en ese volumen.

La dosis absorbida se mide en *Gray* (Gy), definida como joules (J) por kilogramo (kg):

$$1\text{Gy} = 1\text{J/kg}. \quad (4.2)$$

Esta unidad en el sistema internacional (SI) ha reemplazado al *rad* (Radiation Absorbed Dose), que es

$$1\text{rad} = 100\text{ergs/g} = \frac{1\text{Gy}}{100}. \quad (4.3)$$

Los efectos dañinos de la radiación sobre los tejidos humanos depende del tipo de radiación ionizante. Por ello se ha definido la *Dosis equivalente*, como la dosis absorbida en un órgano o tejido multiplicada por el correspondiente factor de ponderación de la radiación W_R , es decir:

$$W_{T,R} = W_R \dot{D}_{T,R}, \quad (4.4)$$

donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida media en el órgano o tejido T y W_g es el factor de ponderación de la radiación R . La unidad de la dosis equivalente es el sievert (Sv), J/kg.

Además, la probabilidad de efectos nocivos debido a una dosis equivalente depende del tipo del órgano irradiado. Por este motivo se define la *dosis efectiva*, como la suma de las dosis equivalentes en tejido, multiplicada cada una por el factor de poderación apropiado para el tejido correspondiente:

$$E = \sum_T W_T \dot{H}_T, \quad (4.5)$$

donde H_T es la dosis equivalente en el tejido T y W_T es el factor de ponderación para el tejido T , según se especifica en la tabla ???. Si bien las unidades de la dosis efectiva, como la dosis equivalente y la dosis absorbida es J/kg, para diferenciarla, la dosis efectiva se expresa en sievert (Sv).

Cuando se trata de evaluar los efectos de la radiación sobre un grupo de personas es necesario definir la *dosis colectiva*., como la dosis total que recibe una población, determinada multiplicando el número de personas por la dosis promedio de radiación. La unidad de dosis colectiva es el sievert-hombre (Sv-hombre).

En la Fig. ?? se muestra la dosis absorbida por exposición de huesos, grasas y músculo.

4.2 Dosimetría personal

Los lugares en los que el personal está potencialmente expuesto a la radiación deben contar con un sistema de monitoreo. Debe conocerse las dosis que podría recibir normalmente un trabajador en esas áreas. En tal sentido se designan como áreas supervisadas si la dosis anual para un individuo puede excede un décimo pero no más de tres décimos de un límite relevante de dosis. Las áreas en las que puede recibirse dosis que excedan tres décimos de la dosis límite relevante será designada como área controlada.

4.3 Dosimetría externa

Se define como dosimetría externa a la medición de dosis debido a fuentes externas al cuerpo del trabajador. Para ello el trabajador usa dosímetros adecuados llamados también *badges*.

La dosimetría externa o interna trata de determinar la dosis efectiva acumulada por los trabajadores.

En la dosimetría externa, las dosis personal equivalente $H_p(d)$ son determinadas a 0.07 mm para la radiación poco penetrante y a 10 mm para radiaciones fuertemente penetrantes.

4.4 Exposición

La actividad de los núcleos no da información de la energía de las partículas emitidas. La energía de la radiación puede ser usada para ionizar, por lo que se habla de radiación ionizante. Si se tiene una fuente radiactiva, ésta genera una *exposición*, X , la que se mide como la carga eléctrica Q generada dividida entre la masa m de aire en que se produce, es decir,

$$X = \frac{Q}{m}, \quad (4.6)$$

donde Q está dada en coulombs y m en kilogramos. La unidad de exposición sería la cantidad de rayos X o γ que producen 1 coulomb de carga por kg de aire:

$$1 \text{ unidad } X = 1\text{C/kg de aire.} \quad (4.7)$$

Esta unidad es adoptada por la facilidad para medir la ionización en el aire inducida por la radiación. Pero ello es cierto para rayos con energías entre algunos keV y unos 3 MeV. Para valores mayores de energía se usa las unidades de watts por segundo y por m².

La unidad de exposición puede convertirse a unidades de energía absorbida por unidad de masa de aire, usando el hecho de que el promedio para generar un ion es 34 eV y que ello corresponde a una carga de $1,6 \times 10^{-19}$ coulombs. Esto implica que

$$1 \text{ unidad } X = 34\text{Gy en aire.} \quad (4.8)$$

A menudo se habla de *roentgen* (R) como la exposición que da lugar una carga de ionización de una unidad electrostática (SC) en un cm^3 de aire. Entonces

$$1 \text{ R} = \frac{1\text{SC}}{0,001293\text{g}} = 2,58 \times 10^{-4}\text{C/kg}. \quad (4.9)$$

La relación entre una unidad de exposición X y el roentgen es

$$1\text{unidad } X = 3881\text{R}. \quad (4.10)$$

Si la fuente de actividad \mathcal{A} emite gammas de varios valores de energía y de intensidad, y se encuentra a la distancia d del cm^3 de aire donde se mide la exposición, entonces la razón de exposición será

$$\frac{\Delta X}{\Delta t} = \Gamma \frac{\mathcal{A}}{d^2}, \quad (4.11)$$

donde Γ es la *constante específica de rayos γ* , que depende de características de emisión γ de cada radionuclido, como la fracción de rayos γ con cada energía y el poder de ionización para esa energía.

4.5 Medición de la exposición

Para medir la exposición de acuerdo a la definición se considera un volumen de aire y un sistema eléctrico de colección de cargas generadas en la ionización. Esto debe ser de tal forma que sólo las cargas primarias sean colectadas. Para ello, el volumen de aire es sometido a un campo eléctrico suficientemente pequeño como para no dar lugar a la colección de cargas secundarias y suficientemente alto como para coleccionar iones antes de su recombinación.

De la corriente eléctrica se deduce el número de iones generados por la interacción con la radiación X o γ . De esta corriente se deriva entonces la tasa de dosis.

En el diseño de un sistema de medición de la exposición como el que hemos mencionado debe asegurarse que toda la energía debe disiparse en el volumen de aire.

Entre los sistemas de medición de exposición se tiene las cámaras de ionización, consistentes esencialmente de dos placas paralelas entre las que se tiene el volumen de aire.

Estas cámaras de ionización son de dimensiones de decenas de cm. Para fines prácticos se cuenta con instrumentos portátiles, los que contienen material con un comportamiento similar al del aire comprimido. Estos instrumentos de algunos centímetros de longitud sirven para uso de campo. Esta cámara de ionización de bolsillo funciona como condensador. Ante el paso de la corriente varía el voltaje en una cantidad que es proporcional a la exposición de radiación.

Los dos tipos de instrumentos que acabamos de mencionar son elaborados tomando en cuenta las energías de la radiación, de modo que sus dimensiones sean calculadas en forma óptima.

4.6 Relación entre exposición y dosis

La absorción de energía de la radiación es aproximadamente proporcional a la densidad electrónica del medio.

Dado que la exposición está medida por la absorción en el aire, cuya unidad corresponde a 34 Gy en aire, y la dosis es la absorción por un tejido, entonces en un punto de tejido, la tasa de dosis será

$$\dot{D} = 34 \times \frac{\mu_m \rho_a}{\mu_a \rho_m} \times \dot{X} \text{Gy/s}, \quad (4.12)$$

donde μ_a y μ_m son los coeficientes de absorción de energía del aire y el tejido, respectivamente; y ρ_a y ρ_m las densidades del aire y del tejido, respectivamente.

Entre 0,1 y 10 MeV, la absorción se da por interacción Compton y la sección eficaz de esta interacción depende de la densidad electrónica del medio absorbente, por lo que la tasa de dosis es aproximadamente constante.

Para valores menores de energía, la interacción es predominantemente fotoeléctrica, cuya sección eficaz aumenta con el número atómico del medio absorbente.

En la Fig. ?? se muestra la dosis absorbida por exposición de huesos, grasas y músculo.

4.7 Kerma

El daño sobre un tejido debido a la radiación, donde se produce dispersión, depende sólo de la energía absorbida localmente en el tejido. Por ello debe diferenciarse el *kerma*, que mide la energía transferida, y la *dosis*, referida a energía absorbida.

Un fotón o un neutrón puede transferir su energía a una partícula cargada del tejido y éstas luego depositan su energía en el tejido.

En ese marco se define dE_{tr} como la suma de todas las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas generadas por fotones o neutrones en una región de masa dm . Entonces el *kerma* será

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}. \quad (4.13)$$

A la entrada de los fotones en un medio, el kerma será menor que la dosis absorbida. A cierta profundidad de penetración, el kerma será mayor que la dosis. Esto se explica en función de la condición de equilibrio de partículas cargadas (EPC). En un punto p centrado en un volumen V existe la condición EPC cuando cada partícula que lleva cierta energía de V es reemplazada por otra partícula idéntica que introduce la misma cantidad de energía. Si existe la condición CPE, entonces la dosis es igual al kerma ($D = K$), siempre y cuando la radiación de bremsstrahlung producida por las partículas secundarias sea mínima. Ver Fig. ??.

Si definimos la fluencia de partículas Φ como el número de partículas que entran en una esfera de área transversal de 1 cm^2 , entonces

$$K = \Phi \frac{\mu}{\rho}({}_{av}E_{tr}), \quad (4.14)$$

donde ${}_{av}E_{tr}$ es la energía transferida por colisión.

En forma similar se tendrá que la dosis absorbida será

$$D = \Phi \frac{\mu}{\rho}({}_{av}E_{ab}), \quad (4.15)$$

donde ${}_{av}E_{ab}$ es la energía absorbida por colisión.

Table 4.1: Factores de ponderación de tejidos u órganos. Tomada de *Reglamento de Seguridad Radiológica*, Decreto Supremo 009- 97-EM.

Tejido u órgano	Factor de ponderación, W_T
Gónadas	0,20
Médula ósea	0,12
Colon	0,12
Pulmón	0,12
Estómago	0,12
Vejiga	0,12
Mama	0,05
Hígado	0,05
Esófago	0,05
Tiroides	0,05
Piel	0,01
Superficies óseas	0,01
Organos y tejidos restantes	0,05

Figure 4.1: Absorción de energía por unidad X de exposición para varios tejidos.

Figure 4.2: Representación esquemática del logaritmo de la dosis o del kerma en función de la profundidad de penetración de la radiación.

Chapter 5

Instrumentos de medición de dosis

La radiación no se puede ver, escuchar ni oler. La manera de detectarla es usando instrumentos específicos, diseñados tomando en cuenta la interacción de la radiación con materiales apropiados al tipo de radiación a ser detectada.

5.1 Dosimetría personal

Se trata de determinar la cantidad, la tasa y la distribución de la radiación emitida por una fuente. Para fines de radioterapia o de protección radiológica, interesa medir la dosis, lo que se logra con los instrumentos llamados *dosímetros*.

Las personas ocupacionalmente expuestas a radiación o visitantes a zonas que cuentan con fuentes de radiación deben contar con algún tipo de monitoreo.

5.1.1 Materiales para dosimetría

Los instrumentos para medir dosis, llamados *dosímetros*, se basan en la radiosensibilidad de algunos materiales. Algunos materiales, entre los que se tiene los polivinilcloruros y algunos vidrios, cambian de color a muy altas dosis. Con estas propiedades también se cuenta con soluciones de sulfato de hierro y cloroformo, y los gases acetileno y óxido nitroso.

Para medir bajas dosis se usa materiales cuyos cambios ante la radiación pueden ser puestos en evidencia después de procesarlos en un laboratorio (detectores pasivos). Entre este tipo de materiales se tiene las emulsiones fotográficas, materiales termoluminiscentes (TL) y radiofotoluminiscentes (TRL), los que son usados para dosimetría personal. Los vidrios TLD y RPL emiten luz bajo la influencia de calor y radiación ultravioleta, respectivamente.

5.1.2 Medición de exposición externa

Debido a que la respuesta de los materiales depende del rango en energía, algunos dosímetros cuentan con varios componentes. Asimismo, como se trata de medir la radiación a la que el usuario está expuesto, puede usarse varios detectores.

El tiempo de uso o la frecuencia de uso depende de la magnitud de la dosis potencial. Para riesgos de exposiciones mayores, los dosímetros son usados por períodos cortos. El período de uso está influenciado por las condiciones climáticas.

Para dosimetría de cuerpo entero debe colocarse el dosímetro sobre la vestimenta entre el cuello y la cintura. Si se usa vestimenta protectora, el dosímetro debe colocarse debajo de esa con cara al exterior, cuidando de que sea cubierta por objetos metálicos.

Los dosímetros personales no deben ser expuestos a máquinas de inspección con rayos X o usados durante exposiciones médicas o para monitoreo estático.

5.1.3 Dosímetros de película

Los dosímetros de película se basan en los efectos de los rayos X en las películas, que son similares a los efectos de la luz en las películas de fotografía. Los dosímetros de película son portátiles, usados desde los años 40, sobre todo para medir la irradiación en todo el cuerpo. Una película es colocada en una plaquita portadora que contiene varios filtros metálicos que permiten estimar el dosaje y la energía de la radiación. Esto también permite determinar la exposición posterior y retrodispersada. En la Fig. ?? se presenta una curva usada para determinar la dosis.

Las películas de la placa portadora deben ser cambiadas mensualmente debido a que son afectadas por los cambios de humedad y temperatura. Las películas tienen dos emulsiones de sensibilidad rápida o lenta, lo que usualmente las hace sensitivas desde $100 \mu\text{Sv}$ a 10 Sv .

Los dosímetros de película son usados contando con uno de control colocado fuera del campo de radiación, de modo que si hay una modificación por temperatura o humedad pueda tomarse en cuenta.

La plaquita portadora es colocada normalmente a la altura del esternón, salvo otras directivas del oficial de seguridad. No debe dejarse el dosímetro de película en lugares con radiactividad o a la intemperie donde llegan las radiaciones cósmicas.

La lectura de los dosímetros son llevados a informes que se ponen en conocimientos del oficial de seguridad, el que debe tomar las medidas en caso de anomalías.

La ventaja de los dosímetros de película es que de bajo costo y son fáciles de manipular y de procesar. Sus desventajas comprenden el hecho que debe esperar el procesamiento para leerlos y que son sensibles a la humedad, la temperatura y la luz que puede filtrarse. Para evitar la exposición a la luz las emulsiones deben protegerse con papel. La imagen latente de una película no desarrollada se deteriora con el tiempo, limitando su uso a períodos de 3 meses. Una humedad relativa de 55% deteriora demasiado la película. Una vez revelada, la información permanece.

Otra desventaja de los dosímetros de película es que tienen baja sensibilidad a bajas energías.

Por otro lado, los dosímetros de película revelados pueden archivarse por años pudiendo ser consultado tiempo después de recibida la dosis. Esto puede ser útil en cuestiones legales, de comprobación de irradiación.

La desventaja de los dosímetros de película es que no son equivalentes al tejido, de modo que la dosis que miden no es muy cercana a lo que recibe el tejido.

5.1.4 Dosímetros termoluminiscentes

Los TLDs son bastante usados para detectar rayos X, rayos gamma, partículas cargadas, neutrones, entre otras.

Los dosímetros termoluminiscentes son para uso personal, en forma similar que los dosímetros de película. Los materiales termoluminiscentes son materiales fosforescentes, los que absorben energía de la radiación ionizante y permanecen por mucho tiempo. Se trata de materiales cristalinos, a los que se les ha introducido impurezas. A través de la excitación de los átomos, debido al paso de electrones a capas superiores. En principio debería producirse una desexcitación inmediata; sin embargo las impurezas introducidas sirven de trampas que les impide la desexcitación a temperatura ambiente. Para medir la energía almacenada, la liberación se produce cuando se les calienta a la temperatura de 100 o 200°C . La intensidad de la luz es función de la dosis recibida por el material fosforescente.

Los TLD tienen una sensibilidad dependiente de la energía. Entre los materiales fosforescentes usados en dosimetría sin mucha dificultad se tienen al fluoruro de litio (LiF) y el litio borado. Si es que

la radiación se trata de rayos beta poco penetrantes (menos de 500 keV) o fotones (menos de 50 keV), para interpretar la dosis registrada puede que sea necesario conocer la energía de la radiación.

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD) que usan fluoruro de litio (LiF), tienen una respuesta lineal entre $100 \mu\text{Sv}$ y $5\mu\text{S}$, pero puede ser usado hasta 1 kSv. El litio borado tiene una respuesta más amplia y uniforme pero es más sensitiva a los neutrones. La sensibilidad del litio borado a los neutrones se debe al ^6Li y al ^{10}B .

Para medir mixtas de gammas y neutrones térmicos se usa ^7Li o litio natural enriquecido al ^7Li .

El calor en baja cantidad tienen poco efecto en el TLD. Cantidades muy altas de calor pueden hacer que registre menos exposición que la realmente recibida.

Recordemos que el calor vela los dosímetros de película. La mayor desventaja del TLD es que no proporciona un registro permanente como si es el caso de la película. El costo inicial del TLD es alto, aunque se compensa porque puede ser reutilizado. En este sentido existe la desventaja de que la información anterior se pierde con la reutilización.

El TLD es usado generalmente para monitorear la exposición de todo el cuerpo a la radiación beta, X y gamma. Los dosímetros TLD usan a menudo dos o más detectores de LiF. Pueden ser chips, discos en matriz de politetrafluoroetileno o polvos. Se usan en tarjetas diseñadas para lectura automática. Un lector decodifica los agujeros en la tarjeta que lleva información sobre el usuario, calienta el TLD y mide la luz emitida. Los TLD son luego recocidos y reusados, por lo que es importante tenerlos limpios y secos.

Los TLD son menos afectados por las condiciones ambientales, por lo que pueden ser usados por períodos mayores de tres meses. Aunque no son ideales, pueden ser usados como dosímetros para mezclas de radiación poco penetrante beta (menor de 500 keV) y fotones fotónica (menos que 20 keV).

El tamaño pequeño permite darle una serie de usos muy particulares, como por ejemplo medir dosis en el cristalino, colocándolo el TLD en los lentes. El TLD se presta para usarlo para medir dosis en las extremidades. Por ejemplo, es apropiado para manipulaciones de fuentes de corto alcance, en las que el blindaje es poco práctico o cuando la exposición se debe a haces colimados. Los discos, que tienen menos de 15 mm de diámetro y 0.5 mm de espesor, o los chips de 3 mm cuadrados y 1 mm de espesor son colocados en las partes expuestas del cuerpo.

Puede ser usado en la mano como anillo, lo que es apropiado para los que manipulan sustancias radiactivas en medicina nuclear.

Los TLDs son materiales equivalentes al tejido. La lectura sobre los TLDs son más representativos de la dosis recibida.

5.1.5 Dosímetros de lectura directa

Existen detectores compactos y livianos que permiten una medición inmediata. También se les llama detectores activos. Estos detectores no tienen una buena respuesta de energía. Tampoco ofrecen buena respuesta a la radiación beta. Estos detectores son generalmente cámaras de ionización, contadores Geiger y detectores de estado sólido. También sirven como monitores de área.

Para medir $H_p(10)$ y $H_p(0,07)$ con la aproximación requerida por detectores pasivos, se ha desarrollado dosímetros personales electrónicos (DPE), incorporando detectores de estado sólido con compensación de energía.

5.1.6 Cámaras de ionización de bolsillo

Cuando se desea conocer inmediatamente la dosis recibida se puede usar las cámaras de ionización de bolsillo. La desventaja de este tipo de monitor es que requiere calibración diaria y si la dosis excede

el rango del dosímetro no se puede determinar la cantidad de exposición adicional. Estos detectores son frágiles y sólo detectan rayos X y gammas.

La cámaras de ionización de bolsillo se usan para cortos períodos, como la visita de un laboratorio. En este monitor, un electrodo es estacionario y el otro móvil es como una cabeza. A mayor iones mayor movimiento. El dosímetro puede leerse con ayuda de luz sobre el cargador o colocando el dosímetro contra la luz. Ver Fig. ??.

Las ventajas es que fácil de portar y es recargable. La desventaja de estos detectores es que un mal contacto o una caída puede borrar la información.

5.1.7 Usos de dosímetros de lectura inmediata

Los dosímetros de lectura inmediata son complementarios a los dosímetros pasivos. Son valiosos para poner en alerta en caso de exposiciones elevadas. Son recomendables para trabajadores que trabajan con alto riesgo.

Los dosímetros de lectura inmediata miden dosis bajas como $1 \mu\text{Sv}$, lo que significa una sensibilidad 10 veces mayor que los dispositivos pasivos. Un uso frecuente puede ayudar a determinar las etapas de los procesos que tienen una mayor contribución a la dosis. Algunos dosímetros directos pueden contar con una alarma de alta tasa de dosis.

5.1.8 Dosimetría biológica

La radiación del cuerpo produce pequeños cambios, los que pueden detectarse con diversas técnicas. Estas técnicas, que tienen una baja sensibilidad, son aplicadas después de ocurrida la exposición. Entre los indicadores se pueden mencionar liberación de bioquímicos por ciertos órganos irradiados, cambios de estado de algunas partes del cuerpo, como uñas y huesos, los que pueden ser detectados con instrumentos de resonancia magnética electrónica. También se observa reducción del diámetro del cabello, anomalías de esperma y reducción de algunas células de la sangre. La reducción del número de linfocitos unos días después de unos días de irradiación aguda de más de $0,5 \text{ Sv}$.

Una estimación más sensible y confiable está basada en las aberraciones cromosómicas causadas en las células de la sangre. Los linfocitos son tratados con sustancias químicas que estimulan la división celular y permiten ver los cromosomas con microscopio. Se observan unas 500 células de sangre y se determinan el número de cromosomas dicéntricos (D), es decir cromosomas con dos centrómeros. Es número depende de la dosis y es medible para dosis sobre los 100 mSv de rayos gamma de ^{60}Co , 50 mSv de rayos X de 250 kVp y 10 mSv de neutrones de aproximadamente 1 MeV .

5.2 Monitores de área

Se trata de detectar dos tipos de exposición potencial: exposición externa debida a fuentes, y exposición interna generada por materiales capaces de penetrar el cuerpo.

Los instrumentos que sirven de monitores de área son de cuatro tipos: i) medidores de tasa de dosis usada para medir la exposición externa potencial, ii) dosímetros que permiten medir la exposición acumulada, iii) medidores de contaminación de superficie, iv) medidores de aerosoles, que miden la exposición interna potencial debido a sustancias radiactivas en en la atmósfera.

5.3 Medidores de tasas de dosis

Los medidores de tasa de dosis absorbe la energía de radiación penetrante. Entrega información sobre la tasa a la cual el tejido puede estar expuesto.

Un buen instrumento puede proporcionar tasas de dosis equivalentes de μSv por hora ($\mu\text{Sv/h}$) o $\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$. Estos instrumentos responden a la radiación gamma, X o beta. Para neutrones es necesario instrumentos especiales.

Es necesario tener en cuenta que los medidores de tasas de dosis no dan buena respuesta a cambios muy rápidos o pulsados de tasa de dosis. Lo más apropiado es contar con medidores integradores de tasas de dosis.

5.4 Tipos de detectores

5.4.1 Componentes básicos de los detectores

Los detectores de radiación tienen componentes básicos que es importante identificar.

El *detector* contiene un medio que absorbe la energía de la radiación para convertirla en una señal, la que generalmente es una corriente eléctrica. Entre los tipos de detectores podemos mencionar el detector de gas, cámaras de ionización, contadores proporcionales, contadores Geiger Mueller, contadores de centelleo y detectores de estado sólido.

El *amplificador*, necesario porque la señal que sale del detector es pequeña, la que requiere una amplificación electrónica.

El *procesador*, el que expresa el tamaño o el número de señales producidos por el detector.

El *presentador* o *display* muestra el resultado de la medición, sea en forma digital o a través de una aguja indicadora.

La *radiación*, la que puede ser alfa, beta, X, gamma o neutrones, y que entrará al detector.

La *ionización*, mediante la cual el detector absorbe la energía.

5.4.2 Cámaras de ionización

Una cámara de ionización consiste de una fuente de tensión, V , una alta resistencia, R , y una cámara de conteo llena de gas (generalmente helio o argón), D , el cual tiene dos electrodos coaxiales, el ánodo -conectado al polo positivo de una fuente de alta tensión- y el cátodo - el polo negativo-, los que están bien aislados de cada otro. El circuito tiene una capacitancia asociada, C . Ver Fig. ??.

En una cámara de ionización, la radiación es detectada por los pares de iones -positivo y negativo- que producen en el gas a su paso y que son colectados por los electrodos.

Si la constante de relajación RC es mucho mayor que el tiempo de recolección de los iones, aparecerá un pulso de voltaje de magnitud

$$V = \frac{Q}{C}, \quad (5.1)$$

donde Q es la carga total colectada y C la capacitancia del circuito como lo muestra la curva superior de la Fig. ?. Para poder separar los pulsos correspondientes a cada rayo es necesario que RC sea mucho menor al tiempo de colección de iones.

Estos detectores son usados por ejemplo para medir la cantidad de radiación que recibe el personal médico o visitantes que se encuentran en la habitación de un paciente que tiene una implantación radiactiva. Son buenos detectores de rayos X y rayos gamma así como radiación beta de alta energía. No son apropiados para detectar bajos niveles de radiactividad.

El gas funciona a presión y temperatura ambiente. En la cámara de ionización, el voltaje V es suficientemente bajo como para que -antes de que se recombinen en una fracción significativa- los iones positivos sean colectados por el cátodo exterior, mientras que los iones negativos, o electrones, sean colectados por el ánodo central. En este caso, todos los pares de iones producidos son colectados. Cuando el gas absorbe la energía de la radiación y es ionizado, el número de iones es proporcional a la energía absorbida. Esta propiedad es usada en el campo del radiodiagnóstico.

El tamaño del pulso en la cámara de ionización depende del número de iones producidos en la cámara. Este hecho permite distinguir entre las radiaciones tipos α , β y γ .

La cámara de ionización mide la exposición y el kerma. Dependiendo del tamaño, las cámaras de ionización son usadas en radioterapia, radiodiagnóstico y protección radiológica. En radiodiagnóstico se usa cámaras de un tamaño de alrededor 15 cm³.

5.4.3 Contadores proporcionales

Un contador proporcional contiene una mezcla de gas inerte y gas orgánico, aunque puede usarse otro tipo de mezcla para detectores especiales. Por ejemplo, se incorpora BF₃ para detectar neutrones.

Los detectores pueden operar a presiones elevadas para aumentar la eficiencia para rayos X, gamma y beta. Para aumentar de sensibilidad a bajas dosis se aplica altos voltaje.

El alto voltaje acelera los iones producidos por radiación, cuando esos se acercan a los electrodos. Estos iones negativos moviéndose a velocidades elevadas causarían mayor ionización, proceso que se llama *amplificación de gas*. El número de iones colectados por los electrodos es proporcional al número producido por la radiación. La salida del detector es un pulso de carga cuando los electrodos colectan los iones. El tamaño del pulso es proporcional a la energía absorbida por el detector.

Los contadores proporcionales son apropiados para medir contaminación sobre superficies (piel, ropa) en medicina nuclear.

5.4.4 Contadores Geiger-Müller

Un contador Geiger-Müller, también llamado detector GM, está compuesto de una sonda llena de gas (generalmente helio, argón o neón) bajo presión. El cátodo es cilíndrico y el ánodo se encuentra en el eje del cilindro. La sonda tiene una ventana muy delgada que permite el paso de partículas α , β y γ .

En el contador Geiger, el voltaje es suficientemente elevado como para producir avalanchas a lo largo de todo el ánodo. La altura de los pulsos es la misma, independientemente de la naturaleza de las partículas primarias ionizantes. Esto hace que el contador no identifique los tipos de radiación.

Los detectores Geiger Müller tiene un tiempo de respuesta muy largo, por lo que sirven para detectar fuentes de radiactividad y contaminación de bajo nivel radiactivo. En radiodiagnóstico, el tiempo entre dos rayos es muy corto, por lo que no es adecuado usar contadores Geiger. No son apropiados para medir tasas de exposición. En la Fig. ?? se presenta las curvas características de operación de un contador Geiger. La pendiente es, en porcentos, el aumento de la tasa de conteo por un aumento de 100 V de tensión aplicada. Para pendientes mayores de 5 %, el detector debe considerarse de mala calidad. Un buen contador tiene un plateau de 400 V.

La duración de vida es de unos 10⁹ a 10¹⁰ impulsiones. El deterioro es debido a la descomposición progresiva de las moléculas durante las descargas.

5.4.5 Contador de centelleo

El contador de centelleo usa un cristal que genera fotones de luz ante la exposición. Los fotones son llevados por una guía de luz hacia el fotocátodo. Los electrones producidos son multiplicados por los dínodos, llegando al ánodo donde se produce un pulso que luego es analizado por un circuito asociado.

El contador de centelleo es el detector más sensible de radiación X y radiación γ . La sensibilidad lo convierte en un instrumento útil para la detección de fuentes perdidas.

El sensor centellador es una sustancia radio-luminiscente, produce fotones a lo largo de la trayectoria de una partícula cargada que la atraviesa.

El material fosforescentes puede ser material orgánico sólido tal como antraceno y estilbena, soluciones líquidas de materiales orgánicos (centelladores líquidos), soluciones sólidas de materiales

orgánicas (plásticos centelladores) y cristales activados orgánicos tan como ioduro de sodio o ioduro de cesio, los que son activados con trazas de talio (NaITl) y CsI(tl)).

La emisión de luz se produce en la red cristalina - en el caso de centelladores orgánicos. También se da en las moléculas -centelladores orgánicos- o los átomos -centelladores gaseosos.

El fotocátodo tiene una capa fotosensible en el interior de la ventana de entrada al tubo; esta ventana es plana y espesor constante. Para la eficiencia del fotocátodo debe tomarse en cuenta la transmisión de la ventana, la absorbanza del cátodo y la eficiencia fotoeléctrica (emisión de electrones por absorción de luz) del cátodo.

Para la calidad del tubo es importante el paso del fotocátodo al primer dínodo. Este paso contribuye bastante a la dispersión temporal de los fotoelectrones, por lo tanto a la dispersión del paso en el tubo.

En cada dínodo se tiene una ganancia por la emisión secundaria en la superficie cuyas características dependen de la naturaleza de la superficie del dínodo y la energía cinética del electrón incidente entregada por la diferencia de potencial entre dos etapas sucesivas.

Las imperfecciones de los fotomultiplicadores tienen su origen en el fenómeno de fatiga, es decir modificación de la ganancia con el tiempo, y el ruido de fondo, debido a la emisión termoiónica desde el fotocátodo.

Los detectores de centelleo son usado en imágenes de medicina nuclear para diagnóstico, en la cámaras gamma.

5.4.6 Detectores de estado sólido

Los detectores de estado sólido usan materiales semiconductores. Los detectores intrínsecos son de muy alta pureza. Los detectores extrínsecos se logran añadiendo impurezas a nivel de traza de fósforo (P) y litio (Li) a materiales como el germanio (Ge) y silicio (Si).

Los detectores de estado sólido pueden ser homogéneos o de unión. Los detectores de unión uniones difundidas o del tipo barrera de superficie, según como haya sido incorporada la impureza al material intrínseco. Según el tipo de impureza, el semiconductor puede ser del tipo n o del tipo p. Cuando se aplica un voltaje a la barrera de superficie del detector, se comporta como una cámara de ionización.

Los detectores homogéneos son formados por semiconductores de alta resistividad (por ejemplo CDS y CdSe). Estos detectores operan como contadores de ionización pero con una densidad más alta que los gases y diez veces más ionización por unidad de dosis absorbida. Una ampliación adicional del detector crea salidas de alrededor un microamperio para una dosis de $10 \text{ mSv}\cdot\text{h}^{-1}$.

Estos detectores se usan en radioterapia, ya que pueden introducirse en el cuerpo, en tratamientos intracavitarios.

Figure 5.1: Curvas características de un dosímetro de película.

Figure 5.2: Lectura de dosímetros consistentes de cámara de ionización móvil.

Figure 5.3: Circuito de una cámara de ionización

Figure 5.4: Dependencia de la forma del pulso de la constante de relajación del circuito. La curva superior es para RC muy grande respecto al tiempo de colección, la curva intermedia para RC es menor que el tiempo de colección y la inferior para RC mucho menor que el tiempo de colección

Figure 5.5: Curvas características de un contador Geiger- Mueller

Chapter 6

Efectos biológicos de la radiación¹

Para poder entender y aplicar los principios de la protección radiológica, es importante conocer los efectos de la radiación en el material biológico, y específicamente en el ser humano. En ese sentido, es necesario desarrollar los conceptos básicos que permitan tal comprensión.

Célula.- Definida como la unidad estructural y funcional de la vida, está compuesta por una membrana, un citoplasma y un núcleo.

Cromosoma.-Estructura visible sólo cuando la célula se encuentra en periodo de división, producto de la alta condensación del núcleo. Está formado por ADN y proteínas. El número normal en el humano es de 46 cromosomas (22 pares autosómicos y 1 par sexual).

ADN.- Acido Desoxirribonucleico, es la unidad química de la herencia; macromolécula cuyo modelo espacial esta representado por una doble hélice. Está compuesta por 4 bases nitrogenadas: adenina(A), guanina(G), citosina(C) y timina(T), además de un azúcar (desoxirribosa) y ácido fosfórico. Las bases A y G de una cadena se unen a una T y C - respectivamente- de la otra. La unidad de información o codón está dada en tripletes de estas bases.

Gen.- Es una porción o segmento de ADN que codifica para la síntesis de una proteína estructural o reguladora.

Mutación.- Es cualquier cambio que pueda sufrir la secuencia de bases del ADN en toda su extensión.

6.1 Tipos de efectos de la radiación

6.1.1 Según el tipo de interacción

Según el tipo de interacción de la radiación con las moléculas blanco (principalmente ADN) tenemos:

Efectos directos.- Es cuando actúa directamente sobre las moléculas blanco, causando eventos de ionización y excitación molecular.

Efectos indirectos.- Es cuando actúa sobre las moléculas del agua (radiólisis), dando lugar a iones y radicales libres -moléculas intermediarias- que interactúan posteriormente con las moléculas blanco. En este tipo de reacciones se produce, por ejemplo, peróxido de hidrógeno, que tiene una relativa estabilidad y es un poderoso agente oxidante.

6.1.2 Según el tipo de célula

Según el tipo de célula que afecta, tenemos:

¹Los autores de este capítulo son: - Oscar Acosta Conchucos, Bach. Biología, Ysabel Cano Alegre, Bach. Biología, Marco E. Espinoza Zevallos, Biólogo del Centro Nuclear, 03 de marzo de 1998

Efectos en células somáticas.- Es cuando afectan a las células que forman parte de los diferentes tejidos del cuerpo, excepto los tejidos reproductores. Pueden inducir cáncer y cambios fisiológicos y estructurales.

Efectos en células germinales.- Llamados también efectos genéticos o hereditarios. Es cuando afectan a las células germinales -y sus precursores- de los tejidos reproductores, llamados también gametos (ovocitos y espermatozoides). Cualquier mutación que sufran estas células y que no comprometan su viabilidad, puede ser transmitida de una generación a otra, y también provocar esterilidad parcial y total.

6.1.3 Según el período de latencia

El período de latencia es muy importante para la radioprotección, por lo que los efectos son clasificados en:

Efectos probabilísticos, estocásticos, tardíos o a largo plazo

Estos se caracterizan porque su ocurrencia está en función de la dosis absorbida y sus causas no son identificadas inequívocamente. En este caso, no existe una dosis umbral o valor mínimo de dosis. La probabilidad de ocurrencia del efecto es proporcional a la dosis recibida (ver Fig. ??). Entre los efectos biológicos estocásticos de la radiación tenemos el cáncer y los efectos hereditarios. Ante la generación de cáncer no se puede decir con certeza que éste fue ocasionado por la radiación, pero si se puede estimar la probabilidad de que ese cáncer haya sido producido por la radiación a cierta dosis.

El cáncer o el cambio hereditario puede iniciarse con la modificación de la información genética de la célula, por alteración de genes específicos. Estos efectos pueden presentarse por una simple sobreexposición alta o por una exposición baja continua durante largo tiempo. Esta puede ser por irradiación externa o por inhalación o ingestión de un radioisótopo, el que es procesado por el cuerpo de acuerdo a su comportamiento químico, pudiendo alojarse en ciertos órganos o tejidos.

Cáncer.- Entre los efectos tardíos se tiene el cáncer que frecuentemente ataca el sistema hemopático, tiroides, hueso y piel. El tumor puede aparecer unos 5 a 20 años después de la sobreexposición.

Los datos para casos de bajas dosis no son concluyentes, por ello se extrapola los datos obtenidos con dosis altas. Existe un modelo de Umbral Cero, que sugiere que en un millón de personas que han recibido una dosis de 10 milisievert, se observa 125 casos más que lo normal (206,000 muertes) en decesos por cáncer.

Leucemia.- Entre los médicos y radiólogos que han usado rayos X se observa una mayor proporción de casos de leucemia en comparación con los que no lo han utilizado. Además se presentan casos de leucemia entre pacientes que han recibido tratamiento de rayos X para algunos tipos de reumatismo, no estando claro que exista un umbral para la leucemia. En Hiroshima se observó que en personas expuestas a una dosis entre 0,2 y 0,4 Gy se presentaron casos de leucemia. En Nagasaki no se vió incidencia de leucemia en irradiados con menos de 1 Gy. Esta diferencia se atribuye a la dosis neutrónica en Hiroshima, la que fue casi nula en Nagasaki.

Los humanos, durante el desarrollo fetal, son 10 veces más sensibles que los recién nacidos. En todo caso, los estudios con bajas dosis no son concluyentes y se estima que éstas son poco eficientes en inducir leucemia.

Cáncer Oseo.- Varias jóvenes que trabajaron pintando líneas luminosas en base a un compuesto de radio con cristales de ZnS, en los años 1920, murieron de anemia y con degeneración de los huesos mandibulares, ya que utilizaban los labios para darle forma fina a la punta del pincel. Lo mismo ocurrió con pacientes que fueron inyectados con radio para fines terapéuticos, pues se demostró que éste era retenido por los huesos. Cantidades significativas de radio fueron encontradas en los huesos de las víctimas 25 a 35 años más tarde. El estroncio radioactivo, el bario y el radio tienen un metabolismo

similar al calcio, por lo que se integran a la estructura ósea. Los productos de fisión Ce-144 y Pr-144 también se acumulan en el hueso, teniendo comportamiento similar al plutonio. Los radioisótopos que se acumulan en los huesos pueden dañar los tejidos hematopoyéticos de la región medular. Los animales inyectados con estas sustancias en cantidades suficientes terminan presentando el cuadro canceroso.

Cáncer Pulmonar.- En minas de pechblenda, a partir del radio se genera el radón, que es radiactivo. Por otro lado, el radón decae en otros productos radioactivos. En consecuencia, los mineros aspiran estas sustancias radiactivas. En dos minas europeas, con una concentración de radón en el aire $1 \times 10^5 Bq/m^3$, se ha generado un alto porcentaje de casos de cáncer al pulmón en los mineros 15 años después que comenzaron a trabajar. Experimentos con ratones mostraron definitivamente que el radón inhalado producía cáncer al pulmón. La deposición de otras sustancias radiactivas también produce cáncer.

Efectos determinísticos, no estocásticos, agudo o a corto plazo

Los efectos determinísticos tienen tres características. En primer lugar, los efectos se presentan a partir de una dosis mínima (dosis umbral) que para una exposición de cuerpo entero el umbral es de aproximadamente 500 mSv y en un corto período de latencia. En segundo lugar, la severidad o gravedad del efecto aumenta a partir de la dosis umbral. Finalmente, se establece una relación clara entre el agente causante y el efecto. Ver Fig. ???. Si con una determinada dosis, el 50% de las personas irradiadas mueren después de 40 días, se le define entonces como la dosis LD-50/40. Estos efectos dan lugar a lo que denominamos síndromes agudos que pueden ser hemopáticos, gastrointestinales y del sistema nervioso central, que generalmente se manifiestan en náuseas, malestar y fatiga, fiebre y cambios en la sangre, radiodermatitis, cataratas, ceguera, esterilidad parcial y total, daños a órganos nobles (intestinos, hígado, bazo, huesos, páncreas, tiroides).

Generalmente, los cambios sanguíneos se producen a partir de dosis entre los 250 - 500 mGy. Las células presentes en la sangre son los glóbulos rojos (eritrocitos o hematíes), los glóbulos blancos (leucocitos) y las plaquetas (trombocitos). Los eritrocitos se encuentran en un número de $5 \times 10^6 mm^{-3}$, teniendo la función de llevar oxígeno de los pulmones a las células y transportar el CO_2 de las células a los pulmones para ser expulsado; son células sin núcleo. Los leucocitos se encuentran en un número de $7000 mm^{-3}$, defienden al cuerpo contra las infecciones y pueden ser granulocitos (basófilos, acidófilos o eosinófilos, neutrófilos y monocitos) y agranulocitos (linfocitos). Las plaquetas se encuentran en un número de 200,000 a 400,000 mm^{-3} , tienen la función de participar en la coagulación sanguínea.

Una dosis elevada produce durante un día un aumento transitorio de los granulocitos (leucopenia), seguida de la disminución que llega a su mínimo (leucocitosis) en varias semanas y recupera su nivel en varias semanas o meses. En cambio los glóbulos rojos se mantienen inalterables hasta una semana después de la exposición, disminuyen hasta un mínimo en uno o dos meses y se recuperan en unas semanas. Las plaquetas disminuyen durante un mes y se recuperan en varios meses. Para dosis de 3 a 4 Gy aparecen efectos hemopáticos, caracterizados por depresión de la médula ósea, náuseas, vómitos, malestar y fatiga. Entre la segunda y tercera semana se pierde el cabello, en uno o dos meses el irradiado muere.

Con una dosis de 8 Gy, se produce el síndrome gastrointestinal, abruptamente aparecen los efectos hemopáticos, con náuseas, diarrea y vómitos inmediatos seguidos de muerte en una o dos semanas. Con una dosis mayor de 15 Gy se producen daños del sistema nervioso central y de otros órganos. El irradiado pierde el conocimiento y muere en horas o días a consecuencia de edema cerebral.

La radiación también afecta la piel, una exposición de 77 mC/kg de rayos X de baja energía produce eritemas. Mayores dosis generan pigmentación, depilaciones, necrosis y ulceración.

Los órganos reproductores son particularmente sensibles. Aún a dosis tan bajas como 0.5 Gy a

los testículos, se compromete su funcionabilidad, pudiendo producirse la esterilidad permanente, en adultos, con dosis entre 3 y 5 Gy . En las mujeres la irradiación sobre los ovarios puede producir esterilidad temporal a una dosis de 0.6 a 4 Gy. La esterilidad permanente se produciría con dosis de 2.5 a 10 Gy (dosis única) o con una dosis de 6 Gy (dosis fraccionada).

A nivel cromosómico se pueden producir alteraciones estructurales producidas específicamente por las radiaciones como son los cromosomas dicéntricos, siendo su estudio y análisis la base o el fundamento de la dosimetría biológica. Estas alteraciones generalmente incapacitan a las células para reproducirse.

6.2 Estimación de riesgos

En el campo de los riesgos radiológicos potenciales se consideran los riesgos estimados y los riesgos reales. Para bajas dosis, los riesgos son deducidos estudiando poblaciones numerosas. En 1980, el Comité de la Academia Nacional de Ciencias sobre los efectos en Poblaciones de Exposiciones a Bajo Nivel de Radiación Ionizante publicó un informe conocido como BEIR Biological Effects on Populations of Exposure to Low-Levels of Ionizing Radiation III. En este, los miembros del comité se muestran de acuerdo en establecer la relación de las dosis con respecto a los efectos que pueden causar, como por ejemplo el cáncer y que no existía una evidencia directa para demostrar los efectos genéticos en el hombre. Los datos para este análisis fueron obtenidos de los irradiados en Hiroshima y Nagasaki, personas irradiadas con fines terapéuticos y personas ocupacionalmente expuestas.

Los riesgos genéticos han sido estimados a partir de experimentos en animales. Un primer método es el llamado de la *dosis dobladora*, que es la dosis a la cuál se duplica la tasa de mutaciones espontáneas en una población. El otro método es el llamado *directo* , según el cual, la frecuencia de mutaciones producidas por las radiaciones ionizantes en animales de experimentación puede ser extrapolada al hombre como una forma de estimar riesgo genético expresado en el número de afectados por cada millón de nacimientos durante la primera generación.

6.3 Estimación de dosis

Como hemos señalado, la dosis absorbida es la magnitud física definida por $D = dE/dm$, donde dE es la energía media impartida a la materia presente en un determinado volumen y dm es la masa presente en este volumen.

La unidad antigua es el Rad (Radiation adsorbed dose) que equivale a 100 erg/gr. En el S.I. la unidad es el Gray (Gy) = 1 joule/kg . El factor de conversión es 1 Gy = 100 Rad.

La dosis absorbida por el cuerpo puede ser estimada por dosimetría biológica (análisis cromosómico y otros).

Por otro lado, la dosis equivalente $H_{T,R}$ es la dosis absorbida en un órgano o tejido multiplicada por el Factor de ponderación de la radiación W_R (Valor promedio que tiene en cuenta el riesgo relativo de los diferentes tipos de radiación para la salud, ya que cada uno tiene un efecto diferente en los tejidos u órganos). Sintetiza factores físicos y biológicos. Por ello es conveniente definir

$$H_{T,R} = W_R \times D_{T,R}, \quad (6.1)$$

donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida en el tejido.

La unidad antigua de la dosis equivalente es el Rem (Rad equivalent in man). En el S.I., la unidad es el Sievert (Sv) = 1 joule/kg. El factor de conversión es 1 Sv = 100 Rem

De acuerdo a la fórmula antigua,

$$H = D \times QF \times N, \quad (6.2)$$

donde D es la dosis absorbida, QF es el factor de Calidad de las radiaciones, N son las condiciones de irradiación, con un valor aproximado a 1

Para expresar las diferencias en eficacia biológica de los diferentes tipos de radiación teniendo como patrón de referencia a los rayos X, se acuñaron los términos Factor de Calidad (QF), ahora llamado W_R y que sólo se utiliza en el área de la Protección Radiológica, y Eficacia Biológica Relativa RBE , utilizada en Radiobiología para estimar el efecto en la materia viva.

Como ejemplo consideremos el tejido ojos, que recibe una dosis de 0,2 Gy de rayos X. Dado que el factor de calidad W_R de los rayos X es 1, la dosis equivalente es 0,2 Sv.

Supongamos que la radiación es neutrones con energía menores a 10 keV. Entonces como $W_R = 5$ para estos neutrones, la dosis equivalente será $5 \times 0,2 = 1,0$ Sv. (Los valores de W_R se encuentran en tablas anexas al Reglamento de Protección Radiológica).

Lo anterior quiere decir que para iguales dosis absorbidas en los ojos, los neutrones provocan un mayor daño que los rayos X.

De todos los estudios y datos obtenidos se desprende que la radiación alfa es más dañina que las radiaciones beta y gamma.

La dosis Dosis efectiva, de acuerdo a la fórmula (??) es la sumatoria de las dosis equivalentes en tejido, multiplicado cada una por el factor de ponderación del tejido W_T (valor promedio que tiene en cuenta la diferente sensibilidad de los diversos órganos o tejidos en cuanto a efectos estocásticos de la radiación). La unidad es el Sv.

Tomemos el ejemplo de la irradiación del cuerpo con 0,2 Gy de rayos gamma, donde $W_\gamma = 1$.

Para el cálculo de dosis equivalentes se tiene $H_{T,R} = W_R \times D_{T,R}$. Entonces .

$$\begin{aligned} H_{\text{piel}} &= 1 \times 0,2 = 0,2 \text{ Sv}, \\ H_{\text{pulmón}} &= 1 \times 0,2 = 0,2 \text{ Sv} \quad y \\ H_{\text{hígado}} &= 1 \times 0,2 = 0,2 \text{ Sv}. \end{aligned} \quad (6.3)$$

Ahora $W_T \times H_T$.

$$\begin{aligned} W_{\text{piel}} \times H_{\text{piel}} &= 0,01 \times 0,2 = 0,002 \text{ Sv} \\ W_{\text{pulmón}} \times H_{\text{pulmón}} &= 0,12 \times 0,2 = 0,024 \text{ Sv} \\ W_{\text{hígado}} \times H_{\text{hígado}} &= 0,05 \times 0,2 = 0,01 \text{ Sv} \end{aligned} \quad (6.4)$$

Entonces,

$$E = \sum W_T \times H_T = 0,002 + 0,024 + 0,010 = 0,036 \text{ Sv}. \quad (6.5)$$

Cabe mencionar que los valores de W_T se encuentran en tablas anexas al Reglamento de Protección Radiológica.

De las fuentes naturales de radioactividad (fondo natural) se recibe dosis entre 1 y 2 m Sv por año.

Es importante notar los cambios que han tenido los límites de dosis conforme han ido desarrollándose los estudios en el campo. Por ejemplo, para el público en general se recomendaba un límite

de 5 mSv (0,5 Rem) por año, ahora se establece el límite en 1 mSv por año; para personal ocupacionalmente expuesto se recomendaba un límite de 50 mSv (5 Rem) por año, ahora se establece el límite en 20 mSv por año promediado en cinco años o 50 mSv por año sin exceder de 100 mSv en cinco años.

Las explosiones de Hiroshima y Nagasaki tuvieron víctimas, las que fueron -y siguen siendo- estudiadas con detenimiento, lográndose acumular conocimientos importantes sobre los efectos de la radiación en los seres humanos.

Figure 6.1: Curva de probabilidad de ocurrencia de efectos estocásticos de dosis de radiación recibida

Figure 6.2: Curva de severidad de efectos determinísticos en función de dosis recibida.

Chapter 7

Producción de rayos X

Los rayos X fueron descubiertos por Wilhelm Röntgen en 1895, cuando estudiaba los rayos catódicos (chorros de electrones acelerados por una diferencia de potencial) en un tubo de descarga a gas. Röntgen observó que era posible detectar la radiación -la que llamó rayos X- fuera del tubo. La radiación atravesaba materiales opacos, producía fluorescencia, afectaba una placa fotográfica y ionizaba un gas. Una de las primeras aplicaciones fue la radiografía para usos médicos.

A partir de ese descubrimiento, los rayos X fueron ampliamente estudiados, lográndose determinar sus propiedades físicas que vamos a resumir en los siguientes párrafos antes de explicarlas con mayor detalle.

Los rayos X son ondas electromagnéticas muy penetrantes.

Los rayos X son heterogéneos (diversas longitudes de onda) y polienergéticos (diversas energías).

Los rayos X viajan en línea recta y en velocidad de la luz. Divergen de la fuente de donde salen en todas direcciones. Por esta divergencia se requiere blindaje para el tubo.

Contrario a lo que sucede con la luz, los rayos X no puede ser focalizados por una lente. Son electricamente neutros.

Producen radiación secundaria y dispersada cuando interactúa con la materia, provocando una dosis sobre los operadores.

Provocan fluorescencia o luminiscencia en cristales. Esta propiedad se aplica en pantallas fluorescentes.

Afectan las películas fotográficas, permitiendo obtener imágenes y usar badges de dosimetría.

Ionizan un gas, permitiendo su detección. Este hecho se usa también para control automático de exposición.

La radiación ataca las células biológicas por lo que se requiere que los tecnólogos radiológicos tengan una sólida base de protección radiológica.

Las mencionadas propiedades de los rayos X permiten las siguientes aplicaciones: radiografía, fluoroscopia (o radiografía en movimiento, tomografía, mamografía, radiografía digital (donde se usa las computadoras para procesar la imagen) y la tomografía computadorizada.

7.1 El tubo de rayos X

Los rayos X son producidos en el tubo de rayos X, el que está constituido por un tubo de vidrio con alto vacío. Ver Fig. ???. En un extremo se coloca el electrodo negativo (cátodo) y en el otro extremo el electrodo positivo (ánodo). El cátodo es de tungsteno, el que a temperaturas elevadas emite electrones, mediante el proceso denominado emisión termoiónica. El ánodo está constituido por una gruesa barra de cobre al extremo de la cual se coloca un blanco de tungsteno.

Cuando se aplica un alto voltaje entre el ánodo y el cátodo, los electrones son acelerados alcanzando altas velocidades, chocando entonces contra el blanco. Los rayos X son producidas por abrupta desaceleración de los electrones al pasar por las cercanías del núcleo de tungsteno. Los rayos X salen por una ventana de vidrio delgado en el tubo. La ventana puede ser hecha de materiales que filtren menos los rayos X.

El tungsteno es escogido como blanco porque tiene alto número atómico ($Z = 74$) -facilitando la producción de rayos X- y una alta temperatura de fundición (3370 C), para resistir el bombardeo de electrones.

El calor emitido por el tungsteno es evacuado a través de la barra de cobre, el que es refrigerado con aceite, agua o aire. Para evitar un sobrecalentamiento, algunas veces se usa blancos rotatorios. El tubo es rodeado por aceite para absorber el calor y para aislarlo del alto voltaje.

La estructura completa del ánodo debe evitar que los electrones choquen contra otros componentes del tubo que no sean el blanco. Para ello se usan blindajes de tungsteno y cobre. El cobre absorbe los electrones secundarios producidos sobre el blanco por bombardeo con electrones; y el tungsteno absorbe rayos X que se producen en el cobre.

Para tener una buena calidad de imagen es necesario de que el área del blanco -llamada *área focal*- sea la más pequeña posible. Esta condición es contraria a la que se plantea para no tener altas temperaturas en una región muy pequeña del blanco.

Una forma de disminuir el área aparente del blanco es montándolo inclinado respecto a los rayos electrónicos. Ver Fig. ???. En radiodiagnóstico se usa áreas focales que van desde $0,1 \times 0,1$ a 2×2 mm².

Por otro lado, como los rayos X se producen a varias profundidades en el blanco, las atenuaciones son diversas. Esta variación es compensada usando filtros diferenciales para mejorar la uniformidad del haz.

El cátodo está formado por un filamento -generalmente de tungsteno, por su alto punto de fusión-, un circuito que proporciona corriente y una taza cargada negativamente. En el caso de un equipo de radiodiagnóstico, se usa un filamento adicional -de menor tamaño- para lograr una mayor focalización.

7.2 Circuito de rayos X

Esquemáticamente, el circuito de rayos X está constituido por el alto voltaje -usado para acelerar los electrones- y el bajo voltaje -para calentar el filamento. Ver Fig. ???.

El voltaje en el filamento (alrededor de 10V) le proporciona una corriente de unos 6A, con lo que se controla la emisión electrónica. Esta es muy sensible al voltaje, por lo que debe usarse un transformador que estabilice el voltaje. La emisión electrónica controla la corriente en el tubo y por lo tanto la intensidad de los rayos X.

El alto voltaje es obtenido por un sistema compuesto de un autotransformador con salidas a diversos voltajes (ajustable con un reóstato), las que van al primario del transformador, cuyo secundario es aplicado entre el ánodo y el cátodo. El voltaje que se aplica al tubo es medido con un voltímetro colocado en el primario del transformador, pero calibrado para dar el voltaje del secundario.

La corriente en el tubo puede ser medida con un miliamperímetro colocado en el punto medio del secundario del transformador, el que es conectado a tierra.

El voltaje alterno aplicado al tubo de rayos X está caracterizado por el voltaje pico y la frecuencia es de 60 ciclos por segundo. Como el voltaje es expresado como la media cuadrática, si el voltaje es 220 V, el voltaje pico será 311 V ($\sqrt{2} \times 220$ V). De modo que si alto voltaje es obtenido con un transformador de relación de $\sqrt{500}:1$; el pico resultante aplicada a los rayos X será $200\sqrt{2} \times 500 = 155,564V = 156.6$ kV.

Debido al uso de corriente alterna, el voltaje acelera los electrones sólo la mitad del ciclo. Esto se debe a que los electrones se emiten en el cátodo y sólo pueden ser dirigidos al ánodo cuando éste sea positivo. Este sistema es llamado autorrectificado.

7.3 Rectificación de voltaje

El inconveniente del sistema autorrectificado es que el filamento sigue calentando y emitiendo electrones. Estos electrones partirán del ánodo y bombardeará el filamento cátodo, produciendo su deterioro. Para resolver este problema se usa un rectificador externo, el que sólo dejará pasar la corriente cuando el ánodo sea positivo. De esa forma se obtendrá una rectificación de media onda. Ver Fig. ??.

También se puede usar rectificadores de onda completa, de modo que el cátodo sea positivo y el ánodo sea siempre positivo. Para ello se usan cuatro rectificadores en la parte del alto voltaje. Ver Fig. ?. La corriente fluye a través del tubo por la trayectoria ABCDEFGH cuando el el transformador cuando A es negativo y por la trayectoria HGCDEFBA cuando A es positivo. Así los electrones fluyen fluyen del filamento al blanco durante ambos medio ciclos.

Además de la rectificación se puede usar condensadores suavizadores para lograr un voltaje aproximadamente constante. Esta técnica se usa para máquinas de rayos X destinadas a la terapia, en la que se requiere mayor intensidad de rayos X.

7.4 Rayos X de Bremsstrahlung

La radiación Bremsstrahlung (radiación de frenado) se produce cuando una carga que viaja a gran velocidad es desviada abruptamente. En el caso de los rayos X, éstos se producen cuando los electrones que vienen del cátodo son desviados por el campo eléctrico de los núcleos del tungsteno del ánodo. Ver Fig. ??.

Como los electrones pasan a distancias diversas respecto a los núcleos y pueden ser desviados por más de un núcleo, los valores de la energía de los rayos X van desde cero hasta la energía inicial del electrón.

Asimismo, la dirección de los rayos X de Bremsstrahlung depende de la energía de los electrones. Para valores menores que 100 keV, los rayos X son emitidos en todas direcciones. Para valores mayores de energía de los electrones, los rayos X se emiten preferencialmente en la dirección de los electrones. Ver Fig. ?. Por esta razón, los tubos de rayos X de megavoltios usan el método de transmisión. Se trata de aceleradores que bombardean el blanco de un lado y los rayos X salen por el otro. Para tubos de bajo voltaje los rayos salen a 90° respecto a la dirección de los electrones. Los electrones que atraviesan un material pierden energía por cada átomo con el que interactúan proporcionalmente al cuadrado de su número atómico (Z^2). La razón de energía emitida en los rayos X a la energía depositada por los electrones -llamada eficiencia- está dada por la relación:

$$\text{Eficiencia} = 9 \times 10^{-10} ZV, \quad (7.1)$$

donde V es el voltaje del tubo en voltios.

7.5 Rayos X característicos

Los electrones que ingresan al blanco con energía E_0 expulsan electrones que se encuentran en las capas K, L, M y N. De esa forma dejan capas sin electrones. Si es que el nivel desocupado es el K, electrones de niveles superiores, por ejemplo L, ocupan su lugar originando un rayo X con energía $h\nu = E_K - E_L$,

donde E_K y E_L son los valores de energía de los electrones en la capa K y L, respectivamente. Ver Fig. ??.

Para expulsar un electrón de su capa es necesario una energía mínima, igual al valor absoluto de la energía correspondiente a esa capa. (recordemos que los electrones en el átomo tiene valores negativos y discretos.) Por esa razón existe un valor umbral para expulsar electrones de cada capa.

7.6 Espectro de energía de los rayos X

Como los electrones que ingresan al blanco pueden ser desviados por los núcleos o pueden expulsar electrones de sus capas, los rayos X resultantes son tanto de tipo Bremsstrahlung como característicos. Entonces, el espectro es continuo al que se superponen picos correspondientes a los rayos X característicos.

Suponiendo que no hay filtración, el espectro calculado de energía obedece la ecuación de Kramer¹:

$$I_E = KZ(E_m - E), \quad (7.2)$$

donde I_E es la intensidad de fotones con E , Z es número atómico del blanco, E_m es la energía máxima del fotón (que puede ser igual a la energía del electrón incidente), y K es una constante. Debe notarse, sin embargo, que los fotones con el valor máximo de energía (E_m) tiene una intensidad nula.

El espectro real en el tubo de rayos X es producto de la filtración de los rayos inherente al blanco, en las paredes del tubo y en la ventana de berilio. La filtración inherente es equivalente a entre 0,5 y 1,0 mm de aluminio. Filtración adicional, fuera del tubo, produce modificación adicional al espectro.

La filtración afecta principalmente a los rayos de baja energía, por lo que este efecto es usado para *endurecer* los rayos X, es decir para lograr un espectro que favorezca los valores elevados de energía, y por lo tanto con mayor penetrabilidad.

Los filtros *endurecen* los rayos X, pero disminuyen su intensidad. Por esa razón, para producir rayos X con mayor energía a una intensidad razonable se combina la filtración con el aumento del voltaje que se aplica al tubo.

Como vemos, la forma del espectro es el resultado de múltiples interacciones de los rayos X con los filtros y el voltaje. Como una regla muy aproximada puede señalarse que el valor medio de la energía de los rayos X es un tercio del valor máximo.

Los rayos X de una máquina pueden ser caracterizados por la exposición, la que depende linealmente de la corriente del tubo pero es mucho más sensible a la corriente en el filamento. Por otro lado, la exposición de los rayos X varía aproximadamente como el cuadrado del kilovoltaje.

7.7 Fluoroscopia

La fluoroscopia sirve para realizar imagenería en movimiento. Esta técnica sirve, por ejemplo, exámenes gastrointestinal superior, enemas de bario, angiografía y caterización cardiaca.

En la fluoroscopia se usa una pantalla fluorescente, la que emite luz en el punto donde llega un rayo X. La fluoroscopia usa miliamperajes menores que la radiografía convencional (1 a 3 mA) y un kilovoltaje de 90 a 120 kV.

En la televisión se usa pantallas fluoroscópicas. La resolución es entre 1 y 2 pares de líneas por milímetro (lp/mm). Las películas radiográficas pueden dar 9 lp/mm. En fluoroscopia, el contraste, la nitidez y el ruido estan relacionados, como también en imágenes radiográficas están relacionadas con la dosis de radiación.

¹Kramers, H.A., *On the theory of x-ray absorption and the continuous x-ray spectrum*, Phil Mag 1923.

Intensificador de imagen.- Actualmente se usan intensificadores de brillo de la imagen. La ganancia total de brillo es el producto de la (ganancia debido a la disminución del tamaño de la imagen (ganancia de minificación) y la ganancia de flujo. Con una pantalla de 7 pulgadas y una pantalla de salida de 1 pulgada se tiene una ganancia de minificación de 49. La ganancia de flujo puede ser de 100 por lo que la ganancia total sería 4900. Actualmente existen ganancias de intensificadores entre 5 000 y 20 000.

El proceso de intensificación de imágenes tiene varios pasos: Después de pasar por el paciente, el haz atenuado atraviesa el vidrio frontal del intensificador, incidiendo sobre el fósforo. Los cristales de yoduro de cesio emite luz proporcional a la intensidad del haz.

Los fotones de luz inciden sobre el fotocátodo, el que emite electrones proporcionalmente a la luz emitida.

Los lentes electrostáticos, acelera e invierten los chorros electrónicos.

El ánodo atrae a los electrones.

La pantalla de salida convierte los electrones en fotones de luz.

La intensificación de la imagen mejora la calidad de la imagen y por lo tanto aumenta la eficacia del diagnóstico, manteniendo bajos niveles de riesgo.

Figure 7.1: Esquema de un tubo de rayos X para terapia.

Figure 7.2: Principio del *enfoque*. El lado A de la mancha focal real - que hace el ángulo θ con la perpendicular al haz de electrones- es reducida a una mancha focal aparente a .

Figure 7.3: Diagrama simplificado del circuito de una máquina de rayos X autorrectificada.

Figure 7.4: Variación en función del tiempo del voltaje, el kilovoltaje del tubo, la corriente de tubo y la intensidad de rayos X para autorectificación y media rectificación. Se muestra el circuito rectificador con la dirección de la corriente, la que es opuesta al flujo de electrones.

Figure 7.5: Variación en función del tiempo del voltaje, el kilovoltaje del tubo, la corriente de tubo y la intensidad de rayos X para rectificación completa. Se muestra el circuito rectificador con la dirección de la corriente, la que es opuesta al flujo de electrones.

Figure 7.6: Cuando un electrón es desviado por un núcleo se emite radiación Bremsstrahlung.

Figure 7.7: Mientras mayor sea la energía de los electrones, mayor será el direccionamiento de los rayos X.

Figure 7.8: Cuando un electrón ingresa al átomo, expulsa un electrón de su órbita, la que luego es ocupada por electrones de mayor nivel energético.

Chapter 8

Protección radiológica en radiodiagnóstico

8.1 Principios de protección radiológica

El objetivo de la protección radiológica tiene que ver con la protección de las personas en forma independiente, así y de la humanidad en su conjunto, de los riesgos relacionados con el uso de las fuentes de radiación ionizantes y los equipos necesarios para sus aplicaciones. Para ello se establecen procedimientos y normas para proteger a los usuarios y público en general de las radiaciones ionizantes.

En tal sentido es útil la definición de la dosis colectiva como el producto de la dosis promedio que reciben la personas por el número de personas.

Los principios básicos de la protección radiológica son la justificación, la optimización y el de limitación.

El principio de justificación se refiere ninguna práctica de irradiación debe ser realizada a menos que ello signifique beneficio para los pacientes expuestos o para la sociedad, para compensar el detrimento, o daño, que causa la radiación. El beneficio debe ser mayor que el daño para justificar una irradiación.

El principio de la optimización se refiere a la selección del procedimiento óptimo, es decir aquel que signifique la menor dosis recibida. El valor de las dosis individuales y el número de las personas expuestas y la probabilidad de ocurrencia de exposiciones debe ser mantenida tan baja como razonablemente sea posible. En la determinación de ese nivel tan bajo como sea posible debe considerar las condiciones económicas y sociales. Por ejemplo, el blindaje de protección debe calcularse de acuerdo al riesgo y las posibilidades económicas del centro. No podríamos exagerar poniendo por ejemplo cinco metro de plomo de blindaje en una facilidad de rayos X. Ello se logra estableciendo límites en las dosis de los individuos o en el riesgo de exposiciones potenciales, evitando las innecesarias.

El principio de limitación se refiere a que ninguna práctica de irradiación deberá realizarse si se va a sobrepasar los límites establecidos por la Autoridad Nacional. En el Perú la Autoridad es el Instituto Peruano de Energía Nuclear.

Otro objetivo de la protección radiológica está relacionada con los efectos determinísticos y no determinísticos, que se han tratado en el capítulo 6. La protección radiológica sólo puede reducir la probabilidad de los efectos no determinísticos. En el caso de los efectos determinísticos se trata de evitar llegar al umbral a partir del cual se dan esos efectos. Para ellos se dan límites de dosis efectiva.

La protección radiológica se da para los individuos, los que pueden ser clasificados en personal ocupacionalmente expuesto -el que conscientemente y por motivos de trabajo se exponen a la radiación- y público -el que no recibe beneficio directo. En el caso de radiodiagnóstico, el paciente es considerado como el individuo que recibe un beneficio directo de la irradiación.

En la práctica deberá evaluarse la justificación de la irradiación. El médico deberá considerar otros métodos de diagnóstico y tomar en última opción aquella que signifique irradiación. Asimismo, deberá buscar el procedimiento que minimice la dosis y obtener una buena imagen. No se puede bajar la dosis que signifique una imagen de mala calidad, porque finalmente conlleva la toma de otra placa que incrementa innecesariamente la dosis que recibe el paciente.

El principio de limitación no existe para los pacientes. Actualmente se han establecido niveles de referencia que depende de cada tipo de exámenes.

Para la protección del ser humano en diagnóstico con rayos X se toma en cuenta que debe irradiarse lo mínimo posible para lograr los objetivos del proceso. En este capítulo se verá algunos aspectos que deben observarse para llegar a ese objetivo. Pero antes de ello vamos a mencionar los límites de dosis que establece el Reglamento de Seguridad Radiológica (Decreto Ley 21875 del 29 de mayo).

Personal ocupacionalmente expuesto.- La dosis de los trabajadores ocupacionalmente expuesto deben limitarse de modo que no excedan:

20 mSv de dosis efectiva en un año, como promedio, en un período de 5 años consecutivos.

50 mSv de dosis efectiva en un año, siempre que no sobrepase 100 mSv en 5 años consecutivos.

150 mSv de dosis equivalente en un año, en el cristalino.

500 mSv de dosis equivalente en un año, para piel y extremidades.

Para personal que trabaja en radiodiagnóstico, en la sala de control, la medición de la dosis se realiza con un dosímetro de cuerpo entero. Si se trabaja en radiología intervencionista o con fluoroscopia se deberá usar dosimetría de cristalino, por lo menos para descartar una actividad continua. El personal que manipula fuentes deberá usar dosímetro en la muñeca y el personal de medicina nuclear deberá usar dosímetro en los dedos. La forma dependerá entonces de la actividad.

Aprendices y estudiantes.- Para aprendices de 16 a 18 años en situación de capacitación para trabajar con radiaciones y de estudiantes de 16 a 18 años que utilicen radiaciones en el curso de su formación, los límites de dosis son:

Una dosis efectiva de 6 mSv en un año.

Una dosis equivalente al cristalino de 50 mSv en un año.

Público.- La exposición al público como consecuencia de las prácticas no debe exceder de:

una dosis efectiva de 6 mSv por año,

una dosis equivalente al cristalino de 15 mSv en un año,

una dosis equivalente a la piel de 50 mSv por año.

Asistentes voluntarios.- La exposición de personas que prestan asistencia voluntaria a pacientes, no como parte de su empleo u ocupación, debe restringirse de modo que sea improbable que su dosis exceda 5 mSv durante el período que abarque el examen diagnóstico o tratamiento de cada paciente.

Niños.- La dosis en niños que visiten pacientes que han incorporado sustancias radiactivas debe restringirse a menos de 1 Sv, durante el período de diagnóstico o tratamiento del paciente.

Los límites de dosis especificados en esta sección se aplican a la sumada las dosis por exposición externa a radiación penetrante y por incorporaciones en el mismo período.

Las dosis combinadas deben limitarse por la relación:

$$\frac{H_p(d)}{DL} + \sum_j \frac{I_{j,ing}}{I_{j,ing,L}} + \sum_j \frac{I_{j,inh}}{I_{j,inh,L}} \leq I, \quad (8.1)$$

donde $H_p(d)$ es la dosis equivalente causada por la radiación penetrante durante el año, DL es límite aplicable de dosis efectiva, $I_{j,inh,L}$ y $I_{j,ing,L}$ son los límites anuales de incorporación por inhalación o ingestión del radionuclido j , según lo establezca la Autoridad Nacional.

8.2 Parámetros básicos de protección

La minimización de la irradiación por una fuente externa sobre un cuerpo se obtiene, fundamentalmente, aumentando la distancia a la fuente, disminuyendo el tiempo de irradiación e interponiendo un blindaje ante la fuente. La forma más simple resulta la distancia, la que se puede lograr usando mecanismos de control a distancia. Los brazos mecánicos, por ejemplo, constituyen una forma de aumentar la distancia a la fuente que desea se manipular. El tiempo de irradiación depende del proceso y no siempre puede disminuirse fácilmente.

El blindaje es una forma efectiva de disminuir la irradiación, pero debe hacerse un balance entre el costo y beneficio para calcular la cantidad de blindaje.

En la radiodiagnóstico, debido a la naturaleza de la práctica están definidos los tiempos y las distancias. De modo que deberá evaluarse adecuadamente el blindaje, es decir la barrera de protección contra la radiación.

8.3 Blindaje contra rayos X

Cuando un haz monoenergético de rayos γ o X incide perpendicularmente sobre un material, la intensidad relativa de transmisión sin interacción está dada por la fórmula

$$I = I_0 e^{-\mu t}. \quad (8.2)$$

Si en lugar de haz se tiene la radiación dispersa, la intensidad medida después del material será mayor, debido a que se detectará también los rayos dispersados. Este caso es aplicable al cálculo de blindaje. De modo que la intensidad incrementada respecto al caso de haz de radiación y de geometría ideales será

$$I = BI_0 e^{-\mu t}, \quad (8.3)$$

donde B es llamado el factor de empilamiento ($B \geq 1$). Para un determinado material, espesor, energía de los γ y geometría de la fuente, B puede ser medido o calculado. Existen tablas de B para casos especiales, como por ejemplo de fotones monoenergéticos de una fuente puntual isotrópica.

Entre algunas definiciones prácticas se tiene la longitud de relajación, como el espesor de blindaje que reduce la intensidad a $1/e$ de la inicial. Por definición, entonces, la longitud de relajación es igual a $1/\mu$, es decir la trayectoria libre media.

A partir de un conjunto de valores de μ y B se calcula cantidades tales como dosis, exposición, kerma y fluencia de energía.

8.4 Blindaje en instalaciones de rayos X

Las barreras de protección contra los rayos X, dependiendo de la situación, estará constituida por plomo, concreto o mezcla de concreto con baritina.

Los rayos X son usados principalmente en diagnóstico, terapia y radiografía industrial. Los tubos de rayos X son rodeados de una cubierta de plomo con una apertura a través de la cual emerge el haz primario. Generalmente se usa filtros para dejar pasar sólo los fotones con energías penetrantes. Para diagnóstico médico, las cubiertas son calculadas de modo que a 1 metro de distancia, la tasa de fuga de exposición no sobrepase $0,1 \text{ R h}^{-1}$ en momentos en que se tenga la mayor intensidad de rayos X. En caso de máquinas para terapia, con un pico de potencial de tubo menor que 500 kV, se busca que esa tasa de exposición a un metro no sea mayor que 1 Rh^{-1} o 0,1 % de tasa útil de exposición a 1 metro del blanco cuando el tubo opera a su máximo de corriente y potencial.

Al blindaje de la fuente de rayos X, constituida por la cubierta, se añade el blindaje estructural. El blindaje primario es definido como el que absorbe los rayos útiles que pasan a través o al lado del paciente. El blindaje secundario es el que absorbe los rayos que no están en la dirección del haz útil, lo que comprende radiación de fuga o dispersada. Ver Fig. ??.

El blindaje es diseñado para que la dosis sobre una persona fuera de la habitación de rayos X sea limitada a 1mSv por semana en áreas controladas -por el operador- y de 0,1 mSv por semana en áreas no controladas -fuera de la jurisdicción de operador. Los diseños deben tomar en cuenta que los límites anuales de dosis es de 20 mSv para personas ocupacionalmente expuestas y de 1 mSv para no expuestas ocupacionalmente.

8.4.1 Barrera protectora primaria

En una protección radiológica en radiodiagnóstico debe considerarse la separación entre haz útil, radiación dispersada y radiación de fuga. La barrera primaria es la que separa el haz útil y la persona que se protege.

Según resultados experimentales, la intensidad del haz transmitido a través del blindaje depende principalmente del pico del voltage de operación (kVp) y es prácticamente independiente del filtro, el que es delgado en comparación con el filtro. Para un determinado kVp y en una determinada posición, la exposición de los fotones transmitidos es proporcional a la integral en el tiempo de la corriente del haz (dada generalmente en mA min).

En las figuras ?? y ?? y ?? se presentan las curvas de atenuación para el plomo y el concreto para un conjunto de kVp. La ordenada K da la exposición de la radiación atenuada en $RmA^{-1}min^{-1}$ a la distancia de 1 m. La abscisa representa el espesor del blindaje. Puede verse que con 2 mm de plomo, la exposición a un metro del blanco de una fuente de rayos X operando a 150 kVp es $10^{-3} RmA^{-1}min^{-1}$. Si la máquina opera con una corriente de haz de 200 mA por 90 s, es decir 300 mA min, entonces la exposición a 1 m será $300 \times 10^{-3} = 0.3 R$ con el blindaje de 2 mm de plomo. La exposición disminuye como la inversa del cuadrado de la distancia; por ejemplo la exposición por mA min a 2 m será $10^{-3}/2^2 = 2,5 \times 10^{-4} RmA^{-1}min^{-1}$.

Para el diseño del blindaje es útil conocer las curvas de atenuación de cada material y para diversos kVp del pico del potencial de operación. Las curvas de atenuación presentan K , la exposición de la radiación atenuada en $R mA^{-1}min^{-1}$ a la distancia de referencia de 1 m-, en función del espesor del material. Para la determinación de K dependerá considerarse otras cantidades las cuales mencionaremos en los siguientes párrafos.

La máxima tasa de exposición permisible (P , expresada en $R sem^{-1}$).

La carga de trabajo o semanal (W , es el producto del miliamperaje utilizado por el tiempo en minutos en períodos semanales, expresada entonces en $mA min sem^{-1}$) de la máquina. La carga de trabajo en radiología depende de la tensión, aproximadamente en tomografía X computarizada la carga de trabajo es $5\ 000 mA min^{-1}$ y el de mamografía es de $200 mA min^{-1}$. Los valores más precisos pueden ser calculados por los responsables del equipo. A mayor carga de trabajo será necesario mayor protección.

El factor de uso (U), o fracción de la carga de trabajo en el que el haz apunta a la barrera.

El factor de ocupación (T), o fracción del tiempo en que el área fuera de la barrera puede ser ocupada por una persona. El factor de ocupación está relacionado con las zonas que se desea proteger. Si no se tiene datos precisos, puede usarse como referencia los siguientes valores:

$T = 1$ para ocupación total -referidas a zonas de trabajo, como oficinas laboratorios, talleres, entre otros,

$T = 1/4$ para ocupación parcial, como los corredores, ascensores, entre otros,

y $T = 1/16$ para ocupación ocasional, como salas de espera, baños, entre otros.

La distancia, d , en metros del blanco del tubo al punto en consideración.
Tomando en cuenta estas cantidades, el valor de K será

$$K = \frac{Pd^2}{WUT}, \quad (8.4)$$

en $R \text{ mA}^{-1} \text{ min}^{-1}$ a 1 m.

Cuando se tiene una estructura de blindaje que debe aumentarse se usa capas de plomo. El cálculo correspondiente tiene en cuenta capas valores medios tanto de plomo como de concreto. Este cálculo es también aproximado. A medida que los rayos X van penetrando en el material, por efecto de filtro se van endureciendo.

Ejemplo

Una máquina de diagnóstico es operada a 125 kVp y 220 mA para un promedio de 90 s sem^{-1} . Calcular el espesor de la barrera protectora si solo se usaría plomo o concreto para proteger un área no controlada 4,6 metros del blanco del tubo. El haz útil es dirigido horizontalmente hacia la barrera 1/3 del tiempo y verticalmente hacia el suelo el resto del tiempo.

Solución

Para la sala no controlada, $P = 1,01 \text{ R sem}^{-1}$. La carga de trabajo es $220 \text{ mA} \times 1,5 \text{ min sem}^{-1} - 330 \text{ mA min sem}^{-1}$. El factor de uso es 1/3 y el factor de ocupación es $T = 1/4$. La ecuación da

$$K = \frac{0,01 \times 4,6^2}{330 \times 1/3 \times 1/4} = 7,61 \times 10^{-3} \text{ R mA}^{-1} \text{ min}^{-1} \text{ a 1 m}. \quad (8.5)$$

De la Fig. ?? encontramos que para 12 kVp, se requiere una espesor de plomo de 1,05 mm. De la ?? se calcula que la barrera de concreto deberá ser de aproximadamente 9 cm.

Debido principalmente al mayor coeficiente de atenuación por efecto fotoeléctrico para fotones de baja energía, el plomo es más efectivo para blindaje contra los rayos X de hasta aproximadamente 125 kVp. Para mayores valores de energía, la diferencia entre plomo y concreto disminuye. La atenuación por g cm^{-1} de rayos X por materiales de construcción es aproximadamente la misma que para el concreto (con densidad de $2,35 \text{ g cm}^{-3}$).

Para escoger el material de blindaje es necesario conocer la densidad de los materiales o la capa semireductora de rayos X -es decir, capas que reducen en factor 1/2 la radiación. El uso de capas semireductoras nos da un valor aproximado del blindaje. En las tablas ?? se muestra las densidades de algunos materiales comerciales. En la tabla ?? se presenta los espesores de las capas semireductoras del Pb y el concreto.

8.4.2 Barrera protectora secundaria

La barrera secundaria es aquella que se encuentra entre la radiación secundaria -es decir la radiación dispersada por el paciente, por la mesa u otros componentes de la facilidad, y la radiación de fuga- y la persona que se protege.

El cálculo de la barrera protectora secundaria enfrenta la dificultad de que la radiación -fuera de la línea del haz útil- puede tener variadas distribuciones y características. Por ello, el cálculo depende de cada caso concreto. Sin embargo se hace algunas suposiciones, como que la radiación dispersada y de escape son isotrópicas. El factor de uso es entonces la unidad ($U = 1$).

Fuga de radiación.- La radiación de fuga proviene del cabezal. Si el tubo opera t min por semana, en ausencia de blindaje estructural, será, en un área a una distancia de d metros, la exposición personal semanal en R será $YtT/60d^2$, donde T es el factor ocupacional e Y es el límite de exposición

permitida. Entonces, si P es la exposición personal máxima permitida, la reducción B para la fuga de intensidad de rayos X está dado por

$$B = \frac{60IPd^2}{YWT}. \quad (8.6)$$

Aquí, t ha sido expresado como $t = W/I$, donde W es la carga de trabajo en mA min sem^{-1} e I es la intensidad de corriente en mA .

El número de capas semireductoras (HVLs) para lograr el factor B

$$N = -\frac{\ln B}{\ln 2}. \quad (8.7)$$

Ejemplo Una máquina de terapia es instalada de acuerdo al diseño de la Fig. ?? en el lugar de dispositivo del ejemplo previo. La nueva unidad tiene un tubo una continua tasa de corriente de 26 mA a 300 kVp. La carga de trabajo promedio en la facilidad es 24 000 mA min sem^{-1} . Cuántas HVLs de blindaje se necesitarían para proteger el laboratorio solamente de la radiación de fuga?

Solución

Usamos las ecuaciones ?? y ?. Para la máquina terapéutica operando debajo de 500 kVp, $Y = 1,0 \text{ Rh}^{-1}$ a 1 m. La corriente es 26 mA; $P=0,1 \text{ R sem}^{-1}$, desde que el laboratorio es un área controlada; $d=10/3.28 \text{ m}$; $W=24\ 000 \text{ mA min sem}^{-1}$; y $T = 1$. La reducción necesaria será

$$B = \frac{60 \times 26 \times 0,1 \times 3^2}{1 \times 24000 \times 1} = 0,064. \quad (8.8)$$

De la ecuación (??) se puede calcular el número de HVLs como

$$N = -\frac{\ln 0,0604}{0,693} = 4,05, \quad (8.9)$$

para la protección de la radiación de fuga.

Radiación dispersa.- Para tubos con voltaje de operación menor que 500 kVp, el cálculo de blindaje se hace suponiendo que los rayos X dispersados tienen igual penetrabilidad que el haz útil. Si el voltaje es mayor que 500 kVp, los fotones dispersados son tratados como fotones primarios en un haz útil de rayos X de 500 kVp.

Para el cálculo del valor de K para la radiación dispersada debe tomarse en cuenta que la tasa de exposición de rayos X dispersados a 1 m del dispersor y a 90° de la dirección del haz primario es mil veces menor que la tasa de exposición en el dispersor. Luego, usando la fórmula (??), con $U = 1$ para la radiación dispersada, se tiene

$$K = \frac{1000Pd^2}{fWT}, \quad (8.10)$$

donde f es un factor empírico de reducción.

Ejemplo

Calcular el número de capas semireductoras necesarias para proteger el área de laboratorio del ejemplo anterior, solamente para la radiación dispersada.

Solución

Aplicando la fórmula (??) con los valores anteriores se obtiene:

$$K = \frac{1000 \times 0,1 \times 3^2}{1 \times 24000 \times 1} = 0,0387. \quad (8.11)$$

Usando la Fig. ?? se tiene 2,5 mm. De tablas se obtiene que el HVL es de 1,47 mm.

Table 8.1: Densidades de materiales comerciales. Tomada de J. E. Turner, *Atoms, Radiation and Radiation Protection*, 2da edición, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1995.

Material	Rango de densidad g cm ⁻³	Densidad promedio g cm ⁻³
Concreto baritina	3,6-4,11	3,6
ladrillo (blando)	1,4 - 1,9	1,69
Ladrillo (duro)	1,8 - 2,3	2,05
Tierra (compacta)	-	1,5
Granito	2,6 - 2,7	2,65
Plomo	-	11,4
Vidrio plomado	-	6,22
Arena	-	1,54
Concreto	2,25 - 2,4	2,35
Acero	-	7,8
	1,6 - 2,5	1,9

Table 8.2: Capas semireductoras para rayos X (haces abiertos). Tomada de J. E. Turner, *Atoms, Radiation and Radiation Protection*, 2da edición, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1995

Voltaje pico (kVp)	HVL de plomo (mm)	HVL de concreto (cm)
50	0,06	0,43
70	0,17	0,84
100	0,27	1,6
125	0,28	2,0
150	0,30	2,24
200	0,52	2,5
250	0,88	2,8
300	1,47	3,1
400	2,5	3,3
500	3,6	3,6
1000	7,9	4,4
2000	12,5	6,4
3000	14,5	7,4
4000	16,0	8,8
6000	16,9	10,4
8000	16,9	11,4
10000	16,6	11,9

Figure 8.1: Esquema del ambiente de rayos X donde se muestra el blindaje primario y el secundario.

Figure 8.2: Curva de atenuación de rayos X en Pb, producido con la diferencia de potencial desde 50 kVp hasta 200 kVp. Tomado de *National Bureau of Standard Handbook 76*, 1961, Washington DC

Figure 8.3: Curva de atenuación de rayos X en Pb, producido con la diferencia de potencial desde 250 kVp hasta 400 kVp. Tomado de *National Bureau of Standard Handbook 76*, 1961, Washington DC

Figure 8.4: Curva de atenuación de rayos X en concreto, producido con la diferencia de potencial desde 50 kVp hasta 400 kVp. Tomado de *National Bureau of Standard Handbook 76*, 1961, Washington DC

Figure 8.5: Vista esquemática de una facilidad de rayos X. Tomada de J. E. Turner, *Atoms, Radiation and Radiation Protection*, 2da edición, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1995.