



PANORAMA ACTUAL DE LA DOSIMETRIA DE RADIACIONES IONIZANTES

J.T. Álvarez-Romero

Laboratorio Secundario de Calibración Dosimetrica, Departamento de Metrología. Instituto Nacional de Investigaciones

Nucleares ININ,

Carretera Federal México Toluca km 36.5, 52045 Salazar, Edo. de México, México

E-mail: jtar@nuclear.inin.mx

1. RESUMEN

Se presentan una definición de la dosimetría de radiaciones ionizantes, los diferentes esquemas de clasificación de esta disciplina. Las magnitudes y unidades coherentes con el sistema internacional de unidades empleadas en la dosimetría. Finalmente se discuten algunos problemas, y técnicas dosimétricas recientemente desarrolladas.

2. DEFINICIONES

La radiación ionizante es aquella que tiene la propiedad de ionizar los átomos que constituyen a la materia.

La dosimetría de radiaciones ionizantes es campo multidisciplinario que se encarga de la cuantificación y calificación de los efectos físicos, químicos y/o biológicos inducidos por la energía depositada en un cuerpo de interés, al interaccionar la radiación ionizante con la materia de dicho cuerpo; este pueden ser inerte y/o biológico.

Entre sus tareas y campos de estudio de la dosimetría se tiene:

- Desarrollar conceptos, magnitudes y unidades que permitan cuantificar los efectos de la radiación ionizante.
- Elaborar técnicas, protocolos, procedimientos tanto teóricos como experimentales para evaluar, medir o estimar los efectos de las radiaciones ionizantes.
- Caracterización radiométrica de los campos de radiación.
- Evaluación de los coeficientes de interacción.
- Establecer estudios epidemiológicos de los efectos de las radiaciones ionizantes en seres humanos.
- Desarrollar recomendaciones para el uso seguro de las radiaciones ionizantes.

3. MAGNITUDES Y UNIDADES EMPLEADAS EN DOSIMETRIA

Un aspecto importante, pero que ha sido la causa de innumerables confusiones y mal entendidos en dosimetría, es el tema de la magnitudes unidades empleados para la medición de los efectos producidos por las radiaciones ionizantes.

Aquí presentaremos el esquema del ICRU 33 [ICRU 1980], el cual se establece un sistema de magnitudes y unidades *coherentes* con el sistema internacional de unidades SI. Pero antes clasificaremos a las magnitudes físicas de acuerdo con sus propiedades matemáticas.

3.1 Magnitudes estocásticas y no estocásticas.

Las magnitudes físicas se pueden clasificar en:

3.1.1 Magnitudes estocásticas.

Son magnitudes físicas que están sujetas a fluctuaciones estadísticas, y se caracterizan por:



- Estar definidas únicamente para dominios finitos, su valor varía discontinuamente en el espacio y en el tiempo. Por lo tanto, es necesario aplicarles técnicas especiales de cálculo diferencial e integral (cálculo diferencial estocástico), por ejemplo: el movimiento Browniano.
- Sus valores no pueden ser predeterminados, sin embargo la probabilidad de cualquier valor particular está determinado por una función de probabilidad.
- Su aleatoriedad no perjudica la exactitud con la cual valores simples de esta magnitud puedan ser determinados.

3.1.2 Magnitudes no estocásticas

- Son magnitudes físicas macroscópicas caracterizadas por:
- Son estimadas como el promedio del valor observado de la magnitud estocástica asociada.
- Son definidas como funciones puntuales, y por lo tanto pueden derivarse en el espacio y tiempo.
- Son calculadas mediante relaciones determinísticas, por ejemplo: $P V = R N T$ (ley de los gases ideales), etc.

3.2 Propiedades metrológicas de las magnitudes y unidades

3.2.1 Magnitudes y unidades

Las magnitudes físicas son utilizadas para la descripción cuantitativa y cualitativa de un fenómeno u objeto físico. Una unidad es una muestra referenciada a partir de la cual otra magnitud del mismo tipo puede ser comparada, de tal forma que cualquier magnitud puede ser expresada como el producto de un valor numérico y una unidad.

Cuando las magnitudes son multiplicadas o divididas por alguna otra se tiene por resultado otra magnitud, por lo tanto todas las magnitudes pueden ser obtenidas a partir de un grupo de magnitudes base.

A las magnitudes obtenidas a partir de este grupo base se les conoce como magnitudes derivadas. Un sistema de unidades es obtenido a partir de un grupo de unidades base y con ellas se deducen las unidades derivadas.

Un sistema de unidades es *coherente* si ningún factor numérico más que la unidad existe en el grupo de las unidades derivadas de dicho sistema.

La coherencia de las magnitudes y unidades usadas en dosimetría se logró a partir de 1980 con la publicación del ICRU 33 [ICRU 1980] en el cual se definen las magnitudes dosimétricas como el producto de una magnitud radiométrica por un coeficiente de interacción.

Cabe señalar que en dosimetría, no solo tenemos magnitudes físicas si no también magnitudes que evalúan daño biológico por lo que para distinguirlas se emplearán magnitudes y unidades distintas. Por ejemplo la dosis absorbida y el equivalente de dosis, la primera es una magnitud física su unidad es el Gy, la segunda es una magnitud que evalúa daño biológica su unidad es el Sv.

En radiaciones ionizantes existen magnitudes empleadas en la medición de actividad y aquellas empleadas en dosimetría, en este trabajo desarrollaremos estas últimas, pero los interesados en las primeras pueden consultarlas en el ICRU 60 [ICRU 1998].

3.3 Magnitudes radiométricas.

Las siguientes magnitudes caracterizan al campo de radiación [ICRU 1998]:

3.3.1 El número de partículas, N

Es el número de partículas emitidas, transferidas o recibidas.



3.3.2 La energía radiante R

Es la energía de partículas (excluyendo la energía de reposo) emitidas, transferidas o recibidas.

3.3.3 La fluencia de partículas Φ

Es el cociente de dN entre da , donde dN es el número de partículas incidentes sobre una esfera de sección transversal da .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad [m^{-2}] \quad (1)$$

3.3.4 La fluencia de energía Ψ

Es el cociente de dR entre da , donde dR es la energía radiante incidente sobre una esfera de sección transversal da ,

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad [J m^{-2}] \quad (2)$$

Generalmente se requieren distribuciones de estas magnitudes con respecto a la energía. Por ejemplo la distribución de fluencia con respecto a la energía de las partículas está dada por:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} \quad [m^{-2} J^{-1}] \quad (3)$$

3.4 Coeficientes de interacción.

En procesos de interacción que ocurren entre la radiación y la materia, la probabilidad de tales interacciones es caracterizada por coeficientes de interacción, [ICRU 1998].

3.4.1 Coeficiente de atenuación másico μ/ρ

De un material, para partículas sin carga, es el cociente de dN/N entre ρdl , donde dN/N es la fracción de partículas que experimenta interacciones al atravesar una distancia dl en el material de densidad ρ :

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dN}{N} \quad [m^2 kg^{-1}]$$

3.4.2 El poder de frenado másico total S/ρ .

Caracteriza la interacción de partículas cargadas con la materia. Se define como el cociente de dT entre ρdl , donde dT es la energía perdida por una partícula cargada al atravesar una distancia dl en un material de densidad ρ .

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dT}{dl} \quad [J m^2 kg^{-1}] \quad (4)$$

donde S es el poder de frenado lineal total.

Para energías en las cuales las interacciones nucleares pueden ser despreciadas, el poder de frenado másico total es

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \left(\frac{dT}{dl} \right)_{col} + \frac{1}{\rho} \left(\frac{dT}{dl} \right)_{rad} \quad (5)$$

$(dT/dl)_{col}$ es el poder de frenado de colisión lineal, debido a colisiones con electrones. $(dT/dl)_{rad}$ es el poder de frenado lineal radiativo, debida a la emisión de radiación de frenado al interactuar con el campo eléctrico de núcleos o de los electrones atómicos.

3.5 Magnitudes Dosimétricas

Esencialmente tenemos dos tipos de magnitudes dosimétricas, [ICRU 51]:



3.5.1 Para medición y calculo de campos de radiación.

Estas son definidas como el producto de una magnitud radiométrica por un coeficiente de interacción. Entre las principales magnitudes dosimétricas de este tipo tenemos:

3.5.1.1 Magnitudes Dosimétricas.

Dosis absorbida D .- se define como el cociente de $d\bar{\varepsilon}$ entre dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es el promedio de la energía impartida a un material de masa dm .

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad [J \text{ kg}^{-1}] \quad (6)$$

el nombre especial para la unidad $J \text{ kg}^{-1}$ es el *gray* $\equiv Gy$.

Promedio de la energía impartida, $\bar{\varepsilon}$, por la radiación ionizante a la materia en un volumen específico es una magnitud no estocástica definida como, [ICRU 1998]:

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad [J] \quad (7)$$

R_{in} es la energía radiante incidente sobre el volumen.

R_{out} es la energía radiante que emerge del volumen.

$\sum Q$ es el promedio de la energía que resulta de los cambios en la masa en reposo en el volumen debido a transformaciones nucleares (en el núcleo o de partículas elementales).

De acuerdo con el esquema del ICRU, la dosis absorbida en un medio m , debida a partículas cargadas idénticas de energía T , se calcula como:

$$D_m = \Phi_e \cdot \left(\frac{dT}{\rho \cdot dl} \right)_{col,m} \quad (8)$$

Φ_e es la fluencia de partículas cargadas en el volumen de interés.

Kerma K .- se define como el cociente de $d\bar{\varepsilon}_{tr}$ entre dm , donde $d\bar{\varepsilon}_{tr}$ es el promedio de la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas no cargadas en un material de masa dm .

$$K = \frac{d\bar{\varepsilon}_{tr}}{dm} \quad [Gy] \quad (9)$$

Equivalente de Dosis H .- se define como:

$$H = Q D \quad [Sv] \quad (10)$$

donde Q es el *factor de calidad* y D es la *dosis absorbida*.

La unidad en el SI del *equivalente de dosis* es $J \text{ kg}^{-1}$ y recibe el nombre de *sievert* Sv .

Es conveniente hacer notar que el valor numérico de dosis dado en Sv y en Gy difiere por el valor del factor de calidad no obstante de tener las mismas unidades. La razón de nombrar a las unidades de estas magnitudes con diferentes nombres radica en que la D es una magnitud física, mientras la H es una magnitud que evalúa efectos biológicos en el ser humano.

3.5.1.2 Magnitudes Operacionales ICRU

Estas son empleadas para estimar la dosis equivalente efectiva H_E o la *Dosis efectiva* E .



Las magnitudes operativas para monitoreo de área son definidas en un maniquí matemático, conocido como *esfera ICRU*, este es una esfera de 30 cm de diámetro con una densidad de 1 g/cm³ y compuesta de 76.2 % de O, 11.1 % de C, 10.1 % de H y 2.6 % de N, [ICRU 1980,1993; Wernli 2004].

Las magnitudes operativas tienen la propiedad de *aditividad* que es lograda especificando dichas magnitudes en un punto d , para lo cual es necesario definir los conceptos de *campo expandido y/o alineado*.

La *aditividad* consiste en la validez del principio de superposición. Si varios campos de radiación son superpuestos, el valor numérico de la magnitud total es determinada por la suma de los valores de la magnitud asociada con cada campo.

Campo de radiación expandido. Es un campo de radiación en el cual la fluencia espectral y angular tiene los mismos valores en todos los puntos de un volumen de interés como en el del campo real en el punto de referencia.

La expansión de un campo de radiación asegura que cuando la totalidad del cuerpo receptor es expuesta a un campo de radiación homogéneo la fluencia, la distribución de energía y la distribución direccional son las mismas a través del volumen de interés que las del campo real sin cuerpo receptor, en el punto de referencia.

Campo de radiación alineado y expandido. Es un campo expandido unidireccional. Las siguientes magnitudes operativas son empleadas en el monitoreo de área:

Dosis equivalente Ambiental $H^*(d)$: En un punto de interés en un campo real de radiación, es el equivalente de dosis que sería producido por el correspondiente campo de radiación alineado y expandido en la esfera ICRU a una profundidad d , sobre el radio vector opuesto a la dirección de la radiación de incidencia.

Es la magnitud utilizada para vigilancia de área de la radiación penetrante con $d = 10$ mm.

Dosis Equivalente Direccional $H'(d, \Omega)$.- En un punto de interés en un campo real de radiación, es el equivalente de dosis que sería producido por el correspondiente campo de radiación expandido sobre un radio en una dirección especificada Ω .

Es la magnitud utilizada para monitoreo de área de la radiación de baja penetración a $d = 0.07$ mm para la piel, (3 mm en el caso del cristalino en el ojo).

En el caso de monitoreo individual tenemos:

Dosis Equivalente personal $H_p(d)$.- es el equivalente de dosis en tejido blando, a una apropiada profundidad d , debajo de un punto especificado de el cuerpo.

Para radiación penetrante se recomienda una profundidad de 10 mm. Para radiación de bajo poder de penetración se propone $d = 0.07$ mm, y para el caso especial de vigilancia de equivalente de dosis del cristalino del ojo se propone $d = 3$ mm.

3.5.2 Magnitudes dosimétricas basadas en valores medios usadas con propósito de limitación.

Promedio de la Dosis absorbida en un órgano D_T .- El ICRU 51 [ICRU 1993] la define como:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D \, dm \quad (11)$$

m_T es la masa del tejido u órgano T.

Dosis equivalente efectiva H_E .-El ICRP 26 [ICRP 1977] la define como:



$$H_E = \sum_{T=1}^{T=7} w_T H_T \text{ [Sv]} \quad (12)$$

los factores de peso w_T son el resultado de proporcionar un riesgo radiológico R_t a un órgano en particular, y H_T es el promedio de dosis equivalente recibida por ese órgano T.

Es decir, el equivalente de dosis efectivo es una magnitud que nos sirve para cuantificar los riesgos radiológicos debidos a la exposición de radiación al hombre y está definida como la suma de dosis equivalente "pesadas" H_T en los órganos y tejidos listados en [ICRP 1977, Dörschel 1995]

Dosis Efectiva E.- El ICRP 60 la define como:

$$E = \sum_T^{T=14} W_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (13)$$

donde los valores de W_T y w_R se presentan en [ICRP 1991].

La *dosis equivalente para un órgano o tejido* se expresa por la ecuación:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (14)$$

Esta fue introducida por el ICRP 60 en 1991, aquí $D_{T,R}$ representa la dosis absorbida promedio en el órgano o tejido T para un tipo de radiación R, y w_R es el factor ponderado de radiación, su valor depende de la energía y tipo de la radiación.

A continuación presentaremos diferentes esquemas de clasificación que existen en esta disciplina.

4. CLASIFICACION DE LA DOSIMETRIA

Existen diferentes esquemas para clasificar las diferentes áreas de estudio que cubre la dosimetría, cabe señalar que las áreas de clasificación obedecen a diferentes criterios y algunas técnicas pertenecen a más de un área.

4.1 Clasificación por tipo de radiación ionizante.

- dosimetría de partículas cargadas: Positrones, rayos beta, electrones, protones.
- dosimetría de partículas sin carga: neutrinos, muones, fotones, rayos x (baja y alta energía), neutrones, radiación UV.

4.2 Por el tipo de métodos empleados.

La dosimetría puede ser teórica o experimental.

4.2.1 Dosimetría Teórica

La dosimetría teórica aborda el problema del transporte de la radiación a través de la materia, lo que equivale a la solución de la ecuación de Boltzmann con las siguientes técnicas, [NCRP 1991]:

- Numéricas de integración: Resolver un sistema de ecuaciones diferenciales acopladas con técnicas numéricas.
- Analíticas: Método de los momentos.- Solución mediante técnicas algebraicas, mediante el uso de polinomios o momentos.
- Simulación de Montecarlo MC: Análoga y no análoga, es una simulación estadística donde mediante el uso de números aleatorios se simula interacción por interacción la trayectoria de la partícula ionizante y los campos secundarios de partículas que esta genera hasta que estas se detengan-simulación análoga. En el caso de la simulación no análoga las interacciones y trayectorias se resumen o condensan con técnicas denominadas de reducción de varianza.



En general, las técnicas de simulación de MC son complicadas, sin embargo un algoritmo que se caracteriza por su sencillez es el llamado Penélope [Salvat 1996].

4.2.2. La dosimetría experimental o fenomenológica

El objetivo de la dosimetría experimental es determinar la dosis absorbida impartida por el campo de radiación en un volumen de interés. La dosimetría puede ser en tiempo real o retrospectiva [Johns y Cunnigham 1983; Attix 1986, Dörshel 1995; Podgorsak 2003] :

Los métodos de dosimetría en tiempo real se divide en:

Ionométricos.- Consisten en medir la ionización de un medio gaseoso (cámaras de ionización) o sólido (MOSFET, PIN, fotodiodos) y determinar la energía impartida al medio a partir de la energía gastada para formar un par de iones en el aire $W/E \approx 33$ eV por ión, por ejemplo detectores GM, cámaras de ionización o detectores proporcionales.

Calorimétricos.- Conocida la capacidad calorífica del agua o grafito determinan la energía impartida al medio midiendo los incrementos de temperatura de la misma al someterla a un campo de radiación.

Luminiscencia.- Dado un medio condensado la radiación ionizante excita los niveles electrónicos de las moléculas que lo componen, dichos niveles se desexcitan espontáneamente en tiempos del orden de pico segundos (1×10^{-12} s) a microsegundos con la emisión luz, por ejemplo: cristales de NaI, centelladores líquidos o plásticos.

Las técnicas de dosimetría retrospectiva son:

Película fotográfica.- Al exponer la película a la radiación, esta desarrolla y una imagen latente la cual al revelarse ennegrece la película cambiando su densidad óptica debido a la reducción de los iones de plata, la cual es función de la energía absorbida por la película.

Película de tinte radio crómico.- Es una película incolora que tiene incorporada una tinta la cual al irradiarse se polimeriza manifestando color azul. Las mediciones se realizan en densidad óptica, no requiere proceso de revelado y su composición es cercana al tejido equivalente (H 9.0%, C 60.6%, N 11.2%, y O 19.2%).

Fenómenos estimulados.- Luminiscencia térmicamente TI, corrientes estimuladas o luminiscencia ópticamente estimulada OSL, emisión electrónica estimulada, luminiscencia radio estimulada. En un material en estado sólido se excitan sus niveles electrónicos de sus moléculas, estos niveles se desexcitan sometiéndolos a temperatura, luz, sonido, etc.

Dosimetría química o Fricke.- Consiste en determinar el coeficiente de extinción en una solución de sulfato ferroso; donde el gasto de energía o producción G para oxidar un ión de Fe^{+2} es de 0.15 eV por fotón. La composición de una solución patrón es: mM $FeSO_4$ ó $Fe(NH_4)_2(SO_4)_2$ + 0.8 N H_2SO_4 en aire saturado + 1 mM NaCl. La lectura del coeficiente de extinción de la solución se realiza a $\lambda = 304$ nm.

Dosimetría de activación.- Se emplea para dosimetría de neutrones o partículas con altas energías, básicamente consiste en irradiar una lamina(s) de algún material que se sabe presenta una alta sección eficaz para el tipo de radiación incidente, una vez excitada la lamina en su proceso de desexcitación genera radiación secundaria la cual es detectada- generalmente rayos gamma.

Resonancia paramagnética electrónica EPR.- Al irradiar un medio se generan iones o radicales libres, al someter a este medio irradiado a un campo magnético de alta intensidad a una frecuencia dada, los niveles electrónicos de los radicales generan una señal de radiofrecuencia la cual es medida. Por ejemplo dosímetros de alanina.

Geles.- Son dosímetros tridimensionales y al mismo tiempo son maniqués, la sustancia activa puede ser una solución de sulfato ferroso del tipo Fricke, o un polímero de archilamida (geles PAC), o geles normoxicos (Magic gels) disueltos



en agarosa. La señal de interés se con NMR, x-tomografía de rayos X, tomografía óptica, o ultrasonido. El problema fundamental de este tipo de dosimetría es la difusión continua de los iones en la matriz de agarosa.

Detectores de burbujas.- Consiste de un polímero elástico o gel en el cual las gotas de un líquido supercalentado (a alta presión) están distribuidas en este estado metaestable. Cuando pasa una partícula cargada las burbujas sufren una transición de fase y se evaporan, resultando en pequeñas burbujas en el polímero las cuales pueden ser contadas visualmente o por medio de una cámara de video.

Trazas nucleares.- Cuando partículas cargadas pesadas pasan a través de una mica, cristales inorgánicos, vidrios o plásticos, una traza del paso de la partícula son generadas a lo largo de su trayectoria; estas trayectorias se caracterizan por tener una alta reactividad química por lo cual pueden amplificarse mediante el uso de sustancias químicas que desgasten la superficie del material, para posteriormente contar las trazas mediante un microscopio o cámara de video.

Otra clasificación de la dosimetría experimental es en *absoluta* o *relativa*.

Dosimetría absoluta.- la dosis absorbida se determina de la medición de magnitudes físicas primarias (corrientes eléctricas o temperaturas) y constantes físicas universales. Solo los calorímetros, cámaras de ionización con gases sustentadas en la teoría de cavidad y las soluciones patrones de Fricke son técnicas absolutas de medición de dosis absorbida.

Dosimetría relativa.- Excepto de los métodos dosimétricos absolutos, todas las técnicas restantes requieren de la construcción de una curva de calibración que relacione la respuesta del detector: corriente, carga, luz, densidad óptica con la dosis absorbida.

4.2.3 Teorema Fenomenológicos empleados en dosimetría experimental.

La práctica de la dosimetría experimental se sustenta en relaciones fenomenológicas que han probado su utilidad en la determinación experimental de la dosis absorbida. Entre otras teorías o teoremas tenemos [Attix 1986, Johns y Cunningham 1983, NCRP 1991, Dörshell 1995]:

4.2.3.1 Ley del inverso del cuadrado con la distancia

Esta es una ley universal que obedece a la relación geométrica que existe entre las áreas A_1 y A_2 sustentadas por un mismo ángulo sólido Ω , lo que permite relacionar cualquier magnitud dosimétrica en dos puntos distintos r_1 y r_2 :

$$\Omega = \frac{A_1}{r_1^2} = \frac{A_2}{r_2^2} \quad (15)$$

4.2.3.2 Teorías de la Cavidad

Se relaciona la dosis absorbida en un medio 1 con la dosis absorbida en un medio 2 (gaseoso, líquido o sólido) contenido en una cavidad, mediante el cociente de los promedios de frenado máxicos \bar{S}_2' .

$$\frac{D_1}{D_2} = \frac{\bar{S}_1}{\bar{S}_2} = \bar{S}_2' \quad (16)$$

Igualdad que se cumple bajo las denominadas condiciones de Bragg-Gray; existen otras teorías que toman en cuenta los campos de electrones secundarios como la de Spencer-Attix, o el tamaño de la cavidad como la de Burlin.

Este teorema se emplea donde se requiere altas presiones y/o exactitudes como en el desarrollo de patrones primarios, secundarios o instrumentos de campo para radioterapia.



4.2.3.3 Teorema de Fano.

Dado un medio infinito de densidad ρ irradiado por un campo primario de partículas indirectamente ionizantes, el campo secundario de electrones es independiente de los cambios de densidad en este, si y solo si el campo primario y secundario de son uniformes. Este teorema se emplea en micro dosimetría.

4.2.3.4 Teorema de Reciprocidad fuente receptor.

En un arreglo geométrico de fuente radiactiva puntual y detector puntual en un medio infinito, la dosis absorbida es independiente de que se invierta la posición del detector y la fuente.

Existen varios corolarios y generalizaciones de este teorema, siendo su campo de aplicación la dosimetría interna en simulación de Monte Carlo para invertir la posición de los órganos blanco y fuente.

4.2.3.5 Teorema de Escalamiento de densidades.

Establece la correspondencia uno a uno, entre puntos de dos medios dispersores donde el espectro de fotones primarios y secundarios tienen la misma distribución en energía y ángulo, y donde las razones de fluencia son iguales al cuadrado del cociente de las densidades electrónicas, [Pruitt y Loevinger 1982].

4.2.3.6 Equilibrio de partículas cargadas (Equilibrio Electrónico EE)

Esta es una condición experimental fundamental para la medición de la dosis absorbida. Esta consiste en garantizar que los campos secundarios de electrones inducidos por los campos primarios de partículas –sin carga- sean campos estacionarios. Es decir que la fluencia de partículas cargadas se uniforme a la entrada y salida del volumen de interés.

Sino se cumple esta condición la dosis absorbida estará sujeta a fluctuaciones que no permitirán obtener resultados reproducibles, especialmente en dosimetría TLD.

4.3 Por el área de aplicación

4.3.1 Protección radiológica.

Esta puede ser externa o interna tiene como objetivo determinar las H_E o E para cumplir con el sistema de limitación de dosis ICRP.

4.3.2 RX diagnóstico

Consiste en determinar las dosis en órgano D_T , H_E o E que recibe un paciente. Así como los parámetros de operación de los equipos como son producciones, resoluciones espaciales, de contraste y otros.

4.3.3 Medicina nuclear (diagnóstico y terapia)

Busca determinar dosis en órgano, el desarrollo de radiofármacos con fines terapéutico y/o diagnóstico, así como los aspectos de dinámica y cinética en la fisiología, y radiobiología de dichos compuestos en seres vivos.

4.3.4 Accidentes

Siempre que algún individuo se expone de manera accidental o no controlada a radiaciones ionizantes es necesario estimar la dosis absorbida que recibió en cada órgano de interés, el propósito es evaluar los posibles efectos biológicos determinísticos y estocásticos que puede manifestar el accidentado.

4.3.5 Dosimetría Física

Tiene como objetivos realizar la calibración de los haces externos, calibración de las fuentes de braquiterapia y realizar la planificación de los tratamientos que recibirá un paciente; o determinar la dosis en órgano en estudios de



radiodiagnóstico o medicina nuclear así como actividades de aseguramiento y control de calidad de la dosimetría en un departamento de radioterapia.

4.3.6 Dosimetría Clínica

Realiza estudios radiobiológicos y estimaciones de dosis absorbida para determinar los efectos de la radiación con propósitos terapéuticos

4.3.7 Metrología

Tiene como objetivo establecer y desarrollar patrones primarios o secundarios que realicen las diferentes magnitudes dosimétricas, así como intercomparaciones que sustenten las capacidades de medida de una región o país, con la finalidad dar trazabilidad a los diferentes usuarios de las magnitudes y unidades dosimétricas de interés.

4.3.8 Aeroespacial

Realiza estimaciones de las dosis en órgano, H_E o E que reciben los astronautas en sus misiones espaciales; o los pilotos y tripulación en vuelos comerciales o militares.

4.3.9 UV

Determina las dosis recibidas por seres vivos- humanos y no humanos- debido a radiación ultravioleta.

4.3.10 Radioepidemiología

Estudia los efectos biológicos determinísticos y estocásticos en grupos de población –cohortes- como trabajadores de la industria nuclear, de plantas de reprocesamiento, sobrevivientes de bombardeos atómicos o de accidentes nucleares, así como poblaciones reasentadas con el propósito de verificar la hipótesis LNT.

4.3.11 Reactores nucleares

Dado que el campo de la dosimetría de neutrones es muy específico de los reactores nucleares, en esta se abordan problemas de determinación de fluencias, fluencias espectrales, dosis equivalentes en diferentes puntos de un reactor.

4.3.12 Aceleradores de partículas de altas energías

Consiste en la determinación de dosis absorbidas por partículas elementales como muones, piones, etc.

4.3.13 Industrial o de procesadores

Una de las aplicaciones de las radiaciones es la esterilización de productos comerciales en polvo (cosméticos, condimentos), productos médicos (jeringas, gasas, etc), alimentos (frutas, tubérculos); los cuales son sometidos a irradiación, la dosimetría es necesaria para llevar a cabo un control de calidad del proceso de esterilización.

5. DESARROLLOS ACTUALES EN DOSIMETRÍA

5.1 Problemas actuales en dosimetría de radiaciones ionizantes

5.1.1 No aditividad de los índices de dosis.

Las magnitudes operativas se definen y desarrollan por el ICRU en respuesta a las necesidades surgidas en el ICRP 26 para estimar la H_E , resolviendo el problema de la no aditividad de los índices de dosis equivalente H_i .

Concretamente, una magnitud física es aditiva si cumple el principio de superposición; es decir, en una superposición de campos de radiación el valor total de la magnitud es la suma de los valores de cada campo individual, [ICRU 1988].



5.1.2 Validez del EE: Equilibrio electrónico transitorio.

Desafortunadamente el equilibrio electrónico es una condición ideal, la cual no se cumple, en realidad lo que se cumple es el equilibrio electrónico transitorio en el cual tenemos:

$$D = K_c e^{\mu' \bar{x}} \cong K_c (1 + \mu' \bar{x}) \quad (17)$$

donde D es la dosis absorbida en un medio y K_c es el kerma de colisión en dicho medio, μ' es razón de proporcionalidad de D y K_c como función de \bar{x} , y \bar{x} es la distancia media en la cual las partículas secundarias llevan su energía en la dirección de las partículas primarias, [Attix 1986].

5.1.3 Hipótesis LNT.

Un problema que no ha sido comprendido y que causa mucha confusión y temor entre el público, es que el sistema de limitación de dosis del ICRP calcula coeficientes de riesgo nominales para muerte por cánceres fatales inducidos por la radiación ionizante, Ecs 12 y 13.

Es decir, el ICRP extrapola de la relación lineal -entre dosis equivalente en órgano *versus* riesgo de muerte- obtenida a altas dosis (de los bombardeos atómicos de Hiroshima y Nagasaki) a bajas dosis. Esta extrapolación se conoce como relación lineal sin umbral (hipótesis LNT) y con esta obtuvo los coeficientes w_T de las ecuaciones 12 y 13.

Sin embargo esta hipótesis no ha sido probada y al parecer no es susceptible de verificación experimental con las técnicas corrientes de epidemiología. En otras palabras se asumió que las radiaciones ionizantes a bajas dosis pueden inducir cánceres fatales pero esto nunca ha sido verificado, por lo tanto se habla de un riesgo nominal, [Kellerer y Nekolla 2002]

5.2 Recientes avances en dosimetría

5.2.1 Microdosimetría

Como se ha visto la dosis absorbida es definida a partir de $\bar{\varepsilon}$ en la Ec. 6, por lo tanto tenemos otra definición alternativa:

$$D = \frac{1}{m} \int \varepsilon f(\varepsilon) d\varepsilon \quad (18)$$

donde $f(\varepsilon)$ es la función de distribución de la energía impartida.

El propósito de la microdosimetría es el cálculo teórico y/o experimental de esta función. Las técnicas que esta disciplina emplea son simulación de MC y detectores proporcionales con gas equivalente a tejido TEPC, [Attix 1986].

5.2.2 Uso de redes neuronales en dosimetría

Las redes neuronales parten de la información *a priori* que posee el investigador, con esta se programa un algoritmo de reconocimiento con criterios de validación para la convergencia de la solución.

Su aplicación en radiaciones ionizantes va desde reconociendo en tiempo real de la fluencia espectral de campos de neutrones hasta la evaluación de la $H_p(d)$ para dosímetros personales, [Cassata *et al* 2002].

5.2.3 Desarrollo de patrones de D_w para reducir la incertidumbre en los tratamientos de RT.

Es bien conocido el uso de las radiaciones ionizantes en radioterapia de haces externos y braquiterapia; sin embargo para que estos tratamientos tengan éxito es necesario que la dosis absorbida en el volumen tumoral sea impartida al paciente con una incertidumbre no mayor al 5% ($k=2$ para un 95% de nivel de confianza).



Esta situación implica la necesidad de desarrollar patrones a nivel internacional y nacional de dosis absorbida en agua D_w para radioterapia de haces externos- ya que el agua es utilizada como sustituto de tejido. El lograr esta meta permitiría disminuir la incertidumbre de la D_w en la cadena de trazabilidad que finalmente llega al hospital, [IAEA 2000].

5.2.4 Dosimetría Interna: simulación de MC con vóxels.

Tradicionalmente la simulación de MC ha jugado un rol muy importante en la dosimetría tanto de haces externos como internos. Por ejemplo, en dosimetría de haces externos la simulación de MC supone que la esfera ICRU es una buena representación del tórax humano.

Posteriormente el maniquí MIRV V materializa al hombre de referencia ICRP 23 mediante cilindros, elipses y esferas, este maniquí fue una herramienta indispensable para el desarrollo del denominado código MIRD para dosimetría interna y para el cálculo de coeficientes de conversión para las magnitudes operativas ICRU, [ICRU 1993].

Afortunadamente, el desarrollo de las técnicas de radiodiagnóstico como tomografía, la resonancia magnética nuclear y la fabricación de computadoras más potentes y veloces ha permitido, simular en detalle la anatomía de un ser humano.

Por ejemplo, Zubal y sus colaboradores en la Universidad de Yale han obtenido un maniquí matemático mediante vóxels (elementos de volumen: X,Y,Z), para un juego de 119 matrices de 512x512, donde la resolución X y Y es de 1mm por píxel y un espesor Z de 10 mm en el cuerpo y 5 mm en la cabeza. El tamaño de los archivos son: imágenes de CT originales 29 Megabytes, contornos (X,Y) 1 Megabyte, matrices de índices de órgano 20 Megabytes, [Zubal].

Con este y otros tipos de maniqués similares se han recalculado los factores de conversión de dosis CFD del código MIRD para medicina nuclear, [Gualdrini 2004].

5.2.5 RL y OSL en tiempo real

Es bien sabido que la radiación ionizante puede inducir luminiscencia en sistemas condensados, sin embargo también esta radiación puede excitar tales sistemas de tal manera que sus electrones queden en estado excitado, algo similar a la termoluminiscencia TL. Si ahora el sistema excitado se somete a un pulso de luz proveniente de un haz láser- en lugar de calentarlo como el caso de la TL- entonces el sistema se desexcita emitiendo luz de diferente color que la del láser en tiempo se le denomina radioluminiscencia y después de la irradiación luminiscencia ópticamente estimulada .

Concretamente, dicha desexcitación se hace en tiempo real por ejemplo para monitorear las dosis absorbidas impartidas a pacientes de radioterapia, esto se logra colocando el elemento activo (cristal de $Al_2O_3:C$) en el extremo de fibra óptica acoplada en el otro extremo a un modulador de señal y un haz láser, [Andersen *et al* 2003].

5.2.6 Efecto bystander en radiobiología

Este es un efecto biológico que consiste en la transmisión de información de células irradiadas a células no irradiadas que están fuera del campo de irradiación pero próximas a las células irradiadas. Tal que, cuando las células no irradiadas se someten a un campo de radiación estas responden con una respuesta adaptativa, como si anteriormente se hubiera irradiado, [Prise *et al* 2002].

5.2.7 Hormé시스 o respuesta adaptativa a bajas dosis

En 1994 el UNSCEAR publico un reporte en el cual resumió la evidencia científica que mostraba que las células humanas mostraban una respuesta adaptativa a las bajas dosis de radiación [UNSCEAR 1994]. Estos reportes rompen con el paradigma de la hipótesis LNT sin embargo aun faltan mucha investigación básica a nivel de biología molecular para sustentar nuevas recomendaciones para radioterapia y PR, sobre la base de la biología molecular.



5.2.8 Nuevas recomendaciones del ICRP para protección radiológica

El ICRP desde 1928 ha continuamente publicado junto con el ICRU recomendaciones sobre magnitudes y unidades para su uso en radiaciones ionizantes, así como recomendaciones y regulaciones en física de la salud para el uso de radiaciones ionizantes.

Esencialmente, en 1977 el ICRP publicó su reporte 26, en 1990 las recomendaciones del ICRP 60. Ahora después de 13 años de estar vigentes estas últimas a petición de Clarke realizó una consulta sobre la dosis controlable que culminó con un conjunto de nuevas recomendaciones denominadas *Recomendaciones 2005 del ICRP*. Un esbozo de estas es, [ICRP 2004]:

- Establece nuevos valores de W_R y W_T para la definición de E .
- Propone valores máximos para dosis de restricción (*dose constraint*) esta se define como los valores de dosis individual relacionados a una fuente radiactiva usados para limitar el rango de opciones considerados en el procedimiento de optimización. Es decir esta es usada para suministrar un nivel de protección para el individuo más expuesto dentro de una clase de exposición, en todas las situaciones, desde una fuente simple.

Tabla S1. Máxima dosis de restricción recomendada para trabajadores y miembros del público para una fuente simple dominante para todos tipos de exposición que pueden ser controladas

Máxima restricción (E mSv por año)	Situación a la cual aplica
100	Para trabajadores, otros que salvar vidas o prevención de daños serios, o prevenir circunstancias catastróficas, y para evacuación pública y reasentamiento en situaciones de emergencias, y para altos niveles de exposiciones controlables. No hay beneficio individual o social de los niveles de exposición individual arriba de esta restricción
20	Para situaciones donde hay un beneficio directo o indirecto para los individuos expuestos, quienes reciben información y entrenamiento y monitoreo o aseguramiento. Esto aplica en exposición ocupacional, para contramedidas tal como refugio, profilaxis de yodo en accidentes, y para exposiciones controlables tal como el radón, y cuidadores de pacientes que sufren terapia con radionucleidos.
1	Para situaciones que tienen beneficio social, pero sin beneficio individual directo, y no hay información, entrenamiento y aseguramiento individual para los individuos expuestos en situaciones normales.
0.01	Mínimo valor de cualquier restricción

- Propone los siguientes valores de exclusión para fuentes abiertas.

Nucleido	Actividad de exclusión Bq g ⁻¹
Emisores alfa artificiales	0.01
Emisores β/γ artificiales	0.1
Cabeza de cadena de nivel de actividad, ²³⁸ U, ²³² Th	1.0
⁴⁰ K	10

- Propone considerar especies no humanas con fines de PR.



Estas recomendaciones fueron sometidas a consulta en Congreso del IRPA 11 celebrado en Mayo del 2004 en la ciudad de Madrid. El IRPA dio hasta el 31 de Diciembre de este año para que los interesados hagan llegar sus comentarios, [IRPA 2004].

6. CONCLUSIONES

Se ha presentado una visión panorámica y actual de la dosimetría de radiaciones ionizantes. Al final de este trabajo se dan algunas referencias actuales y direcciones electrónicas con el propósito es que el lector interesado las consulte y profundice los conceptos aquí presentados.

7. REFERENCIAS

Nota: Cuando abra las direcciones electrónicas asegúrese de haber abierto antes el programa Acrobat reader.

Andersen CE, Aznar MC, Botter J.L, Bäck S.A.J, Mattsson S., y Medin. 2002, *Development Of Optical Fibre Luminescence Techniques For Real Time In Vivo Dosimetry In Radiotherapy*, IAEA-CN-96-118, en Int. Symp. on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Vienna.
<http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1153/Start.pdf>

Attix F.H. 1986, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry* Wiley-Interscience.

Cassata J.R., Moscovich M., Rotunda J.E., y Velbeck K.J. 2002. *A New Paradigm in Personal Dosimetry Using Li:Mg,Cu,P*. Rad. Prot. Dos. 101, pp. 27-42.

Dörschel B., Scuricht V. y Steuer J. 1995. *The Physics of Radiation Protection*. Nuclear Technology Publishing, Ahsford, England.

Gualdrini G., *Montecarlo simulation for In Vivo internal dosimetry(including phantom developing)*. Refresh course RC 3a, 11 IRPA Congress, Madrid.

<http://www.tue.nl/sbd/Documenten/IRPA%20refresher%20courses/RC-3a-Gualdrini.pdf>

IAEA, 2000, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. International Atomic Energy Agency, Technical Reports Series Nº 398.

http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS398_scr.pdf

ICRP 1977, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 26, *Annals of the ICRP*, 1, p.1 .

ICRP 1991, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, *Annals of the ICRP*, 21, p.1.

ICRP 2004, *2005 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Draft for consultation.

http://www.icrp.org/docs/2005_recs_CONSULTATION_Draft1.pdf

ICRU 1980, *Radiation Quantities and Units*. ICRU Report 33 (Bethesda MD: ICRU Press).

ICRU1988, *Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources--Part II*. ICRU Report 43.



ICRU 1993, *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. ICRU Report 51 (Bethesda MD: ICRU Press).

ICRU 1998. *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. ICRU Report 60. Bethesda MD: ICRU Press.

Johns H.E. y Cunningham 1983. *The Physics of Radiology*. Charles C. Thomas 4th Ed.

Kellerer A.M. y Nekolla E.A. 2000. *The LNT-Controversy and the Concept of 'Controllable Dose'*. *Health Physics*, **79**, p. 412-418.

NCRP 1991, *Conceptual Basis for Calculation of Absorbed Dose Distributions*. NCRP report 108, Bethesda.

Podgorsak E.B. 2003, *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Educational Reports Series. International Atomic Energy Agency Vienna, AUSTRIA . <http://www-naweb.iaea.org/nahu/external/e3/syllabus.asp>.

Prise KM, Belyakov OV, Newman HC, Patel S, Schettino G, Folkard M and Michael BD. 2002. *Non-targeted effects of radiation: bystander responses in cell and tissue models*. *Radiat Prot Dosimetry* **99**:223-6.

Pruitt JS y Loevinger R. 1982, *The photon fluence scaling theorem for Compton scattering radiation*. *Medical Phys.* **9**, 176-179.

UNSCEAR 1994 *Sources and Effects of Ionizing Radiation* (Report to the General Assembly, with Scientific Annexes) No E.94. IX.11 (New York: United Nations).

Salvat F, Fernandez-Varea J M, Baro J and Sempau J 1996. *PENELOPE, An Algorithm and Computer Code for Monte Carlo Simulation of Electron-Photon Showers*. Informes Técnicos CIEMAT no 799 (Madrid: CIEMAT). <http://www.oecdnea.org/abs/html/nea-1525.html>

Wernli 2004. *External Dosimetry: Operational Quantities and their Measurements*. Refresh course 3C-b, 11 IRPA Congress, Madrid. <http://www.tue.nl/sbd/Documenten/IRPA%20refresher%20courses/RC-3b-WERNLI.pdf>

Zubal G. et al, *Computerized 3-Dimensional Segmented Human Anatomy*. Imaging Science Research Laboratories and Department of Diagnostic Radiology Yale University School of Medicine, New Haven, CT 06510. <http://noodle.med.yale.edu/zubal/>