

C.A. E. N. S. P. D. I. E. N. A.	
ARCHIVO PUBLICACIONES	
Nº	AÑO

06.82 26

CNEA-AC 15/82

COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA

Gerencia de Protección Radiológica y Seguridad

UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES

Facultad de Ingeniería

MINISTERIO DE SALUD PUBLICA Y MEDIO AMBIENTE

Dirección Nacional de Saneamiento Ambiental

CONCEPTOS GENERALES DE DOSIMETRIA

Lic. CARLOS E. NOLMANN

Lic. GUSTAVO E. MASSERA

Apuntes para el curso de Post-Grado
en Protección Radiológica y Seguridad Nuclear

CNEA- UBA- MSP y MA

Buenos Aires

1982

INTRODUCCION

Uno de los momentos más importantes en el desarrollo de la física se produce cuando en 1860 J. C. Maxwell combina las leyes de la electricidad y el magnetismo con las leyes que explican el comportamiento de la luz.

El descubrimiento de las propiedades de las fuerzas eléctricas de atracción y repulsión y de las fuerzas magnéticas mostró que aunque su comportamiento fuera complejo, ellas disminuían con el cuadrado de la distancia, lo que dificultaba la inclusión de todos los efectos en un solo sistema de ecuaciones. Esto llevó a Maxwell a postular que en realidad los campos eléctricos y magnéticos disminuían con la inversa de la distancia mucho más lentamente que las fuerzas electromagnéticas, lo que por otra parte permitía explicar la gran propagación de cierto tipo de ondas como las utilizadas en las transmisiones radiales. Se vió que la luz tenía influencias electromagnéticas extendiéndose sobre grandes distancias. Todos estos fenómenos son considerados cuando se usa la palabra radiación o más específicamente radiación electromagnética.

El espectro de la radiación electromagnética es del tipo que se muestra en la figura 1 con las longitudes de onda en escala logarítmica. Todas estas ondas son de carácter electromagnético y tienen la misma velocidad c en el espacio libre, difiriendo sólo en su longitud de onda.

La energía asociada con cada partícula o fotón está dada por la relación

$$E = h \nu$$

donde h : constante de Plank = 4.13×10^{-15} eV. s

ν : frecuencia de la radiación

Teniendo en cuenta la relación existente entre la frecuencia y la longitud de onda:

$$\nu = c/\lambda$$

resulta para la energía la expresión

$$E = \frac{h c}{\lambda}$$

Es decir que al diferir las ondas del espectro electromagnético en su longitud de onda obviamente difieren en su energía. La energía de cada una de ellas caracteriza y define su forma de interacción con la materia.

Vamos a ocuparnos por una parte de las radiaciones de menor longitud de onda (Rayos X y Rayos γ) que tienen energía suficiente para excitar los electrones de un átomo, o para ionizarlo, y por otro lado de otras radiaciones no electromagnéticas que tienen también la energía suficiente como para producir ionizaciones (neutrones, partículas cargadas, etc.).

La ionización se define como el proceso en el cual uno o más electrones son liberados de un átomo o molécula u otro estado ligado.

CONCEPTOS GENERALES DE DOSIMETRIA

Se definen usualmente las radiaciones ionizantes como aquellas que pueden ionizar la materia, ya sea directamente o a través de alguna radiación secundaria. El proceso de ionización se produce cuando se transfiere suficiente energía en forma apropiada a un material como para que eyecte electrones de sus átomos o moléculas. Es importante señalar que cuando se habla de ionización se incluyen también los fenómenos de excitación en los cuales un átomo o molécula son llevados a un estado excitado pero la energía entregada no es suficiente como para permitir la ionización.

Los procesos de ionización son siempre provocados por interacciones de tipo Coulombiano es decir que corresponden a interacciones carga-carga entre partículas. Es por esto que puede hacerse la siguiente diferenciación:

- a) se llama radiación DIRECTAMENTE IONIZANTE a partículas o radiaci

ciones (electrones, protones, partículas alfa, etc.) que tienen suficiente energía cinética para producir ionizaciones por colisión;

- b) se llama radiación INDIRECTAMENTE IONIZANTE a aquellas partículas o radiaciones no cargadas (X, gamma y neutrones) que pueden liberar partículas o radiaciones directamente ionizantes.

MAGNITUDES ESTOCASTICAS Y NO ESTOCASTICAS

Cuando se observan fenómenos de interacción de partículas o fotones con la materia, deben considerarse las probabilidades de ocurrencia de dichas interacciones. Esto es debido al carácter aleatorio de los eventos discretos que ocurren. Una magnitud definida para representar propiedades de interacción de partículas, y que queda sujeta a fluctuaciones estadísticas se denomina magnitud estocástica. En este caso sus valores varían en forma discontinua tanto en espacio como en tiempo. Además su valor es impredecible, pudiendo darse sólo la probabilidad de que tome uno determinado.

Si como ocurre de ordinario se desea evitar el carácter aleatorio de las magnitudes estocásticas, se pueden establecer magnitudes que se definen sobre la base de considerar valores medios de una magnitud estocástica asociada. A estas magnitudes, que representan fenómenos macroscópicos, se las denomina no estocásticas; son a su vez función continua del espacio y tiempo, lo que equivale a decir que existe un gradiente y una variación temporal (tasa) de su valor que en principio pueden ser calculados. Debido a que, si se produce ionización, la energía de partículas o fotones es muy grande, las fluctuaciones estadísticas en valor absoluto pueden ser considerables, por lo que se debe tener especial cuidado al definir magnitudes en dosimetría.

Las definiciones se hacen usualmente para un punto dentro del material irradiado. Se considera que todos los eventos que ocurren dentro de un pequeño volumen se producen en dicho punto. Generalmente se

considera una pequeña esfera centrada en el punto, suficientemente pequeña para que el número de interacciones por unidad de masa sea independiente de variaciones locales tanto en el material como en el campo de radiación, pero suficientemente grande como para que sea posible medir la magnitud con precisión.

DESCRIPCION DEL CAMPO

Es imprescindible tener un conocimiento detallado del campo de radiación en el punto de interés donde se evaluará la magnitud dosimétrica, tanto en lo que se refiere al tipo de radiación como a su dirección y a su energía.

DENSIDAD DE FLUJO

La forma más simple de describir el campo de radiación es midiendo la radiación que atraviesa una zona en torno al punto, por ejemplo, indicando la radiación que en promedio atraviesa la unidad de área por unidad de tiempo. Para el caso simple de un haz paralelo, tomemos una superficie orientada unitaria, que sin pérdida de generalidad puede ser circular, centrada en P, como se muestra en la figura 2. Se define como densidad de flujo al número de rayos que intersectan perpendicularmente a la superficie circular.

En el caso más general de un campo multidireccional, el número de rayos que inciden sobre la superficie unitaria depende de la orientación de ésta, por lo tanto si la superficie circular se rota alrededor de P se contemplarán las condiciones de perpendicularidad para todas las direcciones posibles de los rayos que componen el campo de radiación en el lugar. Dado que esta superficie circular en su rotación genera una superficie esférica, surge la definición general de densidad de flujo, tomando Δ a como la superficie de la esfera y ΔN como el número de partículas o fotones que entran en ella en un tiempo ΔT se tiene:

$$\text{Densidad de flujo: } \varphi = \Delta N / \Delta a \Delta t$$

El haber definido densidad de flujo de esta forma se debe a que en do simetría en general interesa el efecto que la radiación produce en un punto, independientemente de las direcciones que puedan tener las radiaciones.

FLUENCIA

La cantidad de partículas o fotones ΔN que entran en la esfera de sección elemental Δa en un tiempo determinado se denomina Fluencia \emptyset del campo de radiación presente en el punto de interés

$$\emptyset = \Delta N / \Delta a$$

DENSIDAD DE FLUJO DE ENERGIA

Si en lugar de contar partículas o fotones que entran en la esfera elemental por unidad de tiempo, se mide la suma de sus energías, ΔE , siendo

$$\Delta E_i = \sum_{i=1}^N T_i$$

donde T_i es la energía cinética del i -ésimo partícula del campo de radiación, se tiene entonces la densidad de flujo de energía:

$$\dot{\Psi} = \Delta E / \Delta a \Delta t$$

FLUENCIA DE ENERGIA

De igual modo que en el caso de fluencia de radiación, la fluencia de energía es la integral temporal de la densidad de flujo de energía:

$$\Psi = \Delta E / \Delta a$$

DISTRIBUCIONES

Como la densidad de flujo no determina completamente al campo de ra diación, puede ser además necesario discriminar diferentes tipos de radiación (partículas distintas o partículas y fotones). Asimismo se podrá especificar la fluencia de energía cuando los distintos tipos de radiación

tengan ciertas energías bien determinadas. Si cualquier valor de energía es posible para las partículas o fotones presentes, se debe disponer de una función $\phi'(t)$ que exprese el número de partículas por intervalo diferencial de energía del campo de radiación incidente en el punto de interés, su representación gráfica conocida como distribución espectral o espectro, permite visualizar la configuración del campo. En la figura 3 se muestra un gráfico de una función distribución arbitraria.

La integral de la función distribución sobre la energía determina la densidad de flujo correspondiente al intervalo de energías de integración, en dicha figura se ejemplifica este caso para el intervalo (T_1, T_2) en la que el área sombreada representa la densidad de flujo. El valor total se calculará entonces integrando sobre todos los valores de energía posibles:

$$\phi(T) = \int_0^{\infty} \phi'(T) dT$$

Cualquier magnitud que represente una superposición de efectos de partículas o fotones de distintas energías se puede representar por su distribución espectral. Asimismo es posible establecer distribuciones dadas sobre otras propiedades del campo tales como velocidad o dirección.

Una distribución particularmente importante en Protección Radiológica es la de Dosis absorbida con respecto a la transferencia lineal de la energía (LET) de las partículas que la producen.

ENERGIA IMPARTIDA

Dado que las radiaciones y sus interacciones con la materia son de naturaleza discreta, ciertas magnitudes de radiación pueden ser descritas sólo en términos estadísticos.

Se define la magnitud ENERGIA IMPARTIDA, ϵ , por la radiación ionizante a la materia, en un volumen, como:

$$\epsilon = \Sigma \epsilon_{in} - \Sigma \epsilon_{ex} + \Sigma Q$$

donde:

$\sum \mathcal{E}_{in}$ = Suma de las energías, excluyendo energías en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan entrado al volumen.

$\sum \mathcal{E}_{ex}$ = Suma de las energías, excluyendo energías en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan abandonado el volumen.

$\sum Q$ = Suma de todas las energías liberadas menos la suma de todas las energías gastadas en todas las transformaciones del núcleo y de partículas elementales que hayan ocurrido dentro del volumen.

Es importante señalar respecto a esta definición que la energía total para una partícula no ligada está dada por la expresión:

$$\mathcal{E} = T + m_0c^2$$

donde T: energía cinética de la partícula

m_0c^2 : masa en reposo.

por lo que la energía, excluyendo la energía en reposo es directamente la energía cinética de la partícula.

Teniendo en cuenta esta consideración es posible expresar la energía impartida en la siguiente forma:

$$\mathcal{E} = \sum T_{in} - \sum T_{ex} + \sum Q$$

donde

$\sum T_{in}$: suma de las energías cinéticas de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan entrado al volumen.

$\sum T_{ex}$: suma de las energías cinéticas de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan salido de volumen.

$\sum Q$: Suma de todas las energías liberadas menos la suma de to-

das las energías gastadas en todas las transformaciones del núcleo y de partículas elementales que hayan ocurrido dentro del volumen.

Por otra parte es de interés precisar el concepto de Q . Para ello se analizan los tres casos posibles respecto a este valor.

Las interacciones en las cuales $Q = 0$ son tales que en ellas no se produce ningún cambio en la masa en reposo total del núcleo y de partículas elementales.

Cuando $Q < 0$, esto implica que el proceso ha incrementado la masa en reposo total del núcleo y de las partículas elementales. Es decir, el proceso es tal que parte de la energía cinética de la partícula interactuante es transformada en masa en reposo, y esa energía de la radiación que es gastada para incrementar la masa en reposo no contribuye a la energía impartida.

Las interacciones en las que $Q > 0$ son aquellas en las cuales el proceso es tal que la masa en reposo total disminuye siendo liberada como otra forma de energía, generalmente como energía cinética de las partículas ionizantes. La contribución de Q a la energía impartida es tará dada precisamente por la fracción de la energía que no es convertida en energía cinética.

ENERGIA ESPECIFICA

Se define la cantidad ENERGIA ESPECIFICA, z , o energía específica impartida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen de masa m , al cociente:

$$z = \mathcal{E}/m$$

La unidad de energía específica es el rad.

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J kg}^{-1}$$

La energía específica media, \bar{z} , es una magnitud no estocástica de finida por:

$$\bar{z} = \int_0^{\infty} z f(z) dz \text{ (valor medio esperado)}$$

DOSIS ABSORBIDA

Se define la dosis absorbida, D, como:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía impartida media entregada por la radiación ionizante al material en un elemento de volumen de masa dm .

La unidad de dosis absorbida es el rad ($1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J kg}^{-1}$), y también el Gray (Gy), ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$).

La magnitud estocástica energía específica, z , puede alejarse mucho de la magnitud no estocástica dosis absorbida, D. Mediciones repetidas de z pueden establecer una distribución experimental, es decir una estimación de la distribución de probabilidad $f(z)$. El promedio de los valores experimentales de z será una estimación del valor medio \bar{z} . Cuando la masa tiende a cero el valor medio de z tiende a la dosis absorbida, D. Es decir:

$$\lim_{m \rightarrow 0} \bar{z} = D$$

Es importante precisar el concepto de proceso límite incluido en esta expresión y en la definición de D como cociente diferencial. Para ello supongamos que una radiación incide sobre un volumen limitado de material y que nos interesa observar las variaciones del cociente $\bar{\epsilon}/m$ a medida que modificamos m .

Supongamos además que conocemos la energía media impartida en cada elemento del material.

Si se elige un punto del medio y se selecciona una masa alrededor de este punto, se puede determinar el cociente $\bar{\mathcal{E}}/m$ para valores decrecientes de m . En general podrá encontrarse que, si la masa es grande, el cociente varía a medida que la masa se reduce, debido a que el flujo de partículas cargadas que liberan energía no es uniforme. Esto se debe comúnmente a la atenuación de partículas indirectamente ionizantes, por lo tanto, el cociente $\bar{\mathcal{E}}/m$ aumenta a medida que la masa disminuye.

A medida que m se reduce se encontrará una región en la cual la radiación es suficientemente uniforme de tal forma que el cociente $\bar{\mathcal{E}}/m$ resulta constante. Este es el cociente particular de $\bar{\mathcal{E}}/m$ que representa la dosis absorbida y se expresa en la forma,

$$\lim_{m \rightarrow 0} \bar{Z} = D$$

ó

$$D = \frac{d\bar{\mathcal{E}}}{dm}$$

para indicar que se efectuó realmente el proceso límite descrito. El valor máximo de m debajo del cual se encuentra una constancia aceptable del cociente $\bar{\mathcal{E}}/m$ define el volumen que debe considerarse como uniformemente irradiado.

Si se reduce aún más la masa que rodea al punto se observa que el cociente $\bar{\mathcal{E}}/m$, que en adelante llamamos Z , diverge del valor de D . La divergencia comienza generalmente con una variación creciente a medida que m disminuye. Si seguimos reduciendo m , encontramos que en muchos casos Z es cero, pero cuando difiere de cero puede llegar a tomar valores que superan en varios órdenes de magnitud a la dosis absorbida (figura 4).

Estas fluctuaciones se deben por supuesto al hecho de que la energía es depositada por las partículas cargadas en saltos discretos, y por lo tanto la densidad de energía específica en algunas masas pequeñas depende de cuántas partículas cargadas, si es que hay alguna, atraviesan la masa, y cuánta energía pierden al atravesarla.

EXPOSICION

Exposición es una propiedad de la radiación γ y X en un punto. No depende de qué le ocurre a la radiación ni siguiera al medio en dicho punto. Exposición se basa en la habilidad potencial de la radiación para producir ionización. Dado que la ionización no puede ocurrir en el vacío, se elige el aire como el medio más conveniente para manifestar esta propiedad del campo de radiación. Por lo tanto la Exposición se refiere a la forma en que la radiación interactuaría con el aire en el punto de interés.

Exposición (X) es el cociente dQ/dm donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por fotones en un volumen elemental de aire cuya masa es dm son completamente frenados en aire

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

La unidad adoptada para la magnitud Exposición se define operativamente a través de las cargas eléctricas colectadas mediante una cámara de aire libre. La unidad se denomina Roentgen (R) correspondiendo 1 R a una carga por unidad de masa de aire de 2.58×10^{-4} Coulomb/kg.

La definición de Exposición expresa que los electrones liberados en un volumen dado son completamente frenados en aire, además se considera que son medidos todos los iones formados a lo largo de las trayectorias de esos electrones. Esto no es posible en la práctica dado que existirán electrones que saldrán del volumen de interés generando iones que no serán contados. Si se compensan estos electrones que salen del volumen con otros que ingresan a éste, se está en condiciones de equilibrio electrónico y la ionización total en el volumen de medición es igual a la ionización producida a lo largo de toda la trayectoria de electrones generados en ella. La condición de equilibrio electrónico se logra para la definición de Exposición dejando en torno al volumen de medición un espesor de aire mayor **que el alcance del electrón más energético producido.** Esta condición se debe cumplir en la cámara de aire libre.

Y se consigue con facilidad para energías de hasta 500 keV siendo el alcance en aire de electrones de esta energía de aproximadamente 40 cm. Al aumentar la energía se hace más difícil el uso de la cámara de aire libre por las dimensiones que debe tener para el logro de la condición de equilibrio electrónico, quedando limitado su uso como patrón primario hasta energías de algunos MeV.

KERMA

Es importante tener en cuenta que para radiaciones indirectamente ionizantes el proceso de deposición de energía se produce en dos etapas. En la primera de ellas, se transfiere la energía de las partículas indirectamente ionizantes a partículas cargadas y en el segundo paso se produce la deposición de la energía de estas partículas secundarias por medio de las interacciones coulombianas ya mencionadas. La deposición que se produce en la segunda etapa está descrita por la dosis absorbida y para describir la transferencia de energía que tiene lugar en la primera etapa se define el KERMA: energía cinética liberada por unidad de masa. el Kerma es la energía por unidad de masa en forma de energía cinética transferida por partículas indirectamente ionizantes a partículas cargadas secundarias, en un punto de interés. Entonces si dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas indirectamente ionizantes en un elemento de volumen que tiene una masa dm .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

La unidad del kerma es el rad.

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J kg}^{-1}$$

Se define igual que antes la tasa de kerma, \dot{K} , por la relación

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

Es importante señalar que dado que dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas liberadas por partículas indirectamente ionizantes, ella también incluye la energía que estas partículas radian por bremsstrahlung.

Además se incluye también la energía de cualquier partícula cargada cuando la partícula es producida en procesos secundarios que ocurren dentro del volumen.

A menudo puede ser importante referirse a un valor de kerma para un material específico en el espacio libre o en un punto dentro de un material diferente. En este caso el valor que debe obtenerse debe ser igual al que se obtendría si se hubiera puesto una pequeña cantidad del material en el punto de interés (el elemento de masa debe ser suficientemente pequeño como para no perturbar el campo).

La descripción física fundamental de un campo de radiación puede ser hecha en términos de la densidad de flujo de energía. Para la dosimetría, sin embargo, puede ser conveniente hacerla describiendo el campo de partículas indirectamente ionizantes en términos de la tasa de kerma para un material adecuado.

EQUILIBRIO DE PARTICULAS CARGADAS Y KERMA

Tanto los rayos X y gamma como los neutrones depositan la energía a través de un proceso en dos etapas en el cual primero la transfieren a partículas cargadas las que posteriormente entregan energía al material. Por lo tanto la contribución a la dosis absorbida a través de la interacción de rayos gamma o neutrones en forma directa será despreciable comparada con la dosis depositada por las partículas secundarias cargadas. Por esta razón es de especial interés el campo de partículas cargadas generadas por un campo de radiación no cargado.

Si enfocamos la atención en las partículas cargadas que entran y salen del volumen V , y si para cada partícula cargada A que transporta

una cierta energía fuera de V existe otra partícula cargada B que transporta la misma energía hacia el volumen V entonces decimos que en el punto P hay equilibrio de partículas cargadas. (Es un equilibrio de energías, figura 5)

Si identificamos por el subíndice "c" a la contribución de las partículas secundarias cargadas, y por el subíndice "u" las contribuciones debidas a partículas no cargadas, la ecuación para la energía impartida al material será:

$$\mathcal{E} = \left[\sum \mathcal{E}_{in} \right]_c - \left[\sum \mathcal{E}_{ex} \right]_c + \left[\sum Q \right]_c + \left[\sum \mathcal{E}_{in} \right]_u - \left[\sum \mathcal{E}_{ex} \right]_u + \left[\sum Q \right]_u$$

La contribución de partículas no cargadas "u" se refiere al primer proceso de interacción de las partículas indirectamente ionizantes.

Se considera despreciable el aumento de la energía en reposo producido por partículas cargadas, es decir que:

$$\left[\sum Q \right]_c = 0$$

Por otra parte $\left[\sum \mathcal{E}_{in} \right]_u - \left[\sum \mathcal{E}_{ex} \right]_u + \left[\sum Q \right]_u$ es justamente la suma de las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas liberadas por radiaciones indirectamente ionizantes en el volumen elemental que rodea el punto de interés. Por lo tanto:

$$\left[\sum \mathcal{E}_{in} \right]_u - \left[\sum \mathcal{E}_{ex} \right]_u - \left[\sum Q \right]_u = E_{tr}$$

Entonces:

$$\mathcal{E} = \left[\sum \mathcal{E}_{in} \right]_c - \left[\sum \mathcal{E}_{ex} \right]_c + E_{tr}$$

Por el momento supondremos que la energía cinética de estas partículas cargadas no puede ser reconvertida en energía de partículas descargadas (por ejemplo por bremsstrahlung). Si existe equilibrio de carga entonces:

$$[\sum \mathcal{E}_{in}]_c = [\sum \mathcal{E}_{ex}]_c, \text{ por lo tanto } \mathcal{E} = E_{tr} \text{ y}$$

$$\frac{\Delta \dot{\mathcal{E}}}{\Delta m} = \frac{\Delta E_{tr}}{\Delta m}$$

$$\frac{d\mathcal{E}}{dm} = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad \therefore \quad K = D$$

Esto establece que en presencia de equilibrio de partículas cargadas la dosis absorbida es igual al kerma.

En el caso en que las partículas cargadas secundarias usen parte de su energía en la producción de partículas no cargadas (bremsstrahlung) una parte de ΔE_{tr} convertida de gamma en partículas secundarias cargadas, es convertida en rayos X que pueden escapar del elemento del volumen entonces $\Delta \mathcal{E} < \Delta E_{tr}$; por lo tanto la validez de la expresión anterior está limitada a casos en los cuales el bremsstrahlung es despreciable.

TRANSFERENCIA LINEAL DE ENERGIA

Las radiaciones ionizantes pueden inducir muchos cambios físicos, químicos y biológicos. La clase y magnitud del cambio depende a menudo de las condiciones físicas de irradiación y en muchas circunstancias tiene una gran importancia un factor que llamaremos calidad de la radiación.

En adelante el término CALIDAD se referirá a aquellas características de la distribución espacial de transferencia de energía a lo largo de las trazas de las partículas, que influyen la efectividad de una radiación para producir un cambio cuando son mantenidos constantes otros factores físicos, tales como energía total disipada, dosis absorbida, tasa de dosis absorbida y fraccionamiento de dosis.

En particular importa la descripción de la calidad en términos de la llamada TRANSFERENCIA LINEAL DE ENERGIA o LET. Muchos fenómenos ra-

radioinducidos dependen de la distribución espacial de transferencia discreta de energía de una partícula cargada al medio irradiado. En algunos sistemas, por ejemplo, un gran número de interacciones con transferencia de energía por unidad de longitud de traza de una partícula, favorece una gran producción de un producto y una baja producción de otro.

Es importante tener en cuenta que no es posible establecer una única interpretación del LET, en los cambios radioinducidos, que sea válida para todas las circunstancias. En algunos casos, cuando se conoce el efecto de una determinada dosis absorbida de un tipo de radiación, se desearía predecir el efecto de una dosis absorbida similar pero de una radiación diferente. Para hacer esto deberían describirse previamente los aspectos de calidad de ambas radiaciones. Sin embargo, los efectos estocásticos de las interacciones de la radiación con la materia hacen imposible hacer una descripción lógica y exhaustiva.

El problema práctico es por lo tanto obtener una caracterización conveniente de la radiación y tan completa como sea posible. Se define la TRANSFERENCIA LINEAL DE ENERGÍA, L_{Δ} , de partículas cargadas en un medio, al cociente dE/dl , donde dl es la distancia recorrida por la partícula y dE es la pérdida media de energía debida a colisiones, con transferencia de una cantidad de energía, menor o igual a Δ en cada evento.

$$L_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dl} \right)_{\Delta}$$

Las pérdidas de energía son a veces consideradas como localmente impartidas, Δ se expresa en eV, entonces L_{100} designa el LET cuando tomamos como corte de energía el valor 100 eV ($\Delta = 100$ eV). Por otra parte L_{∞} se utiliza para simbolizar el caso en que se consideran todas las transferencias de energía. Sin embargo esto no indica que pueda hacerse una transferencia de energía infinitamente grande pues siempre existen otras limitaciones gobernadas por el tipo y velocidad de la partícula incidente.

Vamos a tratar de interpretar el sentido de Δ . Cuando una partícula cargada atraviesa la materia, su forma principal de perder energía es por medio de interacciones con electrones atómicos. Dependiendo del

parámetro de impacto estas interacciones pueden ser distantes o cercanas, es decir que puede producirse una ionización localizada en la traza de la partícula o una gran transferencia de energía que lleva a la eyección de un electrón atómico de suficiente energía como para producir posteriores eventos de ionización. La energía puede ser suficientemente baja como para producir una nube de iones o puede ser suficientemente grande para producir una traza separada conocida con el nombre de rayo delta. Debe tenerse en cuenta que la distinción entre traza y nube es fundamentalmente arbitraria.

Se supone generalmente que la acción biológica y química de la radiación puede deberse a la absorción de energía en uno o en una serie de pequeños volúmenes frecuentemente llamados sitios. Aunque no hay una idea clara respecto al tamaño de estos "sitios", normalmente se consideran mucho menores que 1 μ . Esta distancia corresponde al rango de electrones en tejido con una energía de 6 keV. Es por lo tanto evidente que si una partícula produce un rayo delta que tiene una energía superior a 10 keV no puede suponerse que disipe su energía localmente puesto que tiene energía suficiente como para escapar del sitio. Es por esto que se establece un valor de corte Δ de tal forma de poder asegurar que la energía ha sido localmente impartida. Se reconoce como rayo delta a aquella radiación que tenga una energía mayor o igual a Δ .

Este corte en la energía establecido por Δ puede asemejarse a un corte geométrico que se produce cuando se define

$$L_r = dE_r/dl$$

donde dE_r representa la pérdida de energía depositada dentro de un cilindro de radio r y longitud dl centrado alrededor de la traza de la partícula.

DOSIS EQUIVALENTE

En general dijimos que la efectividad biológica de una dada dosis

absorbida depende del tipo de radiación y de las condiciones de irradiación.

En los procedimientos corrientes de protección radiológica una indicación del efecto sobre un dado órgano se infiere ponderando la dosis absorbida en este órgano por ciertos factores modificantes, principalmente el de calidad de la radiación.

En el punto de interés en el tejido, se define la DOSIS EQUIVALENTE, H, como el producto:

$$H = D Q N$$

donde D es la dosis absorbida, Q es el factor de calidad y N es el producto de todos los otros factores modificantes.

La unidad de dosis equivalente es el rem, cuando la dosis absorbida se expresa en rad. Por otra parte cuando la dosis absorbida se expresa en grey la dosis equivalente se expresa en sievert.

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1} (= 100 \text{ rem})$$

La dosis equivalente está limitada a aplicaciones en protección radiológica y puede ser usada cuando H está limitada a efectos estocásticos.

En el caso en que D es liberada por partículas que tienen un valor determinado de L_{∞} , el ICRP establece una tabla de relación entre los valores de L_{∞} y de Q que se muestra en la siguiente tabla.

L_{∞} en agua (keV/ μm)	Q
3.5 ó menos	1
7.0	2
23	5
53	10
175	20

En el caso usual en que D es liberada por partículas que tienen un rango de valores de L_{∞} es necesario definir un \bar{Q} tal que

$$H = D \bar{Q} N$$

La definición de \bar{Q} es :

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q(L_{\infty}) D_{L_{\infty}} dL_{\infty}$$

donde $D_{L_{\infty}}$ es la distribución diferencial de D en L_{∞} . Por lo tanto resulta

$$H = N \int_0^{\infty} Q(L_{\infty}) D_{L_{\infty}} dL_{\infty}$$

Por su parte N es el producto de factores modificantes tales como los que deben tenerse en cuenta para la distribución de dosis absorbida en espacio y tiempo, y para fuentes externas tiene un valor 1.

Entonces:

$$H = \int_0^{\infty} Q(L_{\infty}) D_{L_{\infty}} dL_{\infty}$$

Debe señalarse que el valor de Q es válido para el punto del cuerpo en el cual se calcula H.

Cuando se desconoce el espectro de dosis absorbida pueden emplearse aproximaciones aceptables de Q para ciertos tipos de radiación primaria. Por ejemplo: en ausencia de información sobre un espectro de neutrones es una simplificación posible usar el valor $\bar{Q} = 10$ para convertir en dosis equivalente la dosis absorbida medida en una cámara de ionización tejido-equivalente para neutrones. Con esto normalmente se sobrestima la dosis equivalente.

En la siguiente tabla se muestran los distintos tipos de radiaciones y los valores de \bar{Q} correspondientes.

	\bar{Q}
Rayos X, rayos γ y electrones	1
Neutrones, protones y partículas de una sola carga con masa en reposo mayor que una unidad de masa atómica	10
Partículas α y partículas de carga múltiple	20

DOSIS EQUIVALENTE EFECTIVA

Desde el punto de vista de la protección radiológica y con el objeto de limitar el riesgo de efectos estocásticos, es posible introducir el concepto de limitación de la exposición ponderada promedio de todo el cuerpo. Está basado en el principio de que para un cierto nivel de protección, el riesgo debe ser el mismo, si el cuerpo entero es irradiado uniformemente o si la irradiación es no uniforme o parcial. Esta condición se cumple aplicando la limitación a la magnitud física.

$$H_E = \sum_T W_T H_T$$

donde

W_T : es un factor que representa la proporción del detrimento debido a efectos estocásticos resultantes en el tejido T respecto al detrimento total por efectos estocásticos cuando se irradia uniformemente todo el cuerpo.

H_T : es la dosis equivalente media en el órgano o tejido T.

Los valores de W_T recomendados por el ICRP son:

Tejido	W_T
Gonadas	0.25
Mamas	0.15

Médula ósea	0.12
Pulmón	0.12
Tiroides	0.03
Hueso	0.03
Resto	0.30

Con respecto al resto el ICRP recomienda que sea utilizado un valor de $W_T = 0.06$ para cada uno de los cinco órganos que reciben la más alta dosis equivalente, y que la exposición de otros órganos sea despreciada.

Respecto a la piel, la evaluación del detrimento en grupos de población puede requerir la consideración del pequeño riesgo de cáncer fatal, consecuencia de la exposición de la piel entera a radiación beta blanda. En este caso es posible aplicar un valor de $W_T=0.01$ a la dosis equivalente promediada sobre toda la superficie de la piel.

INDICE DE DOSIS

Los límites de dosis son establecidos en términos de dosis equivalente efectiva, por lo tanto esta magnitud conjuntamente con el concepto de dosis absorbida es de importancia fundamental. Sin embargo, el valor de la dosis equivalente en un órgano es muy difícil de determinar y es usualmente deducido a partir de la medición de otras magnitudes y otras ubicaciones. Es frecuentemente necesario especificar niveles de radiación por medio de un término que provea como mínimo una indicación aproximada de la máxima dosis absorbida que podría ser recibida si un individuo estuviera en una posición particular.

Con este objeto se definen el índice de dosis absorbida D_I y el índice de dosis equivalente H_I . En esta aproximación la máxima dosis absorbida en el cuerpo humano está aproximada por la máxima dosis absorbida en una esfera de material tejido equivalente.

La aproximación es útil en circunstancias en las cuales es di-

ffcil estimar la máxima dosis absorbida y la máxima dosis equivalente en el cuerpo humano externamente irradiado, a partir de mediciones en aire. Debe aceptarse sin embargo que puede ser inapropiado en otras circunstancias, en que pueden ser necesarios diferentes fantomas, como por ejemplo, en la irradiación de extremidades.

Se define el INDICE DE DOSIS ABSORBIDA D_I en un punto como la máxima dosis absorbida dentro de una esfera de 30 cm de diámetro, centrada en ese punto y compuesta de material equivalente a tejido blando con una densidad de 1 g cm^{-3} .

Se define el INDICE DE DOSIS EQUIVALENTE H_I en un punto como la máxima dosis equivalente dentro de una esfera de 30 cm de diámetro centrada en ese punto y compuesta de material equivalente a tejido blando con una densidad de 1 g cm^{-3} .

Debe especificarse que para estas definiciones se tomó la composición de tejido blando como :

76.2 %	O	10.1 %	H
11.1 %	C	2.6 %	N

Estas definiciones se aplican a todas las radiaciones ionizantes y pueden distinguirse las diferentes componentes de un campo de radiación complejo indicando el D_I de gamma, el D_I de neutrones, el H_I de gamma, etc. Debe notarse también que la máxima dosis absorbida (dosis equivalente) puede ocurrir en diferentes puntos de la esfera, por lo tanto el D_I ó el H_I para el campo de radiación como un todo es generalmente menor que la suma de los valores de sus componentes.

En general los valores máximos del factor de calidad Q y de la dosis absorbida D (Q máx y D_I) se producen en diferentes posiciones en la esfera y por lo tanto la ubicación H máxima puede ser diferente de la ubicación de D máxima.

Sin embargo el producto ($Q_{\text{máx}} D_I$) da una estimación conservativa de H_I . Otro método para calcular H_I con buena precisión consiste en multiplicar D_I por los valores de $Q_{\text{má}}$ aplicables para los diferentes componentes de un campo de radiación complejo, y luego sumar dichos productos.

INDICE DE DOSIS SUPERFICIAL Y PROFUNDO

En las situaciones en que se determinan dosis equivalentes y se comparan con los límites de dosis es importante tener en cuenta que:

- a.- Los órganos y tejidos del cuerpo están a distintas profundidades del cuerpo.
- b.- Las dosis equivalentes son una función de la posición de dichos órganos en el cuerpo.

En la práctica, en el monitoreo corriente es posible distinguir entre dosis equivalente causada por radiación penetrante y dosis equivalentes limitadas esencialmente a la piel. El uso de determinaciones separadas para la dosis equivalente en piel puede ser útil porque en muchas situaciones dicha dosis en piel excede en mucho las dosis equivalentes en profundidad y porque el límite de dosis para piel es mayor que para el cuerpo como un todo. Es por lo tanto útil definir un procedimiento para hacer y utilizar mediciones de monitoreo de tal manera que puedan proveer estimaciones de dosis en el cuerpo, una cerca de la superficie representando la piel y la otra para tejidos más profundos.-.

La capa exterior de la piel tiene un espesor de 0.07 mm ($7\text{mg}/\text{cm}^2$) y la dosis equivalente en esta capa puede ser ignorada. Hasta 1 cm de profundidad las irradiaciones son consideradas poco profundas, y el resto como irradiaciones profundas. De acuerdo a esto deben modificarse ligeramente las definiciones de las magnitudes índice para realizar previsiones para radiaciones de bajo poder penetrante. Es por lo tanto conveniente dividir la esfera en dos capas y un núcleo: la capa exterior con un espesor de 0.07 mm es representativa de la capa basal de epidermis en áreas en que la piel es delgada. Los efectos de la radiación sobre la capa basal se suponen despreciables, por lo

tanto no es necesario determinar ni la dosis absorbida ni la dosis equivalente en esta capa. La capa siguiente se extiende de 0.07 mm hasta una profundidad de 1 cm, y el núcleo interior tiene un radio de 14 cm.

Cuando la radiación se atenúa fuertemente en la esfera, es conveniente considerar separadamente la máxima dosis equivalente en el núcleo interior y en la capa inmediatamente vecina. Estos dos máximos son llamados índice profundo de dosis equivalente e índice superficial de dosis equivalente. Al mayor de ellos se lo denomina índice de dosis equivalente irrestricto y se recomienda que sea referido como el valor máximo de la dosis equivalente a profundidades mayores que 0.07 mm.

CONDICION DE RECEPTOR

Es preciso hacer una distinción entre dos condiciones en las que puedan hacerse las determinaciones de las cantidades involucradas en dosimetría. En una de las condiciones el punto de interés puede ser uno de ocupación potencial pero que no estar ocupado por una persona, fantoma u otro receptor. Se postula que en esta condición todos los cuerpos (que absorben, dispersan, etc.) están presentes con la sola excepción del receptor. Esta es la condición llamada LIBRE DE RECEPTOR.

En la segunda condición, las magnitudes son determinadas tanto en el receptor como cerca de él. Esta es la condición llamada PRESENCIA DE RECEPTOR. Los dispositivos para medir una magnitud bajo condiciones libre de receptor deben ser calibrados de forma que su indicación corresponda a valores en el punto de interés sin la presencia del dispositivo de medición.

La introducción del receptor produce atenuación y dispersión de la radiación dentro y fuera del receptor y esto puede alterar la radiación dispersada en el receptor por la presencia de materia en el entorno.

En muchos casos prácticos este proceso de segundo orden puede ser ignorado y puede suponerse que si las magnitudes de radiación relevantes en condiciones libres de receptor están adecuadamente especificadas en una cierta región, las magnitudes de radiación en cualquier receptor especificado posicionado en esta región están unívocamente determinadas.

En el monitoreo individual para radiación externa se emplean dosímetros que son utilizados cerca de la superficie del cuerpo. La calibración de dispositivos individuales debe ser realizada con determinaciones en presencia del receptor y con fantomas apropiados. Si la calibración inicial es acompañada por mediciones bajo condiciones libres de receptor, posteriores recalibraciones de chequeo deben realizarse también bajo condiciones libres de receptor. En general el establecimiento de los valores de las magnitudes de radiación en presencia del receptor deben ser suplementadas por descripciones explícitas de la geometría del receptor (incluyendo orientación) de igual forma que especificaciones del punto en el receptor donde se aplican esos valores. La principal ventaja de las magnitudes índice es proveer el puente necesario entre las condiciones "libre de receptor" y "en presencia del receptor".

Usando los valores de las magnitudes apropiadas en el receptor estandarizado, se pueden especificar parámetros característicos de un campo de radiación, válidos para la condición libre de receptor. De este modo puede especificarse el índice de dosis equivalente en un punto del espacio exterior.

Una vez que se han determinado los índices de dosis equivalente, se pueden calibrar los instrumentos monitores para un rango definido de radiaciones y energías. Estas calibraciones se realizan normalmente con radiaciones unidireccionales, y luego son aplicadas sólo en condiciones similares. Si se utiliza el instrumento para hacer mediciones con radiaciones multidireccionales se tenderá a sobreestimar el índice de dosis, pero el grado de sobreestimación dependerá de la distribución angular de la radiación y de si el instrumento es un monitor individual o un monitor ambiental.

En el caso de un monitor individual la calibración básica deberá ser hecha en un fantoma que dé una retrodispersión equivalente al de la esfera de 30 cm. La calibración estará entonces relacionada con los valores calculados o medidos tanto del índice de dosis equivalente en superficie como en profundidad. Si el instrumento es entonces usado sobre la superficie del cuerpo de tal forma que la radiación incida unidireccionalmente, la indicación será directamente la dosis equivalente superficial o en profundidad del cuerpo.

En el caso de un monitor ambiental, el instrumento será usado y calibrado sin la retrodispersión de un receptor y la calibración tendrá el objetivo de relacionar la lectura en el instrumento en condiciones libre de receptor con el índice de dosis equivalente apropiado.

Los campos de radiación evaluados por los monitores ambientales son usualmente uniformes sobre distancias de 30 cm, pero en muchos laboratorios de calibración pueden encontrarse apreciables variaciones de estas distancias. El error introducido por la diferencia en geometría es minimizado si, en la calibración, la posición de la esfera para determinar los índices de dosis equivalente es tal que el punto de máxima dosis equivalente coincide con la posición que será ocupada por el centro del instrumento de monitoreo ambiental. Puede ocurrir alguna sobreestimación en campos de energía mixtos debido a que los máximos de dosis equivalente de diferentes partes del espectro se producen a diferentes profundidades, pero son sumados linealmente por el instrumento.

La mayoría de los instrumentos de monitoreo ambiental tienen una respuesta aproximadamente isotrópica y sobreestimarán el índice de dosis equivalente cuando son calibrados en campos unidireccionales y luego usados en multidireccionales. Esto se debe a que las propiedades de absorción de la esfera de 30 cm resultarán en un índice de dosis equivalente menor para un campo multidireccional que para la misma fluencia en un campo unidireccional.

En principio, aún para radiación unidireccional, el factor de calibración o sensibilidad para monitores individuales y ambientales en términos de índices de dosis equivalente es una función del tipo y de

la energía de la radiación. En muchas situaciones, sin embargo, puede elegirse un único factor de calibración para un rango substancial de energías y para distintos tipos de radiación, pueden usarse instrumentos separados, por ejemplo, monitores para radiación electromagnética pueden ser provistos con un único factor de calibración que cubre energías desde una decena de keV a unos pocos MeV y el instrumento puede ser diseñado para tener una baja sensibilidad para neutrones. De igual forma los monitores ambientales para neutrones pueden tener un único factor de calibración para energías desde térmicas hasta unos pocos MeV y pueden ser relativamente insensibles a radiación electromagnética.

DOSIS COLECTIVA

La interrelación entre el detrimento y la distribución de dosis equivalente efectiva en una población expuesta a radiaciones no es única, y no hay una única cantidad que pueda representar adecuadamente a la distribución. Sin embargo, para procesos de optimización se puede definir una cantidad llamada dosis equivalente efectiva colectiva S_E como el producto ponderado de la dosis equivalente efectiva y el número de individuos de la población expuesta.

$$S_E = \int_0^{\infty} N(H_E) H_E dH_E$$

expresada en Sievert hombre, y donde

$N(H_E)$ es el espectro de la población en H_E

$N_{HE}(H_E) dH_E$ es el número de individuos que reciben una dosis equivalente efectiva entre H_E y $H_E + dH_E$, debida a esta fuente.

La dosis equivalente efectiva colectiva se obtiene incluyendo en la población bajo consideración todos los individuos receptores de dosis debida a la práctica considerada. Las integrales no cambian si la población se hace arbitrariamente mayor que el grupo realmente expuesto mediante la inclusión de personas no expuestas. Por este motivo es conveniente especificar la población como la población del mundo. Esta especificación no es necesaria si el grupo expuesto es pequeño y bien definido y cada individuo expuesto puede ser tenido en cuenta. Cuando la exposición ocurre en un cierto intervalo de tiempo, y si llamamos $\bar{H}(t)$ a la tasa de dosis equivalente efectiva per caput para una dada población, se puede definir la dosis equivalente efectiva comprometida para una dada decisión o práctica, por la expresión:

$$H_{E,C} = \int_0^{\infty} \bar{H}_E(t) dt$$

Es posible también definir la dosis equivalente efectiva colectiva comprometida por integración de la tasa de dosis equivalente efectiva colectiva

$$S_{E,C} = \int_0^{\infty} \dot{S}_E(t) dt$$

donde $S_E(t) = \int_0^{\infty} N(H_E) \dot{H}_E dH_E$

COMPROMISO DE DOSIS

Otra cantidad utilizada es el compromiso de dosis equivalente efectiva $H_{E,50}$ para una única incorporación de material radiactivo cuerpo. Esta cantidad, que puede ser considerada como un caso especial de dosis equivalente efectiva comprometida, es la dosis equivalente efectiva que será acumulada en un período de 50 años después de la incorporación, y se define de la siguiente forma:

$$H_{E,50} = \int_{t_0}^{t_0 + 50 \text{ años}} \dot{H}_E(t) dt$$

donde $\dot{H}_E(t)$ es la tasa de dosis equivalente efectiva debida a la incorporación producida al tiempo t_0 .

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1.- ICRU Report 19
Radiation quantities and units. 1975.
- 2.- ICRU Report 16
Linear energy transfer. 1970.
- 3.- ICRU Report 25
Conceptual basis for the determination of dose equivalent. 1976.
- 4.- ICRU Report 33
Radiation quantities and units. 1980.
- 5.- ICRP Report 26
Recommendations of the International Commission on Radiological
Protection. 1977.
- 6.- Attix, H.; Roesch, W.C.; Tochilin, E.
Radiation Dosimetry
Academic Press, 1969.

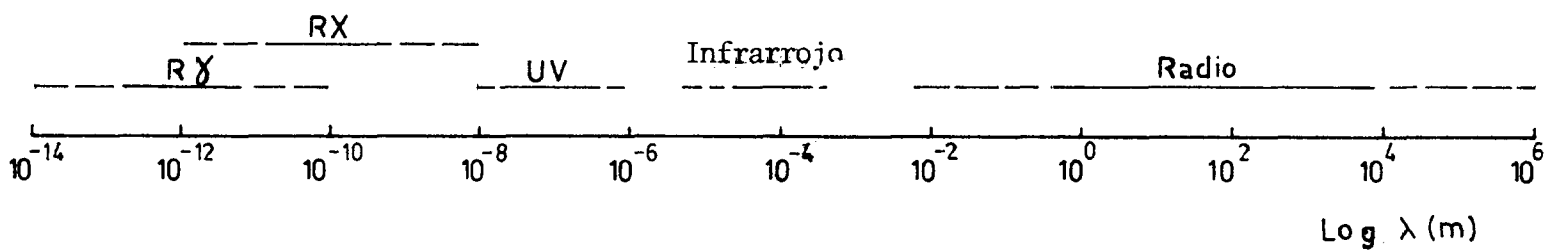


FIG 1

Representación de los distintos tipos de radiación electromagnética en función de su longitud de onda

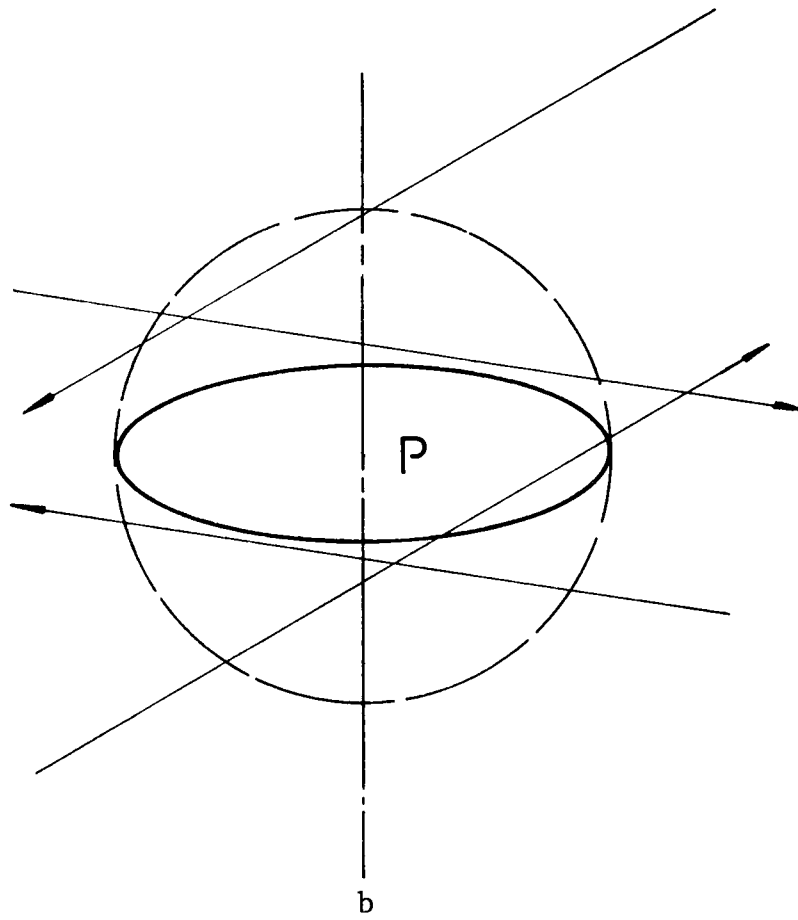
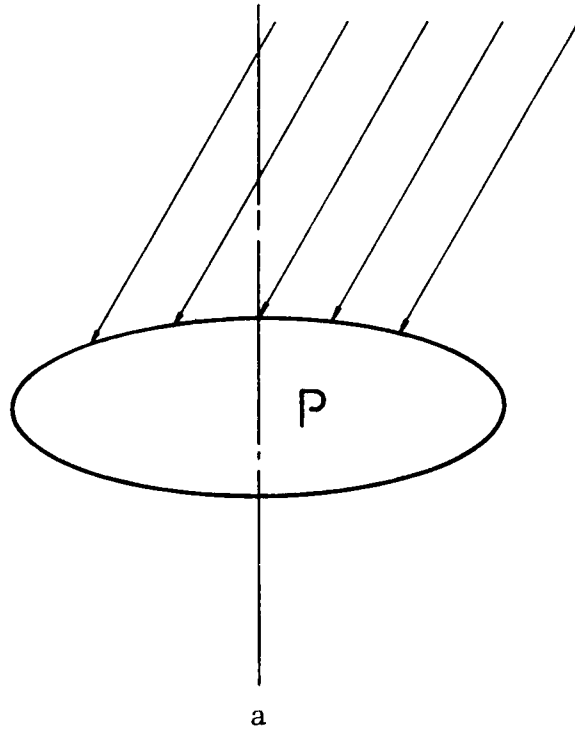


FIG 2

Fluencia en caso de un campo monodireccional a), y multidireccional b).

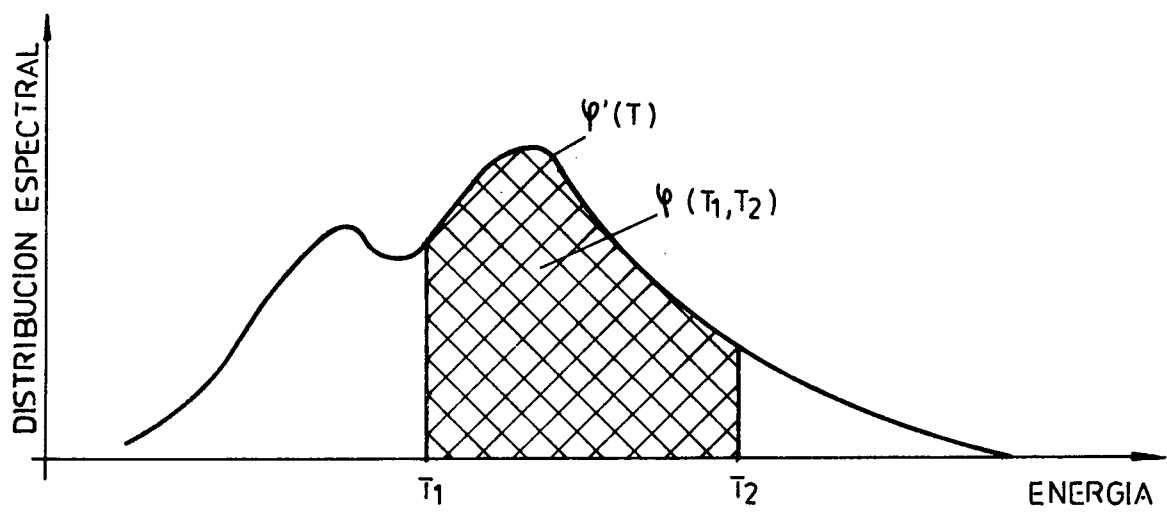


FIG 3

Distribucion espectral de un campo de radiación

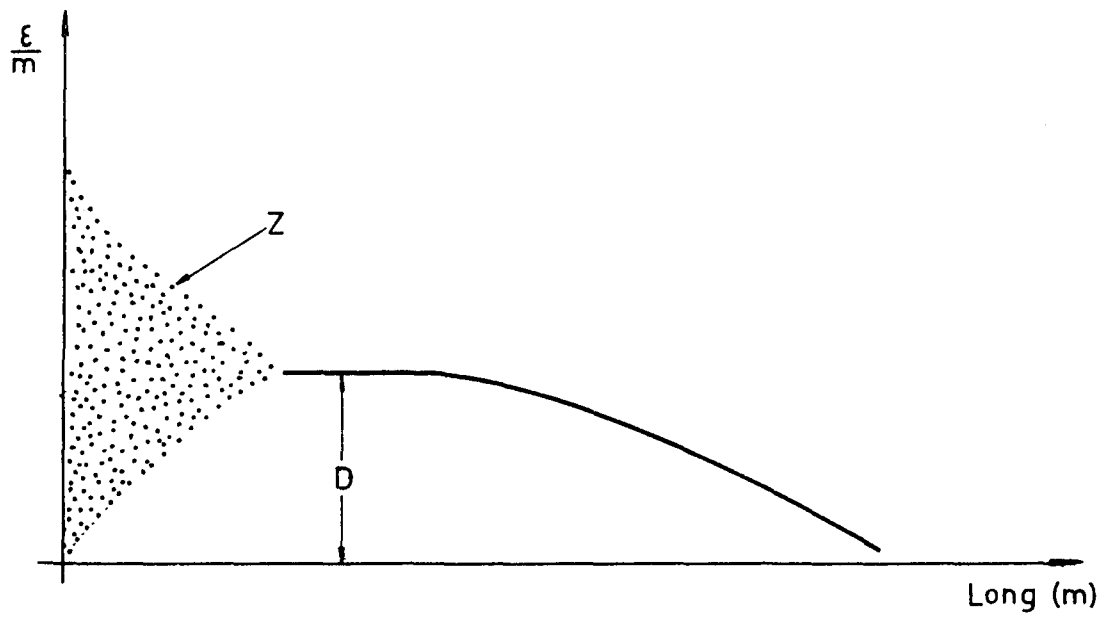


FIG 4

Energía específica como función de la masa

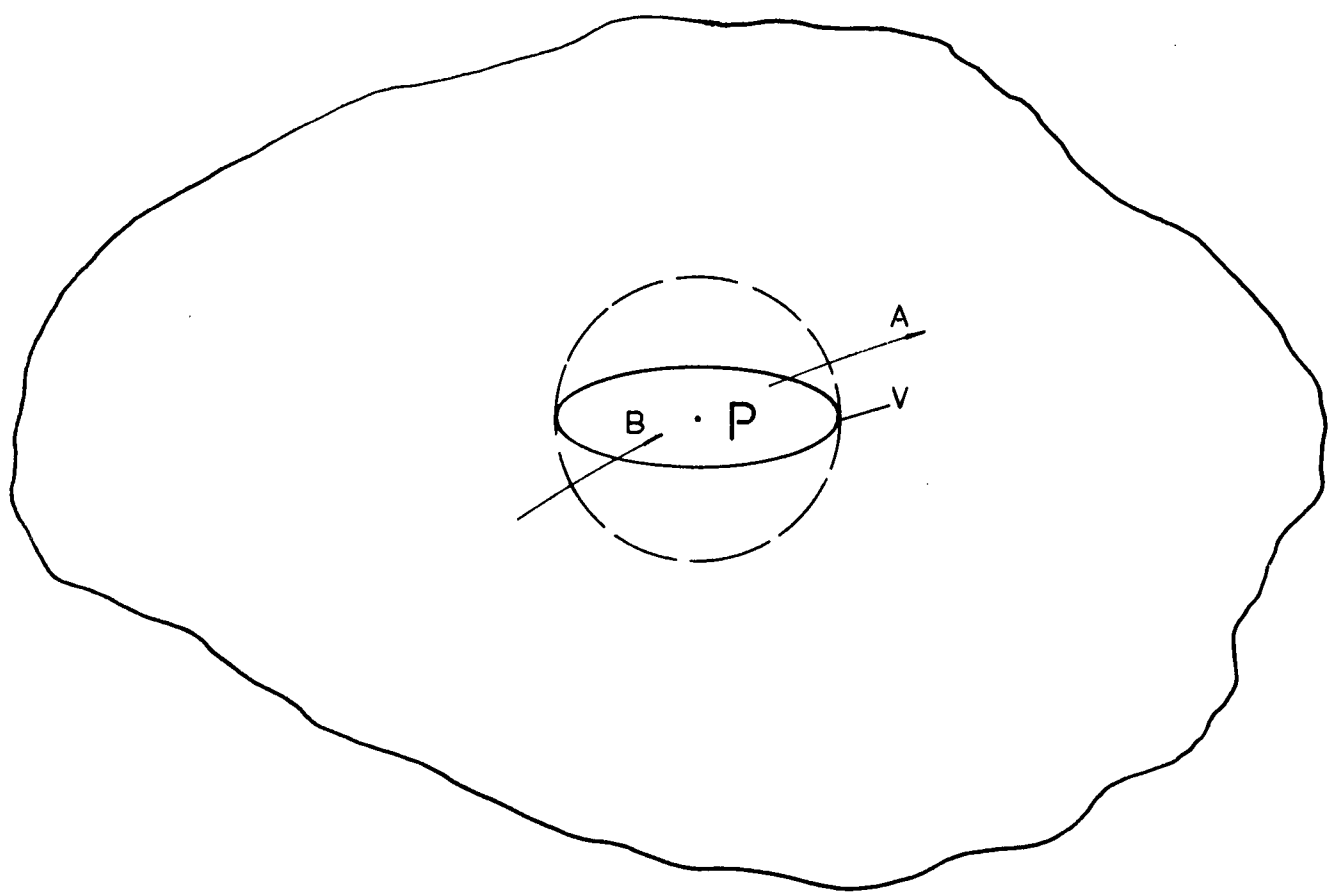


FIG 5

Ilustración de la condición de equilibrio electrónico