

INZS-UY--078



UY9800068

# **CURSO REGIONAL DE CAPACITACION**

## **SOBRE LA PRACTICA DE LA RADIOFARMACIA HOSPITALARIA**

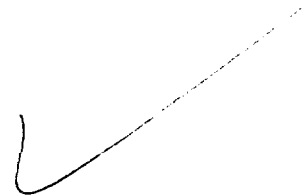
O.I.E.A. - UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA

MONTEVIDEO - URUGUAY

13 DE JUNIO - 1 DE JULIO 1994



**DOSIMETRIA DE FUENTES INTERNAS**



**Quím. Farm. Eduardo Savio**

*Reproducción de Material Gráfico - Gentileza de Xerox Uruguay S.A.*



Q.F. EDUARDO SAVIO

## Introducción

La estimación de la dosis absorbida es necesario para la evaluación de los riesgos que involucra la aplicación de radiofármacos en estudios de Medicina Nuclear, ya sea con la finalidad de obtención de imágenes, terapia o estudios no invasivos fisiológicos y metabólicos.

Por un lado sabemos que problemas inherentes a la adquisición de imágenes tales como la estadística del conteo y tiempo de adquisición de imágenes se resolverían aumentando la actividad administrada. Por otro lado, si tenemos presente que la dosis absorbida significa la cantidad de energía proveniente de radiación ionizante que es depositada por unidad de masa en el sitio de interés, mientras que el radionucleido (RN) involucrado en los estudios mencionados anteriormente se encuentre circulando en el medio biológico o sea incorporado selectivamente en un órgano, hasta su excreción, estará irradiando a los tejidos expuestos. Es entonces la *Dosimetría Interna* una metodología de cálculo que nos va a permitir evaluar la relación beneficio/riesgo para cada RN y cada aplicación en particular.

Entendemos por *fente interna* todo aquel material radioactivo que se introduce en el organismo (por vía endovenosa, intraperitoneal, oral, nasal, etc) y es metabolizado por él en base a su comportamiento fisicoquímico y biológico, con localización mas o menos uniforme en órganos o zonas. Todo material radioactivo que no se ajuste a esta definición se denomina *fente externa* (ej: agujas de radio empleadas para radioterapia).

---

## METODOLOGIA DE CALCULO

Aunque los cálculos necesarios para evaluar una dosis absorbida pueden ser muy complejos, existen distintas alternativas que lo simplifican, para las cuales siempre es necesario tener presente las asunciones realizadas en cada paso.

En ese sentido se presentarán los siguientes métodos:

1) *MARINELLI* - Se mencionará al final, y a él corresponden las expresiones clásicas de dosimetría interna.

2) *MIRD* (Medical Internal Radiation Dose) - Desarrollado por el Comité del mismo nombre, y representa el encare actual al cálculo de dosimetría interna.

## SISTEMA MIRD

La dosis absorbida promedio debida a un RN administrado puede ser calculado clasificando una variedad de parámetros o factores en 3 categorías:

- a) Parámetros biológicos que describen captación, distribución, retención y liberación del radiofármaco en el organismo.
- b) La energía media emitida por el RN por desintegración
- c) La fracción de la energía emitida que es absorbida por el blanco

## A) PARAMETROS BIOLOGICOS

Definiremos los siguientes conceptos:

- actividad acumulada ( $\tilde{A}$ )
- período efectivo ( $T_{ef}$ )
- tiempo de residencia ( $\tau$ )

Para calcular la dosis absorbida es necesario conocer dónde va el radiofármaco, cuánto tiempo tarda en llegar, cuánto tiempo permanece, el período de semidesintegración del RN considerado, la masa de los órganos involucrados. En este último aspecto, cuando hablemos de órganos o zonas involucradas, es importante precisar:

- Órgano crítico: Aquel que concentra la mayor cantidad de material radioactivo, y no necesariamente el que presenta los mayores riesgos de ser lesionado.
- Órgano fuente: Aquel tejido que localiza un radiofármaco. Se lo designará con la letra *h*.
- Órgano blanco: Aquel tejido irradiado por el órgano fuente. Se lo designará con la letra *k*.

La Figura 1 ilustra diferentes órganos blancos y fuentes, para distintos radiofármacos. Todo órgano es un blanco potencial de un radiofármaco depositado en el organismo. Aquel que contiene la radioactividad en un cierto momento, es órgano fuente y blanco sobre si mismo debido a la autoirradiación. Las dosis de radiación recibidas por los órganos blancos depende de su ubicación y distancia relativa al órgano fuente, así como de la naturaleza y energía de las radiaciones. Los ejemplos muestran un único órgano fuente, pero pueden ser múltiples.

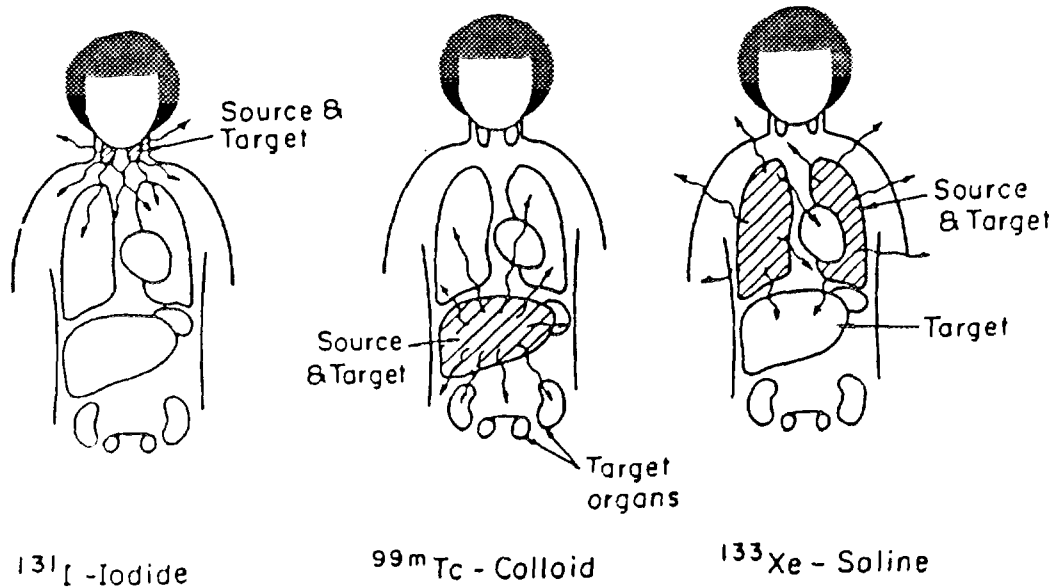


FIGURA 1.-

Por otro lado el período efectivo ( $T_{eff}$ ) en que un radiofármaco permanece en el organismo va a estar dado en función de su período de semidesintegración ( $T_{1/2}$ ) y su período biológico ( $T_b$ ), según la siguiente expresión:

$$\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_{1/2}} + \frac{1}{T_b}$$

$$T_{eff} = \frac{\ln 2}{\lambda + \lambda_b}$$

Teniendo en cuenta los conceptos antes definidos, determinaremos la actividad que se acumula en cierto órgano, desde su ingreso hasta su completa eliminación del mismo. Esta actividad acumulada puede calcularse de la siguiente manera:

$$\tilde{A}_b = \int_{t_1}^{t_2} A_b(t) dt \quad (\text{unidades de transiciones nucleares: Bqs}^{-1}, \text{Cih}^{-1})$$

Si  $t_1 = 0$  y  $t_2 = \infty$

$$\tilde{A}_b = \int_0^{\infty} A_b e^{-(\lambda + \lambda_b)t} dt$$

Para  $t \gg T_{eff}$  
$$\tilde{A}_b = \frac{A_b}{\lambda + \lambda_b}$$

$$\tilde{A}_b = 1.443 T_{eff} A_b \quad \text{dónde } A_b - \text{Actividad máxima}$$

Si bien el nombre de actividad acumulada ( $\tilde{A}_b$ ) es el más utilizado, sería más correcto denominarla como transiciones acumuladas, N° de transiciones o tiempo integral de la actividad.

Para llegar a la expresión anterior se hacen 2 asunciones que pueden ser o no correctas:

- i) La actividad máxima se alcanza en un período de tiempo despreciable.
- ii) La eliminación sigue una exponencial simple.

Si i) es incorrecta, puede ser corregido generalmente asumiendo que la captación del radiofármaco hasta alcanzar su actividad máxima es de naturaleza exponencial. En este caso la expresión de la actividad acumulada sería:

$$A_b = 1.443 A_0 T_{eff} \left( 1 - \frac{T_{captación}}{T_{eff}} \right)$$

Si la ii) no es aplicable, y la eliminación puede ser descrita a través de una multiexponencial, la expresión de la actividad acumulada se calcula de la siguiente manera:

$$A_b = 1.443 ( A_1 T_{eff1} + A_2 T_{eff2} )$$

donde:  $A_1$  y  $A_2$  son actividades máximas con  $T_{eff}$  1 y 2 respectivamente

En último término definiremos el *tiempo de residencia* (  $\bar{t}$  ) en un órgano determinado, como el tiempo promedio o efectivo en que la actividad administrada permanece en el órgano considerado. De este modo:

$$\bar{t} = \frac{A_b}{A_0}$$

$$\bar{t} = 1.443 T_{eff} \frac{A_b}{A_0}$$

Otros parámetros que pueden afectar la distribución del radiofármaco son:

- ruta de administración
- historia dietaria
- edad
- peso
- situaciones patológicas del paciente. La figura 2 muestra la cinética de un radiofármaco hipotético en un paciente que presenta alteraciones a nivel de la barrera hematoencefálica, una hipertrofia en miocardio y un bajo flujo sanguíneo en hígado.

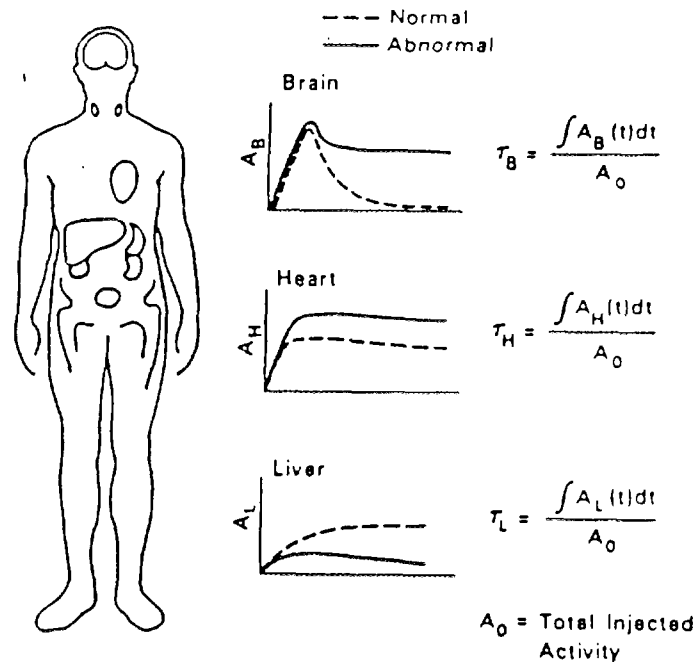


FIGURA 2.-

**B) ENERGIA MEDIA EMITIDA POR EL RN POR DESINTEGRACION ( $\Delta_i$ )**

Siendo  $E_i$  la energía media por partícula de la radiación de tipo  $i$  y  $n_i$  el  $N^\circ$  de partículas (o probabilidad de emisión) de tipo  $i$  emitidas por desintegración, el Comité MIRD definió una constante ( $\Delta_i$ ) como la energía promedio emitida por desintegración nuclear.

$$\Delta_i = K n_i E_i \quad \text{donde } E_i \text{ en MeV}$$

$$K = 1 \text{ en unidades SI}$$

$$\Delta = n E \text{ (Gykq/Bqs)}$$

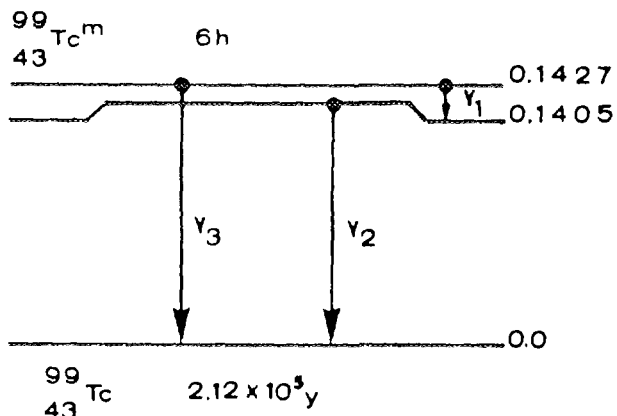
$$K = 2.13 \text{ radg}/\mu\text{CihMeV}$$

$$\Delta = 2.13 n E \text{ (radg}/\mu\text{Cih)}$$

Las Tablas 1 y 2 muestran los parámetros nucleares para  $^{99m}\text{Tc}$  e  $^{131}\text{I}$  respectivamente (extraída del Panfleto  $N^\circ$  4 del MIRD, Journal of Nuclear Medicine, Suplemento  $N^\circ$  2, Marzo, 1969, Volumen 10).



TECHNETIUM-99m ISOMERIC LEVEL DECAY



INPUT DATA			
Radiation	%/dis-integration	Transition energy (MeV)	Other nuclear parameters
Gamma-1	98.6	0.0022 E3, $\alpha$ very large	
Gamma-2	98.6	0.1405 M1, $\alpha_K = 0.10$ , K/L = 8.1	
Gamma-3	1.4	0.1427 M4, $\alpha_K = 29$ (T), $\alpha_L = 9.19$ (T)	

Ref.: Lederer, C. M. et al, Table of Isotopes, 6th ed.  
(T) = Theoretical value.

OUTPUT DATA			
Radiation (I)	Mean number/disintegration (n <sub>i</sub> )	Mean energy (E <sub>i</sub> ) (MeV)	$\Delta_i$ ( $\frac{\text{g}\cdot\text{rad}}{\mu\text{Ci}\cdot\text{h}}$ )
Gamma-1	0.00	0.0021	0.0000
M int. con. electron, gamma-1	0.986	0.0017	0.0036
Gamma-2	0.883	0.1405	0.2643
K int. con. electron, gamma-2	0.0883	0.1195	0.0225
L int. con. electron, gamma-2	0.0109	0.1377	0.0032
M int. con. electron, gamma-2	0.0036	0.1401	0.0011
Gamma-3	0.0003	0.1427	0.0001
K int. con. electron, gamma-3	0.0096	0.1217	0.0025
L int. con. electron, gamma-3	0.0030	0.1399	0.0009
M int. con. electron, gamma-3	0.0010	0.1423	0.0003
K $\alpha$ -1 x-rays	0.0431	0.0184	0.0017
K $\alpha$ -2 x-rays	0.0216	0.0183	0.0008
K $\beta$ -1 x-rays	0.0103	0.0206	0.0005
K $\beta$ -2 x-rays	0.0018	0.0210	0.0001
L x-rays	0.0081	0.0024	0.0000
KLL Auger electron	0.0149	0.0155	0.0005
KLX Auger electron	0.0055	0.0178	0.0002
KXY Auger electron	0.0007	0.0202	0.0000
LMM Auger electron	0.106	0.0019	0.0004
MXY Auger electron	1.23	0.0004	0.0010

TABLA 1.-

INPUT DATA			
Radiation	%/disintegration	Transition energy (MeV)	Other nuclear parameters
Beta-1	1.6	0.25 *	Allowed
Beta-2	6.9	0.33 *	Allowed
Beta-3	0.5	0.47 *	Allowed
Beta-4	90.4	0.606 *	Allowed
Beta-5	0.6	0.81 *	First forbidden unique
Gamma-1	5.06	0.0802	M1, $\alpha_K = 1.7$ , $\alpha_L = 0.17$
Gamma-2	0.6	0.1640	M4, $\alpha_K = 29$ , K/L = 2.3
Gamma-3	0.18	0.1772	E2, $\alpha_K = 0.189$ (T), K/L = 4.0
Gamma-4	5.06	0.2843	E2, $\alpha_K = 0.052$ , K/(L + M) = 4.0
Gamma-5	0.18	0.3258	M1, $\alpha_K = 0.0285$ (T), K/L = 6.0
Gamma-6	85.3	0.3645	E2 + 2% M1, $\alpha_K = 0.02$ , K/L = 6.0
Gamma-7	0.32	0.5030	E2, $\alpha_K = 0.00749$ (T), $\alpha_L = 0.0011$ (T)
Gamma-8	6.9	0.6370	E2, $\alpha_K = 0.0039$ , $\alpha_L = 0.000563$ (T)
Gamma-9	1.6	0.7229	M1, $\alpha_K = 0.004$ , $\alpha_L = 0.000515$ (T)

Ref.: Lederer, C. M. et al, Table of Isotopes, 6th ed.  
 \* Endpoint energy (MeV). (T) = Theoretical value.

OUTPUT DATA			
Radiation (i)	Mean number/disintegration (n <sub>i</sub> )	Mean energy (MeV) (E <sub>i</sub> )	$\Delta_i$ (g-rad / $\mu$ Cl-h)
Beta-1	0.016	0.0701	0.0024
Beta-2	0.069	0.0955	0.0140
Beta-3	0.005	0.1428	0.0015
<del>Beta-4</del>	<del>0.904</del>	<del>0.1917</del>	<del>0.3691</del>
Beta-5	0.006	0.2856	0.0037
Gamma-1	0.0173	0.0802	0.0030
K int. con. electron, gamma-1	0.0294	0.0456	0.0029
L int. con. electron, gamma-1	0.0029	0.0751	0.0005
M int. con. electron, gamma-1	0.0010	0.0792	0.0002
Gamma-2	0.0001	0.1640	0.0000
K int. con. electron, gamma-2	0.0037	0.1294	0.0010
L int. con. electron, gamma-2	0.0016	0.1589	0.0005
M int. con. electron, gamma-2	0.0005	0.1630	0.0002
Gamma-3	0.0014	0.1772	0.0005
K int. con. electron, gamma-3	0.0003	0.1427	0.0001
Gamma-4	0.0475	0.2843	0.0288
K int. con. electron, gamma-4	0.0025	0.2497	0.0013
L int. con. electron, gamma-4	0.0005	0.2793	0.0003
M int. con. electron, gamma-4	0.0002	0.2834	0.0001
Gamma-5	0.0017	0.3258	0.0012
<del>Gamma-6</del>	<del>0.833</del>	<del>0.3645</del>	<del>0.6465</del>
K int. con. electron, gamma-6	0.0167	0.3299	0.0117
L int. con. electron, gamma-6	0.0028	0.3594	0.0021
M int. con. electron, gamma-6	0.0009	0.3635	0.0006
Gamma-7	0.0032	0.5030	0.0034
Gamma-8	0.0687	0.6370	0.0932
K int. con. electron, gamma-8	0.0003	0.6024	0.0004
Gamma-9	0.0159	0.7229	0.0245
K $\alpha$ -1 x-rays	0.0252	0.0298	0.0016
K $\alpha$ -2 x-rays	0.0130	0.0295	0.0008
K $\beta$ -1 x-rays	0.0070	0.0336	0.0005
K $\beta$ -2 x-rays	0.0015	0.0346	0.0001
L x-rays	0.0078	0.0041	0.0001
KLL Auger electron	0.0042	0.0245	0.0002
KLX Auger electron	0.0018	0.0286	0.0001
KXY Auger electron	0.0003	0.0327	0.0000
LMM Auger electron	0.0486	0.0032	0.0003
MXY Auger electron	0.117	0.0009	0.0702

IODINE 131

BETA-MINUS DECAY

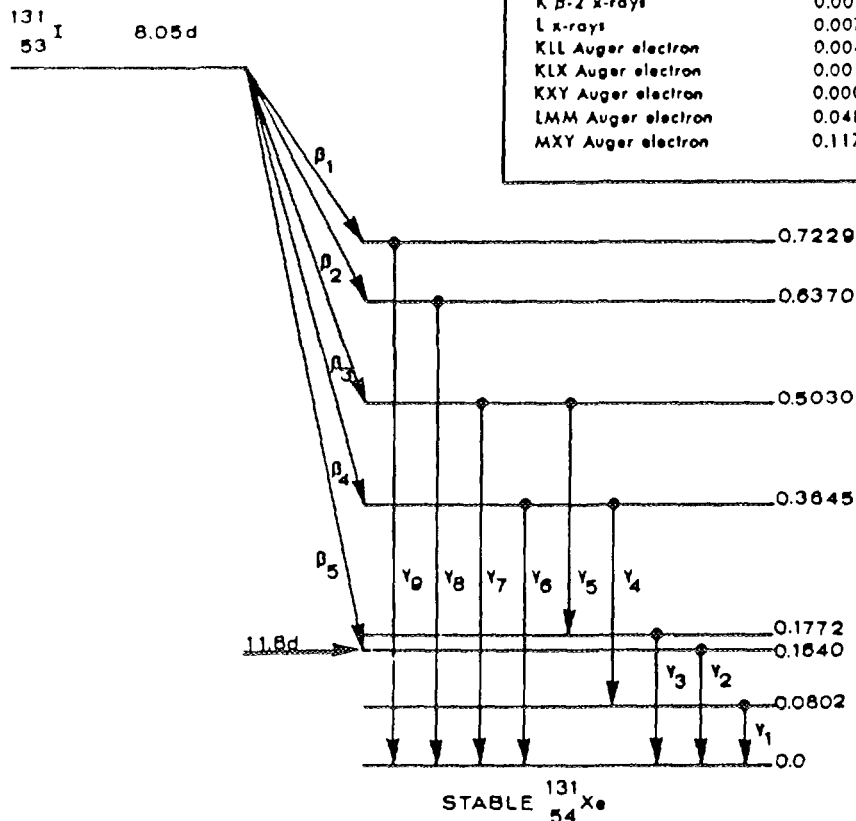


TABLE 2.-

C) FRACCION DE ENERGIA ABSORBIDA  $(\phi_i)$

La fracción de energía absorbida por la región blanco  $r_k$  de la energía emitida por la región fuente  $r_h$ , puede ser expresada según:

$$\phi_i (r_k \leftarrow r_h) = \frac{\text{Energía de la radiación de tipo } i \text{ emitida por la fuente } (r_h) \text{ y absorbida en el blanco } (r_k)}{\text{energía de la radiación de tipo } i \text{ emitida en la fuente } (r_h)}$$

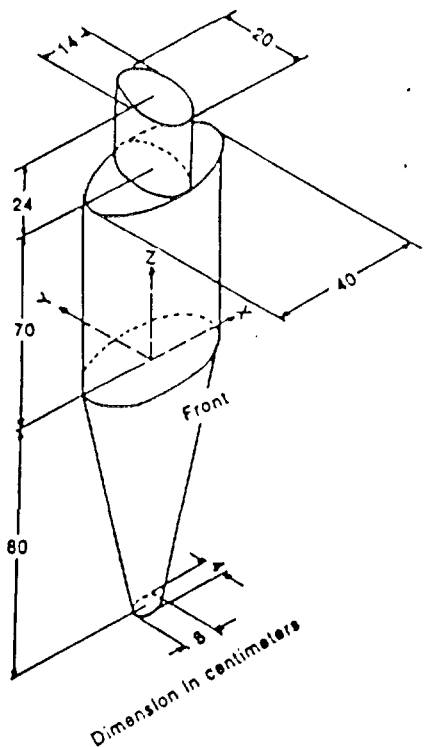
- $\phi_i$  depende de:
- tipo y energía de la radiación
  - tamaño, forma y composición de la fuente y el blanco
  - distancia entre fuente y blanco
  - composición del tejido participante

Según si la radiación emitida por la fuente contribuye o no significativamente a la dosis absorbida por otros órganos, ésta se clasifica en penetrante o no penetrante respectivamente. En general consideramos como radiación no penetrante a la radiación alfa,  $\beta^-$ ,  $\beta^+$ , e de conversión interna, e Auger y RX-gamma < 10-20 KeV.

$$\phi_{np} (r_k \leftarrow r_h) = 1 \quad \text{fracción autoabsorbida igual a 1}$$

$$\phi_{np} (r_k \leftarrow r_h) = 0 \quad k \neq h$$

Para radiación penetrante, solo ocurre una absorción parcial en el tejido en el que se depositó el RN, así como irradiación hacia tejidos u órganos cercanos. Los porcentajes de fracciones absorbidas han sido determinados usando fantomas ("standard man") o modelo matemático antropomórfico para fotones con energías entre 10 KeV y 4 MeV. El fantomas tiene una forma geométrica simple que simula la forma y dimensiones del cuerpo, como se observa en la Figura 3, y consiste de 3 secciones fundamentales:



- Un cilindro elíptico, que representa los brazos, torso y caderas.
- Un cono elíptico truncado que representa piernas y pies.
- Un cilindro elíptico que representa la cabeza y cuello.

FIGURA 3.--

Las fracciones de dosis absorbidas fueron calculadas por técnicas computacionales para distintos fotones atravesando un medio absorbente, considerando el coeficiente de absorción y la energía perdida por interacción y scattering (Panfleto N° 5 del MIRD, Journal of Nuclear Medicine, Suplemento N° 3, Vol. 10, Agosto, 1969). En el cálculo se supone que las regiones fuente y blanco están constituidas por materiales homogéneos y suficientemente grandes como para despreciar el efecto de borde, así como que la actividad está uniformemente distribuida en la región fuente.

Se define la fracción absorbida específica de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} \bar{\phi}_k(r_k \leftarrow r_h) &= \phi_k(r_k \leftarrow r_h) / m_k \\ 0 &< (r_k \leftarrow r_h) < 1/m_k \\ n_p(r_h \leftarrow r_h) &= 1/m_k \\ n_p(r_k \leftarrow r_h) &= 0 \quad k = h \end{aligned}$$

Se habla de modelo isotrópico uniforme cuando se cumple una relación de reciprocidad en las fracciones absorbidas desde la región blanco hacia la fuente y viceversa.

La Tabla 3 exponen fracciones absorbidas específicas para diferentes energías de fotones provenientes de una fuente uniforme en el hígado y la Figura 4 el mismo factor para distintos RN en cerebro.

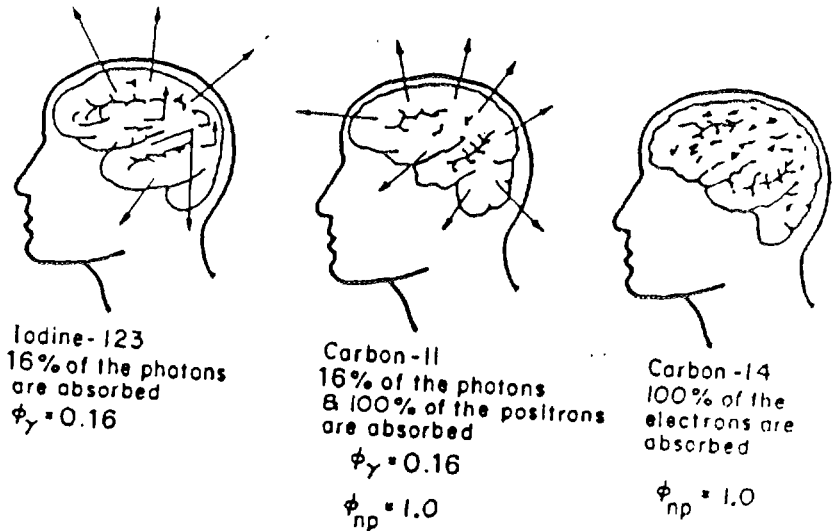


FIGURA 4.-

### RESUMEN DEL CALCULO

La dosis media absorbida en un tejido en particular es el producto de tres factores:

$$\text{Dosis media absorbida} = \text{Act. acumulada} \times \sum \left( \begin{array}{l} \text{energías} \\ \text{emitidas por} \\ \text{desintegración} \end{array} \times \begin{array}{l} \text{fracción} \\ \text{específica} \\ \text{absorbida} \end{array} \right)$$

$$\bar{D}_{(rk \rightarrow rh)} = \tilde{\Lambda}_h \times \sum_{\lambda} \Delta_{\lambda} \Phi_{\lambda} (rk \leftarrow rh)$$

$$\bar{D}_{(rk \rightarrow rh)} = 1.443 \Lambda_h T_{eff} \sum_{\lambda} \Delta_{\lambda} \Phi_{\lambda} (rk \leftarrow rh)$$

A los efectos de simplificar el cálculo definimos S como la dosis absorbida en en el blanco k por unidad de actividad acumulada en el blanco h. Por lo que:

$$S_{(rk \dots rh)} = \sum_j \Delta_j \bar{\Gamma}_j$$

$$D_{(rk \dots rh)} = A_h S_{(rk \dots rh)}$$

Obviamente el Comité MIRD ha establecido una fórmula de modo que tablas de factores puedan ser generados para todos los órganos y contenido de algunos órganos para una variedad de RN empleados rutinariamente en Medicina Nuclear. La Tabla 4 expone valores de S (unidad de dosis absorbida por unidad de actividad acumulada), expresado en rad/ $\mu$ Cih) para  $^{99m}\text{Tc}$ .

Generalizando, ya que la región k no recibe radiación de una única fuente h:

$$\bar{D}_{(rk)} = \sum \bar{D}_{(rk \leftarrow rb)}$$

$$\bar{D}_{(rk \leftarrow rb)}/A_o = \sum_k \tau_b S_{(rk \leftarrow rb)}$$

Cuando no existe ambigüedad, se simplifica la notación:

$$\bar{D}_{(k \leftarrow b)}/A_o = \sum_k \tau_b S_{(k \leftarrow b)}$$

Cuando está claramente comprendido los roles de la fuente y el blanco:

$$\bar{D}/A_o = \sum \tau S$$

### LIMITACIONES AL METODO MIRD DE CALCULO

- La estimación de dosis absorbida puede presentar un coeficiente de variación de 50%, o aún mayor.
- Se supone actividad distribuida uniformemente en la región fuente y efecto de borde se considera despreciable.
- Las fluctuaciones microscópicas en la energía impartida por unidad de masa no son tenidas en cuenta.
- Las regiones anatómicas son consideradas uniformes y homogéneas.
- Vejiga y estómago son de un tamaño fijo.

Absorbed fractions ( $\Phi$ ) for different photon energies ( $E_i$ ) from a uniform source in the liver — photon energy,  $E_i$  (mev)

Target organ	0.010	0.015	0.020	0.030	0.050	0.100	0.200	0.500
Adrenals			0.183E-03	0.440E-03	0.392E-03	0.270E-03	0.237E-03	0.198E-03
Bladder					0.169E-03	0.275E-03	0.389E-03	0.358E-03
Gastrointestinal tract (stomach)			0.171E-03	0.151E-02	0.360E-02	0.300E-02	0.271E-02	0.280E-02
Gastrointestinal tract (SI)	0.171E-03*	0.495E-03	0.117E-02	0.493E-02	0.108E-01	0.109E-01	0.100E-01	0.971E-02
Gastrointestinal tract (ULI)		0.575E-03	0.927E-03	0.318E-02	0.448E-02	0.401E-02	0.387E-02	0.364E-02
Gastrointestinal tract (LLI)					0.613E-04	0.149E-03	0.211E-03	0.391E-03
Heart		0.112E-03	0.132E-02	0.531E-02	0.762E-02	0.674E-02	0.570E-02	0.533E-02
Kidneys		0.105E-03	0.106E-02	0.437E-02	0.566E-02	0.437E-02	0.390E-02	0.386E-02
Liver	0.967	0.898	0.784	0.543	0.278	0.165	0.158	0.157
Lungs	0.139E-03	0.299E-02	0.859E-02	0.165E-01	0.147E-01	0.101E-01	0.923E-02	0.838E-02
Marrow	0.288E-03	0.182E-02	0.819E-02	0.228E-01	0.325E-01	0.206E-01	0.133E-01	0.107E-01
Pancreas			0.186E-03	0.107E-02	0.130E-02	0.105E-02	0.102E-02	0.822E-03
Skeleton (rib)	0.721E-03	0.447E-02	0.183E-01	0.402E-01	0.366E-01	0.181E-01	0.111E-01	0.867E-02
Skeleton (pelvis)				0.523E-03	0.265E-02	0.308E-02	0.216E-02	0.182E-02
Skeleton (spine)			0.393E-03	0.566E-02	0.217E-01	0.167E-01	0.108E-01	0.857E-02
Skeleton (skull)						0.629E-04	0.140E-03	0.187E-03
Skeleton (total)	0.721E-03	0.458E-02	0.209E-01	0.587E-01	0.803E-01	0.498E-01	0.324E-01	0.260E-01
Skin			0.136E-02	0.468E-02	0.558E-02	0.499E-02	0.507E-02	0.561E-02
Spleen				0.617E-04	0.533E-03	0.606E-03	0.645E-03	0.619E-03
Thyroid								
Uterus								
Trunk	0.996	0.997	0.984	0.905	0.564E-04	0.115E-03	0.136E-03	0.130E-03
Legs					0.660	0.453	0.413	0.404
Head					0.159E-03	0.480E-03	0.716E-03	0.141E-02
Total body	0.996	0.997	0.984	0.905	0.381E-03	0.493E-03	0.867E-03	0.106E-02
					0.661	0.454	0.415	0.407

\* Read as 0.000171. (E-03 means move decimal point 3 places to the left. E-02 means move decimal point 2 places to the left and so on.)

"S," absorbed dose per unit cumulated activity, (rad/ $\mu$ Ci-hr), technetium-99m, half-life 6.03 hours\*

Target organs	Source organs									
	Adrenals	Bladder contents	Intestinal tract				Kidneys	Liver	Lungs	Other tissue (muscle)
			Stomach contents	SI contents	ULI contents	LLI contents				
Adrenals	3.1E-03†	1.5E-07	2.7E-06	1.0E-06	9.1E-07	3.6E-07	1.1E-05	4.5E-06	2.7E-06	1.4E-06
Bladder wall	1.3E-07	1.6E-04	2.7E-07	2.6E-06	2.2E-06	6.9E-06	2.8E-07	1.6E-07	3.6E-08	1.8E-06
Bone (total)	2.0E-06	9.2E-07	9.0E-07	1.3E-06	1.1E-06	1.6E-06	1.4E-06	1.1E-06	1.5E-06	9.8E-07
GI (stom wall)	2.9E-06	2.7E-07	1.3E-04	3.7E-06	3.8E-06	1.8E-06	3.6E-06	1.9E-06	1.8E-06	1.3E-06
GI (SI)	8.3E-07	3.0E-06	2.7E-06	7.8E-05	1.7E-05	9.4E-06	2.9E-06	1.6E-06	1.9E-07	1.5E-06
GI (ULI wall)	9.3E-07	2.2E-06	3.5E-06	2.4E-05	1.3E-04	4.2E-06	2.9E-06	2.5E-06	2.2E-07	1.6E-06
GI (LLI wall)	2.2E-07	7.4E-06	1.2E-06	7.3E-06	3.2E-06	1.9E-04	7.2E-07	2.3E-07	7.1E-08	1.7E-06
Kidneys	1.1E-05	2.6E-07	3.5E-06	3.2E-06	2.8E-06	8.6E-07	1.9E-04	3.9E-06	8.4E-07	1.3E-06
Liver	4.9E-06	1.7E-07	2.0E-06	1.8E-06	2.6E-06	2.5E-07	3.9E-06	4.6E-05	2.5E-06	1.1E-06
Lungs	2.4E-06	2.4E-08	1.7E-06	2.2E-07	2.6E-07	7.9E-08	8.5E-07	2.5E-06	5.2E-05	1.3E-06
Marrow (red)	3.6E-06	2.2E-06	1.6E-06	4.3E-06	3.7E-06	5.1E-06	3.8E-06	1.6E-06	1.9E-06	2.0E-06
Oth tiss (musc)	1.4E-06	1.8E-06	1.4E-06	1.5E-06	1.5E-06	1.7E-06	1.3E-06	1.1E-06	1.3E-06	2.7E-06
Ovaries	6.1E-07	7.3E-06	5.0E-07	1.1E-05	1.2E-05	1.8E-05	1.1E-06	4.5E-07	9.4E-08	2.0E-06
Pancreas	9.0E-06	2.3E-07	1.8E-05	2.1E-06	2.3E-06	7.4E-07	6.6E-06	4.2E-06	2.6E-06	1.8E-06
Skin	5.1E-07	5.5E-07	4.4E-07	4.1E-07	4.1E-07	4.8E-07	5.3E-07	4.9E-07	5.3E-07	7.2E-07
Spleen	6.3E-06	6.6E-07	1.0E-05	1.5E-06	1.4E-06	8.0E-07	8.6E-06	9.2E-07	2.3E-06	1.4E-06
Testes	3.2E-08	4.7E-06	5.1E-08	3.1E-07	2.7E-07	1.8E-06	8.8E-08	6.2E-08	7.9E-09	1.1E-06
Thyroid	1.3E-07	2.1E-09	8.7E-08	1.5E-08	1.6E-08	5.4E-09	4.8E-08	1.5E-07	9.2E-07	1.3E-06
Uterus (nongrvd)	1.1E-06	1.6E-05	7.7E-07	9.6E-06	5.4E-06	7.1E-06	9.4E-07	3.9E-07	8.2E-08	2.3E-06
Total body	2.2E-06	1.9E-06	1.9E-06	2.4E-06	2.2E-06	2.3E-06	2.2E-06	2.2E-06	2.0E-06	1.9E-06

\*Decay data revised - March 1972. Reference - MIRDO Pamphlet No. 10. Date of issue - 05-13-75. From Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G., and Watson, S. B.: "S" absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs, MIRDO Pamphlet No. 11, New York, 1975, Society of Nuclear Medicine.

†The digits following the symbol E indicate the power of ten by which the number is to be multiplied. For example, 3.1E-03 is equivalent to  $3.1 \times 10^{-3}$  or 0.0031.



---

**METODO MARINELLI****DOSIMETRIA B**

La dosis absorbida debido a RN emisores  $\beta$  se puede calcular con relativa sencillez si se satisfacen 2 criterios:

- 1) A través del órgano o región de interés hay distribución uniforme del RN, es decir, que se ha producido una misma actividad en c/gramo de tejido.
- 2) Las dimensiones de la región u órgano de interés son grandes comparadas con el rango de las partículas, condición que se cumple en la mayoría de los casos, pues el rango en tejidos biológicos es apenas unos pocos milímetros. Esto permite asumir que toda la energía  $\beta$  en el sitio donde tiene lugar la emisión.

$$\frac{E_{\text{emitida}}}{\text{g tejido}} = \frac{E_{\text{absorbida}}}{\text{g tejido}}$$

**DOSIMETRIA GAMMA**

En general sólo una fracción  $f$  ( $f < 1$ ) de la energía emitida por la radiación gamma es absorbida por unidad de masa en un órgano de geometría simple.

**CALCULO**

$$\dot{D} = \frac{\text{Energía}}{\text{masa tiempo}}$$

$$\dot{D}_{\beta, \gamma} = 35.5 A_c/m (\sum \bar{E}_{\beta_i} p_{\beta_i} + \sum E_{\gamma_i} p_{\gamma_i} f_{\gamma_i}) \text{ en rad/min}$$

$A_c$  = Actividad captada < Actividad administrada (mCi)

$m$  = masa órgano (g)

$\bar{E}_{\beta_i}$  = energía promedio de radiación  $\beta_i$  (1/3 de la máxima, MeV)

$E_{\gamma_i}$  = energía de la radiación  $\gamma_i$  (MeV)

$p_i$  = probabilidad de emisión

$f$  = para órganos esféricos y distribución homogénea del RN (ver Tabla 5)

$f = 1$  para radiación no penetrante

$f < 1$  para radiación penetrante

35.5 - factor de conversión de unidades para expresar la tasa de dosis en rad/min

Recordando que:  $T_{\text{eff}} = \frac{T_{1/2} \times T_b}{T_{1/2} + T_b}$

$$D_{0-t} = \dot{D}_0 T_{\text{eff}} / \ln 2 (1 - e^{-\ln 2 / T_{\text{eff}} t})$$

Casos particulares:

Para  $t \ll T_{\text{eff}}$        $D_{\infty} = \dot{D}_0 \times t$

Para  $t \gg T_{\text{eff}}$        $D_{\infty} = \dot{D}_0 T_{\text{eff}} / \ln 2$

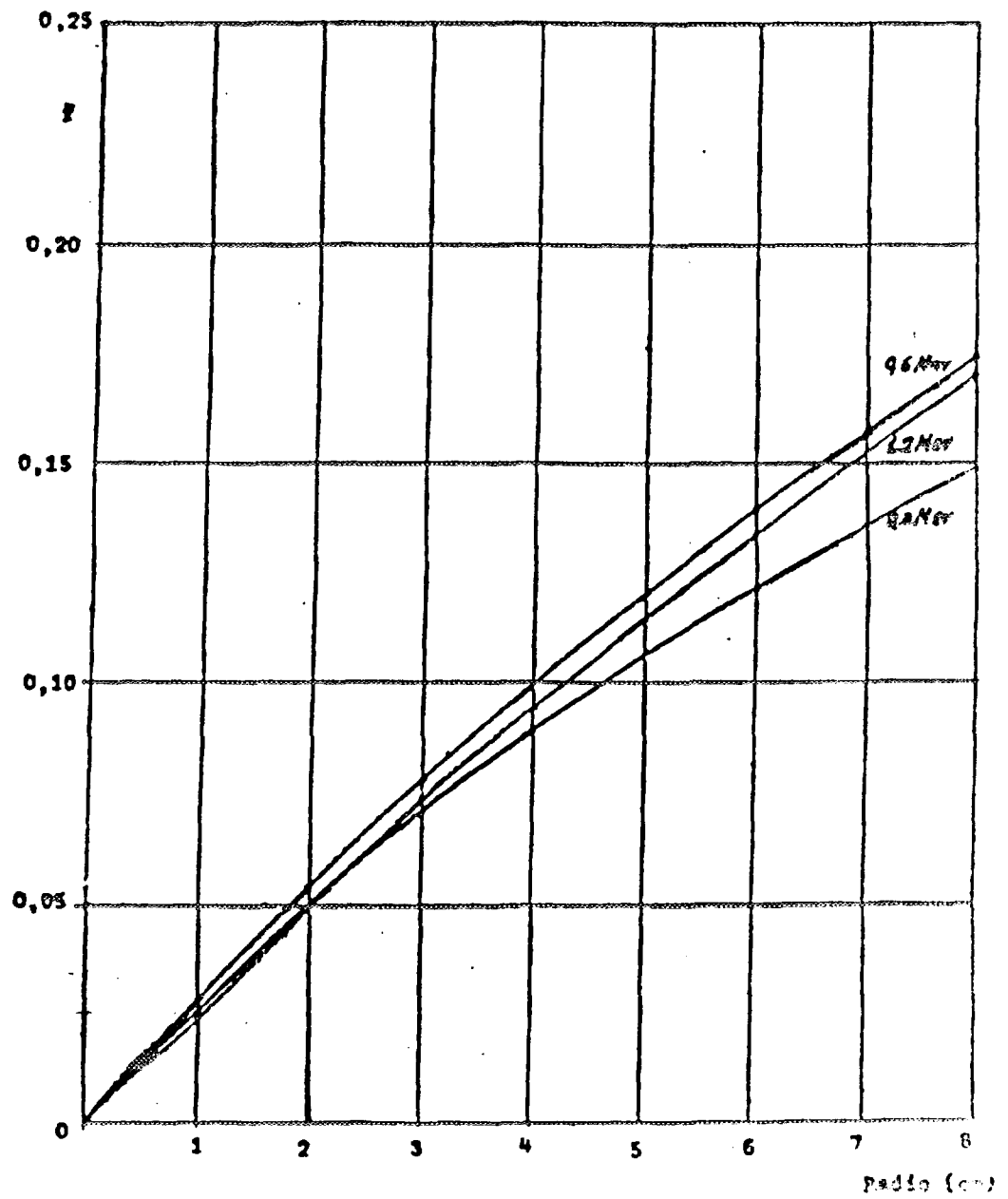


FIGURA 5.- Factor de escape . f

## DOSIS EFECTIVA

La Dosis Efectiva (E), es un concepto desarrollado para ser usado en la protección radiológica de los trabajadores. En la publicación ICRP 26 fué definido como Dosis Equivalente Efectiva ( $H_E$ ). Representa la dosis absorbida promedio en un órgano o tejido, ponderada por el tipo y energía de la radiación responsable de la dosis, así como tiene en cuenta la radiosensibilidad relativa de los tejidos.

Como se ha definido, la probabilidad de un efecto estocástico no depende sólo de la magnitud de la dosis absorbida, sino del tipo y energía de la radiación. A esos efectos se ha definido el factor de calidad Q (ICRP 26) y el factor de ponderación  $w_R$  (ICRP 60), que para emisores  $\beta$  y gamma, como los radionucleidos más utilizados en Medicina Nuclear, adoptan el valor de la unidad.

Por otro lado el factor de ponderación  $w_T$  que contempla la diferente radiosensibilidad de cada tejido, representa la contribución relativa de cada órgano o tejido al riesgo estocástico total. La Tabla 6 expone los valores de  $w_T$  para diferentes órganos o tejidos, según ICRP 26.

**TABLA 6 - Valores de  $w_T$  según ICRP 60**

ORGANO O TEJIDO	$w_T$
Gónadas	0.20
Médula Roja	0.12
Cólon	0.12
Pulmón	0.12
Estómago	0.12
Vejiga	0.05
Mama	0.05
Hígado	0.05
Esófago	0.05
Tiroides	0.05
Piel	0.01
Sup. de hueso	0.01
Resto	0.05

El concepto de dosis efectiva tiene un utilidad relativa en Medicina Nuclear: la distribución por sexo y edad entre pacientes que son sometidos a prácticas con radiofármacos difiere de la que se supone cuando se asignan los factores de riesgo para los trabajadores, por lo que la dosis efectiva puede no ser tan buena medida de riesgo para pacientes como lo es para trabajadores. Además, este concepto se fundamenta en la comparación con límites de dosis aceptables para trabajadores. En pacientes, la relación beneficio/riesgo se analiza sobre otros parámetros, careciendo de pronto efectuar tal comparación.

De todas maneras, la dosis efectiva en Medicina Nuclear puede ser de utilidad para comparar la exposición que reciben los pacientes por diferentes procedimientos de diagnóstico y/o tratamiento, así como la evaluación de nuevos radiofármacos en su fase de desarrollo, cuando se deba administrar a voluntarios sanos.

En el personal ocupacionalmente expuesto en la preparación o administración de radiofármacos, la dosis efectiva es la magnitud a considerar.

La Tabla 7 resume las definiciones presentadas, según expuestas en ICRP 26 e ICRP 60.

**TABLA N° 7 - Resumen de las definiciones expuestas.**

ICRP 26	ICRP 60
Dosis absorbida en un órgano o tejido blanco (Gy)	
$D_T$	$D_T$
Dosis absorbida en un órgano o tejido blanco (Sv)	
$H_T = QD_T$	$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$
Dosis Equivalente Efectiva (Sv)	Dosis Efectiva (Sv)
$H_E = \sum_T w_T H_T$	$E = \sum_T w_T H_T$

**CALCULO DE DOSIS EFECTIVA**

Los órganos y tejidos considerados para el cálculo de la dosis efectiva, están listados, junto con los factores de ponderación de tejidos, en las Tablas 6 y 7. Aquellos que tienen factores  $w_T$  específicos se consideran siempre en la sumatoria.

Según ICRP 60 el resto está constituido por los siguientes órganos o tejidos: glándulas adrenales, cerebro, intestino delgado, intestino grueso superior, intestino grueso inferior, riñones, músculo, páncreas, bazo, timo y útero.

La dosis efectiva se calcula con la siguiente expresión:

$$E = \sum_{T=i}^j w_T H_T + w_{\text{resto}} \frac{\sum_{T=k}^{T=1} m_T H_T}{m_T}$$

donde  $H_T$  es la dosis equivalente y  $w_T$  son los factores de ponderación correspondientes a los 12 tejidos u órganos,  $T_1$  a  $T_{12}$ , indicados en la Tabla 6;  $m_T$  es la masa de los órganos que forman el resto ( $T_k$  a  $T_{12}$ ) y  $w_{\text{resto}} = 0.05$ .

En aquellos casos en los que uno de los órganos o tejidos que componen el resto recibe una dosis equivalente mayor que la mayor de los 12 órganos que tienen factores de ponderación específicos, se le aplica un  $w_T = 0.025$ , (la mitad de 0.05) y 0.025 al promedio de los otros tejidos del resto. O sea:

$$E = \sum_{T=i}^j w_T H_T + 0.025 \frac{\sum_{T=k}^{T=1} (m_T H_T - m'_T H'_T)}{\sum_{T=k} (m_T - m'_T)} + 0.025 H'_T$$

donde  $m'_T$  es la masa del órgano o tejido en el cual se encontró la dosis equivalente mayor que cualquiera de los órganos o tejidos con  $w_T$  específicos y  $H'_T$  es la dosis equivalente en ese tejido.

---

**PROBLEMAS**

- 1) Estimar la dosis a cuerpo entero, riñones y testículos debida a la presencia de 1.0 mCi de  $^{99m}\text{Tc}$  en los riñones y considerando que el  $T_{\text{eff}} = T^{1/2}$  y que la captación es instantánea.
- 2) Comparar la dosimetría del  $^{131}\text{I}$  y el  $^{125}\text{I}$ , usados para estudios de tiroides. Considerar que la dosis es de 100  $\mu\text{Ci}$  con una captación del 30% y el período de captación es despreciable. La excreción biológica sigue una exponencial simple con un  $T_b = 90$  días.
- 3) Un centellograma hepático se realizará administrando 2.0 mCi de  $^{99m}\text{Tc-S}$  coloidal. Aproximadamente el 85% de la dosis es captada por el hígado, 10% por el bazo y 5% por el hueso. Si se considera captación inmediata durante el proceso, calcular la dosis recibida por el hígado por los métodos del Marinelli y MIRD.

**BIBLIOGRAFIA**

- 1) MIRD Primer for Absorbed Dose Calculations. Loevinger R; Budinger T; Watson W. The Society of Nuclear Medicine; New York; 1988.
- 2) Annual Limits on Intake of Radionuclides by Workers Based on the 1990 Recommendations. ICRP 61. Pergamon Press; 1991.
- 3) Textbook of Nuc. Med. Tech. 3rd. Ed. Paul J. Early, Muhammad Abdel Razzak, D. Bruce Sodde. C.B. Mosby Company, 1979, St. Louis.