

Dosimetría de la radiumterapia del cáncer del cuello del útero

Por los Dres.:

J. MARCOS HERNANDEZ,⁴ J. JIMENEZ MEDINA⁵

Hernández, J. M. et al. *Dosimetría de la radiumterapia del cáncer del cuello del útero*. Rev Cub Med 15: 6, 1976.

Se presenta el método dosimétrico seguido en el Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología para la determinación de la dosis en los puntos del campo de radiación de fuentes lineales de *Radium 226*, utilizados intracavitariamente en el tratamiento del cáncer del cuello uterino. Mediante la localización radiográfica de las fuentes implantadas y el cálculo electrónico de la dosis radiante, el método desarrollado muestra ser altamente preciso y posibilita individualizar el tratamiento.

INTRODUCCION

El tratamiento por radiaciones ionizantes de las neoplasias malignas del cuello uterino (carcinomas y adenocarcinomas), considerado en este trabajo, ha consistido en la aplicación intracavitaria de fuentes de Ra-226, combinándola con teleterapia gamma, en dependencia del estadio clínico. En 1938, *Todd y Meredith*^{1,2} (sistema de Manchester) sugirieron controlar la dosimetría y correlacionar la experiencia clínica, eligiendo puntos (A y B) representativos del tratamiento. De acuerdo con la idea del método, en nuestro caso, el *Radium* implantado debe entregar una dosis letal mínima en el punto "A", de 7 000 Rads, distribuidas en dos sesiones de 51 horas, separadas por cinco días de descanso. Para diferentes dimensiones y cargas de los aplicadores de *Radium*, se ha determinado teóricamente la exposición en los puntos A y B, supuesta una anatomía cervical y paracervical idealmente normales.

En la práctica, los aplicadores de *Radium* (Tándem y colpóstates) pueden adoptar diversas posiciones, en dependencia de la posición del útero, longitud y ancho de la vagina, flexibilidad y elasticidad de los tejidos, posible ausencia de los fórmeos, etc. Por otra parte, la disposición geométrica de los aplicadores produce una distribución de la intensidad de la dosis, y contiene regiones de gradientes muy pronunciados. Luego, al no ser constantes las distancias de las fuentes de *Radium* a los "puntos de interés", los errores dosimétricos pueden llegar a ser muy grandes.

Con el propósito de calcular la dosis de fuentes lineales de *Radium*, se han publicado varias tablas de valores por *Patterson y Parker, 1934*; ¹*Quimby 1944*; ^{*}*Kemp y Hall, 1952*; ⁵*Greenfield, 1959*; ⁴*Young y Bathe, 1964*. ⁷*Shalek y Stevall, 1968*. Los procesos de dispersión hacen que la absorción gamma del espectro de *Radium* en el filtro de pí-

4 Físico. Jefe del servicio de biofísica del Instituto de Oncología y Radiobiología (INOR).
Médico especialista del servicio de radioterapia del INOR.

tino y en tejidos, sea bastante compleja. Esto ha determinado el empleo de diferentes valores para los factores físicos utilizados en los cálculos. En la tabla de *Patterson y Parker* la filtración es incompleta y no tiene en cuenta la absorción y dispersión en tejidos. Por su parte, la tabla de *Quimby* presenta inconsistencias ya señaladas por otros autores.⁰ En el método que describimos en este trabajo hemos utilizado un factor de 0,957 para la conversión de la R a Rad y el valor 8,25 R-cm-/mg-h para la constante específica de emisión gamma del *Radium* (*Attix y fí/fz," Garret^m*). Los efectos por absorción y dispersión los hemos considerado mediante factores tabulados. Las fuentes radiantes empleadas se calibraron mediante cámaras de ionización. Las posibles irregularidades en la distribución del polvo de *Radium* dentro de las fuentes, así como

escapes de radón, se han determinado mediante autorradiografías (figuras 1 y 2) . Se han considerado como puntos de interés dosimétrico clínico los siguientes:

Punto A

Localizado en el plano frontal a 2 cm por encima del extremo de la fuente uterina más baja y 2 cm lateralmente, en el plano radiográfico anteroposterior.

Punto B

Situado a 3 cm del punto A, lateralmente.

Punto R

Corresponde al punto del recto más próximo a las fuentes de *Radium* implantadas (fondo de saco posterior). Esto se localiza radiográficamente mediante la introducción en el recto de



Figura 1. Tubo de radium 226 (2 mg) de 1,5 cm de longitud activa.

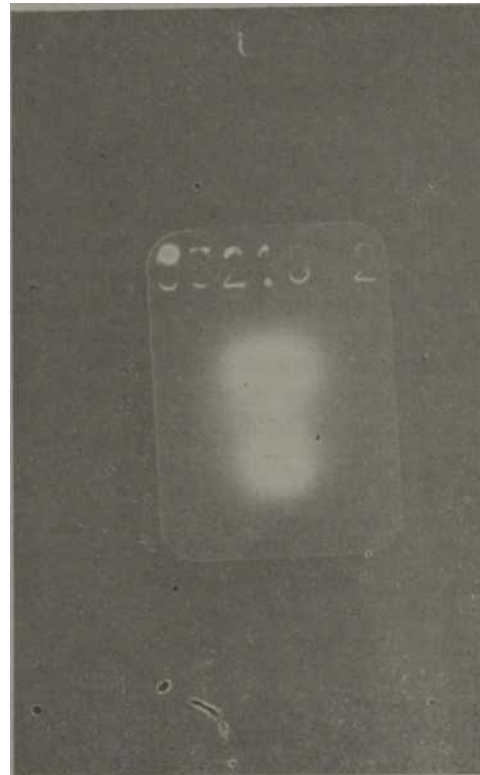


Figura 2. Distribución no lineal del polvo de radium 226 (5 mg) en un tubo de 7,5 cm de longitud activa.

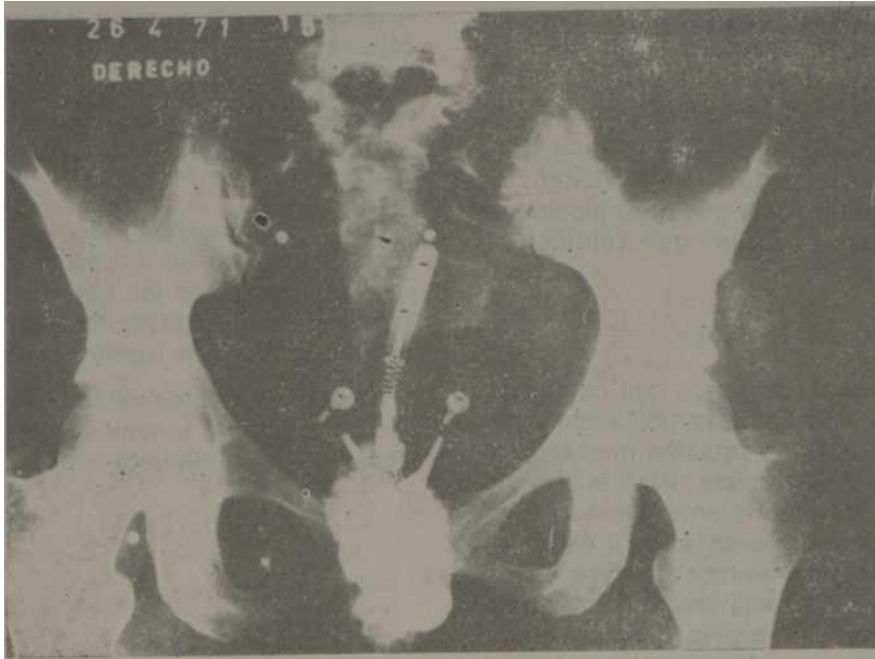


Figura 3. Radiografía directa.

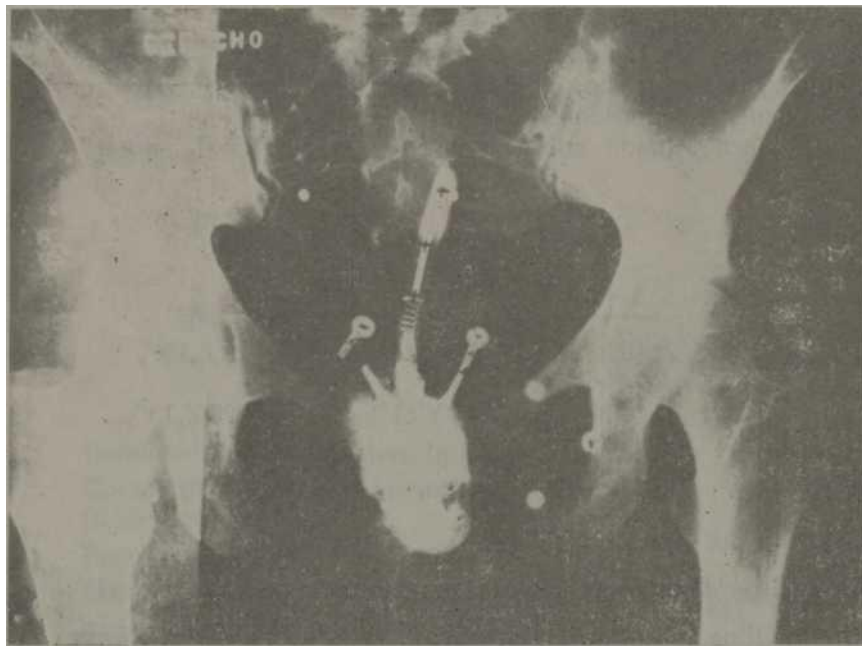


Figura 4. Radiografía desplazada.

una sonda con sulfato de bario como material de contraste.

Punto V

Corresponde al punto de la vejiga más próximo a las fuentes radiantes; es localizado gracias a la introducción de un catéter de Folley que contiene biligrafina.

Localización radiográfica

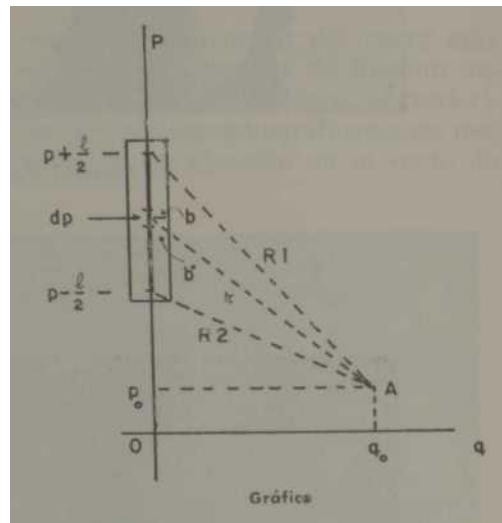
El método dosimétrico que hemos desarrollado determina la ubicación espacial real de la implantación mediante radiografías desplazadas. Para ello tomamos una radiografía anteroposterior (figura 3) de la paciente, con 78 cm de altura para el foco emisor de rayos X. Posteriormente se toma una segunda radiografía (figura 4) previo desplazamiento del tubo de rayos X (10 cm) en el plano horizontal. Un sistema de puntos metálicos situados sobre láminas plásticas por encima y por debajo de la paciente, nos permite establecer un sistema de coordenadas cartesianas rectangulares en tres dimensiones (X,Y,Z), cuya correlación en las radiografías desplazadas permiten conocer la ubicación espacial real de los extremos de la fuente. Un simple cálculo geométrico nos indica que, en este caso, las coordenadas de un punto cualquiera situado sobre la mesa radiográfica están dadas por

las relaciones:

En estas relaciones se ha tenido en consideración la distancia entre la superficie de la mesa y la placa radiográfica.

Una vez conocidas las coordenadas reales mediante las ecuaciones anteriores, determinamos las coordenadas planas p y q del punto de interés respecto al tubo de Radium (gráfico).

Mediante simples relaciones de geometría analítica, tenemos que las coordenadas (p,q) del punto considerado, así



$$Z_p = \frac{78 (X'' - X')}{10 + (X'' - X')}$$

$$X_p = Z_p (0,33 - 0,0249 X'_m) + (1 - 0,0128 Z_p) X'_p$$

$$Y_p = Z_p (0,377 - 0,0249 Y'_m) + (1 - 0,0128 Z_p) Y'_p$$

siendo:

- Z_p : Altura del punto considerado
- X_p, Y_p : Coordenadas en el plano horizontal
- A : Amplificación de la imagen proyectada sobre la radiografía
- X'_m, Y'_m : Coordenadas de un punto metálico de referencia

como la distancia de dicho punto al centro de la fuente, están relacionadas con

las coordenadas, X,Y,Z de los extremos de la fuente mediante las relaciones:

$$P = \frac{\left(P_x - \frac{X_2 + X_1}{2} \right) (X_2 - X_1) + \left(P_y - \frac{Y_2 + Y_1}{2} \right) (Y_2 - Y_1)}{L} + \frac{\left(P_x - \frac{Z_2 + Z_1}{2} \right) (Z_2 - Z_1)}{L}$$

$$d = \left[\left(P_x - \frac{X_2 + X_1}{2} \right)^2 + \left(P_y - \frac{Y_2 + Y_1}{2} \right)^2 + \left(P_x - \frac{Z_2 + Z_1}{2} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$

$$q = (d^2 - p^2)^{\frac{1}{2}}$$

Cálculo físico dosimétrico

Consideramos una fuente lineal de *Radium-226* (gráfico) situada a lo largo de uno de los ejes de un sistema de coordenadas

cartesianas rectangulares (q,p). Suponemos la fuente blindada por un cierto espesor b (cm) de platino, e inmersa en una masa de tejidos; la intensidad de la dosis entregada en un punto A, está dada por:

$$I = \frac{\rho \Gamma g T}{q} \int_{K_1}^{K_2} (1 + K^2)^{-1} \exp[-\mu b (1 + K^2)^{\frac{1}{2}}] dK$$

siendo:

$$K_1 = \frac{\rho - L/2}{q} \quad K_2 = \frac{\rho + L/2}{q}$$

ρ : Densidad lineal radiactiva (mg/cm)
 Γ : Constante de emisión gamma específica para el *Radium-226* (8,25 R-cm²/mg-h)
 T : Factor de absorción en tejidos
 g : Factor de conversión de Roentgen a Rad (0,957 Rad/Roentgen)
 b : Espesor del filtro de platino (0,05 cm)
 μ : Coeficiente de absorción lineal en platino para la emisión gamma del *Radium-226* (1,7 cm⁻¹)
 l : longitud activa de la fuente

El efecto de absorción y dispersión de rayos gamma en tejidos ha sido investigado por varios autores.^{11,1 w4} En nuestro caso hemos utilizado la relación obtenida por *Smokovitis*,¹⁴ *Young* y *Bathe*.⁷

De esta forma, la ecuación anterior adopta la forma:

$$I = p q^{-1} (1 - 0,01 d'/j) [F(K_1) - F(K_2)]$$

En el cuadro I mostramos los valores calculados para el factor de absorción en tejidos correspondientes a diferentes valores de la distancia d.

El cuadro II nos muestra los valores de la función F(K).

En esta función hemos incluido las constantes y g. Al evaluar la integral de Sievert, hemos utilizado la aproximación de *Rockwell*TM

$$F(K) = K e^{-! * b}$$

para aquellos puntos donde $K \wedge 0,087$.

El cálculo dosimétrico mediante las ecuaciones presentadas se lleva a cabo mediante una calculadora electrónica modelo "Olivetti" Programa 101. Esto se logra mediante el empleo de tres programas que determinan:

- 1ro. Ubicación espacial de las fuentes.
- 2do. Rango de evaluación de la integral de Sievert.
- 3ro. Cálculo de la dosis en el punto de interés.

Los resultados obtenidos con el método descrito fueron comparados experimentalmente con la medición lograda por dosimetría termoluminiscente.

Para ello, se midió la dosis entregada por fuentes implantadas en un grupo de pacientes mediante sondas rectales (figura 5) que contienen cada una 5 cápsulas de fluoruro de litio. Estos dosímetros de 1 cm de longitud y 3 mm de diámetro,

CUADRO I			
VALORES DE LA FUNCION DE ABSORCION EN TEJIDOS			
$T = 1 - 0,01 d^2/j$			
d (cm)	T	d (cm)	T
1,0	,9900	7,0	,8861
1,2	,9874	7,2	,8820
1,4	,9847	7,4	,8779
1,5	,9834	7,5	,8759
1,6	,9820	7,6	,8738
1,8	,9791	7,8	,8596
2,0	,9762	8,0	,8654
2,2	,9732	8,2	,8612
2,4	,9701	8,4	,8570
2,5	,9685	8,5	,8548
2,6	,9670	8,6	,8527
2,8	,9638	8,8	,8484
3,0	,9605	9,0	,8441
3,2	,9572	9,2	,8398
3,4	,9538	9,4	,8354
3,5	,9521	9,5	,8332
3,6	,9504	10,0	,8222
3,8	,9469		
4,0	,9434		
4,2	,9399		
4,4	,9363		
4,5	,9345		
4,6	,9326		
4,8	,9289		
5,0	,9252		
5,2	,9215		
5,4	,9177		
5,5	,9158		
5,6	,9138		
5,8	,9100		
6,0	,9061		
6,2	,8022		
6,4	,8982		
6,5	,8962		
6,6	,8942		
	,8902		

CUADRO II

K	F _(k)	K	F _(k)	K	F _(k)
0,017	0,139	0,10	0,782	1,80	8,244
0,020	0,162	0,11	0,869	1,90	8,518
0,023	0,186	0,12	0,956	2,00	8,692
0,026	0,209	0,13	0,999	2,20	8,865
0,029	0,232	0,14	1,086	2,40	9,126
0,032	0,255	0,15	1,129	2,50	9,213
0,035	0,278	0,16	1,216	2,60	9,300
0,038	0,301	0,17	1,303	2,80	9,430
0,041	0,325	0,18	1,390	3,00	9,604
0,044	0,348	0,19	1,434	3,50	9,908
0,046	0,371	0,20	1,521	4,00	10,082
0,049	0,395	0,25	1,912	4,50	10,256
0,052	0,418	0,30	2,346	5,00	10,360
0,055	0,441	0,40	3,085	5,50	10,473
0,058	0,487	0,50	3,737	6,00	10,517
0,061	0,510	0,60	4,433	6,50	10,539
0,063	0,534	0,70	4,954	7,00	10,560
0,067	0,557	0,80	5,389	7,50	10,582
0,073	0,580	0,90	5,823	8,00	10,604
0,075	0,604	1,00	6,171	8,50	10,625
0,078	0,627	1,10	6,519	9,00	10,647
0,081	0,650	1,20	6,866	9,50	10,669
0,084	0,673	1,30	7,127	10,00	10,691
0,087	0,696	1,40	7,562	10,50	10,712
0,090	0,720	1,50	7,735	11,00	10,734
0,093	0,743	1,60	7,909		
0,096	0,790	1,70	8,170		

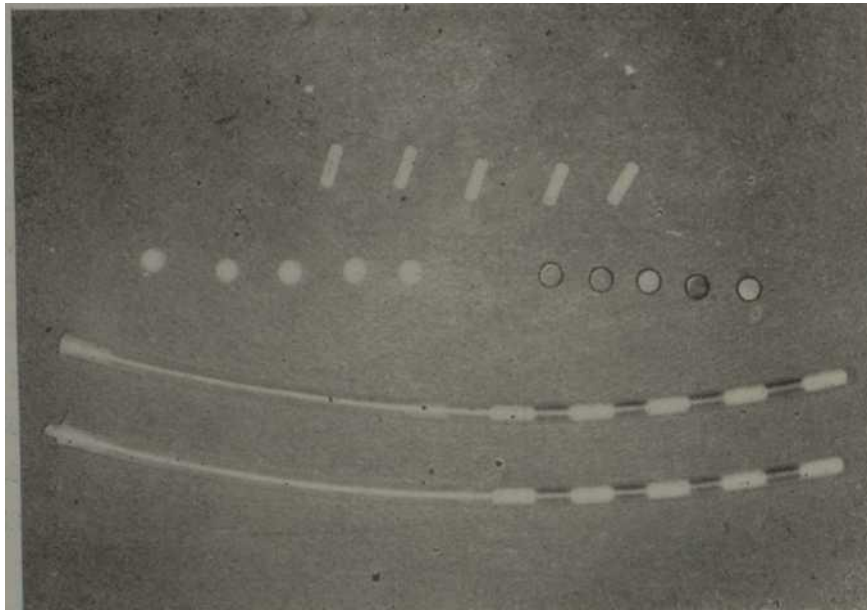


Figura 5. Sondas que contienen dosímetros termoluminiscentes (FU).

contenían 40 mg de polvo de fluoruro de litio. La calibración se llevó a cabo mediante la contrastación con una cámara de ionización subpatrón modelo Farmer. Se observó un factor general de $\pm 6\%$ de divergencia de la indicación dosimétrica termoluminiscente respecto a los valores calculados.

CONCLUSIONES

El método descrito muestra ser preciso y permite individualizar la dosimetría según las características clínicas del paciente. Los resultados numéricos obtenidos han concordado satisfactoriamente con los experimentales.

SUMMARY

Hernández, J. M. et al. *Dosimetry on Radium therapy for cancer*. Rev Cub Med 15: 6, 1976.

The dosage method used in the National Institute of Oncology and Radiobiology for dosage determination in the radiation area point of Radium-226 linear supplies used intracavitarily in the treatment of cervix cancer is presented. The method developed has proven very precise, and it allows the individualization of treatment, through the radiographic localization of placed supplies and the electronic determination of the radiant dose.

RESUME

Hernández, J. M. et al. *Dosimétrie de la radiumthérapie du cancer du col utérin*. Rev Cub Med 15: 6, 1976.

On présente la méthode dosimétrique suivie à l'Institut National d'Oncologie et Radiobiologie pour la détermination de la dose sur les points du champ de radiation de sources linéales de Radium-226. utilisés dans la cavité pour le traitement du cancer du col utérin. Au moyen de la localisation radiographique des sources implantées et le calcul électronique de la dose radiante, la méthode développée nous montre qu'elle est très précisée et nous permet individualizer le traitement.

SpHaHjac X.M., h pp.. IO3HMeTpa peHTreHOTepanra paita waTO^Hoñ mefiKH.

Rev Cub Med 15: 6» 1976.

OnncfciBaeTCH B03fü.ieTp1r"jecKiii; MeToji. ynoTpecSjwer.wfi b rocjflapcTBeHHOM ohko- jiortraecKOM h pauiiojiorOTecKOM uHCTiiTj"Te juuj onpejejieHiin £03 b TO^ncax no^K oCJiy^eHiiH jiiEieñHHi.!! ncTOMHnKatiii r.idiu;.'.-226 . jnoTpeflJiHe?rx EHyTpeuHe juifl jie^eHiiH paKa n-eñKH naraii. iiOcpsjicTBOM peHTrenorpa" :raecKovi ji0:tajin3amni EB8— jéHHUX jICTO^HIHKOB ii 3JIEKTpOHHUÍ CFIOCOO BñMHC.^ieHiiH £03 pajUlañlil. p33pa00- t8hhfi. uetos j03ie.ieTpñn jiocTiiraeT bhcoxo'i TO^HOCM k sae? B03M03KH0CTL npa- i.ieHHTB HHpnBimy^{aJiiHy¹⁰} Tepanino.

BIBLIOGRAFIA

1. *Todd, M.; Meredith, W. J.* A dosage system for use in treatment of cancer of uterine cervix. Br J Radiol 11: 809, 1938.
2. *Todd, M.; Meredith, W. J.* Treatment of cancer of the cervix uteri a revised "Manchester Method". Br J Radiol 26: 252, 1953.
3. *Patterson; Parker.* "A dosage system for gamma ray therapy". Br J Radiol 7: 592, 1934.
4. *Quimby.* "Dosage tables for linear radium sources". Radiology 43: 572, 1944.
5. *Kemp, L. W.; Hall, S. M.* "Dosage charts and isodose curves for the standard radium sources. Br J Radiol 25: 339, 1952.
6. *Greenfield, M. A. et al.* Dosage tables for linear radium sources filtered by 0,5 and 1, 0 mm of Pt. Radiology 73: 418, 1959.
7. *Young, M. J.; Bathe, H. F.* Dose tables for linear radium sources calculated by an electronic Computer. Br J Radiol 37: 38, 1964.
8. *Shalek; Stevall.* The M. D. Anderson method for the computation of isodose curves around interstitial and inter-cavitary radiation sources. Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med 102: 662, 1968.
9. *Attix, G. H.; Ritz, V. H.* J Res Nat Bur Stand 59: 293, 1957.
10. *Garrett, C. Cañad* J Phys 38: 1949, 1958.
11. *Meisberger, L. L Shalek, R. J.* The effective absorption of gamma rays from radium 226, Gold 198, Cesium 137 and Iridium 192 in water. Fifty first annual meeting of the Radiological Society of North America, 1965. Inc., Chicago, Illinois.
12. *Vandilla, M. A.; Hifne, G. J.* Gamma ray diffusion experiments in water. Nucleonics 10: 54, 1952.
13. *Wooffon, P. et al.* Investigation of the effective absorption of radium and Co-60 in water and its clinical significance. Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med 71: 683, 1954.
14. *Smokovitis, D. et al.* Br J Radiol 40: 771, 1967.
15. *Rockwell, T.* Reactor shielding designs manual, van Nostrand Princeton, NY., 1956.