

DOSIMETRIA “IN VIVO” PARA IMPLANTES GINECOLOGICOS DE CANCER DE CERVIX, CON BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS (HDRB)

1 Oscar O. Guillén G.¹, Rosalía Durán S.².

2 Doctor en Ciencias Físicas UH, Cuba (1969); Investigador del Inst.Nac.Oncología y Radiobiología, Cuba (1981); Postgrado Academia Ciencias Médicas-Bulgaria (1983); Instituto de Biofísica, Moscú (1986), Instituto Gustave Roussy, Paris (1989); Profesor ISCTN, Cuba (1990); Profesor de ESPOL (2000); Jefe. Dpto. de Física Médica y Seguridad Radiológica del Instituto Oncológico Nacional, SOLCA –Guayaquil (2001)

RESUMEN

SOLCA Guayaquil en el Servicio de Braquiterapia dispone de un equipo de carga diferida de alta tasa de dosis, Microselectron HDR de la Empresa Nucletron, equipado con una fuente de Ir¹⁹², para la realización de tratamiento a pacientes portadores de cáncer en diferentes localizaciones.

Se usa un maniquí de sólido de PMMA tipo 9193, de la PTW con el objetivo de determinar la tasa de kerma en aire de la fuente de Ir¹⁹², cuyo error no supera el 0.5%. Adicionalmente, se establece un mecanismo para calibrar los diodos, los cuales finalmente son destinados a medir la dosis de recto y vejiga.

INTRODUCCIÓN

Para calcular la dosis en agua se usa el protocolo publicado en el TG 43 de la **AAPM (Asociación Americana de Física Médica)**, como un modelo básico,^[11] los factores que intervienen en éste formalismo de cálculo desde su publicación en 1995 hasta la fecha actual ha sido objeto de algunas modificaciones, estos son: la función radial de dosis, función de anisotropía, y el factor geométrico.

Para fuentes de geometría cilíndrica, no existe un modelo general para determinar el factor geométrico. Mark J. Rivard (1999),^[14] publica un modelo para ángulos de 90° y 0°. En esta investigación se desarrolla el factor

geométrico para ángulos mayores a 0°, usando la fuente de Ir¹⁹² modelo 105002 de Nucletron.

Para la calibración de la fuente de Ir¹⁹² usando maniquí de estado sólido hasta el momento actual, no existe un protocolo general (aceptado a nivel de América Latina) en vigencia, sin embargo, en la Norma DIN 6809-2, sección 6 se describe la medición de la tasa de kerma en aire usando el maniquí de estado sólido.^[13]

En esta investigación se establece un mecanismo para calibrar la fuente de Ir¹⁹² usando el maniquí de PMMA 9193 y para calibrar los diodos rectal y uretrales a ser usados en dosimetría “in vivo”, con fines de implementar la técnica en el Servicio de Braquiterapia.

MODELO DOSIMETRICO

La distribución de dosis puede ser tratada en forma bidimensional y descrita en coordenadas polares para una fuente de geometría cilíndrica de

longitud L ; siguiendo como base las recomendaciones de la AAPM del TG 43, [8], [9], [10], [11]. Figura 1:

$$D_{agua}(r, \theta) = \dot{K}_{aire} \cdot t \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{agua} \cdot G(r, \theta) \cdot T(r) \cdot F(r, \theta) \quad (1)$$

Donde: \dot{K}_{aire} : Tasa de Kerma en aire a 1

metro. $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{agua}$: coeficiente de

atenuación másico relativo del agua-aire.

$T(r)$: Función de atenuación y dispersión

en el tejido. $F(r, \theta)$: función de anisotropía. $G(r, \theta)$: Factor Geométrico

Factor Geométrico considera la variación relativa de dosis debido solo a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente, e ignorando la absorción y dispersión del fotón en su estructura, [11], [15] y puede ser expresada en coordenadas polares así:

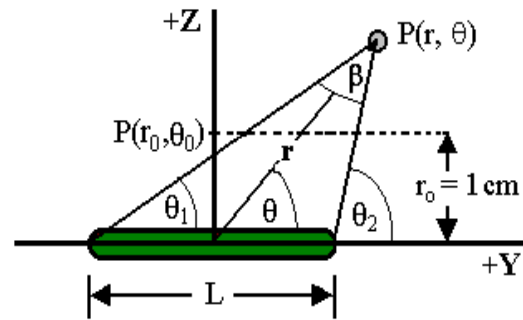


Fig. 1. Definición de coordenadas radiales y rectangulares respecto a la fuente. [11], [15]

$$G(r, \theta) = \frac{\operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{\operatorname{sen} \theta}{\cos \theta - \frac{L}{2r}} \right) - \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{\operatorname{sen} \theta}{\cos \theta + \frac{L}{2r}} \right)}{Lr \operatorname{sen} \theta}, \quad 0^\circ < \theta < \theta_{\min} \quad (2)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\pi + \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{\operatorname{sen} \theta}{\cos \theta - \frac{L}{2r}} \right) - \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{\operatorname{sen} \theta}{\cos \theta + \frac{L}{2r}} \right)}{Lr \operatorname{sen} \theta}, \quad \theta_{\min} < \theta < \theta_{\max} \quad (3)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\frac{\pi}{2} - \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{\operatorname{sen} \theta}{\cos \theta + \frac{L}{2r}} \right)}{Lr \operatorname{sen} \theta}, \quad \theta = \theta_{\min} \quad (4)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\frac{\pi}{2} + \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{\operatorname{sen} \theta}{\cos \theta - \frac{L}{2r}} \right)}{Lr \operatorname{sen} \theta}, \quad \theta = \theta_{\max} \quad (5)$$

$$G(r, \theta) = \frac{2 \cdot \arctan \left(\frac{L}{2r} \right)}{Lr}, \quad \theta = 90^\circ \quad (6)$$

Donde:

$$\theta_{\min} = \cos^{-1} \left(\frac{L}{2r} \right) \quad \text{y} \quad \theta_{\max} = \cos^{-1} \left(-\frac{L}{2r} \right)$$

Para el análisis se considera como Función Radial de Dosis $g(r)$ al Modelo de Meisberger, como Función de Anisotropia al Modelo de Jean-Claude Anctil and Brenda G. Clark, [3], [4], [11], [12] y como Factor Geométrico en ángulos

de $\theta = 0^\circ$, al modelo de Mark, J. Rivard [14].

Para medir la tasa de dosis en agua usando el maniquí sólido y luego convertirlo a tasa de kerma en aire como base, se usa el protocolo IAEA Reporte 277: [5], [6], [7]

$$D_{\text{agua}}(r, 90^\circ) = M_u \cdot N_k \cdot K_{\text{att}} \cdot K_m \cdot (1 - g) \cdot \frac{1}{t} \cdot \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{agua}}^{\text{agua}} \cdot P_u \cdot K_{\text{ms}} \cdot F_{\text{at.cil}} \quad (7)$$

Donde: M_u : lectura corregida por presión y temperatura (nC). $D_{\text{agua}}(r, 90^\circ)$: Tasa de dosis en agua a la distancia r de la fuente y perpendicular a la misma. N_k , K_{att} , K_m , g , P_u , $(\mu/\rho)_{\text{agua}}$ - aire, ver IAEA 277 [7]. t : Tiempo de la medición (horas). $K_{\text{ms}} = 1.187$ Factor geométrico del maniquí, considera la escasez de material retrodispersor; [13]. $F_{\text{at.cil}}$: Factor de atenuación de la radiación en el cilindro ginecológico, dentro del cual fue colocado la fuente de Ir^{192} para la calibración, además se atribuye la adaptación de los equipos que fueron calibrados para Co^{60} ahora en uso para calibrar la fuente de Ir^{192} . Para la corrección del punto efectivo se considera la energía del Cs^{137} , IAEA 277, [7].

Para convertir la tasa de dosis de agua a aire se usa la ecuación (1), para un radio r dado y ángulo $\theta = 90^\circ$.

MATERIALES

Los principales equipos usados en esta investigación son: [1]

- (1) Maniquí de PMMA 9193.
- (2) Electrómetro Keithley No: S.78071 y Farmer 2570/1 NE TECHNOLOGY.
- (3) Cámara Cilíndrica, 0.6 cc, NE 2571.
- (4) Diodos o detectores semiconductores: PTW, tipo: T9111, T9112, T9113 y Electrómetro Multidos PTW, CE – 0124.
- (5) Microselectron HDR, Serie:

31118, Fuente: Ir^{192} . Planificador: Plato O_2 sgi. Simulador: IBU, Serie: 067040. Nucletron, PC con software dedicado.

FUNCIONAMIENTO

Se monta los equipos de acuerdo al esquema indicado en la Figura 2 y se procede a realizar las mediciones:

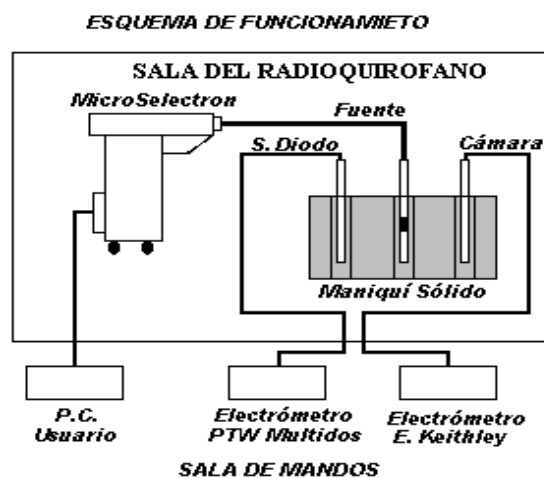


Fig. 2. Dibujo esquemático del funcionamiento del equipo.

La fuente radiactiva es controlada por la P.C. sale a exponerse en el maniquí, donde los detectores de radiación captan esta señal y la transforman en corriente eléctrica, la cual es medida a través de los electrómetros.

RESULTADOS EXPERIMENTALES

Calibración de la Fuente de Ir¹⁹² Tasa de kerma en aire

COMPARACION DE LA TASA DE KERMA EN AIRE MEDIDA POR DIFERENTES METODOS

Tasa de kerma en aire (cGy/h a 1m)	Cámara Pozo E.Keithley 78071	Maniquí Aire E.Farmer 2570/1	Maniquí Sólido, 9193 E.Keithley 78071	Maniquí Sólido, 9193 E.Farmer 2570/1
Fecha:	22-May-01	26-Ene-01	07-Jul-01	07-Jul-01
C. NE. 2571	4.167	44.395	2.715	2.704
Certif.Cali.	4.142	43.955	2.706	2.706
A(Ci).cert.cali.	10.150	10.770	6.629	6.629
%Error	0.592	1.003	0.336	-0.059
Fecha:	26-Oct-01	27-Oct-01	26-Oct-01	27-Oct-01
C. NE. 2571	3.981	3.952	3.950	-----
Certif.Cali.	3.964	3.927	3.964	-----
A(Ci).cert.cali.	9.724	9.630	9.630	-----
%Error	0.445	0.639	-0.336	-----

Tabla -I-. Comparación de la tasa de kerma obtenido por diferentes métodos experimentales y comparados con el certificado de calibración dado por el fabricante.

Implante Lineal

Implante lineal constituido por 21 fuentes y distribuidas en el eje Y desde -5 hasta +5 con incrementos de 0.5 cm. Los puntos de cálculo de dosis se ubican en un eje perpendicular al eje Y, Fig. 3.

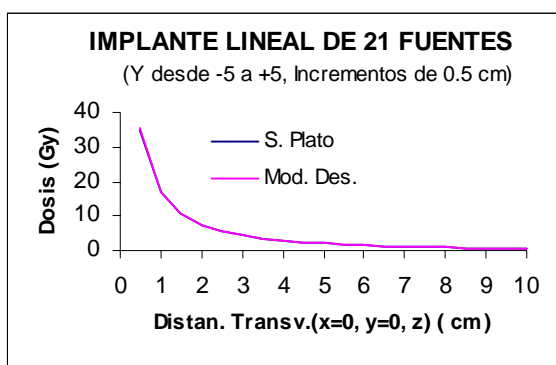


Fig. 3. Dosis en puntos ubicados sobre un eje perpendicular al eje Y, con X=0, Y=0, z variable desde: 0.5 - 10, con incremento de 0.5 cm

Implantación de los Diodos en el Paciente.

RESULTADOS DE LA DOSIMETRIA IN VIVO

Implnt.	Lectura (Gy)	f.calibr. (cGy/Gy)	Experi. (Gy)	Planeado (Gy)	%Error
Diodo de Vejiga 9113					
1	250.8	1.133	2.842	3.144	-9.62
Diodo de Recto 9112					
1	226.4	1.046	2.368	2.48	-4.51

Tabla -II-. Dosimetría "in vivo" realizado para el implante de HDR usando la sonda uretral T9113 y la sonda rectal T9112, sus resultados se comparan con los valores dado por el sistema de planeación Plato.

CONCLUSIONES

- ❖ La cadena dosimétrica de estado sólido por poseer el menor error (inferior al % 0.5) en comparación con las cadenas dosimétricas cámara pozo y maniquí en aire, ver Tabla I, se puede usar como una cadena dosimétrica de mayor precisión.
- ❖ La dosimetría “in vivo” con los diodos es una buena herramienta para controlar que las dosis de recto y vejiga no sobrepasen el límite de tolerancia, en un 20% (Tabla II), cumpliendo así con las recomendaciones hechas por otros autores^[2].
- ❖ Como resultado global de esta investigación se establece un mecanismo para calibrar la fuente de Ir¹⁹², medir la tasa de dosis en agua, un procedimiento para calibrar los diodos y finalmente un mecanismo para

realizar la dosimetría “in vivo” de recto y vejiga, los cuales son satisfactorios

RECOMENDACIONES

- ❖ Dejar el maniquí de estado sólido en el lugar que se vaya a trabajar 24 horas antes, para que toda su estructura alcance una misma temperatura.
- ❖ La sonda rectal no debe llegar hasta el recto sigmoide, con el fin de que no sea doblada con radios menores a 9 cm, evitando así daños en el diodo.

AGRADECIMIENTOS

Agradecimiento a SOLCA Guayaquil, a la Escuela Superior Politécnica del Litoral por la haber desarrollado la Maestría con éxito y a todos los amigos por contribuir a la elaboración de esta investigación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Oscar O. Guillén G., Dosimetría “in vivo” para Implantes Ginecológicos de Cáncer de Cérvix, con Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis (HDRB) (Tesis M.Sc., Escuela Superior Politécnica del Litoral, 2002), pp. 32-129.
2. ALECU RODICA, ALECU MARIUS, “In – vivo rectal dose measurements with diodes to avoid misadministrations during intracavitary high dose rate brachytherapy for carcinoma of the cervix” (Med. Phys. 26(5), Texas, 1999), pp. 768-440.
3. ANCTIL JEAN – CLAUDE, CLARK BRENDA G., et, “Experimental determination of dosimetry functions of Ir¹⁹² sources”, (Med. Phys. 25 (12), U.S.A., 1998). pp. 2279-2287.
4. DASKALOV GEORGI M., LOFFLER EDGAR, WILLIAMSON JEFFREY F., “Monte Carlo – aided dosimetry of a new high dose – rate brachytherapy source”, (Med. Phys. 25 (11), Missouri, 1998), pp. 2200.

5. DEWERD L. THOMADSEN B., “Source – strength standards and calibrations of HDR - PDR sources” (Brachytherapy Physics AAPM Summer School, 1994), pp. 541-556.
6. FERREIRA I., CHAUAUDRA J., “Monte Carlo calculations of the ionization chamber wall correction factor for Ir-192, Co-60 gamma rays and 250 KV x-rays for use in calibration of Ir-HDR brachytherapy sources”, (Phys. Med. Biol (44) 1999), pp. 1897-1904.
7. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, IAEA 277, “Absorbed dose determination photon and electron beams”, Vienna, 1997
8. LOPE LOPE R., CEBRIÁN MILLÁN E., ROMERO GARCÍA A., et., “Control de Calidad de las dosis calculadas en un planificador de braquiterapia de alta tasa. Estimación de errores y ajuste de parámetros para evitarlos”, (Sociedad Española de Física Médica, SEFM, 2(1), España, 2001), pp. 768 – 770.
9. MEISBERGER L, KELLER R., et., “The effective attenuation in water of the gamma rays of gold 198, Iridium 192, cesium 137, radium 226, and cobalt 60”, (Radiology , No.90, 1968), pp. 953-958 .
10. NATH R. AMOLS H., et., “Intravascular brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 60”, (Med. Phys. No. 26, 1999), pp.119-151.
11. NATH RAVINDER, ANDERSON LOWELL L., LUXTON GARY, et, “Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy committee Task Group No. 43”, (Med. Phys. 22 (2), N.Y.,U.S.A., 1995), pp. 209-234.
12. NUCLETRON, “Plato Brachytherapy Remote Afterloading v.14.2, User Manual”, 091.922ENG-04, Holanda, 2001., A-3 – A-7 p.
13. PTW FREIBURG, “Afterloading Calibration Phantom Type 9193, Instruction Manual”, D402.131.0/1, Germany, 1997
14. RIVARD, MARK J. “Refinements to the geometry factor used in the AAPM Task Group Report No. 43 necessary for brachytherapy dosimetry calculations”, (Med. Phys. 26 (11), U.S.A, 1999), pp. 2445-2450.
15. SEFM, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, “Física Médica”, Vol. 1, No. 0, 2000.