

ESTIMACIÓN DE DOSIS EN EMBRIÓN O FETO EN CAMPOS EXTERNOS

Lic. Beatriz N. Gregori
Autoridad Regulatoria Nuclear

El embrión o el feto pueden ser irradiados como resultado de procedimientos radiológicos de diagnóstico ó terapia en donde el haz incide directamente sobre el mismo o en tejidos u órganos periféricos.

Algunos autores han sugerido que en las primeras etapas del embarazo la dosis en ovarios puede ser un buen estimador de la dosis en embrión ó feto (Mettler y col, (1)). En estados avanzados del desarrollo (quizás también en un estadio temprano) es más apropiado especificar la dosis en el embrión o feto igual a la del útero (NCRP 54, 1977 (2)). La dosis en el útero es un buen estimador tanto para irradiación externa como para incorporación de radionucleidos.

RADIODIAGNÓSTICO

La determinación de la dosis absorbida en embrión o feto debido a una radiografía pélvica o abdominal es difícil, pero usualmente la dosis puede ser estimada con un 50% de error. Para radiografías diagnósticas se puede usar la dosis media por película en piel (para un dado examen) y luego estimar la dosis absorbida en función de la profundidad si las características del haz de energía son conocidas. Si estos datos no se conocen la dosis media en los ovarios y /o en el útero es una buena estimadora de la dosis en feto.

Esta premisa se basa en que el útero aumenta su tamaño hasta superar la región pelviana en la semana 12, por lo que estimar la dosis en feto por medio de la dosis en útero (ovarios) entre las semanas 8-15 es correcto.

Los parámetros que influyen en el cálculo de la dosis absorbida para un paciente de referencia, son:

- Distancia entre la película y la fuente (SSD).
- Kilovoltage aplicado (kV).
- Filtración (mm de Al).
- HVL (mm Al).
- Corriente en el tubo (mA).
- Tiempo de exposición por radiografía (s).
- En el caso de un paciente en particular influyen en la estimación de la dosis el peso y el espesor en la dirección del haz de incidencia.

La información básica que se necesita para la estimación de la dosis es la tasa de dosis absorbida en aire (exposición) en algún punto de referencia y el HVL en mm de Al. Si estos datos no han sido medidos para el equipo utilizado y para los parámetros físicos aplicados (kVp, mA, filtración, tamaño del haz, distancia fuente piel) deberán ser estimados. Con esa información el valor de la dosis por órgano se obtiene de tablas.

En el National Radiological Protection Board (NRPB), D.G. Jones and B.F. Wall en "Organ doses from medical X-ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques" (3) publican para estudios convencionales los factores dosimétricos para transformar la dosis absorbida (exposición) en piel en dosis en órgano, en función del kV, mA, filtros, etc.

La siguiente tabla muestra la dosis fetal aproximada obtenida a partir de la bibliografía a para algunos estudios de radiodiagnóstico en Gran Bretaña. La variación en la dosis informada se debe a las diferencias en el equipamiento y las técnicas aplicadas.

Tabla 1. Dosis en feto (Gran Bretaña)ICRP-84)(4)

Examen		Valor medio (mGy)	Valor máximo(mGy)
Convencional	Abdomen	1.4	4.2
	Pelvis	1.1	4
	Lumbares	1.7	10
Fluoroscopias	Enema de bario	6.8	24
Tomografías	Abdomen	8	49
	Lumbares	2.4	8.6
	Pelvis	25	79

El ICRP -84 recomienda realizar mediciones en la instalación y cálculos de la dosis en feto si se espera que supere los 10 mGy. Para cualquier otro estudio el uso de las tablas generales en donde se tome como dosis en feto la correspondiente a ovarios es aceptable.

BRAQUITERAPIA EN LA MADRE

La braquiterapia es una aplicación terapéutica especial de material radioactivo y se refiere al tratamiento con implantes de fuentes selladas

Los implantes pueden ser intracavitarios o intersticiales, temporales o permanentes. Los implantes intracavitarios se usan principalmente para casos ginecológicos pero también pueden ser usados en esófago, nasofaríngeo, tráquea ó bronquios. Los implantes intersticiales en cabeza, cuello, pecho y extremidades.

La terapia intracavitaria para tratamiento de útero ó cervix está generalmente combinada con radiación externa en los estadíos tempranos. En caso de una mujer embarazada implicaría la irradiación directa del embrión o feto a valores de dosis inaceptables.

La braquiterapia en otras partes del cuerpo pueden involucrar exposiciones del embrión o feto con dosis que varían considerablemente, dependiendo del sitio del implante, radionucleído, duración edad gestacional y variaciones anatómicas de la paciente. Los métodos habituales para el calculo de la dosis en braquiterapia son aplicadas hasta distancias menores a 15 cm; para distancias mayores es necesario aplicar métodos de calculo basados en Monte Carlo o reconstrucciones con fantomas antropomorfo.

En la Tabla 2 se presentan las dosis en feto (ovario o útero) para implantes fuera de la pelvis obtenidos por calculo aplicando el programa MIRDose (NCRP, ORAU (5).

Tabla 2. Dosis en (ovario- útero) en braquiterapia

Procedimiento	Radioisótopo (tiempo de permanencia)	Dosis en tumor (Gy)	Dosis (mGy)	
			Ovarios	Útero
Cabeza y cuello	¹²⁵ I (permanente)	160	1.9e-3	1.6e-3
Base de lengua	¹⁹² Ir (48hs)	20	2.6	2.5
Nasofaríngeo	¹³⁷ Cs (10hs)	12	2.6	2.5
Pancreas	¹²⁵ I (permanente)	160	8.6	6.8
Pecho	¹⁹² Ir (48hs)	20	10.4	13.5

TERAPIA CON HACES EXTERNOS

La dosis en el embrión o feto en caso de tratamiento con teleterapia dependerá del volumen blanco a irradiar, la dosis prescrita, la edad gestacional, las variaciones anatómicas del paciente, el equipo utilizado y del protocolo de tratamiento aplicado.

Si el embrión o feto está incluido en el volumen a tratar, la dosis en él será la prescrita. Si no está incluido la dosis a evaluar es la dosis periférica.

Las principales fuentes de dosis fuera del volumen de tratamiento son:

- fuga de fotones a través del cabezal
- la radiación dispersada por los colimadores y modificadores del haz
- la radiación dispersada en el interior del cuerpo proveniente del haz de tratamiento.

Para la evaluación de la dosis en feto es de interés conocer la dosis periférica y su variación con la distancia al borde del campo, el tamaño del campo, la profundidad y la energía del haz de radiación.

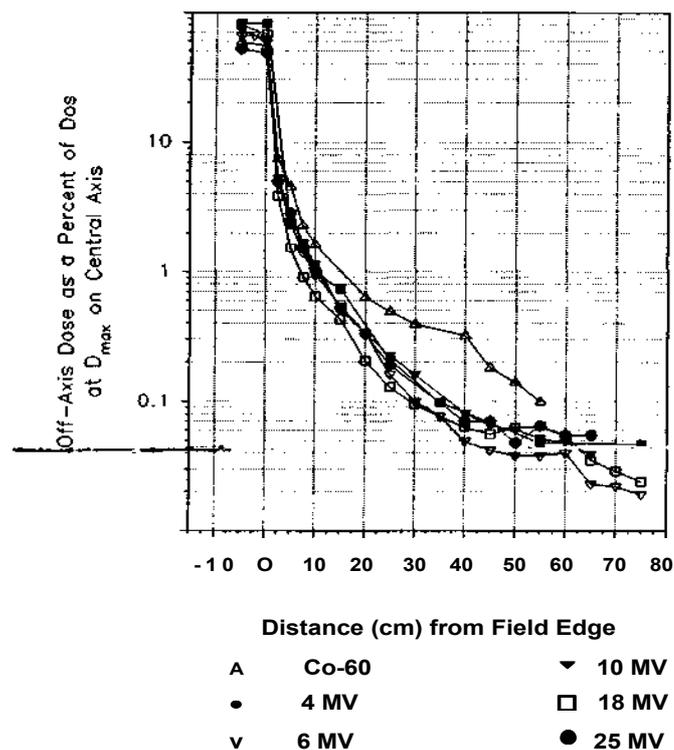
En estudios realizados en fantoma de agua o poliestireno para haces externos de ^{60}Co , 6 MV, 10 MV, 18 MV y 25 MV, se observa la influencia de los parámetros mencionados en la dosis periférica, (D_p) (fuente AAPM, (6)).

Para campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una profundidad de 10 cm la D_p disminuye exponencialmente con la distancia, y es del mismo orden para fotones entre 6 y 25 MV, pero es mayor para ^{60}Co , debido a las contribuciones por fugas (Figura 1).

Al aumentar el tamaño de campo, a una profundidad dada, D_p aumenta. Por ejemplo, para 6 MV la D_p varía entre 0.4% y 2% de la dosis entregada en campos de 10×10 y 25×25 respectivamente. Su efecto es más pronunciado cerca del borde del campo debido a la dispersión dentro del paciente.

La variación en la profundidad no afecta significativamente a la dosis.

Figura 1. Dosis total en fantoma, campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, ^{60}Co , 4, 6, 10, 18, 25 MV



La dosis periférica en función de la distancia al borde del campo (estimación grosera) se muestra en la Tabla 3.

Tabla 3. Dosis periférica en función de la distancia al borde del campo (ICRP-84)

Distancia desde el borde del campo al "techo" del útero	Dosis periférica (% de la máxima dosis en el eje central)
10	1.7
20	0.7
30	0.4
40	0.3
50	0.15

Para la correcta evaluación de la dosis, es necesario conocer la posición relativa del feto, es decir la distancia desde el borde del campo al techo del útero en el momento de la gestación en que se realiza el cálculo.

Dado que el tamaño de los campos habituales aplicados puede ser de distinto a los aquí enumerados se debe realizar la correspondiente modificación, habitual en radioterapia. (5)

En la siguiente tabla se muestran valores estimados de dosis en feto para algunos tratamientos con ^{60}Co (fuente NCRP-9(7))

Tabla 4. Dosis en feto en tratamientos con ^{60}Co

Sitio de tratamiento	Distancia al feto (cm)	Dosis de tratamiento (Gy)	Dosis en feto (mGy)
Pecho	40(*)	50	200
Pecho	20	45	300
Mediastino	25	40	300
Para aortica	10	36	830 (dosis en ovario)

(*) distancia tomada desde el centro del campo.

MÉTODOS PARA LA EVALUACIÓN DE LA DOSIS

En los casos que se recomienda realizar una evaluación más precisa es necesario aplicar métodos computacionales y/o experimentales específicos.

1. Reconstrucción de la práctica utilizando fantoma antropomorfo y dosímetros termoluminiscentes.
2. Modelado de la práctica aplicando el método de Monte Carlo.

1. Cálculos aplicando el método de Monte Carlo

El método de Monte Carlo describe la ecuación de transporte de la radiación, simula la deposición de la energía de la radiación debido a las interacciones (efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y formación de pares) en el material constitutivo de un fantoma antropomorfo. Se calcula en cada punto de interacción la energía depositada la cual se supone absorbida completamente en él. Se trabaja en la aproximación de kerma igual a dosis absorbida, dado que el rango de las partículas cargadas secundarias es mucho menor que las dimensiones características de los órganos. En el caso de calcular la dosis absorbida en volúmenes del orden de un detector termoluminiscente (dimensiones típicas: $0.89 \times 0.89 \times 3 \text{ mm}^3$) se modela el transporte de las partículas secundarias cargadas.

Los fantasmas matemáticos disponibles son varios (ORNL (Oak Ridge National Laboratory), NRPB (Gran Bretaña), EVA- ADAM del GSF (Alemania)), etc.

Los fantasmas reproducen las características morfológicas y de composición del hombre de referencia descrito en el ICRU– 23(8). En general están formados por tres regiones de diferente composición y densidad: región del esqueleto (mezcla homogénea de hueso, médula y otros constitutivos orgánicos), región del pulmón y el resto del fantoma básicamente constituido por tejido blando.

Con esta metodología es posible obtener factores de conversión de dosis en órgano en dosis en aire, tanto para prácticas estándar, como para protocolos especiales y pacientes con características alejadas del hombre de referencia.

2. Mediciones aplicando modelos experimentales

Un modelo posible es el formado por el fantoma Rando-Alderson y detectores termoluminiscentes (TLD).

El fantoma Rando-Alderson es un fantoma comercial de amplia difusión en radioterapia y radioprotección. Está construido en material tejido equivalente para fotones, presenta tres medios diferenciados correspondiente a tejido pulmonar, blando y óseo. En este último caso se trata de un esqueleto real incorporado. El tronco y la cabeza están divididos en 35 secciones transversales de 2,5 cm de espesor cada una y un total de 1100 orificios cilíndricos de 6 mm de diámetro adecuados para alojar dosímetros. Este fantoma tiene brazos y piernas. Tiene asociado un mapa de órganos.

Los detectores TLD utilizados son LiF natural ó dopado con ^7Li y $\text{Ca}_2\text{F:Dy}$. Los detectores se utilizan en conjunto pues tienen distinta respuesta energética, permitiendo evaluar la distribución de energías en el interior del fantoma.

Son calibrados en un Laboratorio de nivel Secundario. Son seleccionados con una precisión y una repetibilidad mejor que el 2%.

La dosis absorbida en un punto A del fantoma se calcula:

$$d(A) = L(A) \cdot S(r) \cdot S \cdot R(E) \cdot f(E)$$

donde:

- $L(A)$ lectura del dosímetro colocado en el punto A.
- $S(r)$ sensibilidad individual relativa del detector TLD
- S factor de calibración
- $R(E)$ factor de corrección por espectro interno
- $f(E)$ es una expresión obtenida a partir de la teoría de cavidades de Burlin.

COMPARACIÓN ENTRE AMBAS MÉTODOS

Numerosos trabajos se han dedicado a comparar ambas métodos en casos de irradiaciones por prácticas médicas. Las diferencias encontradas son poco significativas.

Las dosis fetales estimadas para las fuentes de braquiterapia distantes del feto con ambos métodos, han tenido una concordancia mejor que $\pm 20\%$, excepto en casos muy alejados como cerebro-útero ($\pm 50\%$)

Las diferencias son menores para irradiaciones con haces externos. En los datos presentados por Stovall y col, para irradiaciones de pelvis (anterior y posterior) en cáncer cervicales con ^{60}Co (AECL Theratron-80; distancia fuente-piel, 80cm) las diferencias son menores al 5%. Para aceleradores las diferencias son similares.

BIBLIOGRAFÍA

1. Mettler y col "Medical Effects of Ionizing Radiation" Grune and Stratton, Florida.(1985)
2. NCRP (1977a) National Council on Radiation Protection and Measurements. "Medical radiation Exposure of Pregnant and Potentially Pregnant Women. NCRP-54.
3. Jones DG y col "Organ Doses from Medical X-ray examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques. National Radiological Protection Board (NRPB-R186)(GB)1985.
4. International Commission of Radiation Protection. "Pregnancy and Medical Radiation". (ICRP-84). (2000).
5. ORAU Oak Ridge Associated Universities Documentation (EEUU) (1984).
6. Stovall y col " Fetal Dose from raadiotherapy with photon beams: Report of AAPM Raadiation Therapy Committee Task Group No36. 1995.
7. NCRP (1994) National Council on Radiation Protection and Measurements.. "Considerations regarding the unitntended radiation exposure of the embryo, fetus or nursing child" NCRP Commentary-9.
8. ICRU-23.
9. Stovall y col. Tissue doses from radiotherapy of cancer of the uterine cervix. Med Phys. 16(5) 1989.