

Cálculo de Dosis Absorbida en Volúmenes Esféricos Alrededor del Mammosite® Utilizando el Código de Simulación Monte Carlo MCNPX.

Rojas Calderón E .L.

Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares
leticia.rojas@inin.gob.mx

Resumen

El objetivo de este trabajo es investigar las modificaciones que se observan en la dosis absorbida en tejido mamario, cuando se irradia con un equipo de alta tasa de dosis conocido como Mammosite® y se introducen medios materiales ajenos al tejido que constituye la mama.

El estudio se realiza modelando con el código MCNPX, versión 2005, el equipo y la mama y calculando la dosis absorbida en el tejido cuando se introducen pequeños volúmenes de aire o calcio en el sistema.

Introducción

El Mammosite® [1] es un equipo utilizado para la irradiación parcial de la mama cuando se ha extraído un tumor canceroso en sus primeros estadios. La finalidad es irradiar el tejido que rodeaba al tumor para evitar una recidiva del mismo.

El equipo consta de una fuente de ^{192}Ir y de un balón de silicona que se introduce en la cavidad quirúrgica de donde se extrajo el tumor primario. La actividad de la fuente está entre 2 y 12 Ci y se introduce a la mama con un sistema automatizado de carga remota. Se introduce en el centro del balón y éste se llena con una solución de contraste que, contiene yodo entre otros componentes .

El tratamiento se realiza introduciendo la fuente de alta tasa de dosis durante unos pocos minutos y se retira. El tratamiento se aplica por 5 días y se dan 2 sesiones diarias con un intervalo de 6 horas entre cada uno. Generalmente se administran alrededor de 3.4 Gy por día. La aplicación

es local y los tejidos sanos reciben poca dosis.

Puesto que el tratamiento se lleva a cabo en el interior de una cavidad en el cuerpo, no es sencillo introducir un detector para medir la dosis directamente. En estos casos, modelar un símil del equipo y simular algo que podría representar un tratamiento con Mammosite® es una buena opción [2].

Cuando en el órgano que se trata hay tejidos o materiales ajenos al mismo, la dosis absorbida será diferente y dependerá de los componentes de los mismos y su densidad [3].

Esto nos lleva a plantearnos el objetivo de evaluar cuantitativamente los cambios que se producen en la dosis cuando hay materiales como calcio, aire y agua en el sistema mammosite-mama.

Para esto vemos que un código que simule el paso e interacción de la radiación con la materia por Monte Carlo es una buena herramienta. El código MCNPX [4,

5] es adecuado porque permite realizar la simulación de partículas como fotones, electrones en medios materiales muy diversos. Con él podemos calcular, por ejemplo, flujos y corriente de partículas en superficies, estimados de longitud de trayectoria, depósito de energía en volúmenes, momentos y posiciones de las partículas que se simulan.

Cabe agregar que con este código se pueden simular otros 32 tipos diferentes de partículas elementales y hasta algunos iones con energías iniciales desde unos cuantos pocos de keV hasta unos pocos cientos de MeV

Materiales y metodología

Con el código MCNPX se modeló un sistema MammoSite® simplificado dentro de un elipsoide como símil de la mama.

La geometría para la simulación del MammoSite® se estableció como se indica en la figura 1.

Se modeló el núcleo de la fuente de ^{192}Ir de una aleación de Platino e Iridio radiactivo de forma cilíndrica de 3.6 mm de longitud y 0.65 mm de diámetro. Este núcleo está rodeado por una cubierta de acero inoxidable de 0.9 mm de diámetro y 3.6 mm de longitud. La parte superior de la cubierta es una superficie redondeada de 0.8 mm de diámetro y la parte inferior un disco de 0.9 mm de diámetro y 0.55 mm de espesor [Williamson].

Rodeando a la fuente se modeló un globo esférico de silicona de 2 cm de radio y 0.05 cm de espesor. Contendida dentro del globo, en algunas simulaciones se modeló la solución de contraste conocida comercialmente como visipaqué y se ilustra en color verde en las figuras 1 y 2.

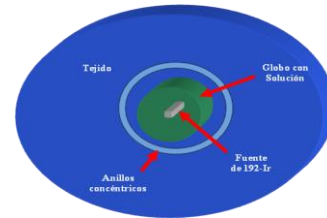


Figura 1. Modelo empleado para la simulación del MammoSite®.

La fórmula estequiométrica del medio de contraste es $\text{C}_{35}\text{H}_{44}\text{I}_{16}\text{N}_6\text{O}_{15}$ y su peso molecular es de 1550.2 con el 49.1% de masa de yodo. Su densidad es de 1.356 g/ml (a 37°C) para una concentración de yodo de 320 mg/ml (o 6.5% por volumen) [1].

Ésta solución se utiliza para ubicar, mediante una imagen radiográfica, un dummy de la fuente antes de aplicar el tratamiento.

La glándula mamaria se modeló como un elipsoide con las características de una mama estándar de masa de 600 gramos y la composición y densidad según se propone en el ICRP 23 [7] y en el ICRU 448[. En la figura 1 está representada por la estructura en azul.

La composición, densidad y número atómico del tejido que simulamos es, en fracciones por peso: **H** 0.119, **C** 0.637, **N** 0.0079, **O** 0.232, **Na** 5e-4, **Mg** 2e-5, **P** 1.6e-4, **S** 7.3e-4.

El espectro de emisión del radionúclido que utilizamos para simular la fuente se tomó de Ballester et al [9]. Sólo se simularon los fotones con mayor probabilidad de emisión.

Se simularon 50^6 historias de fotones interaccionando en el medio. Se siguieron las cascadas de fotones y electrones generadas de la interacción de la radiación

proveniente de la fuente con el medio que la rodea hasta la energía de corte de 0.02 MeV.

Se calculó la energía depositada por partícula en esferas de 0.5 cm de radio ubicadas en el sistema como se ilustra en la figura 2 y de los materiales que se indican en la tabla 1, donde **v** corresponde a visipaque, **t** a tejido, **w** a agua, **a** al aire y **Ca** a calcio.

Se calculó la dosis en cada esfera para el caso de una fuente de 10 Ci y 300 s de tratamiento con la fuente.

La esfera de aire en el interior del globo de silicona se simuló para comprender el caso en que se introducen burbujas de aire al introducir el visipaque para efectuar el tratamiento.

La esfera de calcio se simuló para abarcar el caso en que haya una calcificación inmersa en el tejido.

También se simuló todo el sistema conformado por agua para resaltar las diferencias con un sistema completamente homogéneo.

Se simuló el tratamiento con agua en el interior del globo, para apreciar la diferencia en la dosis debida al material de contraste.

Resultados

En la tabla 1 se presentan los resultados de calcular la dosis en las esferas que están marcadas en la figura 2 con las letras A, B, C, D y E. Los materiales constituyentes de cada una se muestran en la misma tabla en las celdas sombreadas. Cada renglón corresponde a los materiales de las esferas en cada simulación.

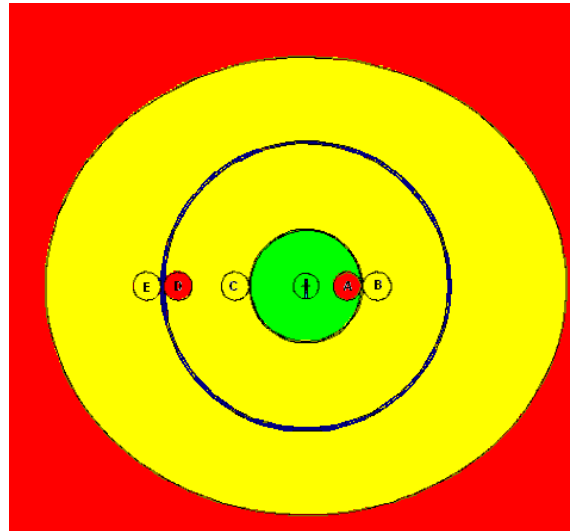


Figura 2. Modelo geométrico para el cálculo de la dosis en esferas en la simulación del Mammosite®.

Esfera	A	B	C	D	E
Simul 1	v	t	t	t	t
Gy	9.65	2.32	2.34	.70	.42
% error	0.3	0.67	0.67	1.17	1.48
Simul 2	w	t	t	t	t
Gy	7.38	2.39	2.34	.70	.42
% error	0.39	0.66	0.67	1.17	1.48
Simul 3	a	t	t	t	t
Gy	9.15	2.56	2.34	.70	.42
% error	2.8	0.64	0.67	1.17	1.48
Simul 4	v	t	t	Ca	t
Gy	9.65	2.32	2.34	.910	.409
% error	0.3	0.67	0.67	0.82	1.5
Simul 5	w	w	w	w	w
Gy	7.41	2.43	2.45	.738	.446
% error	0.39	0.67	0.66	1.15	1.48
Simul 6	v	w	w	w	w
Gy	9.63	2.32	2.34	.70	.42
% error	0.3	0.66	0.66	1.15	1.46

Tabla 1. Dosis absorbida en esferas en el sistema mammosite-mama para una fuente de 10 Ci y 300 s de tratamiento.

En la tabla 2 se presentan las diferencias relativas en las dosis absorbidas en las esferas de distintos materiales respecto al caso donde se tiene visipaque en el globo plástico y tejido en todo lo demás. Este es el caso que se presenta idealmente en un tratamiento de cáncer de mama con MAmmsite®.

Esfera	A	B	C	D	E
Simul 1	v	t	t	t	t
Dif rel					
Simul 2	w	t	t	t	t
Dif rel	-23.53	2.89	0.00	-0.02	0.00
Simul 3	a	t	t	t	t
Dif rel	-5.18	10.38	-0.01	-0.03	-0.05
Simul 4	v	t	t	Ca	T
Dif. rel	0.00	0.00	0.00	29.96	-2.56
Simul 5	w	w	w	w	w
Dif. rel	-23.22	4.65	4.91	5.36	6.15
Simul 6	v	w	w	w	w
Dif. rel	-0.20	0.04	-0.15	-0.05	0.15

Tabla 2. Diferencia porcentual relativa entre las dosis absorbidas en esferas de diferentes materiales respecto al caso vtttt.

Conclusiones

Con el código de simulación Monte Carlo MCNPX se obtuvo la dosis en esferas de diferentes materiales en un sistema Mammosite®-mama.

Los valores de dosis encontrados en este trabajo (ver tabla 1), son del orden de los que se aplican en la práctica clínica y en buen acuerdo con ellos. Normalmente se aplican en total alrededor de 34 Gy a la base del tejido donde se encontraba el tumor dividido en 10 sesiones. Esto lleva que en cada sesión se aplican del orden de 3.4 Gy. En nuestro caso, aplicando durante 300 s la fuente se obtendrían del

orden de 2.3 Gy. Ajustando el tiempo de aplicación y, considerando composiciones de los materiales iguales a los reales, los valores serán más apegados a los reportados en los informes clínicos. Aunque, la dosis que se prescribe también varía en función de otros parámetros no considerados aquí.

Si introducimos agua en lugar de la solución de contraste dentro del globo de silicona, la dosis en el interior del mismo se reduce cerca de un 23 %, sin embargo en el tejido mamario sería aproximadamente entre un 5 y 6 % superior. Esto con la composición y concentración de la solución aquí planteada.

Si se introduce aire al llenar el globo plástico con la solución de visipaque, se producen burbujas que pueden alterar la dosis [10]. En el caso que simulamos si la burbuja está en el eje transversal de la fuente y en la frontera del globo con el tejido, la dosis en una esfera adjunta se incrementa un 10 % respecto al caso cuando no hay burbuja. Aunque estadísticamente, la incertidumbre que encontramos para los resultados de cálculos con aire en el sistema es relativamente pequeña (2.67 % en el caso extremo donde el medio es aire y hay pocas interacciones), el desequilibrio electrónico que hay en la interfase de los tres materiales en contacto, nos hace tomar estos datos con reserva ya que el código no está hecho específicamente para problemas con desequilibrio electrónico y pequeñas dimensiones.

Si hay calcio en el tejido anexo al tratamiento, en dicha calcificación la dosis asciende en un porcentaje alto (alrededor del 30 %) y, en el tejido anexo se tiene una subdosificación que, en el caso que simulamos fue del 2.56 %.

Referencias

- [1] Edmundson G. K., Vinci F. A., Chen. Y., Mitchell C., Martinez A. A. "Dosimetric Characteristics Of Mammosite RTS, a New Breast Brachytherapy applicator". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., **5**, 1132 – 1139, (2002).
- [2] Sempau J. "Simulación Monte Carlo del transporte de la radiación. Aplicaciones en el campo de la física médica". Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya. Revista Radioprotecció. Edició Marzo 2002. nº 31, vol. IX 2002.
- [3] Mitra R., Cheng C. W., Das I. J. "Dose perturbations due to contrast medium in Mammosite: Dosimetric investigation of dose calculation accuracy". Med. Phys. 30, 1388 (2003).
- [4] MCNPXTM USER'S MANUAL Version 2.5.0". April 2005. Denise B. Pelowitz, editor.
- [5] Hendricks J. S., McKinney G. W., Waters L. S., Roberts T. L., Egdorf H. W., Finch J. P., Trelue H. R., Pitcher E. J., Mayo D. R., Swinhoe M. T., Tobin S. J., Durkee J. W., Gallmeier F. X., Christophe David J., Hamilton W. B. "MCNPX EXTENSIONS VERSION 2.5.0" April 2005.
- [6] Williamson J. F. "Monte Carlo – aided dosimetry of microelectron pulsed and high dose – rate ^{192}Ir sources". Med. Phys 22, 809-819 (1995).
- [7] ICRP publication 23: "Reference man: anatomical, physiological and metabolic characteristics". International Commission on Radiological Protection. Hardbound, publication date: APR-1975, pp 226. Elsevier Science Inc. U.S.A.
- [8] Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. ICRU Report 44. International Commission on Radiation Units and Measurements 7910 Woodmont Avnue Bethesda, Maryland 20814. USA. Issued 15 January 1989.
- [9] Ballester F., Hernández C. , Calatayud J.P., Lliso F. "Monte Carlo calculation of dose rate distribution around ^{192}Ir wires". Med. Phys. 24, 1221-1228 (1997)
- [10] Attix F. H. "Introduction To Radiological Physics and Radiation Dosimetry". A Wiley Interscience Publication JOHN WILEY & SONS New York.