

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
FACULTAD DE MATEMÁTICA, ASTRONOMÍA Y FÍSICA

SERIE “A”

TRABAJOS DE FÍSICA

Nº 9/10

**TRANSPORTE DE RADIACIÓN DE Ir-192 USANDO MÉTODO
MONTE CARLO EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE
DOSIS**

A.L. Poma – P.L. Victoria – S.R. Bustos – M.A. Chesta



Editores: Miguel A. Chesta–Ricardo C. Zamar

CIUDAD UNIVERSITARIA – 5000 CÓRDOBA
REPÚBLICA ARGENTINA

TRANSPORTE DE RADIACIÓN DE Ir-192 USANDO MÉTODO MONTE CARLO EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS

RADIATION TRANSPORT FROM Ir-192 BY MEANS OF MONTE CARLO SIMULATION IN HIGH-DOSE RATE BRACHYTHERAPY

¹A.L. Poma, ¹P.L. Victoria, ^{1,2}S.R. Bustos*, ¹M.A. Chesta

¹ Facultad de Matemática, Astronomía y Física (FaMAF) - Universidad Nacional De Córdoba
Medina Allende s/n - Ciudad Universitaria - (5000) - Córdoba - Argentina

² Hospital Oncológico Prof. Dr. J.M. Urrutia - Córdoba
Bajada Pucará Esq. Ferroviarios - (5000) Córdoba - Argentina
e-mail: silroxbustos@gmail.com

En este trabajo se presenta un mecanismo de cálculo de dosis basado en el método Monte Carlo (MC) PENELOPE para ser aplicado en braquiterapia de alta tasa de dosis usando Ir-192. Los cálculos son realizados sobre la semilla comercial microSelectron HDR v2. La convalidación del código adaptado se realiza mediante la comparación de curvas de isodosis con las obtenidas por el formalismo TG43 de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) en las aproximaciones de fuente puntual y lineal, sobre un número de configuraciones de irradiación, con buen acuerdo (típicamente del 5%). Asimismo se comparan las distribuciones de dosis en las distintas configuraciones con las obtenidas con el planificador de tratamiento computarizado PLATO de Nucletron, también con buenos acuerdos. La potencialidad de este código haría posible su aplicación además en la dosimetría sobre tejidos u órganos sanos próximos al tejido tumoral que está siendo tratado, considerando interfaces geométricas heterogéneas. En particular es posible simular la deposición de energía en distintos medios con alta precisión.

Palabras Claves: Dosimetría, Ir-192, Planificación, Fantoma, Braquiterapia

In this paper a mechanism in dose computation is presented by means of Monte Carlo PENELOPE simulation to be applied in high-dose rate brachytherapy using Ir-192. Calculations were performed for commercial source microSelectron HDR v2. Validation of the proposed code was accomplished by comparing our isodose curves with those obtained by means of the AAPM TG43 formalism in both, linear and point source approximation, considering a number of different configurations obtaining a good agreement (typically, 5%). Furthermore, we compare dose distribution from the distinct configurations with the ones obtained by means of computerized treatment planning system Nucletron PLATO, resulting in good agreement. Potentiality of our code makes possible its application in dosimetry from healthy organs or tissues which are proximate to the tumor tissue being treated, considering heterogeneous geometry interface. Particularly, it is possible to simulate high precision energy deposition from different media.

Key word: Dosimetry, Ir-192, Planning, Phantom, Brachytherapy

I. INTRODUCCIÓN

La braquiterapia consiste en el uso clínico de fuentes radiactivas encapsuladas a corta distancia del volumen blanco para irradiar lesiones malignas o no. Representa una técnica muy importante en la terapia de cáncer en diferentes zonas del cuerpo, como ser ginecológicos, próstata, etc. En braquiterapia de alta tasa de dosis con equipos remotos se involucra la planificación del tratamiento asistido por computadoras, lo que permite optimizar e individualizar el mismo a las necesidades del paciente.

El equipo de braquiterapia de alta tasa posee una fuente única soldada a un cable guía. A la salida del equipo se conectan tubos de transferencia flexibles que guiarán a la fuente hasta los aplicadores colocados en el paciente en la región a tratar. Cuando la fuente ingresa en el aplicador, puede detenerse en pasos específicos a lo largo del mismo con tiempos variables, consiguiendo así

distintas distribuciones de dosis en el volumen a tratar. Las paradas y los tiempos quedarán determinados por la optimización que arroje el sistema de planificación de tratamientos computarizado, adecuándose al paciente, siguiendo el código de práctica de la AAPM TG56⁽¹⁾. En los equipos comerciales más utilizados actualmente, la fuente es de Ir-192.

El formalismo empleado para calcular la dosis a una cierta distancia de la fuente es el AAPM TG43⁽²⁾. Dicho protocolo posee tablas de valores para cada radioisótopo utilizado en braquiterapia intersticial. Posteriormente, Liso *et al.*⁽³⁾ desarrollaron funciones que ajustan mejor los parámetros dosimétricos para fuentes de HDR Ir-192.

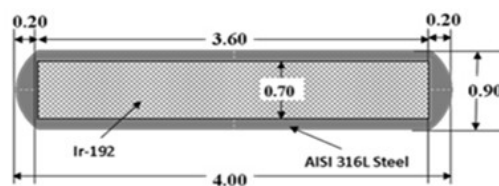


Figura 1. Dimensiones de la fuente simulada.

* Autor a quién debe dirigirse la correspondencia.

El presente trabajo utiliza un código Monte Carlo para el transporte de fotones (y correspondiente radiación secundaria) y cálculo de dosis en braquiterapia HDR con Ir-192. Se presenta la formulación utilizada con el código PENELOPE⁽⁴⁾ y se compara con resultados obtenidos de cálculo analítico según el formalismo del TG43⁽²⁾, utilizando funciones interpolantes, para aproximación de fuente puntual y lineal. Asimismo, se comparan las distribuciones de dosis obtenidas con la simulación MC y las que calcula el planificador computarizado comercial PLATO v14.2.4 de Nucletron. Ambas comparaciones arrojan resultados satisfactorios.

II. MÉTODOS

Características físicas de la fuente radiactiva

La simulación del transporte de radiación para el cálculo de dosis en este trabajo está basada en las características físicas de la fuente⁽⁵⁾ comercial Ir-192 microSelectron HDR v2 (de Nucletron). La fuente simulada consiste de una cápsula cilíndrica (0.09 cm × 0.45 cm) de acero AISI 316L, conteniendo en su interior el radioisótopo Ir-192 metálico puro de 22.4 g/cm³ de densidad (ver Fig. 1). La composición precisa del acero incluido en la simulación se presenta en la Tabla 1.

El isótopo Ir-192 decae, con una vida media de 73.8 días, al Os-192 por captura electrónica (5%) o al Pt-192 por emisión β^- (95%). Los fotones de rayos-X y γ de ambos isótopos hijos^{(6),(7)} se incluyen en la simulación a partir de una energía de 60 keV (ver Fig. 2). Del esquema de desintegración del Ir-192 se deduce que por cada evento de decaimiento radiactivo se emiten en promedio 2.30 fotones de algún tipo. Cada fotón emitido, ya sea X o γ es seguido junto a las partículas secundarias generadas, definiendo una historia.

Código Monte Carlo

Las simulaciones fueron realizadas usando el código Monte Carlo PENELOPE⁽⁴⁾ (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*) de amplia difusión que permite simular transporte de fotones, electrones y positrones en diferentes materiales. El algoritmo de simulación se basa en un modelo de *scattering* que

TABLA 1. COMPOSICIÓN SIMULADA DEL ACERO AISI 316L (EL PORCENTAJE RESTANTE CORRESPONDE A Fe)

Elemento	Porcentaje en peso
Cr	17
Ni	12
Mo	2.5
Mn	2.0
Si	1.0
P	0.045
C	0.030
S	0.030

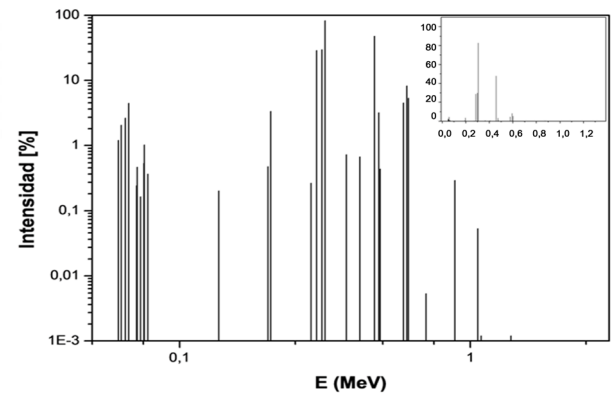


Figura 2. Espectro de emisión (rayos γ y rayos X característicos de los átomos hijos Os-192 y Pt-192). En el insert la escala es lineal.

combina bases de datos numéricas con modelos analíticos de secciones eficaces para los distintos mecanismos de interacción conteniendo base de datos desde energías de 50 eV hasta 1 GeV incluyendo ampliamente el rango de energías involucradas en este trabajo (*i.e.* hasta el orden de 1 MeV). Las interacciones consideradas, y sus respectivas secciones eficaces corresponden al *scattering* elástico, colisiones inelásticas y emisión *Bremsstrahlung* de electrones y positrones, aniquilación y producción de pares electrón-positrón, ionización por impacto de electrones internos de capas K, L y M, *scattering* coherente (Rayleigh), *scattering* incoherente (Compton) y absorción fotoeléctrica. El medio de transporte considerado es el agua, el cual es una primera aproximación de los tejidos blandos del cuerpo humano y en este caso se ha tomado como valor de corte en la pérdida de energía para colisiones inelásticas duras y en *Bremsstrahlung* duros, la energía promedio de 10^2 eV, así como la deflexión angular promedio en 0.05 radianes. Estos son los más importantes entre los parámetros óptimos para nuestro caso.

El modelo geométrico implementado en nuestro código para la deposición de dosis consiste de un fantoma cilíndrico de agua de 10 cm de diámetro por 10 cm de largo, con una distribución de quince fuentes equidistantes en cadena lineal, ubicadas en el eje de simetría del cilindro y en pasos de 0.25 cm (Fig. 3). Cada fuente fue simulada mediante la configuración geométrica mostrada en la Fig. 1, siguiendo las dimensiones físicas de esta semilla. A los efectos de cálculo el cilindro es inscripto en un cubo de 10 cm de arista subdividido en 6×10^5 vóxeles (el análogo de píxeles en 3D) y sólo se contabiliza la energía depositada en los vóxeles dentro del cilindro.

La actividad de la fuente radiactiva puede ser considerada independiente del tiempo debido a que las aplicaciones típicas en cada posición son del orden de los minutos. En cada una de las 15 posiciones, la fuente radiactiva contribuye en el punto de posición $\vec{x}$ del fantoma con una tasa de dosis $\dot{D}_j(\vec{x})$ con $j = 1, \dots, 15$.

Esta cantidad está relacionada con la actividad A [Bq] de

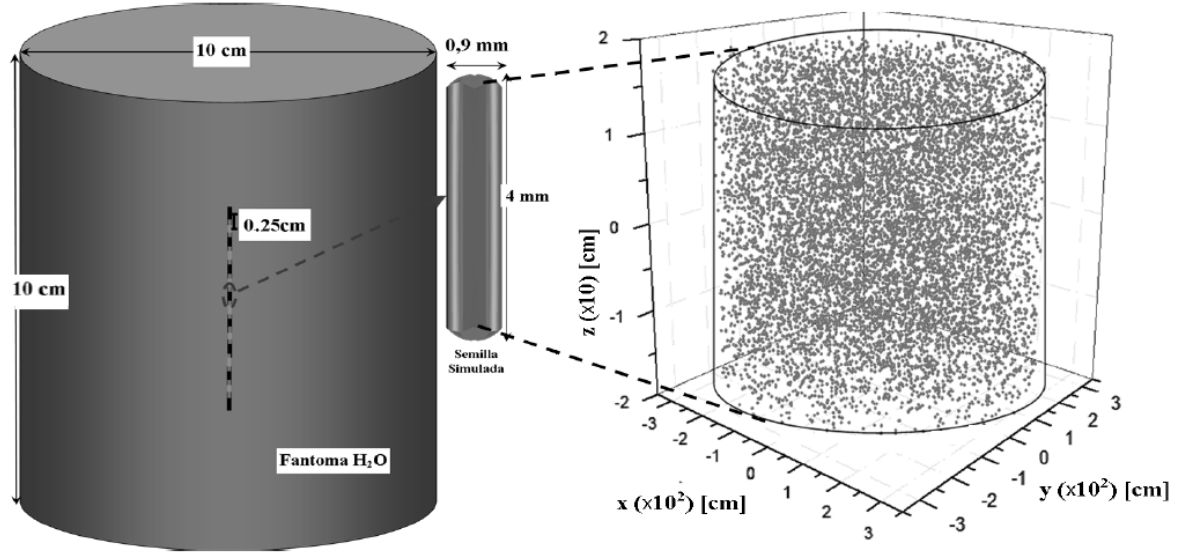


Figura 3. Geometría implementada en la simulación. Semilla de Ir-192 en fantoma de agua. Distribución de núcleos radiactivos en la parte activa de la semilla.

la fuente y con la dosis por historia $d_j(\vec{x})$ obtenida directamente de la simulación, según la expresión:

$$\dot{D}_j(\vec{x}) = d_j(\vec{x}) A f \quad (1)$$

donde la fracción promedio de fotones por evento de desintegración del Ir-192 es $f = 2.30$. La dosis en cada punto del fantoma $D(\vec{x})$ puede computarse a partir del intervalo de tiempo (T_j) que la fuente permanece en la posición j -ésima y sumando para todas las posiciones:

$$\sum_j D_j(\vec{x}) = \sum_j d_j(\vec{x}) A f T_j \quad (2)$$

Formalismo TG43

Sea $P(r, \theta)$ un punto de coordenadas esféricas en el plano que contiene la longitud de la semilla, con origen en el centro de la misma (ver Fig. 4). El formalismo TG43⁽²⁾ establece que para la fuente descripta, la tasa de dosis en el punto es:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (3)$$

donde Λ [cGy h⁻¹ U⁻¹] es una constante de tasa de dosis, U [cGy cm⁻² h⁻¹] la unidad de tasa de Kerma en aire (S_K), $G(r, \theta)$ es el factor de geometría, $g(r)$ es la función de distribución radial de dosis, $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía y $G(r_0, \theta_0)$ es el factor de geometría evaluado en el punto de referencia del protocolo $P(r_0, \theta_0)$ ($r_0 = 1$ cm, $\theta_0 = \pi/2$). La coordenada azimutal ϕ no figura en las expresiones debido a la simetría que presenta esta fuente.

La intensidad de Kerma en aire puede ser expresada como:

$$S_K = \dot{K}(d) d^2 \quad (4)$$

donde $\dot{K}(d)$ es la tasa de Kerma en aire a una distancia $d = 1$ m. La función de geometría se expresa como:

$$G(r, \theta) = \begin{cases} \frac{1}{r^2} & \text{aprox. fuente puntual} \\ \frac{\beta}{L r \sin \theta} & \text{aprox. fuente lineal} \end{cases} \quad (5)$$

Utilizando la aproximación de fuente puntual isotrópica, la tasa de dosis a una distancia r desde el centro de la fuente es:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G(r, \theta_0)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) \bar{\phi}_{an} \quad (6)$$

$$\bar{\phi}_{an} = \frac{\int_0^\pi \dot{D}(r, \theta) \sin \theta d\theta}{2 \dot{D}(r_0, \theta_0)} \quad (7)$$

donde $\bar{\phi}_{an}$ es el factor de anisotropía.

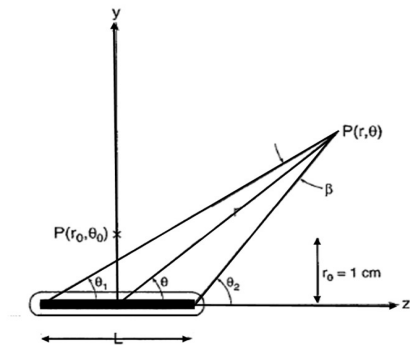


Figura 4. Geometría del formalismo

Para las funciones $F(r, \theta)$ y $g(r)$ se utilizaron los ajustes realizados por Lliso *et al.*⁽³⁾

$$F(r, \theta) = k(r) + \frac{a(r) \left(\frac{\theta}{\pi} \right)^{e(r)}}{1 + b(r) \left(\frac{\theta}{\pi} \right)^{e(r)}} + \frac{a'(r) \left(1 - \frac{\theta}{\pi} \right)^{e'(r)}}{1 + b'(r) \left(1 - \frac{\theta}{\pi} \right)^{e'(r)}} \quad (8)$$

donde $a(r)$, $a'(r)$, $b(r)$, $b'(r)$, $e(r)$, $e'(r)$ y $k(r)$ son polinomios con 4-parámetros de ajuste, de la forma:

$$p(r) = p_1 r^{p_2} + p_3 r + p_4 \quad (9)$$

y

$$g(r) = \frac{hr^i}{1 + jr^k} \quad (10)$$

Los parámetros de ajuste son los de la semilla Nucletron HDR “new” design (v2), que corresponde a la fuente simulada.

Planificador PLATO (de Nucletron)

El planificador PLATO v14.2.4 de Nucletron es un sistema de planeamiento para tratamientos en braquiterapia (BTPS, *brachytherapy treatment planning system*) que permite realizar cálculos de la distribución de dosis además de determinar las paradas y la distribución de tiempos de acuerdo al volumen a irradiar. El cálculo de la dosis en puntos específicos, así como de las curvas de isodosis y los tiempos de exposición de cada parada de la fuente, son realizados siguiendo el formalismo TG43⁽²⁾. Los parámetros y valores utilizados para las interpolaciones lineales realizadas corresponden a los calculados por Nath *et al.*⁽²⁾, Williamson *et al.*⁽⁸⁾ y Daskalov *et al.*⁽⁵⁾.

III. DISCUSIÓN Y RESULTADOS

Como se menciona en la sección Métodos, el fantoma se particiona en un gran número de vóxeles y este hecho hace necesario el seguimiento de una cantidad mínima de historias para que todos ellos contengan un número de datos con sentido estadístico. Este número mínimo de historias se alcanza cuando el valor promedio de la información contenida en un vóxel es independiente del número de historias. En la Fig. 5 este número corresponde a 3×10^7 historias simuladas, a partir del cual la tasa de dosis por unidad de intensidad de Kerma en aire se torna constante convergiendo al valor de (1.07 ± 0.01) [cGy/hU], valor que se aproxima bastante al obtenido por Daskalov *et al.*⁽⁴⁾ (1.1 cGy/hU) con simulación MC de una semilla de geometría similar, aunque sin considerar la producción de *Bremsstrahlung* en las interacciones (línea de trazos en la Fig. 5).

Se obtuvieron resultados en diferentes distribuciones de tiempos T_j ($j = 1, \dots, 15$) de exposición de la fuente (planificaciones) en los diferentes puntos

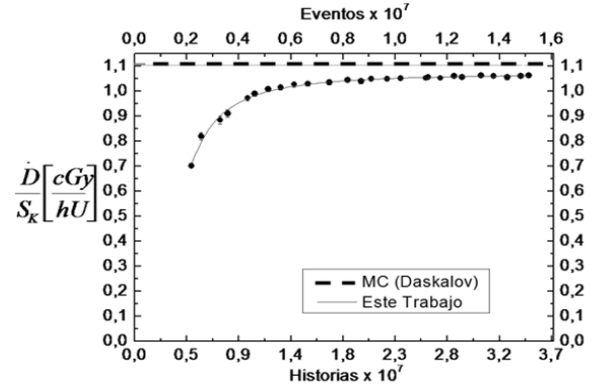


Figura 5. Evolución temporal de la simulación. En las

ordenadas $\dot{D}/S_K$ es la tasa de dosis por unidad de intensidad de kerma en aire.

$\vec{x} = (x_0, y_0, z)$ de referencia clínica, situados dentro

del fantoma, con $x_0 = 1$ cm e $y_0 = 1$ cm. La dosis porcentual, relativa al valor de 100 cGy, se muestra en la Fig. 6a para diferentes valores en el eje-z (que contiene el eje de simetría de la fuente) en cuatro diferentes planificaciones. En la figura se incluyen valores calculados mediante las aproximaciones de fuente lineal y puntual del formalismo TG43⁽²⁾, utilizando las funciones interpolantes de Lliso *et al.*⁽³⁾, descritas en la sección Formalismo TG43. Se observan buenos acuerdos de nuestros resultados con aquellos del protocolo TG43 en todos los puntos de referencia independientemente de la planificación, con diferencias porcentuales relativas de hasta el 5%.

En las Fig. 6b y 6c se observa concordancia entre las formas de las curvas de isodosis calculadas con el planificador PLATO de Nucletron y las obtenidas en este trabajo mediante simulación MC PENELOPE⁽⁴⁾ para las planificaciones analizadas (planes 1 a 4). En los puntos en los que han podido obtenerse resultados del planificador, se ha encontrado consistencia.

IV. CONCLUSIONES

Se ha logrado modelar geoméricamente la fuente HDR, por medio del código MC PENELOPE implementado. Este código permite realizar simulaciones de distintas configuraciones de paradas y tiempos correspondientes a distintas planificaciones.

Los cálculos realizados se han validado con cálculo analítico utilizando el formalismo TG43 para aproximación puntual y lineal y con funciones interpolantes con buenos acuerdos. Así también se ha observado concordancia entre las distribuciones de dosis obtenidas con la simulación MC PENELOPE y las calculadas con el planificador PLATO.

A partir de la convalidación realizada, sería posible simular otras fuentes de uso en braquiterapia de alta tasa de dosis, en otros medios homogéneos o heterogéneos con interfaces (por ejemplo tejido blando-tejido óseo) y otras configuraciones no lineales, como cadenas no paralelas, o en forma de anillo.

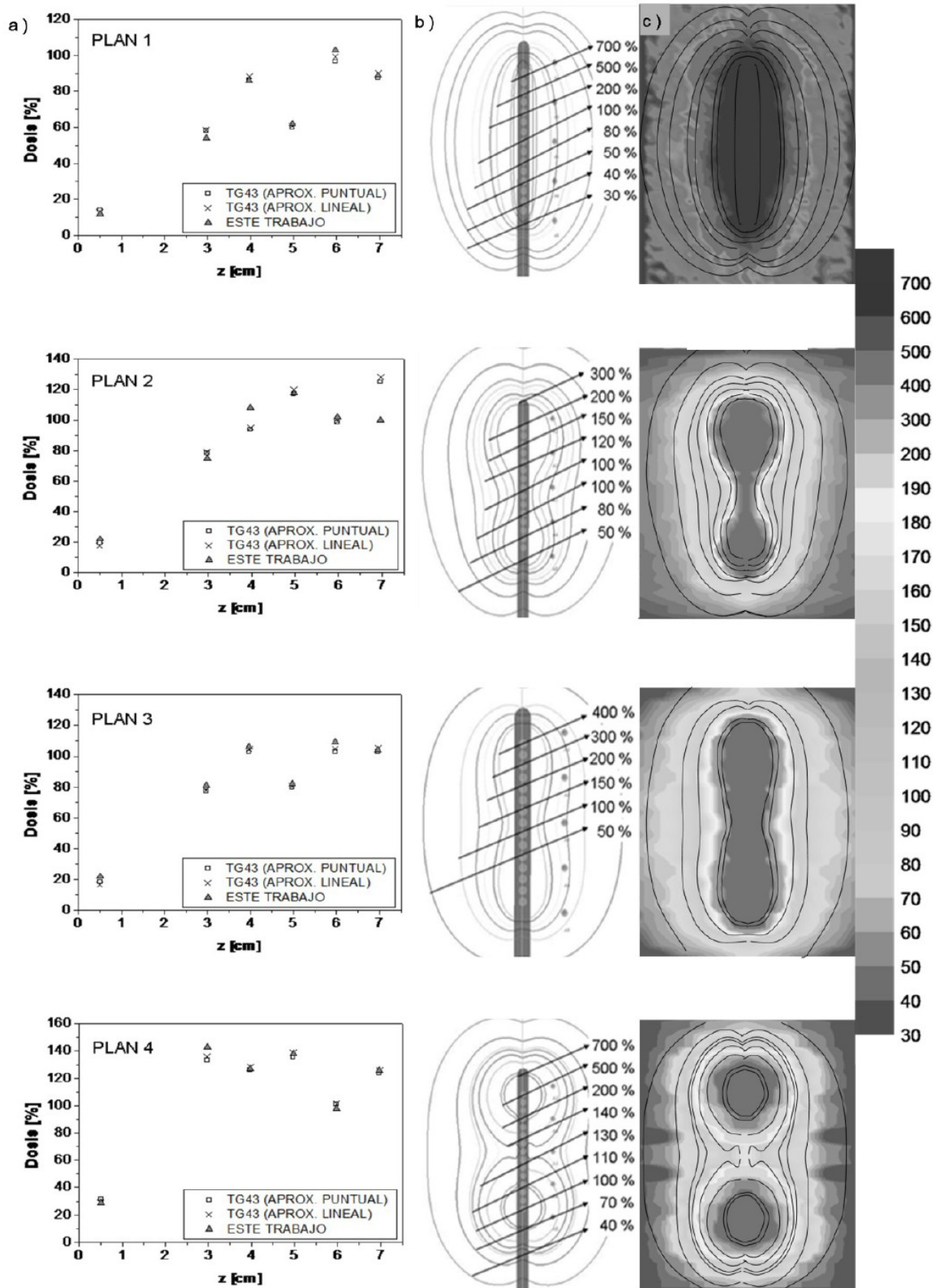


Figura 6. (a) Comparación formalismo TG43 en aproximación de fuente lineal y puntual con resultados obtenidos en el presente trabajo. (b) Curvas de isodosis obtenidas en planificador PLATO. (c) Curvas de isodosis obtenidas en este trabajo. La dosis porcentual de 100% equivale a un valor de dosis de 100 cGy.

Referencias

- 1 - R. Nath, L.L. Anderson, J.A. Meli, A.J. Olch, J.A. Stitt, J.F. Williamson, "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group N° 56," Med. Phys. 24, 1557-1598 (1997).
- 2- R. Nath, L. L. Anderson, G. Luxton, K. A. Weaver, J. F. Williamson y A. S. Melgooni, "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43," Med. Phys. 25, 209-234 (1995).
- 3- F. Lliso, J. Pérez-Calatayud, V. Carmona, F. Ballester, J. L. Lluch, M. A. Serrano, Y. Limami y E. Casal, "Fitted dosimetric parameters of high dose-rate Ir-192 sources according to the AAPM TG43 formalism," Med. Phys. 28, 654-660 (2001).
- 4- F. Salvat, J.M. Fernandez-Varea y J. Sempau, "PENELOPE, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport," OECD Nuclear Energy Agency, Francia (2003).
- 5- G. M. Daskalov, E. Löffler y J. Williamson, "Monte Carlo aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source," Med. Phys. 25, 2200-2208 (1998).
- 6- D. Baltas, L. Zakellou y N. Zamboglou, "The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology," Taylor & Francis, New York-London, J.G. Webster (2007).
- 7- C. S. Melhus, M. J. Rivard, "Variations in Monte Carlo simulations of air kerma strength and impact on delivered dose," International journal of radiation oncology, biology, physics. Vol. 8, Issue 2, 146-147 (2009).
- 8- J.F. Williamson y Z. Li, "Monte Carlo-aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate 192-Ir sources," Med. Phys. 22, 809-819 (1995).