

ESTIMATION OF THE TRANSIT DOSE COMPONENT IN HIGH DOSE RATE BRACHYTHERAPY



XA0101736

**A. García Romero, E. Millán Cebrián, F.J. Lozano Flores,
R. Lope Lope, M. Canellas Anoz**

Servicio de Física y P.R., Hospital Clínico U, "Lozano Blesa", Zaragoza, Spain

Abstract

Current high dose rate brachytherapy (HDR) treatment planning systems usually calculate dose only from source stopping positions (stationary component), but fails to account for the administered dose when the source is moving (dynamic component or transit dose). Numerical values of this transit dose depends upon the source velocity, implant geometry, source activity and prescribed dose. In some HDR treatments using particular geometry the transit dose cannot be ignored because it increases the dose at the prescriptions points and also could increase potential late tissue complications as predicted by the linear quadratic model. International protocols recommend to verify this parameter [1]. The aim of this paper has been to establish a procedure for the transit dose calculation for the Gammamed 12i equipment at the RT Department in the Clinical University Hospital (Zaragoza-Spain). A numeric algorithm was implemented based on a dynamic point approximation for the moving HDR source and the calculated results for the entrance-exit transit dose was compared with TLD measurements made in some discrete points.

Resumen

Los sistemas de planificación asociados a equipos de alta tasa de dosis (HDR) suelen calcular la dosis suponiendo que la única contribución se debe a cuando la fuente se encuentra en las diferentes posiciones de parada (componente estacionaria), sin tener en cuenta la dosis suministrada cuando la fuente está en movimiento (componente dinámica o de tránsito).

La magnitud de la dosis en tránsito depende fundamentalmente de la velocidad de la fuente, la geometría del implante, la actividad de la fuente y la dosis prescrita, y, en determinadas aplicaciones de Alta Tasa esta dosis puede llegar a ser significativa en cuanto al incremento de potenciales complicaciones tardías en los tejidos sanos, y su estimación está recomendada en los protocolos de verificación [1]. El propósito de este trabajo ha sido establecer una sistemática de cálculo de la componente de tránsito de la dosis, para el equipo Gammamed 12i existente en el Servicio de RT del HCU de Zaragoza. Se ha desarrollado un programa de cálculo y los resultados de dosis entrada-salida calculados se han comparado con medidas hechas con TLD en puntos discretos.

1. Método y resultados

1.1. Teoría general

La dosis total en un punto puede considerarse debida a dos componentes, una depositada cuando la fuente se encuentra en reposo (D_s) y la otra cuando se encuentra en movimiento (D_d), de forma que: $DP = D_s + D_d$.

El cálculo de D_s se lleva a cabo por el algoritmo definido en el Sistema de Planificación. Para la estimación de D_d es preciso tener en cuenta a su vez otras tres contribuciones debidas a la fuente en su recorrido de: entrada al aplicador, entre posiciones de parada y salida del aplicador para recogerse en el equipo [2].

Podemos expresarlo como:

$$D_d = D_{\text{entrada}} + D_{\text{entre posiciones}} + D_{\text{salida}}$$

En definitiva, cada componente de Dd depende de la distancia entre el punto considerado para el cálculo y el punto en que se encuentra la fuente en cada momento, así como del tiempo que le cuesta a la fuente recorrer cada intervalo de espacio (velocidad de la fuente).

1.2. Velocidad de la fuente

Puede comprobarse [2,3] que la fuente no se desplaza a velocidad constante en todo su recorrido sino que esa velocidad depende del espacio que recorre. Para el equipo Gammamed 12i no hemos encontrado en la documentación ni en la bibliografía estimación de valores para este parámetro, por lo que ha sido preciso realizar una determinación experimental del mismo.

Mediante un cronómetro se han medido:

- Tiempos de entrada y salida en el recorrido máximo de la fuente que para este equipo es de 1300 mm (utilizando la fuente de simulación para tener una observación más directa). Se obtuvo un valor de 433 mm/seg.
- Tiempos entre paradas, planificando múltiples paradas a intervalo constante, y para diferentes intervalos. En este caso, como ha debido realizarse con la fuente real, se han estimado tiempos totales y se han restado los de entrada y salida así como los de parada seleccionados, para determinar el tiempo empleado en recorrer la totalidad de los espacios inter-parada. Como se conoce el número de espacios y el intervalo entre paradas puede calcularse la velocidad de la fuente en ese recorrido.

Los resultados obtenidos se muestran en la figura 1, y son análogos a los publicados en (2) por otros autores para el equipo Nucletron.

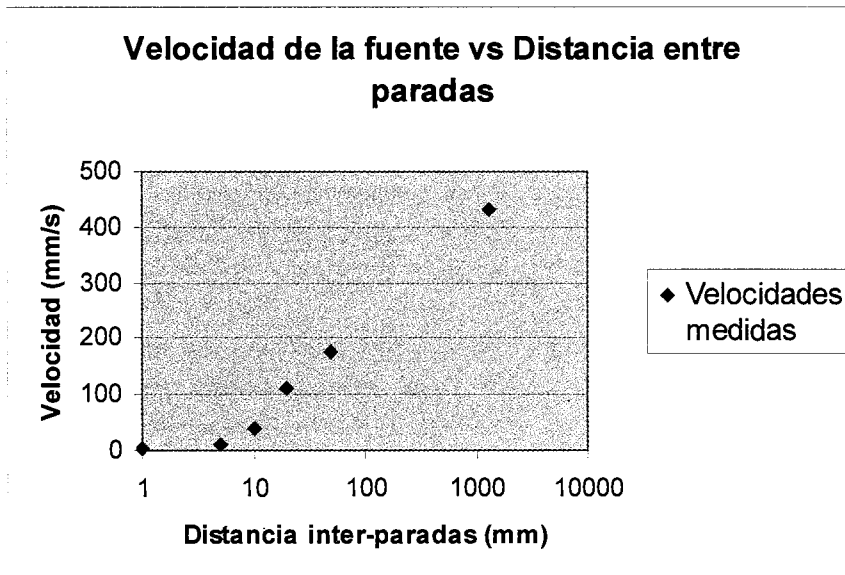


Figura 1. Velocidad de la fuente de Ir-192 del equipo Gammamed 12i de HDR, en función de la distancia entre paradas

1.3. Estimación teórica de Dd

Se ha preparado un programa de ordenador en lenguaje C++ para el cálculo teórico de la dosis dinámica en un aplicador lineal, integrando numéricamente la contribución a la dosis de la fuente a lo largo de todo el recorrido. Una vez introducido el valor de la tasa de kerma en aire

de la fuente es preciso introducir la velocidad estimada para la componente de que se trate. Para las componentes D_{entrada} y D_{salida} el tiempo de irradiación de cada intervalo de integración se calcula suponiendo la velocidad constante e igual a los 370 mm/seg que habíamos determinado.

Para la estimación de $D_{\text{entre posiciones}}$, es preciso introducir el intervalo entre paradas y el número de paradas, así como la velocidad estimada a partir de la gráfica de la figura 1.

Para el cálculo de dosis se han utilizado los mismos factores que utiliza el sistema de planificación Abacus.

1.4. Verificación del algoritmo

Se han realizado medidas de dosis de entrada y salida con dosímetros TLD 100, calibrados previamente para la energía del Co-60, dispuestos según el esquema de la figura 2.

Los dosímetros son de $3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$ y se leyeron con un lector 2800M de Victoreen, utilizando un programa de lectura de $10''$ a 160° y $10''$ a 300° . El programa de borrado utilizado es de $1\text{h } 400^\circ$ y $8\text{h } 100^\circ$.

Se programó una única posición de parada de 1 segundo a una distancia de 29 cm del dosímetro más próximo, de forma que puede considerarse despreciable la contribución estacionaria de dosis.

Los dosímetros se colocaron entre dos láminas de 3.5 cm de PMMA.

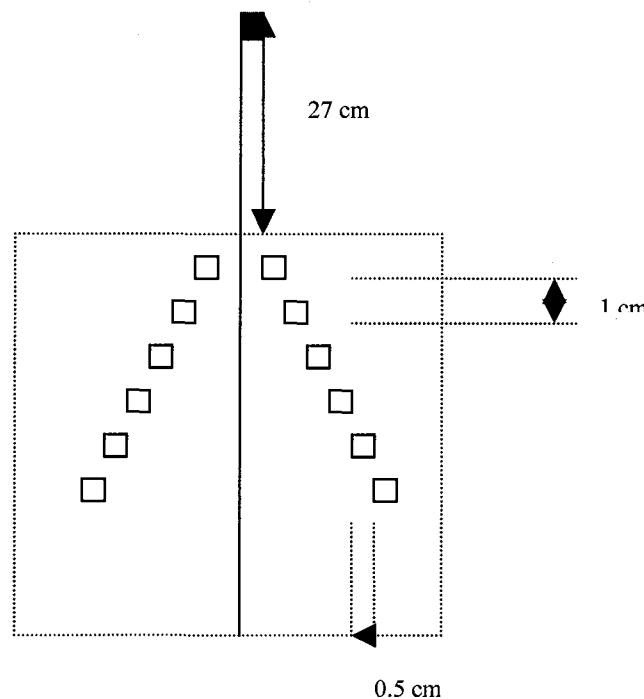


Figura 2. Esquema de colocación de los dosímetros TLD para medida de dosis en tránsito

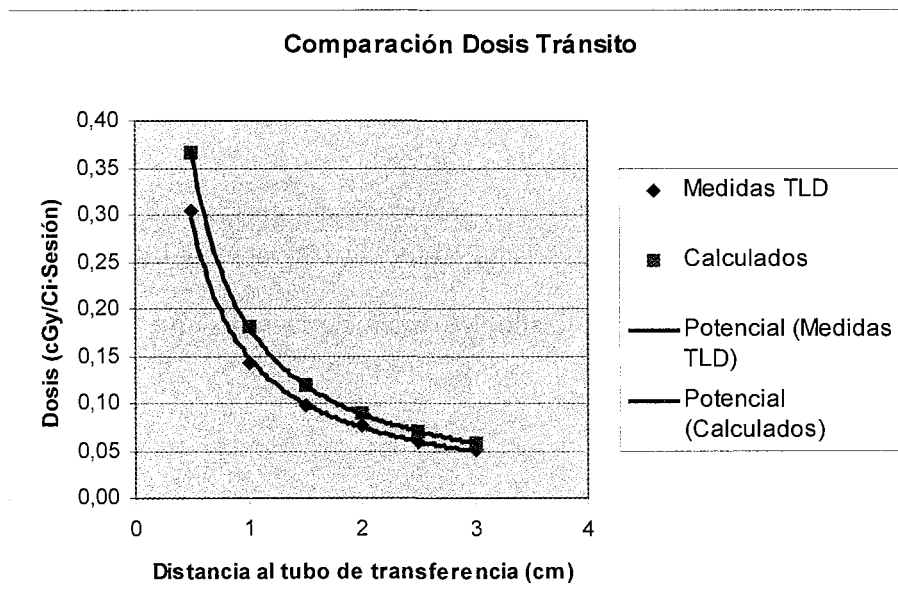


Figura 3. Comparación de valores de dosis de tránsito experimentales y calculadas

La comparación entre los resultados experimentales y los calculados por el algoritmo se muestra en la figura 3. Las diferencias encontradas son del orden de las estimadas en [2].

2. Conclusiones

Dado que la dosis en tránsito es linealmente dependiente de la actividad de la fuente, del número de fracciones y de la velocidad de tránsito, y a la vista de los valores de dosis obtenidos por unidad de actividad y sesión, la contribución de esta componente de dosis en tejidos alrededor de la fuente puede llegar a ser considerable en el caso de que el número de fracciones sea grande y aumente el número de canales utilizados, por lo que en esos casos no debería despreciarse como suele hacerse en los sistemas de planificación asociados a equipos de HDR.

El algoritmo desarrollado resulta práctico para el cálculo de la dosis en tránsito.

Referencias

- [1] Pérez-Calatayud, R. Arrans Lara, J.M^a de Frutos Baraja, A. Guisasola Berasategui, J. Macías Jaém, J. Valverde Morán. "Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM". *Revista de Física Médica* 1 (0) (2000) 1-49.
- [2] Bastin, M.B. Podgorsak, B.R. Thomadsen. "The transit dose component of high dose rate brachytherapy: direct measurements and clinical implications". *Int. J. Radiat. Oncol.* 26 (4) (1993) 695-702.
- [3] Houdek, J.G. Schwade et al "Dose determination in high dose rate brachytherapy". *Int. J. Radiat. Oncol.* 24 (4) (1992) 795-801.