



# **Cálculos Dosimétricos por Monte Carlo para Tratamientos de Radiocirugía con el Leksell Gamma Knife, Casos Homogéneo y No Homogéneo**

***Rojas C. Eva Leticia.***

*Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares*

*Departamento de Física de Radiaciones*

*elrc@nuclear.inin.mx*

***Lallena R. Antonio M.***

*Universidad de Granada, España*

*Departamento de Física Moderna*

## ***Resumen***

En este trabajo se calculan perfiles de dosis que se obtienen modelando tratamientos de radiocirugía con el Leksell Gamma Knife. Esto se hizo con el código de simulación Monte Carlo PENELOPE para un maniquí homogéneo y uno no homogéneo. Se realizaron cálculos con el foco de irradiación coincidiendo con el centro del maniquí así como en zonas cercanas a la interfase de hueso. Cada uno de los cálculos se realizó para los 4 cascos de tratamiento que incluye el Gamma Knife y utilizando un modelo simplificado de sus 201 fuentes de  $^{60}\text{Co}$ . Se encontró que los perfiles de dosis difieren del orden del 2 % cuando el isocentro coincide con el centro del maniquí y ascienden a cerca del 5 % cuando el isocentro se desplaza hacia el cráneo.

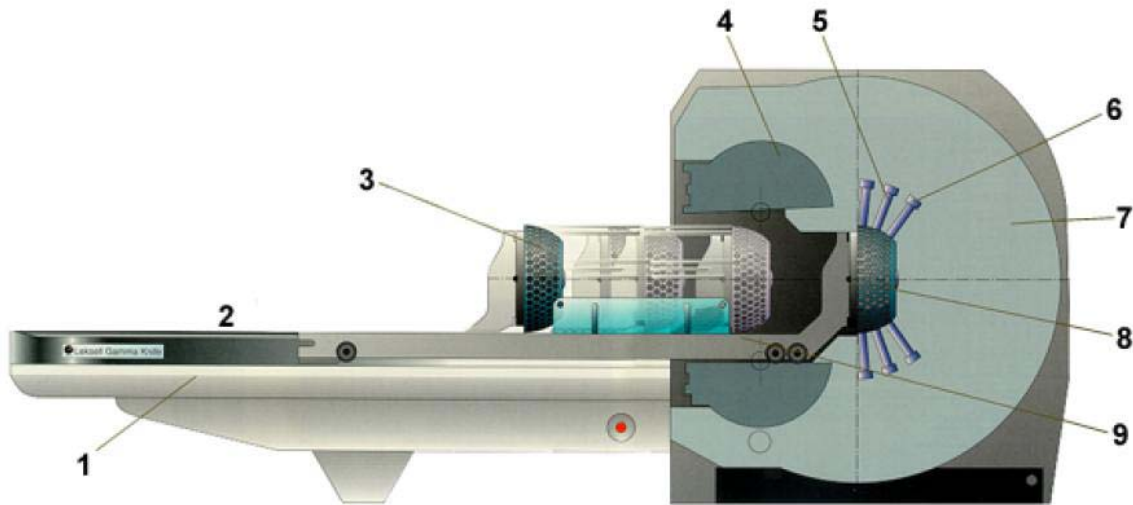
## **1. INTRODUCCIÓN**

La cirugía utilizando fuentes de radiación, conocida como radiocirugía, es una técnica terapéutica generalizada. Debido a la necesidad de minimizar los riesgos y daños que la radiocirugía puede producir a los tejidos circundantes a las lesiones que se tratan, sobre todo en zonas críticas, se han desarrollado sistemas de irradiación muy complejos.

El Leksell Gamma Knife (GK) es uno de esos sistemas complejos de irradiación (Figura 1) que se utiliza en el tratamiento de tumores cancerosos y algunos padecimientos no cancerosos específicos del cerebro (como la epilepsia, malformaciones arteriovenosas intracraneales, adenomas de pituitaria, neurinomas acústicos, craneofaringio-mas, etc.). Está constituido por un conjunto de 201 fuentes de  $^{60}\text{Co}$  y su disposición y colimación es tal, que permite impartir una dosis de radiación elevada a la zona de tratamiento y reducir de forma importante la irradiación de las zonas circundantes.

Cada una de las fuentes de  $^{60}\text{Co}$  está formada por 20 pastillas del radionúclido de 1 mm de altura y 1 mm de diámetro, encapsuladas en un émbolo cilíndrico de aluminio que se coloca en el cuerpo central del instrumento. El cuerpo central es una estructura de hierro semicircular, dentro

de la cual se coloca un casco, que hace las veces de extremo final del canal de colimación. Se tienen 4 cascos intercambiables que permiten variar el diámetro del isocentro, es decir del punto donde coinciden las fuentes. Los valores de dichos diámetros son: 4, 8, 14 y 18 mm.



**Figura 1. Leksell Gamma Knife. 1.- Mesa de tratamiento, 2.- Camilla, 3.- Casco de Tratamiento, 4.- Blindaje de Plomo, 5.- Canal de colimación, 6.- Fuente de  $^{60}\text{Co}$ , 7.- Blindaje de hierro, 8.- Casco en posición de tratamiento, 9.- Mecanismo de desplazamiento**

El GK tiene asociado un conjunto de programas de cómputo, llamado GammaPlan para calcular la dosis que se impartirá en cualquier tratamiento. Estos cálculos se efectúan basándose en imágenes tomográficas y de proyección.

En general, hasta hace poco tiempo, en los tratamientos realizados con este instrumento y en general en muchos cálculos dosimétricos de diversas áreas, no se tenían en cuenta las heterogeneidades de las zonas circundantes a los blancos. Esto conllevaba en algunos casos a subdosificar la zona a tratar o a sobredosificar las zonas adyacentes.

Actualmente, con los avances en los métodos de cálculo dosimétrico, por ejemplo, los que utilizan simulación Monte Carlo, este problema se va resolviendo poco a poco, ya que implementar la presencia de heterogeneidades no es difícil.

En este trabajo calculamos, por simulación Monte Carlo, con el código PENELOPE, los perfiles de dosis que se obtienen al aplicar un tratamiento con el GK a un maniquí homogéneo y otro no homogéneo.

PENELOPE consiste en un conjunto de rutinas de cómputo que se utilizan para simular, el paso de fotones, electrones y positrones en medios materiales que pueden estar en forma líquida, gaseosa o de sólido amorfo, en cualquier geometría que pueda definirse utilizando superficies cuadradas, utilizando técnicas de Monte Carlo [1]. Como resultado de la simulación de un haz de partículas, se obtienen cantidades importantes como es la energía depositada por partícula en



la Tabla 2. Las celdas utilizadas para acumular la energía depositada en el maniquí fueron cubos de 0.5 mm de arista para los cascos de 4 y 8 mm y de 1.0 mm para los de 14 y 18 mm.

**Tabla 1. Ángulos de emisión de las fuentes simplificadas a puntuales**

Casco	4 mm	8 mm	14 mm	18 mm
Angulo (°)	0.303	0.607	1.032	1.287

**Tabla 2. Parámetros de simulación**

Partículas primarias	$\gamma$
Energía inicial	1.25 MeV
Número de partículas	$\rightarrow \sigma < 1 \%$
$E_{\text{abs}}(\gamma), E_{\text{abs}}(e^-),$ $E_{\text{abs}}(e^+)$ (agua y hueso)	1 keV, 50 keV, 50 keV
$E_{\text{abs}}(\gamma), E_{\text{abs}}(e^-),$ $E_{\text{abs}}(e^+)$ (aire)	1 keV, 100 eV, 100 eV

Se simularon dos tratamientos con el Gamma Knife; el primero suponiendo que el isocentro coincidía con el centro del maniquí y el segundo desplazando el maniquí de forma que el isocentro estuviera cerca de la interfase de hueso.

Se encontraron los perfiles de dosis en cada uno de los ejes coordenados (x,y,z).

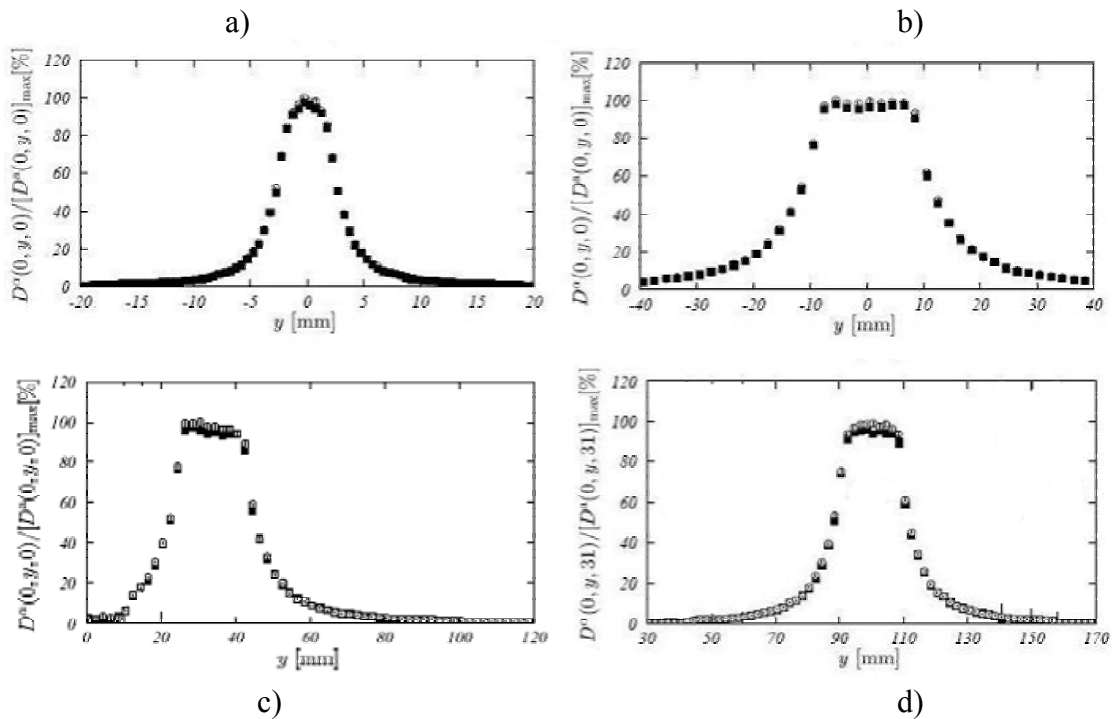
### 3. RESULTADOS Y DISCUSION

Los perfiles de dosis que se obtienen en el isocentro, relativos al máximo, para el caso de la simulación de un tratamiento con el Gamma Knife en un maniquí homogéneo y no homogéneo, se presentan en la Figura 3.

Se incluyen las curvas para los cascos de tratamiento de 4 mm a) y 18 mm b), en la dirección *Y*. Los resultados del caso homogéneo están representados por los círculos blancos y los del no homogéneo por los cuadrados negros. Lo que podemos notar es que, en ambos casos las diferencias son del mismo orden (2 %).

Con el fin de resaltar el contraste que resulta de realizar los cálculos dosimétricos cuando se incluye el cráneo en el maniquí que representa la cabeza y cuando no se incluye, en los incisos c) y d) se presentan los perfiles de dosis en la dirección *Y* para el caso de que el isocentro se encuentre en una zona cercana a la interfase de hueso, para el casco de 18 mm. Los símbolos tienen el mismo significado que en los casos anteriores. En c) el isocentro está desplazado al punto (0, 34 mm, 0) y en d) a (0, 0, 31 mm); en este caso el centro de maniquí estaba en (100 mm, 100 mm, 100 mm).

En este caso las diferencias son mayores que en el caso anterior, llegan a ser del orden del 4 y 5 % y el perfil se vuelve asimétrico.



**Figura 3. Perfiles de dosis en la dirección Y, relativos al máximo, obtenidos por simulación Monte Carlo, para el modelado de un tratamiento con los cascos de 18 mm (a) y 4 mm (b) del Gamma Knife, para los casos de maniquí sin (círculos blancos) y con la interfase de hueso (cuadrados negros). En los paneles inferiores se muestran los perfiles, también en la dirección Y para el casco de 18 mm, con el isocentro en (0, 34 mm, 0) y (0, 31 mm) en los incisos c) y d) respectivamente.**

#### 4. CONCLUSIONES

- 1.- Al planear un tratamiento de radiocirugía con el Gamma Knife, deben tenerse en cuenta las heterogeneidades del blanco; si estas se excluyen, se puede producir errores apreciables en la dosimetría.
- 2.- La diferencia en los perfiles de dosis al considerar un maniquí homogéneo y uno no homogéneo, es del orden del 2 %, para los cascos de 18 y 4 mm con el isocentro en la parte central del maniquí.
- 3.- Cuando el isocentro se localiza cerca de la interfase de hueso, la diferencia entre los perfiles de dosis en los casos homogéneo y no homogéneo aumenta hasta cerca del 5 % para el casco de 18 mm.
- 4.- Las curvas de los perfiles de dosis se vuelven asimétricos cuando se simula que se realiza un tratamiento cerca del cráneo.

## REFERENCIAS

- [1] Salvat F. et al, PENELOPE: A code system for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NEA, (2001).
- [2] Aldweri F., *Estudio Monte Carlo de la dosimetría del GammaKnife*, Tesis Doctoral, Universidad de Granada, (2003).
- [3] Rojas E.L., *Dosimetría Monte Carlo en geometrías simples con interfases: aplicaciones en radioterapia*, Tesis Doctoral, Universidad de Granada, (2004).