

**Contribuciones del Instituto Nacional
de Investigaciones Nucleares al avance de la Ciencia
y la Tecnología en México**

Edición conmemorativa 2010

Aplicaciones de la simulación Monte Carlo en dosimetría y problemas de física médica

Eva Leticia Rojas Calderón
Gerencia de Ciencias Ambientales
leticia.rojas@inin.gob.mx

1. Introducción

En la actualidad, el uso de las computadoras para resolver problemas importantes se extiende a todas las áreas. Pueden ser de índole social, económica, de ingeniería, de ciencia básica, aplicada, etc. Con un manejo adecuado de programas de cómputo e información se pueden realizar cálculos y simulaciones de modelos reales, para estudiarlos y resolver problemas teóricos o de aplicación.

Los procesos que contienen variables aleatorias son susceptibles de abordarse con el método Monte Carlo. Éste es un método numérico que, gracias a las mejoras en los procesadores de las computadoras, se puede aplicar en muchas tareas más de lo que se hacía en los principios de su aplicación práctica (a principios de la década de 1950).

En este trabajo se abordará la aplicación del método Monte Carlo en la simulación de la interacción de la radiación con la materia, para investigar aspectos dosimétricos de algunos problemas que existen en el área de física médica. En la primera parte se introducen algunos datos históricos y se revisan algunos conceptos generales relacionados con la simulación Monte Carlo.

2. Antecedentes

2.1 La simulación

Se puede decir que la simulación es un experimento teórico en el que se reproduce el comportamiento de un sistema complejo. Es una forma de “realizar” un experimento en el cual la realidad es sustituida por un modelo matemático. Puede considerarse como un híbrido entre experimentación pura y teórica y es una herramienta muy útil en la investigación científica [1]. La simulación se utiliza para evitar el riesgo de experimentos que pudieran dar lugar a situaciones fuera de control que resulten en accidentes e incluso la muerte de personas.

Particularmente, por ejemplo, se pueden simular condiciones extremas de un reactor nuclear, sin hacerlo en una instalación real; o bien simular la aplicación de un tratamiento de radioterapia a un paciente, sin llevarlo a cabo hasta que se obtengan las dosis adecuadas en los sitios convenientes en el simulador.

Con la simulación también se pueden contrastar teorías e investigar exhaustivamente algunas predicciones de las mismas, estudiando la dependencia con pequeñas variaciones en los parámetros.

2.2 El método Monte Carlo

Es una forma genérica de nombrar procedimientos matemáticos o métodos numéricos cuya característica común es la utilización de números generados aleatoriamente y el muestreo de distribuciones de probabilidad. Se hace uso de variables aleatorias definidas en un espacio dimensional finito y se calcula su valor esperado [2].

Esta herramienta matemática es una buena opción para problemas de índole estocástica, o que pueden plantearse en términos estocásticos.

Se tienen datos históricos de que aun antes del siglo XVIII se utilizó la técnica llamada Monte Carlo. El nombre fue acuñado en el siglo pasado y fue inspirado por el casino del mismo nombre, siendo introducido por Von Neumann y sus colaboradores cuando realizaron un estudio de la difusión de neutrones en su trabajo para el desarrollo de la bomba atómica, en Los Alamos, EUA.

Las operaciones básicas de la simulación Monte Carlo consisten en generar números aleatorios (o pseudo aleatorios con algoritmos matemáticos), muestrear una variable de alguna distribución de probabilidad y encontrar parámetros estadísticos de utilidad al problema que se está resolviendo [2].

La principal limitación del método Monte Carlo es la obtención de suficiente precisión en los resultados. Entre más precisión se requiere, más eventos o muestreos deben hacerse y eso, en problemas complejos, lleva a utilizar mucho tiempo de cómputo. Existen opciones para reducir esos tiempos de computadora, como por ejemplo los métodos de reducción de varianza, la utilización de modelos simplificados o la subdivisión del problema en partes menos complejas.

El uso del método Monte Carlo se extiende a muy diversas áreas. Por citar algunas, entre sus aplicaciones está la solución de problemas de mecánica estadística, la evaluación de integrales, la resolución de sistemas de ecuaciones diferenciales, el modelado del crecimiento de bosques, estudios de contaminación, estudios del comportamiento de las acciones en la bolsa de valores, el crecimiento del PIB, el modelado de interacciones de las moléculas de ADN entre sí, y el modelado de la interacción de la radiación con las moléculas de ADN, siendo este último el que trataremos en este trabajo [3].

2.3 Simulación Monte Carlo del transporte de radiación

La historia o trayectoria de una partícula es vista como una secuencia aleatoria de desplazamientos libres que terminan con un evento de interacción donde la partícula cambia su dirección de movimiento, pierde energía y puede generar partículas secundarias. Todo ello se realiza aplicando las leyes de la física, atendiendo las funciones de probabilidad determinadas por las secciones eficaces adecuadas y dependiendo del medio, la energía de la partícula y la disposición geométrica del sistema [3, 4].

Se han desarrollado códigos de simulación Monte Carlo del transporte de radiación que contienen modelos de interacción para definir las funciones de distribución de probabilidad para las distintas variables aleatorias que intervienen en cada proceso o suceso, y que permiten obtener valores promedio de observables de interés como pueden ser la posición de las partículas después de cada interacción, el momento y pérdidas de energía de las partículas primarias o las secundarias generadas en algunas interacciones [5, 6, 7].

2.4 Códigos de simulación del transporte de radiación

En forma breve se puede decir que el objetivo de estos códigos es simular el camino seguido por partículas que atraviesan medios materiales, atendiendo las leyes de la física y las probabilidades, a partir de ciertas condiciones iniciales de energía y tipo de partícula. El medio en el que se lleve a cabo la simulación puede ser en estado sólido (generalmente amorfo), líquido o gaseoso y el modelo geométrico del sistema se define utilizando la geometría analítica.

Se puede decir que lo que se hace con los códigos es resolver la ecuación de transporte de las partículas de una forma puramente estadística, lo cual representa ventaja sobre los métodos analíticos complejos que resuelven la ecuación de forma aproximada y para problemas sencillos.

Los códigos MC de transporte tienen modelos de interacción para las partículas que se van a simular, es decir, conjuntos de secciones diferenciales transversales para los mecanismos de interacción relevantes. Definen funciones de distribución de probabilidad para el camino libre entre interacciones, el tipo de interacción que tiene lugar y la pérdida de energía y deflexión angular de las partículas [5, 6, 7].

Entre los códigos o programas de simulación Monte Carlo para el transporte de partículas en medios materiales de actualidad están: EGS₄, EGSnrc, PENELOPE, NOREC, MCNP y GEANT₄. Algunos, como el MCNP y el GEANT, tienen el respaldo de miles de científicos y programadores que han trabajado en ellos de forma paralela y sucesiva desde su primera versión.

MCNP fue desarrollado en Los Alamos, Estados Unidos, para simular sólo neutrones; sin embargo, actualmente puede utilizarse para simular del orden de 36 tipos de partículas en intervalos de energías desde unos keV hasta el orden de cientos de MeV en materiales muy diversos [8, 9].

GEANT fue elaborado en el CERN para aplicaciones de altas energías y actualmente se puede utilizar para simular haces de un gran número de tipos de partículas (muones, piones, neutrinos, etc.), desde energías de unos cuantos cientos de eV hasta cientos de TeV para algunas partículas.

NOREC es específico para aplicaciones de microdosimetría, pero su manejo no es sencillo y está limitado a simular en agua sólo dos tipos de partículas: fotones y electrones.

Con PENELOPE se pueden simular cascadas de fotones, electrones y positrones en casi cualquier medio material sólido (amorfo), líquido o gaseoso, en geometrías que pueden definirse con superficies cuádricas, es decir, determinadas por una ecuación de segundo grado. Este código originalmente fue desarrollado para simular electrones, lo cual se puede hacer evento por evento, si son de baja energía, y con un respaldo teórico excelente [7].

Cada código tiene sus particularidades y es mejor para aplicaciones distintas, por lo que se debe analizar cuál es el más adecuado al tipo de problema, escogiendo el más sencillo de acuerdo a nuestras habilidades y a la capacidad de cómputo con que se cuente, y que contenga las secciones eficaces o teorías físicas de respaldo más modernas para el tipo de partícula a simular.

Aunque no existe una receta para usar los programas MC en la simulación del paso de la radiación en medios materiales, para MCNP y PENELOPE se procede de manera general como sigue. Una vez seleccionado el sistema a simular, se hace un modelo geométrico y se genera un archivo (o tarjetas de entrada), en el lenguaje o formato del código; se definen los materiales que rellenan los volúmenes definidos y se generan los archivos o tarjetas de entrada de dichos materiales de acuerdo al formato requerido. Básicamente para cada material se introducen los elementos químicos que lo forman, el porcentaje en peso atómico de cada elemento y su densidad. Se establecen las condiciones iniciales de las fuentes como son la energía, posición, tipo de partícula y número de partículas, y se declaran las energías de corte o absorción. Finalmente, se estipula el grado de detalle con que debe efectuarse la simulación y, dependiendo del código, se establece cuáles procesos de interacción hay que tomar en cuenta, incluso alguna teoría física específica para la simulación [7, 8, 9].

3. Aplicaciones del método Monte Carlo en dosimetría para física médica

La simulación MC en física médica se utiliza para resolver problemas diversos, como reconstruir imágenes de pacientes tomadas con equipos digitales, realizar cálculos de carcinogénesis, obtener espectros de salida de unidades de terapia, caracterizar cámaras de ionización, caracterizar fuentes de alta y baja tasa de dosis, caracterizar dosímetros [6], realizar la dosimetría en equipos para IMRT (tratamientos de radioterapia de intensidad modulada), en aceleradores lineales, así como en equipos tan complejos como el Gamma-knife.

La dosimetría utilizando la simulación Monte Carlo del transporte de la radiación se ha vuelto fundamental en algunas áreas particulares de la radioterapia. Por ejemplo, cada vez que se diseña una fuente nueva para braquiterapia es obligatorio hacer la caracterización dosimétrica por este método de simulación. Es

muy útil para caracterizar campos de radiación pequeños y comprenderlos mejor; es además una herramienta ventajosa en presencia de gradientes de dosis muy fuertes y en medios heterogéneos.

También es conveniente su uso cuando las ecuaciones analíticas que describen el problema son de solución complicada, aun con simplificaciones, y cuyas aproximaciones son muy burdas para los requerimientos de exactitud o precisión de la situación modelada. Un ejemplo de ello es cuando se tienen heterogeneidades en un sistema de varios cuerpos cuya dosimetría se quiere evaluar.

Es necesario aclarar que la dosimetría por simulación Monte Carlo tiene algunas limitaciones para su aplicación. Por ejemplo, si se desean soluciones muy exactas al modelar un sistema, debe conocerse con detalle la geometría. Si se tiene un sistema muy complejo, en ocasiones se requiere mucho tiempo de cálculo para alcanzar una precisión adecuada en los resultados. Igualmente importante es la intervención de variables que alteran el sistema sin que se pueda cuantificar su influencia o que no pueden ser tomadas en cuenta en la modelación o en la simulación propia.

Para asegurarse de que lo que se está haciendo es correcto, se debe validar el uso de la simulación Monte Carlo y de los códigos que se están aplicando, resolviendo situaciones reportadas en la literatura para contrastar los resultados.

4. Resultados de aplicaciones específicas

4.1 Aspectos dosimétricos del Leksell Gamma-Knife[®], obtenidos con el código de simulación Monte Carlo PENELOPE

PENELOPE es un conjunto de subrutinas escritas en FORTRAN que permiten la simulación MC del transporte acoplado de fotones y electrones. El nombre de este código es el acrónimo de “Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons”. Se puede aplicar en un rango de energías desde 100 eV hasta 1 GeV, y para fotones, desde 1 keV hasta 1 GeV [7].

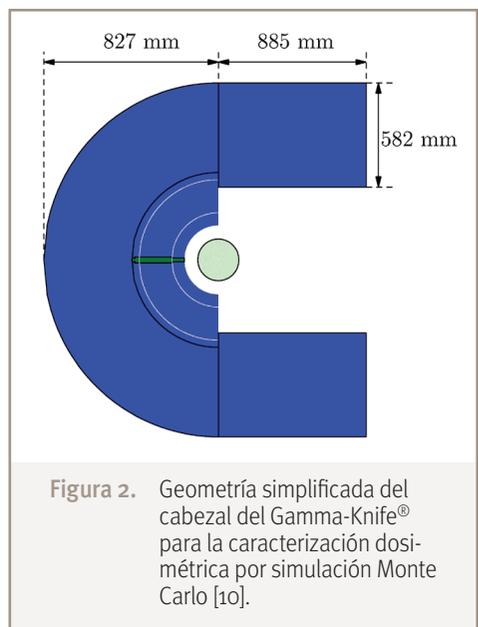
Los parámetros a definir son, además de los materiales y la geometría, el tipo de partículas primarias que se simularán, el número inicial de las mismas, su energía inicial, la energía de absorción para cada tipo de partícula (primaria o secundaria) y los que definen el detalle con que se requiere que se haga la simulación.

Para definir los materiales del modelo a simular, el código contiene una base de datos con los elementos químicos y con diversos materiales usados frecuentemente. Contiene los datos físicos necesarios para que las interacciones que se simulen estén basadas en datos reales. Asimismo, incluye un programa para generar las geometrías de los sistemas simulados y otro para visualizarla en el sistema operativo Windows.

Fundamentalmente, lo que se obtiene con la simulación en PENELOPE para las partículas primarias y las secundarias que se generen es la energía, la posición y el momento de cada partícula simulada después de cada interacción. También se pueden obtener el flujo por una superficie, la dosis absorbida en alguna región, etc. [7].

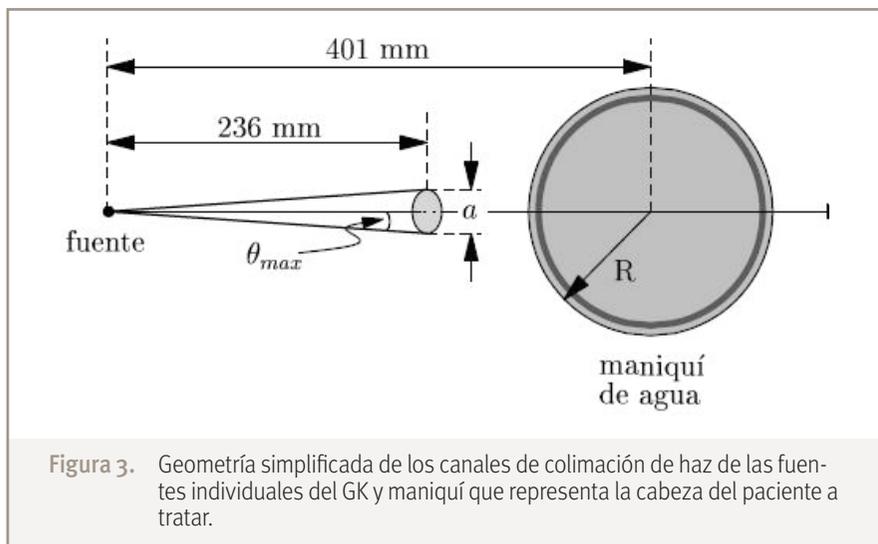
El Leksell Gamma-Knife[®] (GK) es un equipo de alta precisión que se utiliza para el tratamiento de lesiones intracraneales mediante cirugía estereotáctica no invasiva. Tiene una estructura semiesférica en la que se encuentran 201 fuentes de ⁶⁰Co [10, 11, 12]. En la figura 1 se muestra un esquema con lo que serían las fuentes, el casco de colimación y el foco en una aplicación [10].

Cada una de las fuentes del GK está colimadas de forma que los haces de radiación provenientes de cada una convergen con gran precisión en el punto focal común. Las fuentes están cubiertas (excepto la parte frontal) por aluminio y el canal de colimación de cada haz está formado por hierro, acero y plomo, según el segmento de que se trate. Al final de los canales se tiene un casco de tungsteno que permite que los haces converjan en el punto focal. Hay cuatro cascos intercambiables que permiten tener un haz de 4, 8, 12 o 16 mm de diámetro en el punto focal. El casco también permite tapar algunas de las fuentes cuando el tratamiento de la lesión lo requiere.



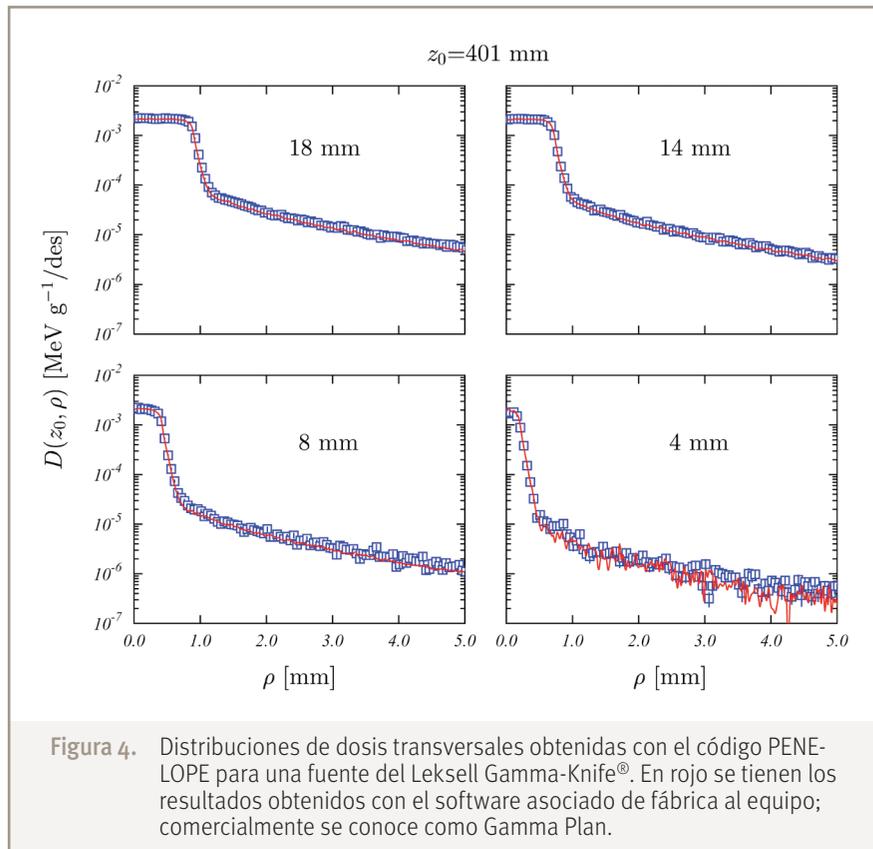
El estudio dosimétrico por simulación Monte Carlo se hizo por etapas e introduciendo algunas simplificaciones. La primera etapa consistió en evaluar el espectro de salida de las partículas iniciales después de interactuar con los materiales del blindaje y colimadores, e introducirlo como haz inicial para simular la interacción con un maniquí similar de la cabeza de un paciente [10].

La geometría simplificada que se introdujo en el código Monte Carlo para simular la fuente central de ^{60}Co del equipo se muestra en la figura 2.



La figura 3 muestra la geometría simplificada de los canales de colimación introducida en el modelo para simularse con PENELOPE.

En la figura 4 se observan las distribuciones de dosis transversales obtenidas con PENELOPE para cada uno de los cascos de colimación del Leksell Gamma-Knife® simplificado, tomando en cuenta sólo una fuente de ^{60}Co . El punto focal se encontraba en el centro del maniquí modelado. En el eje de las abscisas se grafica la distancia al isocentro y en el eje de las ordenadas la dosis en $\text{MeV g}^{-1} / \text{des}$.



El equipo Gamma-Knife® incluye un software de cálculo de perfiles de dosis en las tres direcciones que, sin embargo, no está hecho con el detalle que se precisa para modelar posiciones de tratamiento cercanas al cráneo del paciente. En cambio, con la simulación Monte Carlo se pueden obtener los perfiles de dosis más reales, puesto que se pueden introducir todos los materiales presentes en el blanco de tratamiento y a su alrededor. También se pueden modelar sin dificultad posiciones de tratamiento cercanas al cráneo.

Como ejemplo de lo que puede realizarse con la simulación, es posible cuantificar de forma precisa las modificaciones que se tienen por tomar en cuenta el hueso del cráneo al construir los perfiles de dosis en un modelado de tratamiento con el GK. En la figura 5 se muestran los perfiles construidos con PENELOPE para el caso de 201 fuentes, casco de 18 mm e isocentro desplazado al punto (100, 100, 31 mm) respecto del centro del maniquí (100, 100, 100) con y sin la interfaz de hueso [12].

Se normalizaron los perfiles y se representan como porcentaje. Se observa que, al tomar en cuenta el hueso de la cabeza, el perfil cambió de manera apreciable, llegando hasta 5% en el caso extremo, que es cuando el isocentro se coloca lo más cercano posible al cráneo.

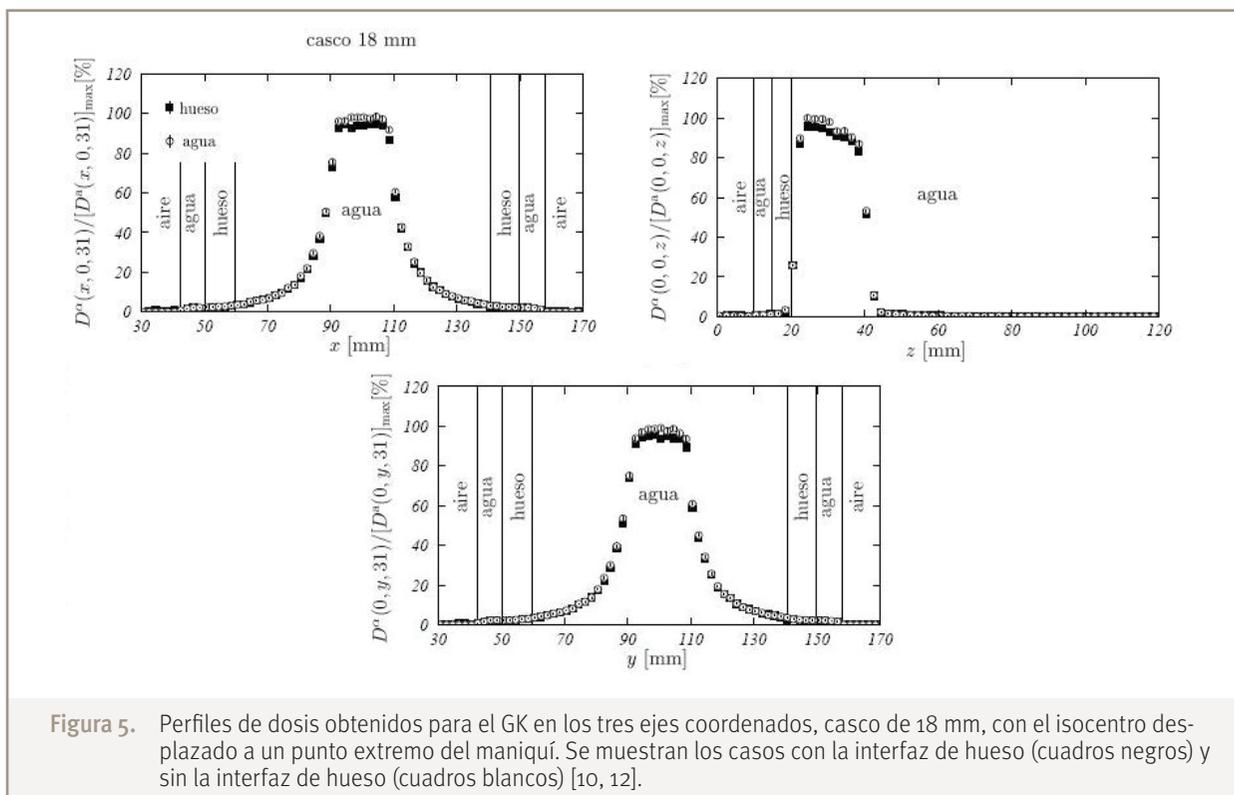


Figura 5. Perfiles de dosis obtenidos para el GK en los tres ejes coordenados, casco de 18 mm, con el isocentro desplazado a un punto extremo del maniquí. Se muestran los casos con la interfaz de hueso (cuadros negros) y sin la interfaz de hueso (cuadros blancos) [10, 12].

4.2 Obtención de la tasa de dosis debida a un radiocoloide emisor β y β - γ inyectado para tratamiento de un craneofaringioma

Un craneofaringioma (CQ) es un tumor de crecimiento lento situado junto a la hipófisis. Aunque es benigno, su ubicación puede producir daños a estructuras adyacentes importantes como el cerebro, el ojo o la hipófisis. Generalmente presenta una forma esférica, tiene una pared envolvente con un espesor del orden de milímetros y puede presentar calcificaciones en su interior [14].

El tratamiento ideal de esos tumores es la extirpación; sin embargo, su localización en zonas profundas de la cabeza hace difícil su extracción total. También se han tratado con la aplicación de radiación exterior, radiocirugía y la inyección de radiocoloides. Este último método es adecuado, ya que es poco invasivo y el riesgo de mortalidad asociado es relativamente bajo. De manera simplificada consiste en estimar el volumen del CQ por técnicas de dilución o de tomografía por computadora, extraer el líquido que guarda en su interior y en su lugar introducir un coloide radioactivo. El objetivo es eliminar la pared conformante del CQ, que es la que constituye realmente el tumor [15].

El radiocoloide es la combinación de un gel con un radioisótopo. No hay un criterio unificado acerca de qué isótopos emplear, ya que algunos tienen ventajas sobre otros. Por ejemplo, si se emplean isótopos emisores β - γ , se pueden obtener gammagrafías que permiten observar la distribución del coloide y “controlar” posibles fugas del mismo. Si se emplean emisores beta puros, el corto alcance de sus emisiones asegura que no se dañen estructuras adyacentes por la radioactividad [10,16].

A continuación se presentan los resultados de la dosimetría para CQ para un emisor beta puro (^{32}P) y un combinado β - γ , ^{186}Re [10]. Dado que los cálculos analíticos para la dosimetría del CQ son complejos, sólo se muestran las ecuaciones principales y en las gráficas algunas comparaciones de resultados analíticos y por Monte Carlo.

Loevinger [17], Vynckier y Wambersie [18] realizaron cálculos analíticos para tasas de dosis puntuales de emisores beta. Complementado con la aproximación de Berger para las emisiones gamma, se realizó el cálculo analítico para los radionúclidos mencionados. En algunos casos se ha supuesto que la fuente radio-

activa se distribuye uniformemente en el interior de la pared y en otros que el radionúclido se distribuye en el volumen interior.

La forma analítica de calcular la tasa de dosis en un CQ (para un medio homogéneo) es utilizando la expresión:

$$\dot{D} = A \int_v dr J(|x-r|)$$

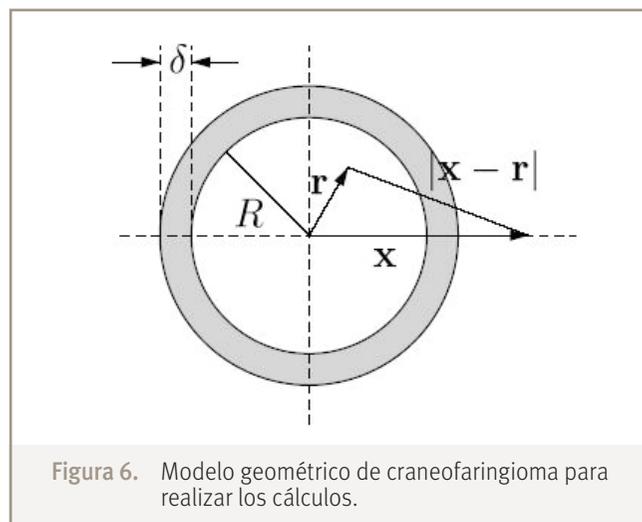
Para las emisiones beta se puede emplear la ecuación de Loevinger [17] para J:

$$J_\beta(x) = \left[\frac{Bt}{x^2} - \frac{B}{x} \exp\left(1 - \frac{x}{t}\right) \right] + \frac{B}{x} \exp\left(1 - \frac{x}{z}\right)$$

y la ecuación de Berger [19] para las emisiones gamma:

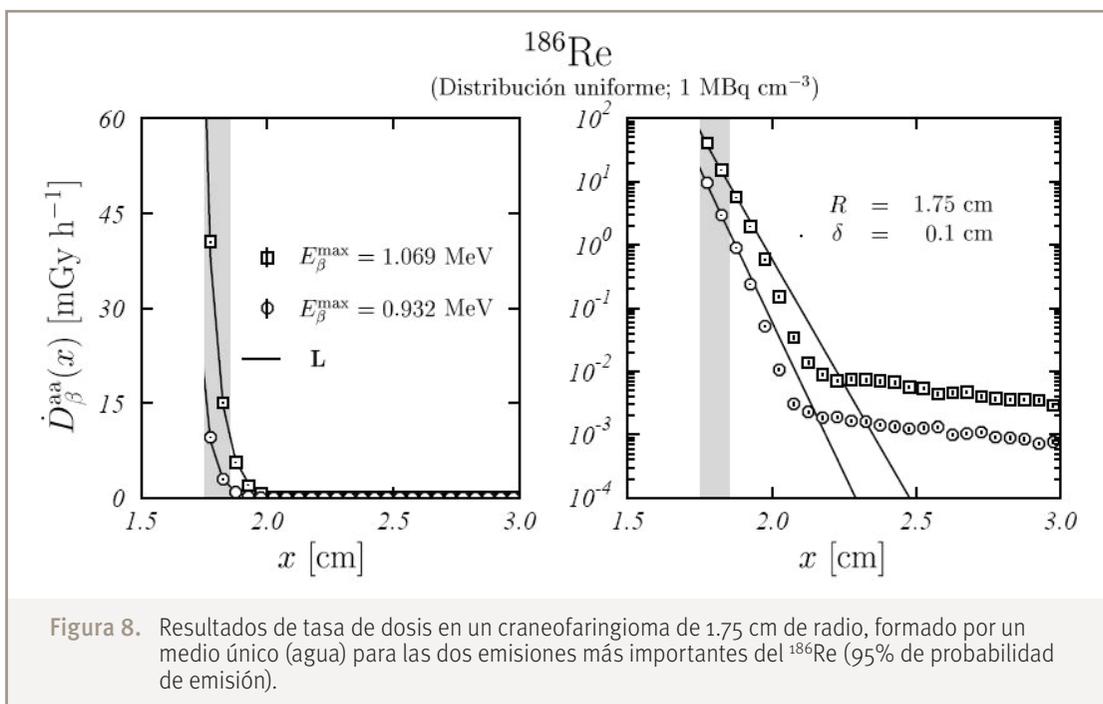
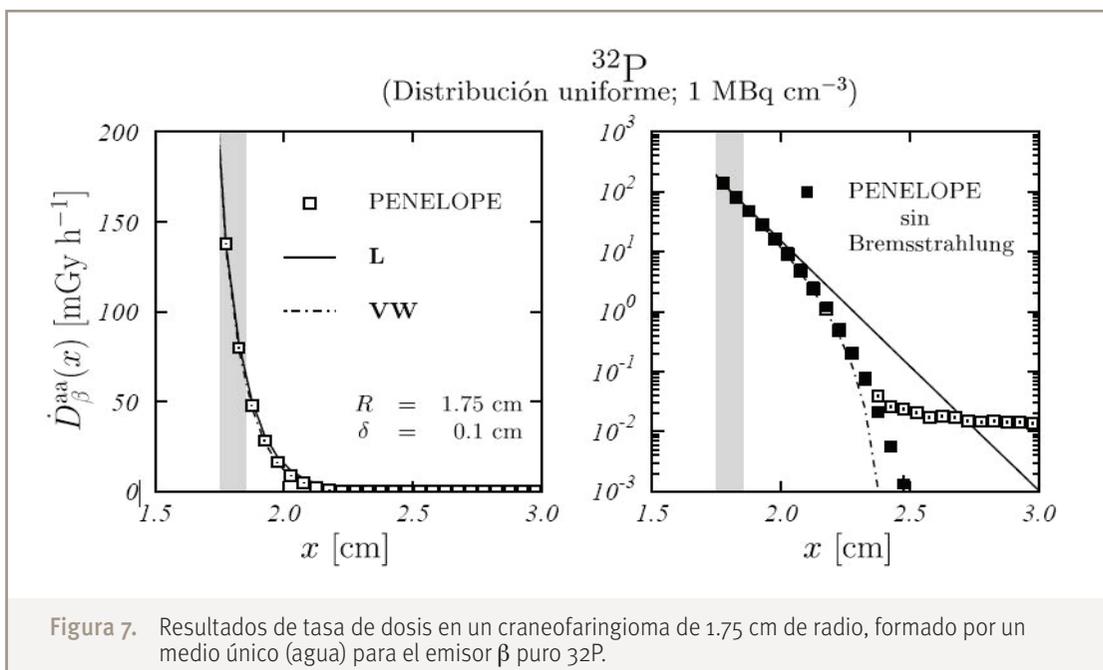
$$J_\gamma(x) = \frac{K}{x^2} \exp(-\mu x) B_{en}(\mu x)$$

El modelo geométrico para realizar los cálculos de dosis en el craneofaringioma se muestra en la figura 6.



Para los cálculos mediante el código PENELOPE, la geometría es la que se muestra en la figura 7. La distribución de la actividad del radionúclido que se inyecta en el interior del CQ para su tratamiento se simuló como un conjunto de fuentes puntuales isótropas distribuidas uniformemente en el volumen esférico. Se simularon fuentes de ^{32}P y de ^{186}Re (sólo las emisiones de mayor probabilidad). Se consideró un CQ de 1.75 cm de radio con espesor de la cáscara de 1 mm. Se realizaron estudios suponiendo un medio único en todo el tumor y los alrededores (agua) y otros cambiando el material del centro del tumor y la capa exterior del mismo.

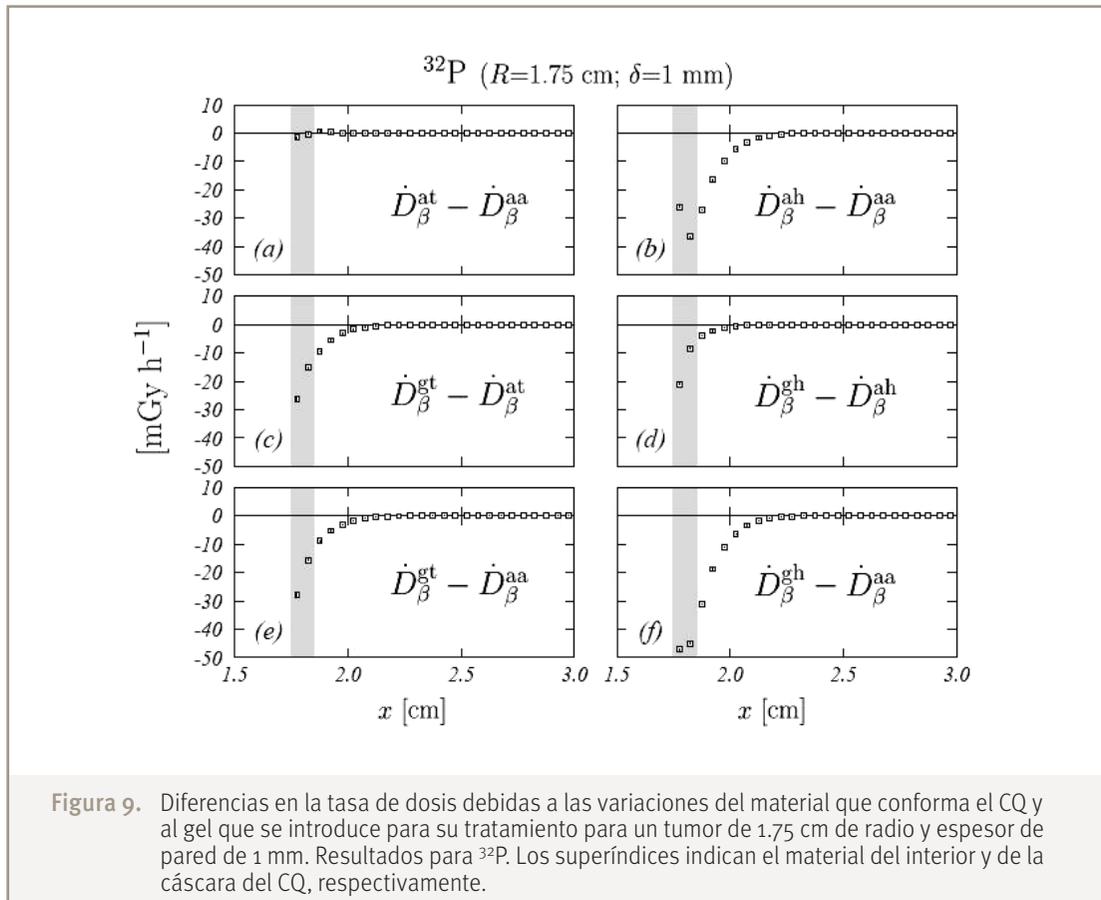
En la figura 7 se muestran los resultados, tanto analíticos como simulados, para el caso de medio único y aplicación del radionúclido ^{32}P , emisor beta puro. Se presenta el caso cuando se desprecia la radiación Bremsstrahlung en los cálculos. La zona gris representa la pared del tumor, que es lo que se desea eliminar para que no vuelva a crecer. En la figura 8 se presentan los resultados para el caso de las emisiones más importantes del ^{186}Re [20].



Cuando se consideraron varios medios, se modeló el interior del tumor primero conteniendo agua y después un gel (símil del coloide radioactivo). Las variaciones en la cubierta o cáscara del tumor fueron: agua, tejido y hueso (ya que puede estar calcificada) subsecuentemente.

La figura 9 muestra las diferencias en la tasa de dosis debidas a las variaciones del material que conforma el CQ y al gel que se introduce para su tratamiento. El primer superíndice representa el material del interior del tumor y el segundo, el material de la cáscara del mismo (zona gris en la figura). La correspondencia

de las letras es: *a* para el agua, *t* para el tejido blando, *g* para el gel y *h* para el hueso. Las densidades consideradas para el tejido blando, el gel y el hueso son: $\rho_t=1.0 \text{ g/cm}^3$, $\rho_g=1.2914 \text{ g/cm}^3$ y $\rho_h=1.85 \text{ g/cm}^3$ [10,18].



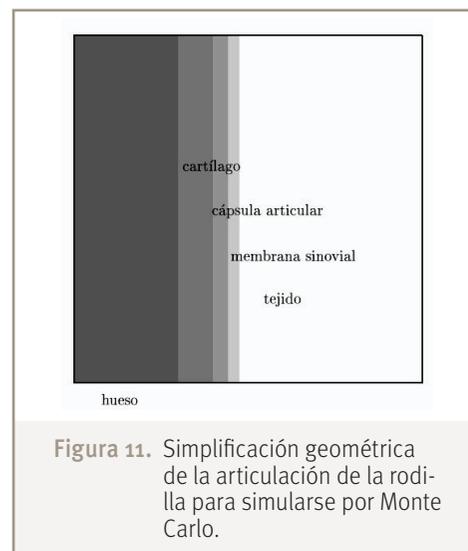
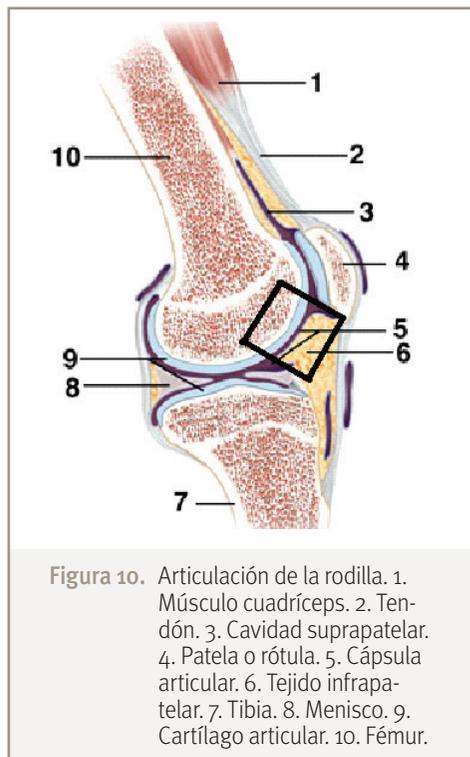
4.3 Factor de dosis debida a un radiocoloide emisor μ y β - γ inyectado para sinovectomía de la rodilla

La inyección intraarticular de radionúclidos emisores beta se utiliza como tratamiento alternativo o suplementario a la farmacoterapia, en algunos casos severos de reumatismo inflamatorio y de enfermedades degenerativas de las articulaciones.

En el caso de la artritis reumatoide, la membrana sinovial (tejido que rodea la cavidad articular) se inflama debido a una respuesta de autoinmunidad del organismo. En el caso de las enfermedades degenerativas de las articulaciones, la inflamación de la membrana sinovial provoca la formación de un tejido granular adicional que lleva a la destrucción progresiva de la cápsula articular y de la articulación en general [20]. El objetivo de inyectar radiocoloides en las articulaciones es destruir la membrana sinovial excedente y el tejido enfermo que se forma alrededor de ésta. En algunos casos se aplica para paliar el dolor [21]. Aunque todas las articulaciones del cuerpo son susceptibles de tener los problemas de reumatismo y degeneración expuestos previamente, la rodilla es la más tratada por su ubicación y dimensiones (figura 10).

Las consideraciones dosimétricas para la distribución intraarticular de un emisor beta son complicadas. La geometría de las articulaciones es compleja, las variaciones en el espesor de la sinovia pueden variar de 1 a 7 mm, y en ocasiones se forman superficies irregulares con dobleces y salientes en el tejido. Los cálculos se realizan suponiendo una distribución uniforme del radiocoloide y su casi total absorción en el tejido sinovial y en sus células envolventes [10].

Con esas suposiciones, las dosis absorbidas dentro del tejido enfermo son dependientes sólo de la distancia a la capa superficial, donde se supone que se deposita el radionúclido, y de las características de este último. Aprovechando esto y que las malformaciones de la rodilla están adheridas a superficies lisas como el cartílago y el hueso, para el modelo geométrico de cálculo de la dosis en la rodilla por simulación Monte Carlo se consideran planos adyacentes (símil de lo que encierra el cuadro negro en la figura 11) con dimensiones aproximadas a un tamaño promedio de articulación [10].



En la figura 11 se muestra el modelo geométrico simplificado y se señala a cuál parte de la articulación corresponde cada plano.

Los radioisótopos más utilizados para este tratamiento de las articulaciones son los emisores beta puros ^{90}Y y ^{32}P . Nuestros cálculos del factor de dosis fueron para esos dos radionúclidos y para ^{165}Dy . El factor de dosis absorbida, que se define como $F_d = \Delta E / \rho \Delta Z$, se utiliza para representar la dosis en caso de estructuras planas [10,21].

La distribución de actividad de los radionúclidos se simuló como un conjunto de fuentes puntuales isótropas, distribuidas uniformemente en el volumen ocupado por las regiones que representan la cápsula articular y la membrana sinovial de la articulación.

Los datos de densidad, composición y porcentaje en peso de los materiales utilizados para simular las distintas interfaces de la articulación (hueso, cartílago, tejido y agua) fueron los que contiene el programa PENELope en su base de datos.

En la figura 12 se muestran los factores de dosis absorbida para los planos que simulan las estructuras de la rodilla para ^{90}Y . Se incluyen los casos de medio único (todas las estructuras conformadas por agua) y de varios medios (tejido, cartílago y hueso).

Se realizó el mismo estudio y otros adicionales para tres radionúclidos, con la finalidad de comparar el resultado al aplicar emisores beta y beta-gamma en los tratamientos de la sinovectomía de la rodilla, así como para verificar la bondad de los cálculos realizados con PENELope y con otro código de simulación Monte Carlo muy empleado en física médica, conocido como EGS4. En la figura 13 se muestran los resultados de dichos estudios.

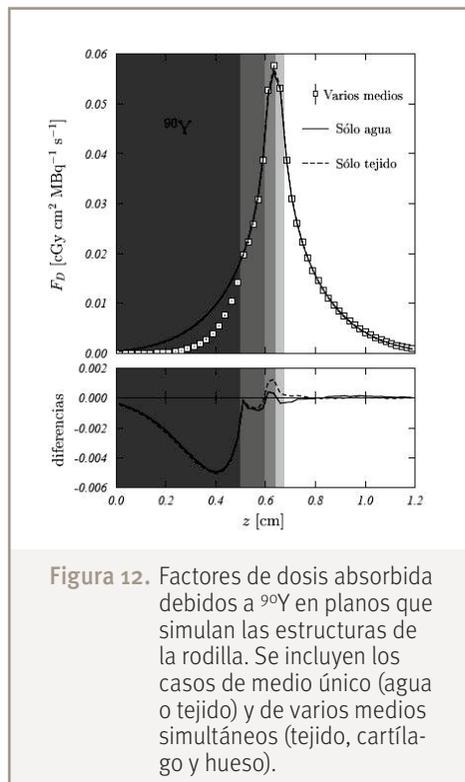


Figura 12. Factores de dosis absorbida debidos a ^{90}Y en planos que simulan las estructuras de la rodilla. Se incluyen los casos de medio único (agua o tejido) y de varios medios simultáneos (tejido, cartílago y hueso).

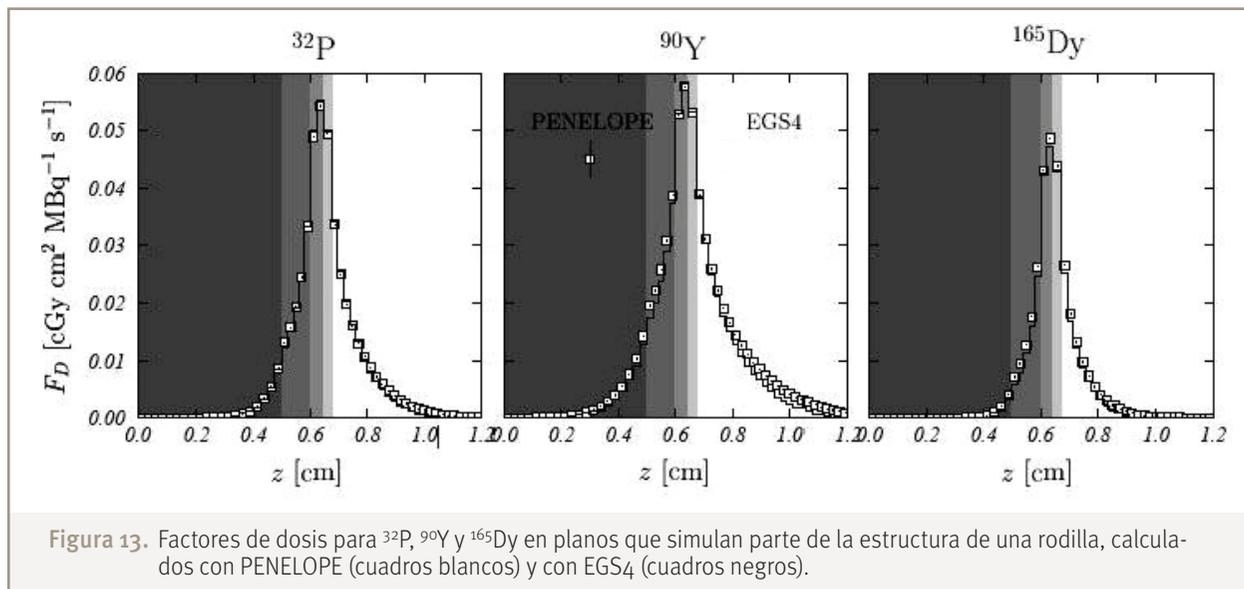


Figura 13. Factores de dosis para ^{32}P , ^{90}Y y ^{165}Dy en planos que simulan parte de la estructura de una rodilla, calculados con PENELOPE (cuadros blancos) y con EGS4 (cuadros negros).

4.4 Caracterización dosimétrica del conjunto fuente de ^{192}Ir -aplicadores Leipzig para tratamientos de cáncer superficial

Los tratamientos de alta tasa de dosis se llevan a cabo con fuentes muy activas (del orden de 370 GBq o 10 Ci), siendo de éstas la más comercial el ^{192}Ir . Para aplicar los tratamientos con estas fuentes se utilizan sistemas de carga remota automatizados y sistemas de seguridad estrictos, para evitar la irradiación inútil, tanto del paciente como del personal que los aplica.

La fuente para el tratamiento superficial es cilíndrica y de tamaño milimétrico (del orden de 3 mm de largo y 0.5 mm de diámetro). El núcleo es un cilindro macizo de iridio y las cubiertas son de acero inoxidable o de nitinol [23, 24, 25].

Para colimar la fuente y blindar zonas adyacentes a la lesión en tratamiento, que generalmente van de unos cuantos milímetros hasta 3 o 4 cm de diámetro, se utiliza un aplicador de tungsteno de forma troncocónica. Para hacer la aplicación del tratamiento más práctica, cómoda y adecuada a la lesión, existen en el mercado colimadores de 1, 2 y 3 cm de diámetro en el extremo que entra en contacto con la superficie. También existen colimadores para colocar la fuente en posición paralela o perpendicular a la superficie de tratamiento [26].

La caracterización dosimétrica de la fuente de iridio se hace conforme al documento TG-43 [23,24] de la Sociedad Americana de Física Médica (AAPM, por sus siglas en inglés), en donde incluso se hace obligatorio el cálculo de varias funciones por simulación Monte Carlo debido a lo complejo del campo de fuentes tan pequeñas, debiéndose la complejidad al tamaño de la fuente y al fuerte gradiente de dosis derivado del encapsulamiento de la misma.

Resulta interesante realizar la caracterización de la fuente por simulación Monte Carlo porque se obtienen resultados en tres dimensiones, y porque se puede realizar la caracterización del conjunto de la fuente con el aplicador de tungsteno. Las funciones que se calculan para dicha caracterización son el perfil de dosis en profundidad, la tasa de dosis máxima y los perfiles de distribución de dosis.

Usando el código de simulación Monte Carlo MCNP, se realizó la caracterización completa de cada conjunto fuente-aplicador para los seis casos posibles: 1, 2 y 3 cm de diámetro (L1, L2 y L3, respectivamente) y posición paralela (FH) o perpendicular (FV) a la superficie [26]. En la tabla 1 se presentan los valores de máxima tasa de dosis (cGy/s) para cada uno de los conjuntos descritos anteriormente. Cabe hacer notar que la diferencia en la tasa de dosis máxima es cercana al 60% en los casos extremos de L1FH y L3FV. Esto último implica que un tratamiento utilizando este último aplicador aumentará las sesiones de los 2 o 3 minutos usuales, a un poco más de 5 minutos para alcanzar las dosis prescritas en cada una de las cinco sesiones, por ejemplo, para el cáncer de piel.

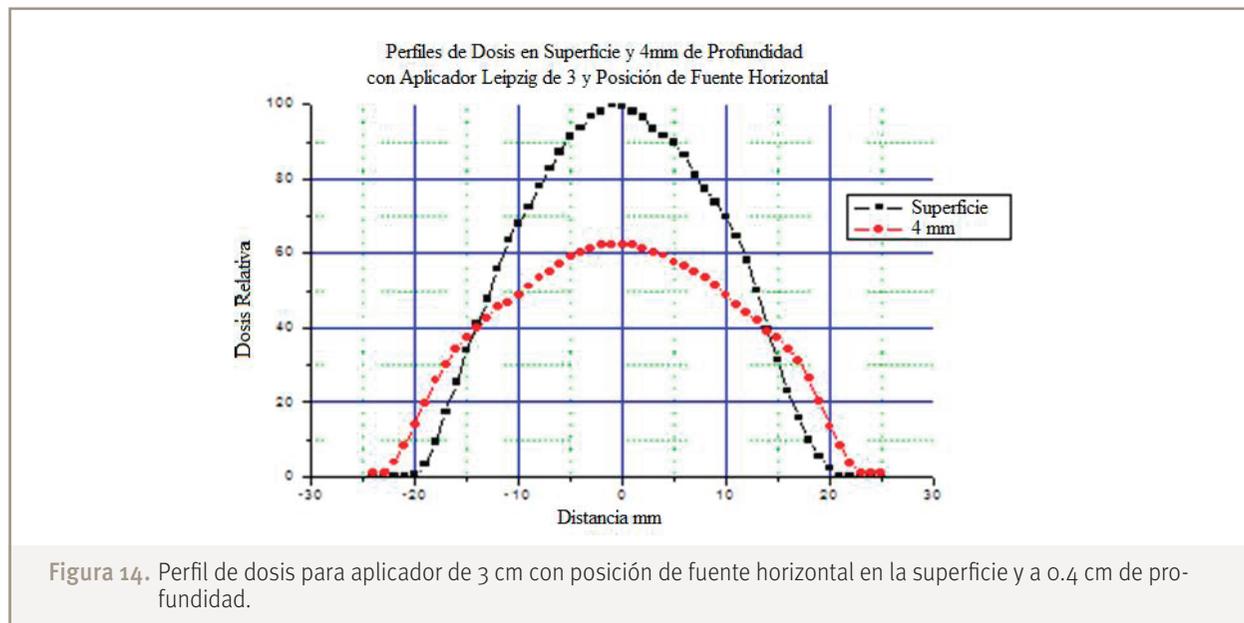
Los perfiles de distribución de dosis para el aplicador de 3 cm y posición de fuente horizontal se presentan en la figura 14. Se muestran los que corresponden a la superficie y a 4 mm de profundidad.

4.5 Aspectos dosimétricos de la irradiación en el cáncer de mama con Mammosite®

Generalmente, el cáncer de mama se trata con teleterapia, lo cual implica el uso de aceleradores de partículas o fuentes de ^{60}Co . Recientemente se ha propuesto utilizar, cuando así conviene, braquiterapia de alta tasa de dosis, lo que implica que una fuente milimétrica, del orden de 370 GBq (10 Ci) de actividad, esté en contacto con el tumor, con el tejido que se desea tratar o en las cavidades corporales que contienen la malignidad.

Tabla 1. Valores de máxima tasa de dosis en superficie para cada conjunto aplicador-fuente de ^{192}Ir .

Aplicador	Tasa de dosis cGy/s
L1FH	4.53 ± 0.1268
L2FH	4.46 ± 0.0783
L3FH	4.49 ± 0.1268
L1FV	2.70 ± 0.0393
L2FV	2.68 ± 0.1226
L3FV	2.65 ± 0.1171



Hace menos de una década se desarrolló en Estados Unidos una técnica de braquiterapia para el tratamiento de cáncer de mama con alta tasa de dosis que es cómoda para los enfermos. El equipo se conoce como Mammosite®, la técnica que se emplea es ambulatoria y el tratamiento se termina en aproximadamente 2 semanas. Este tratamiento es para tumores en estadios tempranos y se aplica después de la resección del tumor para irradiar la parte circundante y evitar la recidiva o resurgimiento del mismo [29]. El equipo consta de un sistema de carga remota para braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR), fuente de ^{192}Ir de geometría cilíndrica de longitud aproximada de 3.6 mm y 0.65 mm de diámetro, con actividad del orden de 370 GBq, y el Mammosite® propiamente dicho. En la figura 15 se presentan imágenes del equipo.



El sistema de carga remota sirve para introducir y retraer la fuente mediante un cable soldado a ella. El Mammosite® consta de un catéter de 15 cm de longitud adherido a un balón de silicona inflable cuyo diámetro

puede variar entre 4.2 y 6 cm cuando está inflado y de espesor de 0.05 cm. El catéter está conectado a un puerto de inyección que a su vez está conectado al equipo de carga remota.

El tratamiento consiste en introducir el catéter con el globo desinflado a la cavidad que quedó del tumor extirpado. Una vez dentro se infla con una solución salina y la máquina de carga se programa para enviar la fuente al centro del globo, por el tiempo programado (entre 3 y 5 min por sesión), para impartir en 10 sesiones la dosis previamente calculada.

En la práctica clínica los cálculos de dosis se realizan con un software asociado al equipo, en el cual se introducen entre otros datos, el tamaño de la cavidad que se va a irradiar y su forma. Cuando el medio es homogéneo, se sabe que dicho software realiza los cálculos de dosis en forma muy precisa. Sin embargo, en presencia de heterogeneidades sólo realiza correcciones atendiendo a la densidad de los materiales. Aunque los actuales analizadores de imágenes mejoran cada día para asociar una densidad con los tonos de gris presentes en las tomografías de los individuos, hay cierta incertidumbre que se incrementa cuando la composición química es importante. Esto sucede cuando la razón de probabilidades de interacciones fotoeléctricas y Compton cambia por tener un número atómico alto en el medio, lo cual es el caso para el material de contraste que se introduce en el globo del Mammosite®.

Otro caso de interés se tiene cuando se introducen involuntariamente burbujas de aire al globo al realizar su inflado, o cuando existen calcificaciones en el tejido que se irradia.

Para precisar mejor los cálculos que se realizan con este equipo, se simuló de forma simplificada el sistema Mammosite en situación de tratamiento. Se calcularon por simulación Monte Carlo, con el código MCNPX, las variaciones porcentuales en la dosis absorbida en el tejido circundante al globo plástico, cambiando la concentración de la solución salina (es decir, mayor cantidad de yodo) de la solución de contraste que se inyecta. Los resultados se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Disminución porcentual en la dosis absorbida en tejido debido a la concentración del material de contraste en el interior del globo plástico

Volumen de solución (%)	Reducción de la dosis (%)
5	1.0 ± 0.1
10	2.4 ± 0.1
15	3.3 ± 0.1
20	4.2 ± 0.1
25	5 ± 0.1

La introducción de burbujas de aire de gran tamaño en el globo plástico durante el tratamiento puede repercutir de forma considerable en los valores de dosis. Si se introduce una burbuja pequeña, del orden de 0.2 cm³ de volumen, la variación en la dosis total alrededor es del orden del 0.5%. Sin embargo, si la burbuja está en un extremo, la dosis en la interfaz puede modificarse hasta en un 10%.

En el caso de tener calcificaciones, la dosis en ellas aumenta, lo cual puede hacer que en puntos cercanos a las mismas haya dosis inferiores en un 20% a lo esperado en un medio completamente homogéneo.

5. Conclusiones

De lo descrito anteriormente es posible concluir que la simulación con Monte Carlo del paso de la radiación por medios materiales constituye una excelente herramienta para realizar una dosimetría precisa y confiable en los casos en que se tienen gradientes de dosis considerables, cuando existen interfaces y cuando hay inaccesibilidad para mediciones en los sistemas. No debe dejarse de lado que siempre es

necesario validar los códigos de simulación, en especial para aplicaciones delicadas, así como elegir el adecuado al caso.

PENELOPE es el código ideal para simular electrones y se le puede emplear para dimensiones de medios del orden de micras. Actualmente se trabaja en dosimetría de radiofármacos que se introducen directamente a los núcleos de células de cáncer de seno y próstata.

Por otra parte, MCNPX es adecuado para simular neutrones, aunque también se le puede utilizar para simular del orden de 30 diferentes tipos de partículas, en sistemas desde el orden de centímetros hasta varias decenas de metros de tamaño.

6. Perspectivas

Con los casos prácticos que se han expuesto en este trabajo, es posible darse cuenta del potencial de aplicación de la metodología en la dosimetría de la radiación ionizante. Actualmente se están desarrollando trabajos que conciernen a dosimetría a nivel subcelular. Las características del código PENELOPE permiten hacer dosimetría a nivel micrométrico, lo cual es muy conveniente para la dosimetría de radiofármacos en medicina nuclear molecular. Una colaboración en este sentido es la que se realiza dentro del proyecto de desarrollo de radiofármacos para la detección específica y temprana de cáncer de mama y próstata por medio de imágenes moleculares en medicina nuclear, el cual se lleva a cabo en la Gerencia de Aplicaciones Médicas en la Salud, del ININ.

Otra área de aplicación promisorias es la caracterización dosimétrica de radionúclidos de uso potencial en radioterapia, campo de aplicación en el que la técnica de Monte Carlo es novedosa, ya que viene a completar lo que se realizaba con la metodología del MIRD (*Medical Internal Radiation Dose Committee*). Ésta, aunque excelente y actualizada continuamente, requiere de contar con métodos de cálculo alternos para validar, comparar, completar y hacer más robusta la dosimetría celular y subcelular.

El ININ cuenta con patrones metrológicos adecuados para varias magnitudes dosimétricas; sin embargo, las condiciones particulares de altitud del sitio hacen necesario diseñar una cámara de ionización con características físicas adecuadas a la ubicación de nuestro instituto. Por tal motivo, se está llevando a cabo un proyecto de diseño de una cámara patrón, donde la simulación de la radiación con Monte Carlo será muy útil en la definición y caracterización de la cámara.

Referencias

1. A.E. Nahum. *Monte-Carlo, What, Why, and How*. Notes for an EFOMP course in Radiotherapy Physics. La Rábida, España, 1992.
2. Carrasco R., Fernández de Córdoba P., García-Raffi L., Sanchís J. *Métodos de Simulación Monte Carlo y sus aplicaciones*. Valencia, España: Universidad Politécnica de Valencia, 2000.
3. Morin R.L. *Monte Carlo Simulation in the Radiological Sciences*. United Kingdom: CRC Press, 1988.
4. R. Reuven. *Simulation and the Monte Carlo Method*. New York, USA: John Wiley and Sons, 1981.
5. M.J. Berger y S.M. Seltzer. *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*. New York, USA: Plenum Press 1988. Edited by Theodore M. Jenkins, Walter R. Nelson, and Alessandro Rindi.
6. Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys. Med. Biol.* **36**, 861-920, (1991).
7. Salvat F., Fernández-Varea J., Sempau J. PENELOPE a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Workshop Proceedings, Issy-les-Molineaux, France, 2001, IAEA.
8. Denise B. Pelowitz, editor. *MCNPXTM USER'S MANUAL LA-CP-05-0369, Version 2.5.0*. Los Alamos, USA, April 2005.
9. Hendricks J. S. et al. *MCNPX EXTENSIONS VERSION 2.5.0*. Los Alamos, USA, April 2005.

10. Rojas C. Eva Leticia. *Dosimetría Monte Carlo en Geometrías Simples con Interfases: Aplicaciones en Radioterapia*. Tesis doctoral, Universidad de Granada, Granada, España, 2004.
11. J.C. Ganz. *Gamma Knife Surgery*. New York, USA: Springer-Verlag, 1993.
12. F.M.O. Aldweri, E. Leticia Rojas, Antonio M. Lallena. Effects of bone- and air-tissue interfaces in the dose distribution of the Leksell Gamma Knife, calculated with PENELOPE. *Phys. Med. Biol.* **33**, 5665-5678, 2005.
13. http://en.wikipedia.org/wiki/Gamma_knife
14. T. Kobayashi, N. Kageyama y K. Ohara. Internal irradiation for cystic craniopharyngioma. *J. Neurosurg.* **55**, 896, 1981.
15. A. Musolino *et al.* Stereotaxic treatment of expanding cysts in craniopharyngiomas by endocavitary beta-irradiation (Re-186; Au-198; Y-90). *Neuroch.* **31(3)** 169-78, 1985.
16. B.E. Pollock *et al.* Phosphorus-32 intracavitary irradiation of cystic craniopharyngiomas, current technique and long-term results. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **33**, 437, 1995.
17. R. Loevinger, E.M. Japha y G.L. Brownell. *Radiation Dosimetry*. Academic Press 1956.
18. S. Vynckier y A. Wambersie. Dosimetry of beta sources in radiotherapy. The beta point source dose function. *Phys. Med. Biol.* **27**, 1339, 1982.
19. M.J Berger. Energy deposition in water by photons from point isotropic sources, MIRD Pamphlet No.2. *J. Nucl. Med. Suppl.* **1**, 17, 1968.
20. L. Rojas *et al.* Dosimetry for radiocolloid therapy of cystic craniopharyngiomas. *Med. Phys.* **30**, 2482, 2003.
21. W.U. Kampen *et al.* Intraarticular application of unsealed beta-emitting radionuclides in the treatment course of inflammatory joint diseases. *Curr. Med. Chem.* **1**, 77, 2002.
22. L. S. Johnson *et al.* Beta particle dosimetry in radiation synovectomy. *Eur J. Nucl. Med.* **22**, 977, 1995.
23. Nath, R. *et al.* Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Med. Phys.* **22**, 209-234, 1995.
24. Rivard, M. J *et al.* Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med. Phys.* **31**, 633-674, 2004.
25. Williamson J. F. Monte Carlo-aided dosimetry of microselectron pulsed and high dose-rate ¹⁹²Ir sources. *Med. Phys.* **22(6)**, 809, 1995.
26. Pedraza R., E.L. Rojas, E. Mitsoura. Dosimetric characterization of ¹⁹²Ir source-Leipzig applicators sets for surface cancer treatment with Monte Carlo code MCNP4C. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica.* **30**, 33-40, 2009.
27. Pedraza R. *Filtro para la reducción de la dosis en el tejido sano subyacente en el tratamiento del cáncer de piel con aplicador Leipzig*. Tesis de maestría, UAEM, Toluca, México, 2009.
28. Daskalov G. M., Löffler E. L., Williamson J. F. Monte Carlo-aided dosimetry of new high dose-rate brachytherapy source. *Med. Phys.* **25**, 2200-08, 1998.
29. Varón T. Carlos F. *Aspectos dosimétricos en la irradiación parcial de cáncer de mama, considerando medios homogéneos y heterogéneos utilizando simulación Monte Carlo*. Tesis de Maestría, UAEM, Toluca, México, 2008.
30. <http://radonc.usc.edu/USCRadoNc/Downloadable/PalmOS/Mammosite.html>