



---

# CÁLCULO DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA DE BAJA TASA CON SEMILLAS DE I-125

---

ALEJANDRO GACÍAS CAMPILLO



DIRECTORES: EDUARDO GARCÍA ABANCÉNS, JAVIER JIMÉNEZ ALBERICIO



DEPARTAMENTO DE FÍSICA TEÓRICA  
JUNIO 2020

## Contenido

0.Objetivos .....	1
1.Introducción .....	2
1.1 Braquiterapia de próstata de baja tasa .....	2
1.2 Magnitudes y unidades radiológicas de uso general .....	4
1.3 Formalismo TG43.....	6
2.Funcionamiento del programa.....	10
2.1 Estructura del programa.....	10
2.2 Utilización del programa .....	11
3.Validación y control de calidad .....	14
3.1 Validación del programa.....	14
3.2 Control de calidad.....	16
4.Aplicación a un caso clínico.....	19
5.Conclusiones.....	23
6.Bibliografía .....	24

---

## 0. Objetivos

---

La braquiterapia es una técnica clínica basada en el uso de fuentes radiactivas (en adelante fuentes) insertadas o en contacto con el tejido del paciente que se expone a la radiación con fines terapéuticos. Entre las distintas aplicaciones clínicas de la braquiterapia se encuentra el tratamiento del cáncer de próstata. Este tratamiento se puede llevar a cabo en dos modalidades según la intensidad de las fuentes utilizadas. En particular, nos hemos centrado en el tratamiento de braquiterapia de próstata de baja tasa que se lleva a cabo con múltiples fuentes encapsuladas (semillas) de baja intensidad insertadas en la próstata de forma permanente.

El objetivo de este trabajo es la realización de un programa informático al que se le aportarán las características de las semillas radiactivas utilizadas y su distribución espacial. Con esta información calculará la distribución espacial de tasa de dosis de radiación absorbida en pacientes de cáncer de próstata en la zona de implantación de las semillas radiactivas utilizadas para su tratamiento y en su entorno.

En diversas publicaciones [1-5], se recomienda que se realicen revisiones de los cálculos antes de colocar las fuentes, o al inicio del tratamiento, de manera que cualquier error pueda ser corregido antes de que el tratamiento se complete. Se indica también que se debería, como mínimo, llevar a cabo un cálculo paralelo independiente en al menos un punto crítico o representativo. La principal aplicación de este programa es cumplir con las recomendaciones anteriores llevando a cabo un cálculo paralelo a los sistemas comerciales de planificación de tratamientos utilizados en braquiterapia durante el implante. En segundo lugar este programa puede utilizarse para facilitar el establecimiento del estado de referencia del sistema de planificación de tratamiento, así como para realizar el control de calidad del mismo. Tratándose de un programa de cálculo de uso clínico se incluirá una validación del programa (comprobación de los resultados con unos valores de referencia) y un control de calidad que asegure el correcto funcionamiento de nuestro programa.

El programa ha sido escrito en lenguaje Visual Basic dentro del programador de Microsoft Excel como aplicación complementaria a los libros de Excel del grupo [BRAPHYQS](#) (BRACHytherapy PHYSics Quality assurance System) de la [ESTRO](#) (European Society for Radiotherapy and Oncology), disponibles en internet [6], que contienen los datos de las semillas a utilizar. La información sobre la distribución espacial de las semillas procede del sistema de planificación de tratamientos Variseed de Varian. En este trabajo se seguirá el formalismo de cálculo de dosis desarrollado por el grupo de trabajo número 43 (TG43) de la [AAPM](#) (American Association of Physicists in Medicine) [7-9], formalismo recomendado por la [SEFM](#) (Sociedad Española de Física Médica) [5], y reconocido como formalismo de referencia para el cálculo de dosis en braquiterapia por las principales sociedades nacionales e internacionales de Física Médica [5,7-9,10,11].

Este trabajo está organizado de la siguiente forma. El primer capítulo es una introducción a la braquiterapia de próstata de baja tasa de dosis, a las magnitudes radiológicas utilizadas en el trabajo y al formalismo de cálculo de dosis TG43. El capítulo dos desglosará la estructura y funcionamiento de nuestro programa. En el capítulo tres se presentarán la validación y el control de calidad del programa. Finalmente, los capítulos cuatro y cinco estarán dedicados a presentar los resultados de su aplicación a un caso clínico y discutir las conclusiones de este trabajo, respectivamente.

---

## 1.Introducción

---

### 1.1 Braquiterapia de próstata de baja tasa

La braquiterapia es una técnica clínica que se basa en el uso de una o múltiples fuentes radiactivas encapsuladas insertadas en el paciente para administrar una dosis de radiación de forma local en las zonas definidas por un especialista en oncología radioterápica. La braquiterapia posee unas características relevantes que la diferencian de la radioterapia externa, siendo la más importante de ellas el alto gradiente espacial de dosis, esto es, que la dosis decae muy rápidamente conforme nos alejamos de la fuente. Por este motivo, comparando con un tratamiento de radioterapia externa, generalmente, menor volumen de tejido sano recibe dosis altas, y la distribución de dosis en los volúmenes a tratar no es tan homogénea. Los tratamientos de braquiterapia abarcan desde el cáncer en cabeza y cuello (orofaringe, nasofaringe, labio, suelo de boca), hasta cánceres urológicos como el de próstata. También otras enfermedades distintas al cáncer se tratan con braquiterapia como los queloides, el pterigión, o la enfermedad de Rendu-Osler-Weber, entre otras [10].

Los tipos de fuentes utilizadas son muy diversas y han evolucionado en el tiempo debido a la mejora de las condiciones de protección radiológica, de la optimización de los implantes y de la actividad específica de la fuente. Las características principales de estos radionucleidos se exponen en la tabla 1.1.

<i>Radionucleido</i>	<i>Periodo de semidesintegración</i> $T_{1/2}$	<i>Masa por 100 MBq (<math>\mu\text{g}</math>)</i>	<i>Energía Media Fotón (keV)</i>	<i>Espesor de hemirreducción en plomo (mm)</i>
$^{137}\text{Cs}$	30,2 y	31,2	662	6,5
$^{192}\text{Ir}$	74,0 d	0,29	380	6
$^{125}\text{I}$	59,4 d	0,16	28	0,03
$^{103}\text{Pd}$	17,0 d	0,04	21	0,02
$^{226}\text{Ra}$	1600 y	2735	830	16

Tabla 1.1: Características de los radionucleidos más utilizados en braquiterapia.

La Comisión Internacional de Unidades y Medida de la Radiación (en adelante ICRU por sus siglas en inglés), en su informe número 38 [12] clasifica los procedimientos de braquiterapia en baja, media y alta tasa según la tasa de dosis administrada al paciente. Se habla de baja tasa para dosis entre 0,4 y 2 Gy/h, de media tasa entre 2 y 12 Gy/h y de alta tasa a partir de 12 Gy/h ( $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J Kg}^{-1}$ ).

En particular, la braquiterapia como tratamiento del cáncer de próstata tiene dos variantes: alta y baja tasa. En este trabajo nos centramos en la braquiterapia de baja tasa denominada LDR (de sus siglas en inglés Low Dose Rate). La braquiterapia de próstata con implantes de semillas permanentes de baja tasa se utiliza como monoterapia en casos de cáncer de próstata de estadios medio y bajo. Se trata de implantes permanentes, y esto condiciona el isótopo elegido y el diseño de las fuentes. Para los implantes de próstata de LDR, se emplean fuentes de I-125 y Pd-103 que suelen ir encapsuladas en titanio y con la forma de pequeñas semillas cilíndricas de un tamaño en torno a los 4,5 mm de longitud x 0,8 mm de diámetro. En España el I-125 es el único que se emplea y es comercializado por varias marcas (BARD, Bebig, Elekta, Amersham). Destacamos el periodo de semidesintegración de 59,4 días y la capa hemirreductora (espesor del material que reduce la

intensidad de la radiación a la mitad) de 0,03 mm de Pb. En la figura 1.1 pueden observarse detalles sobre la desintegración y el espectro de emisión del I-125.

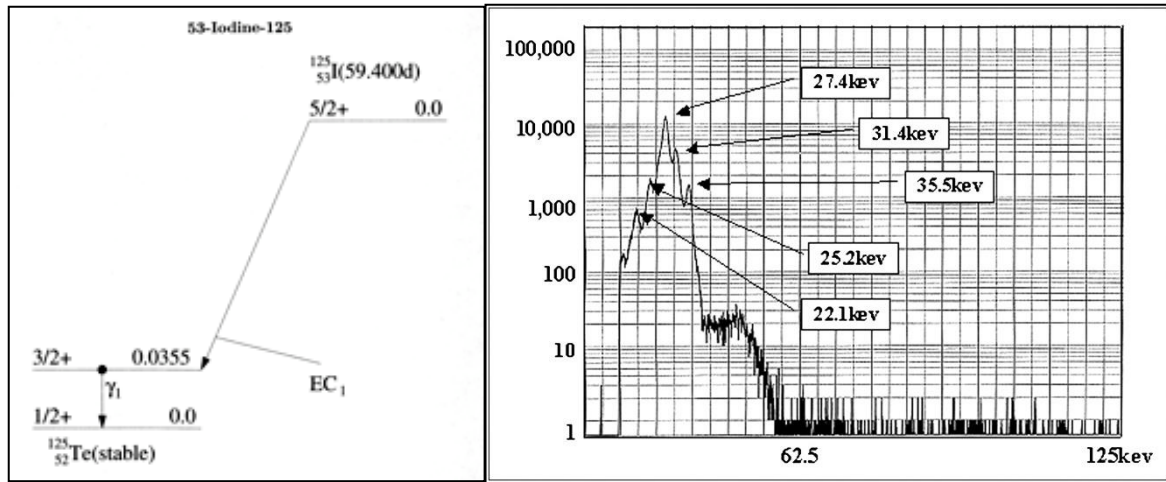


Fig. 1.1: Esquema de desintegración del iodo-125 (Izquierda). Espectro de emisión de fotones del iodo-125 (Derecha).

Por tanto, el tratamiento impartido con semillas de I-125 será muy localizado y su duración será de varios meses. Pasados seis meses del implante la actividad de las semillas se habrá reducido un factor 8 y la dosis administrada alcanza el 87,8%. La actividad de las semillas de I-125 utilizadas en un implante depende del volumen a tratar. Un valor típico suele ser 0,5 mCi.

El implante de semillas es un procedimiento multidisciplinar (intervienen Urología, Oncología Radioterápica, Radiofísica Hospitalaria y Anestesia) que se lleva a cabo en quirófano con el paciente anestesiado. La técnica empleada en la actualidad para la realización de la braquiterapia de próstata requiere un abordaje intersticial y transperineal, es decir, la inserción de agujas en la próstata atravesando el perineo (Fig. 1.2). La inserción de las agujas es guiada por un ecógrafo con sonda transrectal biplanar (en adelante sonda), y sigue una plantilla perineal de matriz cuadrada con 13 x 13 cm<sup>2</sup> habitualmente, con filas y columnas numeradas. En el procedimiento interviene también un dispositivo llamado "stepper" ("dispositivo a pasos") que mueve la sonda, y un dispositivo llamado estabilizador que se fija al suelo o a la mesa de tratamiento. El conjunto estabilizador, stepper y sonda permiten además de guiar la inserción de agujas, la adquisición de imágenes indexadas de la región prostática del paciente. Sobre las imágenes se realizan la planificación y dosimetría del implante.

La planificación consiste en configurar la disposición de las semillas sobre las agujas que se han insertado al paciente para conseguir la dosis prescrita por el especialista en Oncología Radioterápica en el volumen de la próstata, sin superar los límites de dosis de los órganos de riesgo cercanos (uretra, recto y vejiga). Una técnica habitual es configurar las semillas en trenes utilizando si es preciso separadores entre ellas.

A partir de la distribución espacial planificada de semillas el sistema de planificación realiza la dosimetría, es decir, el cálculo de la dosis absorbida por los tejidos en tiempo real; de este modo cualquier variación en la posición planificada de las semillas varía la distribución de dosis absorbida. Una vez que la distribución de semillas cumple con los objetivos dosimétricos, se configuran los trenes de semillas, y se implantan en el paciente de forma permanente utilizando las agujas como canal, con la ayuda del conjunto estabilizador, stepper y sonda.

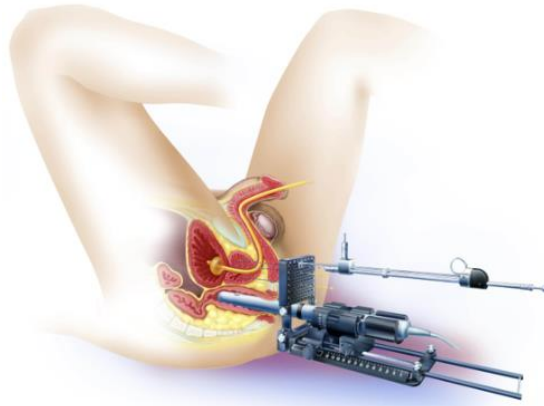


Fig. 1.2: Representación gráfica de la realización de un implante de semillas de próstata guiado por imagen de ultrasonidos.

## 1.2 Magnitudes y unidades radiológicas de uso general

Antes de abordar la descripción del programa es conveniente clarificar una serie de conceptos y definir las magnitudes radiológicas que intervienen en este trabajo.

Actividad  $A$ :

La actividad representa el número de núcleos  $dN$  de muestra radiactiva que se desintegran por diferencial de tiempo  $dt$

$$A = \frac{dN}{dt}$$

la actividad depende de la cantidad de muestra y su unidad en el Sistema Internacional (SI) es el becquerelio (Bq) siendo un becquerelio equivalente a una desintegración por segundo. También es comúnmente usado el curio (Ci) siendo  $1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$ .

La radiación gamma emitida por los núcleos de I-125 interaccionarán con la materia (en este caso los distintos tejidos del paciente) mediante distintos procesos (efecto fotoeléctrico, dispersión Compton...), en estos procesos el fotón cederá una parte o la totalidad de su energía a los electrones del medio. La energía transmitida al medio  $\varepsilon_{tr}$  será cuantificada utilizando las siguientes magnitudes (véase [13]):

Kerma  $K$ :

El Kerma  $K$  (**k**inetic **e**nergy **r**eleased per unit **m**ass) se define como:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm}$$

donde  $d\varepsilon_{tr}$  es el diferencial de la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por las partículas ionizantes no cargadas en un material especificado de masa  $dm$ . La unidad de medida de esta magnitud en el Sistema Internacional (SI) es el gray (Gy):

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

Tasa de kerma  $\dot{K}$ :

La tasa de kerma  $\dot{K}$  es el cociente entre  $dK$  y  $dt$  donde  $dK$  es el incremento de kerma en un intervalo de tiempo  $dt$ .

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

La unidad para la tasa de kerma en el SI es el gray por segundo ( $\text{Gy s}^{-1}$ ).

Tasa de kerma de referencia en aire (TKRA):

Es la tasa de kerma en aire, en el seno de aire, a una distancia de referencia de 1 m del centro de la fuente radiactiva y corregida por la atenuación y dispersión en el aire. La unidad en el SI de la TKRA es  $\text{Gy s}^{-1}$  aunque, como hemos mencionado para fuentes de LDR trataremos con valores en torno a  $\text{cGy h}^{-1}$ . La TKRA es la magnitud recomendada por ICRU (International Commission on Radiation Units) para caracterizar fuentes emisoras de radiación gamma. La relación entre la actividad de una fuente de I-125 y su TKRA, expresada las unidades más habituales es:

$$1 \text{ mCi} = 1,27 \mu\text{Gy h}^{-1} \quad 1 \text{ Mbq} = 0,0342 \mu\text{Gy h}^{-1}$$

Hasta este punto hemos estado hablando de magnitudes que se referían a la cantidad de energía **transmitida** al medio; nuestra radiación no cargada ionizante emitida (fotones) ha interactuado con la materia y mediante los procesos mencionados con anterioridad ha dejado parte de su energía o su totalidad en los electrones del tejido.

A todos los depósitos de energía que todos estos procesos pueden generar en un volumen lo llamaremos energía **impartida** y llamaremos energía impartida media  $\bar{\varepsilon}$  a la energía radiante de todas las partículas ionizantes cargadas y no cargadas que entran en el volumen menos la energía radiante que abandona el volumen, más la suma de todos los cambios de la energía en reposo de núcleos y partículas elementales que ocurren en el volumen. [13]

La única energía capaz de abandonar este volumen será la generada por la radiación de frenado de los electrones o *bremssstrahlung*. Excepto por este *bremssstrahlung* que los electrones puedan emitir, la energía impartida en el lugar de la interacción será la misma que la energía transmitida en ese punto. Por lo tanto, podremos definir la siguiente ecuación [14]

$$\bar{\varepsilon} = \bar{\varepsilon}_{tr}(1 - g)$$

siendo  $g$  la media de la fracción de energía cinética transferida a los electrones del medio que es reemitida como *bremssstrahlung*. Esta fracción  $g$  será grande para materiales con un número atómico alto y para fotones de alta energía.



Fig. 1.3: Partícula cargada en el punto P es frenada en el medio, originando tanto partículas cargadas secundarias mostradas por la ramificación como fotones representados mediante líneas onduladas. [15]

Se definirán ahora otras magnitudes relacionadas con esta energía impartida.

Dosis absorbida  $D$ :

La dosis absorbida  $D$  es el cociente de  $d\bar{\epsilon}$  entre  $dm$  donde  $d\bar{\epsilon}$  es la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa  $dm$ . [13]

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

Utilizaremos la misma unidad para esta magnitud que para el kerma, el gray (Gy), aunque cabe destacar que en el caso del kerma esta se refiere a energía transmitida y para la dosis absorbida se refiere a energía impartida, ambas por unidad de masa.

Tasa de dosis absorbida  $\dot{D}$ :

La tasa de dosis absorbida  $\dot{D}$  es el cociente de  $dD$  por  $dt$ , donde  $dD$  es el incremento de dosis absorbida en el intervalo de tiempo  $dt$ . [13]

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

Utilizaremos, como cabe esperar, el gray por segundo ( $\text{Gy s}^{-1}$ ) para esta magnitud.

De ahora en adelante cuando utilicemos en este trabajo las palabras *dosis* o *tasa de dosis* nos estaremos refiriendo a la dosis absorbida o a la tasa de dosis absorbida. No obstante, dado que en este trabajo tratamos con tejido humano (con átomos de bajo número atómico) y con electrones de baja energía, el *bremstrahlung* será despreciable y por tanto nuestra  $g$  tenderá a cero, haciendo que los valores para la energía transmitida e impartida sean equivalentes y podamos hablar indistintamente de ellas.



### 1.3 Formalismo TG43

El formalismo desarrollado por el grupo de trabajo número 43 de la AAPM [7-9] (en adelante, formalismo TG43) es una modelización de las fuentes de radiación para simplificar el cálculo de la tasa de dosis absorbida en las proximidades de la fuente. El modelo aprovecha la simetría cilíndrica que presentan las fuentes y las caracteriza mediante un parámetro representativo de la intensidad de radiación de la fuente y de factores y funciones geométricas propios de cada tipo de fuente que modulan la intensidad de dosis en el espacio. Los sistemas de planificación de tratamientos de braquiterapia siguen este formalismo. Este formalismo ha sido el utilizado también en nuestro programa de cálculo por lo que pasamos a explicarlo en profundidad en este apartado, y su implementación será desarrollada en el capítulo 2.

El formalismo TG43 supone una fuente con simetría cilíndrica de longitud  $L$  y diámetro despreciable, en la cual se define un sistema de coordenadas polares con origen en el centro de ésta, tal y como se muestra en la figura 1.4. En este formalismo se establece que la tasa de dosis absorbida se debe de expresar en su forma más general como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \times \Lambda \times \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \times g_L(r) \times F(r, \theta)$$

donde  $r$  es la distancia radial desde el centro de la fuente,  $\theta$  es el ángulo formado entre el eje Z (eje de simetría de la fuente) y el vector radial,  $S_k$  es el "air kerma strength" magnitud de especificación americana que coincide numéricamente con la TKRA,  $\Lambda$  es la constante de tasa de dosis absorbida,  $G_L(r, \theta)$  es la función de geometría que tiene en cuenta la distribución del material radiactivo,  $F(r, \theta)$  es la función de anisotropía que tiene en cuenta la dependencia angular de la absorción y dispersión de fotones y  $g_L(r)$  es la función radial que incluye la dependencia radial de la absorción y dispersión de los fotones en el medio a lo largo del eje transversal ( $\theta = \pi/2$ ). El punto de referencia  $(r_0, \theta_0)$  es,  $r_0 = 1$  cm y  $\theta_0 = \pi/2$ . [16]

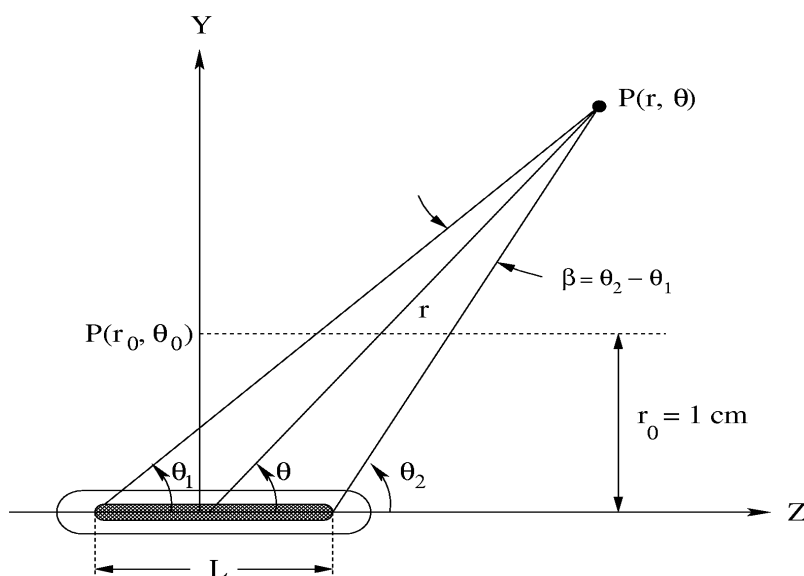


Fig. 1.4: Sistema de referencia y definición de las coordenadas radiales y rectangulares respecto a la fuente. [2]

Existen dos aproximaciones para el cálculo en este formalismo, una teniendo en cuenta la fuente como un cuerpo bidimensional (TG43-2D) y otra tomando la fuente como un cuerpo puntual para algunos de estos factores (TG43-1D); más adelante explicaremos las diferencias, sus pros y sus contras.

A continuación, definiremos con mayor profundidad las magnitudes utilizadas en este formalismo. [16]

Intensidad de kerma en aire  $S_K$ :

Tasa de kerma en aire en vacío y debida a fotones de energía mayor que un determinado valor (para excluir fotones de baja energía o provenientes de contaminación) a una distancia  $d$  y multiplicado por el cuadrado de esta distancia; coincide numéricamente con la TKRA.

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

En este trabajo utilizaremos la unidad simplificada  $U$ :

$$1U = 1 \mu\text{Gy h}^{-1} \text{ m}^2$$

Constante de tasa de dosis absorbida  $\Lambda$ :

Tasa de dosis absorbida en agua a la distancia de 1 cm en el eje transversal de la fuente por unidad de  $S_K$ .

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K}$$

La constante  $\Lambda$  es definida para cada fuente en concreto incluyendo efectos geométricos, del encapsulado y de auto-absorción y del medio (agua) que la rodea. Básicamente esta constante nos está transformando la energía transmitida al medio medida en aire (magnitud que nos da la  $S_K$ ) en la energía impartida que este medio absorbe medida en agua.

Función de geometría  $G_L(r, \theta)$ :

La función de geometría nos corrige nuestro valor de dosis absorbida mediante un modelo aproximado de la distribución de material radiactivo en la fuente basándose en la ley del inverso del cuadrado sin tener en cuenta ni atenuación ni dispersión.

Esta función viene dada por

$$G_L(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \text{sen}\theta} \text{ si } \theta \neq 0$$

$$G_L(r, \theta) = \left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)^{-1} \text{ si } \theta = 0$$

siendo  $\beta$  el ángulo que abarca a la fuente desde el punto, es decir,  $\theta_2 - \theta_1$  en la Fig. 1.4.

Función de dosis radial  $g_L(r)$ :

La función de dosis radial nos da un coeficiente para la absorción y la dispersión en el medio en el eje transversal a la fuente de la siguiente manera:

$$g_L(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \times \frac{G_L(r_0, \theta_0)}{G_L(r, \theta_0)}$$

Esta incluye el efecto de filtrado y material del que está compuesta nuestra fuente.

Función de anisotropía  $\varphi(r)/F(r, \theta)$ :

La función de anisotropía nos da un valor para la anisotropía de la distribución de dosis absorbida alrededor de la fuente. Este valor nos da información la variación de la dosis absorbida a distancia  $r$  debida a la auto absorción, filtración oblicua y a la atenuación y dispersión de fotones en el medio, se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \times \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r, \theta)}$$

Hay casos en los que la orientación de la fuente no es controlable debido a problemas en la implantación, movimiento del paciente, etc., como para poder aplicar la aproximación de 2D ya que el eje de nuestra fuente se mueve. Para estos casos utilizaremos la aproximación 1D definiendo el cociente  $\varphi(r)$  definido como la dosis absorbida promediada respecto al ángulo sólido y la dosis absorbida en el eje transversal para una distancia  $r$ .

Se han implementado ambos algoritmos de cálculo (1D con  $\varphi(r)$  y 2D con  $F(r, \theta)$ ). La principal diferencia entre ellos es que el algoritmo de 2D es bastante más preciso en sus cálculos para distancias inferiores a 1 cm de la fuente, mientras que el cálculo en 1D permite ignorar fallos de orientación de las fuentes causadas por las irregularidades propias de implantar estas semillas en tejido vivo. En general (véase referencias [7-9]) se recomienda el uso de la aproximación TG43-1D.

### 2.1 Estructura del programa

En este capítulo vamos a describir la estructura y funcionamiento del programa informático que hemos desarrollado para el cálculo de la tasa de dosis en braquiterapia de próstata de baja tasa con semillas de I-125.

Nuestro programa ha sido desarrollado en lenguaje Visual Basic dentro del programador de Microsoft Excel y presenta sus resultados en la herramienta gráfica de software libre Gnuplot. El programa de cálculo ha sido diseñado para funcionar una vez instalado en el libro de Excel con los datos de la fuente radiactiva a utilizar [6] a través del programador de Visual Basic de Excel. En este caso lo hemos instalado de manera particular en el libro de una fuente radiactiva concreta (STM1251 de la compañía Source Tech Medical), aunque es capaz de aceptar cualquier tipo de fuente con una previa adaptación del código.

El programa está separado en un total de nueve módulos:

- Un módulo en el que está programado un menú desplegable que facilita el acceso a todas las macros del programa.

- Tres módulos que se encargan de importar datos sobre la fuente y la colocación de las semillas.

- a. Uno de ellos importa todos los datos necesarios para el cálculo correspondientes al formalismo TG43 (función de dosis radial, función de geometría, constante de tasa de dosis, etc.) de la hoja de Excel sobre el tipo de fuente que se va a utilizar.

- b. El segundo importa de un archivo de texto los datos sobre la colocación de las fuentes.

- c. El tercero permite utilizar una sola fuente en vez del uso del archivo de texto para poder hacer distintos test del programa. En este caso, tanto la posición de la fuente como su actividad serán introducidos manualmente.

- Un módulo encargado de establecer el volumen en que se realizará el cálculo y el intervalo entre los puntos sucesivos en los que se calculará la dosis; si no se utiliza dicho módulo el programa utilizará por defecto una matriz de  $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$  y un intervalo de 2 cm.

- Dos módulos de cálculo, uno para cada uno de los algoritmos utilizados para las dos variantes del Formalismo TG43, el 1D y el 2D.

-Finalmente, dos módulos que lanzan el programa de representación de datos Gnuplot para representar nuestros datos de manera gráfica, uno para cada una de las versiones del algoritmo.

## 2.2 Utilización del programa

Para su correcto uso la carpeta con nuestro programa debe de ser colocada en la siguiente dirección: C:\Archivos de Programa\Braphyqs. También es necesario, si se desea usar la representación gráfica de resultados, tener instalado el programa Gnuplot de uso libre en la carpeta por defecto: C:\Archivos de Programa\Gnuplot.

Al abrir el archivo de Excel, el cual no es más que el libro de datos sobre la semilla radiactiva que estamos utilizando, pero con nuestros módulos de Visual Basic instalados, en cualquier hoja podremos lanzar el menú del programa pulsando “Ctrl+M”. Este ofrece una interfaz de usuario con una ventana (véase fig. 2.1) que nos permite elegir la acción que queremos realizar: Configurar el programa, lanzar los cálculos, o llamar a Gnuplot para representar gráficamente los resultados. Este atajo es sustituible por cualquier otro desde el programador de Visual Basic.

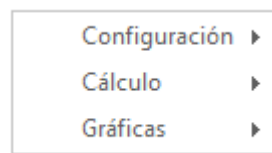


Fig. 2.1: Menú inicial desplegable del programa.

El primer paso será comenzar con la pestaña de configuración en la cual podremos seleccionar tal como se muestra en la fig. 2.2 si queremos utilizar un archivo externo de texto con la información sobre la colocación de las fuentes o seleccionar una única fuente de radiación cuya posición y actividad introduciremos manualmente.

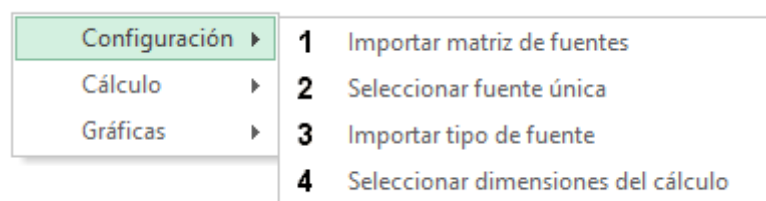


Fig. 2.2: Menú de configuración del programa.

Si seleccionamos en la opción 1 (importar matriz de fuentes), el programa nos pedirá seleccionar el archivo de texto. Este archivo de texto ha de tener el formato que se muestra en la fig. 2.3: en primer lugar, el encabezado deseado que debe terminar en una línea con las palabras “Source Locations”; en segundo lugar, una línea con los nombres exactos que tomarán los vectores que el programa leerá, separados por punto y coma, que serán el número de aguja (Needle), su columna (Col) y su fila (Row) en la plantilla perineal, su retracción en cm (parámetro del implante no utilizado

por nuestro programa), si está implantada (Implanted? (X) para valor positivo ó ( ) para negativo), el tipo de fuente (SourceType), su actividad (Activity (U)) y sus posiciones en el eje X, Y y Z (X (cm), Y (cm), Z (cm)); y a continuación, una fila para cada fuente con estos datos en orden separados por punto y coma.

```
Source Locations
;;Needle;Col;Row;Retraction (cm);Implanted?;SourceType;Activity (U);X (cm);Y (cm);Z (cm)
;;1;C;3.5;0.65;X;I-125 (STM 1251);0.600;3.01;1.73;0.65
;;1;C;3.5;2.65;X;I-125 (STM 1251);0.600;3.01;1.73;2.65
;;1;C;3.5;3.15;X;I-125 (STM 1251);0.600;3.01;1.73;3.15
;;2;D;3.5;0.56;X;I-125 (STM 1251);0.600;3.70;1.61;0.56
```

Fig. 2.3: Ejemplo de archivo de texto con datos a importar sobre la matriz de fuentes.

Al importar los datos el libro de Excel debería de mostrar una nueva hoja denominada “input” (véase fig. 2.4) que nos permite comprobar que los datos han sido importados correctamente.

Needle	Col	Row	Retraction (cm)	Implanted?	SourceType	Activity (U)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)
1 C		4	1	VERDADERO	I-125 (STM 1251)	0,6	3,01	1,73	0,65
1 C		4	3	VERDADERO	I-125 (STM 1251)	0,6	3,01	1,73	2,65
1 C		4	3	VERDADERO	I-125 (STM 1251)	0,6	3,01	1,73	3,15
2 D		4	1	VERDADERO	I-125 (STM 1251)	0,6	3,7	1,61	0,56

Fig. 2.4: Ejemplo de resultado en el libro de Excel al importar el archivo de texto.

Si se desea, en vez de la opción 1, puede utilizarse la opción 2 para importar una única fuente; en este caso, el programa pedirá la posición y la actividad de la fuente. Esta opción está pensada para los cálculos de validación y de control de calidad del programa.

Realizado cualquiera de estos dos pasos, lo siguiente será importar el tipo de fuente utilizando la opción 3 de la pestaña de configuración. El programa leerá las casillas de la hoja de Excel donde se encuentran los datos de la fuente utilizados para el cálculo ( $A, g_L(r), F(r, \theta)$ ), los importará a las variables del programa, pedirá una confirmación manual de si la fuente que se desea importar es la correcta y finalmente mostrará también los datos importados en la hoja “input” para su comprobación manual.

Si se desea, se puede utilizar la opción 4 para cambiar las dimensiones de  $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$  del volumen de cálculo y el intervalo entre los puntos de cálculo de la dosis (de 2 cm por defecto).

Llegados a este punto el programa ya debería estar configurado y listo para realizar el cálculo. Seleccionando el menú de cálculo (véase fig. 2.5) puede elegirse cuál de los dos algoritmos utilizar, si la aproximación de 1D o la de 2D.

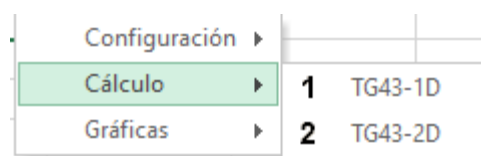


Fig. 2.5: Menú de cálculo del programa.

Al terminar el cálculo el programa nos pedirá darle un nombre y una ubicación al fichero de texto con los datos de salida. El formato del fichero de salida se muestra en la fig. 2.6. Como puede

verse, nos da el valor de la dosis absorbida (en cGy) para cada uno de los puntos de cálculo. Al tratarse de una fuente permanente la dosis absorbida total no es más que [14]:

$$D = \int_0^{\infty} \dot{D}(t) dt = \int_0^{\infty} \dot{D}(0)e^{-\lambda t} dt = \frac{\dot{D}(0)}{\lambda}$$

donde  $\lambda$  es la constante de desintegración del isotopo en concreto, en este caso I-125.

El programa separa cada iteración de “x” en cada línea, al pasar a la siguiente iteración de “y” después de haber barrido todas las “x” el programa deja una línea en blanco y al llegar a la siguiente iteración de “z” después de haber barrido todas las “y” y todas las “x” el programa deja dos líneas en blanco. Este formato permitirá a Gnuplot interpretar los datos correctamente y representar distintos planos de dosis correctamente.

Para poder usar el modo gráfico de manera automática se requiere guardar este archivo en la carpeta de ubicación del programa

##IterationX	IterationY	IterationZ	X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	Total Dose(cGy)
1	1	-10	-10	-10	-10	41.30667655
2	1	-8	-10	-10	-10	43.34018299
3	1	-6	-10	-10	-10	45.30741109
4	1	-4	-10	-10	-10	47.10924633

Fig. 2.6: Ejemplo del formato del fichero de texto de salida del programa.

El programa también creará una hoja nueva (llamada Output1D u Output 2D dependiendo del cálculo realizado) con los datos del cálculo con el mismo formato que el archivo .txt, permitiendo la visualización de los resultados obtenidos.

Como última opción, el programa (véase fig. 2.7) nos permitirá ejecutar Gnuplot para observar gráficamente nuestros resultados en forma de mapas de calor de los planos X-Y calculados. Cada vez que pulsemos la tecla INTRO o hagamos clic con el ratón el programa avanzará a la visualización del siguiente plano X-Y. Es importante seleccionar el mismo modo gráfico que el cálculo que se ha realizado (1D o 2D).



Fig. 2.7: Menú de gráficas del programa.

### 3. Validación y control de calidad

Para asegurarnos de la certeza de los resultados que el programa obtiene en su cálculo deberemos realizar varias comprobaciones para observar si se cumple lo esperado en los casos más sencillos y así poder asegurarnos que, en casos más complejos en los que desconocemos a priori el resultado, el programa funcionará correctamente. Estas comprobaciones pueden clasificarse en dos tipos: las de validación y las de control de calidad. Las primeras consisten en la comparación de los resultados del programa con unos valores de referencia mientras que los segundos se centrarán en poner a prueba al programa en unas situaciones controladas.

#### 3.1 Validación del programa

Para la validación del programa, calcularemos con ambas aproximaciones del formalismo TG43 (*TG43-1D* y *TG43-2D*) los valores para la tasa de dosis y los comprobaremos con los datos que se nos presentan en el libro de Excel de BRAPHYQS [6]. Estos datos vienen dados para una sola fuente en el origen con una TKRA de 1 U por lo que, en adelante, nuestras tasas estarán normalizadas a dicha TKRA y vendrán expresadas en  $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$  en vez de en  $\text{cGy h}^{-1}$ .

TG43-1D Tasa ( $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ )			TG43-2D Tasa en eje z ( $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ )			TG43-2D Tasa en eje x/y ( $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ )		
r(cm)	Ref. [6]	Este trabajo	r(cm)	Ref. [6]	Este trabajo	r(cm)	Ref. [6]	Este trabajo
0,1	6,48E+01	6,48E+01	0,5	2,61E+00	2,61E+00	1	1,02E+00	1,02E+00
0,15	4,16E+01	4,17E+01	1	4,52E-01	4,52E-01	2	2,20E-01	2,20E-01
0,25	1,73E+01	1,73E+01	1,5	1,91E-01	1,91E-01	3	7,90E-02	7,90E-02
0,5	3,99E+00	3,99E+00	2	1,01E-01	1,01E-01	4	3,47E-02	3,47E-02
0,75	1,76E+00	1,76E+00	2,5	6,10E-02	6,11E-02	5	1,71E-02	1,71E-02
1	9,58E-01	9,59E-01	3	3,97E-02	3,97E-02	6	8,98E-03	8,98E-03
1,5	4,01E-01	4,01E-01	3,5	2,67E-02	2,68E-02	7	4,96E-03	4,96E-03
2	2,06E-01	2,06E-01	4	1,85E-02	1,85E-02			
3	7,47E-02	7,48E-02	4,5	1,32E-02	1,33E-02			
4	3,27E-02	3,27E-02	5	9,66E-03	9,66E-03			
5	1,60E-02	1,60E-02	5,5	7,09E-03	7,14E-03			
6	8,44E-03	8,45E-03	6	5,27E-03	5,27E-03			
7	4,68E-03	4,68E-03	6,5	3,96E-03	4,00E-03			
8	2,67E-03	2,68E-03	7	3,01E-03	3,01E-03			
9	1,57E-03	1,58E-03						

Tabla 3.1: Tabla comparativa de los valores de la tasa de dosis en función de la distancia calculados con nuestro programa y los calculados en [6].

En la tabla 3.1 se muestran los resultados que obtenemos junto con los valores de referencia. En la aproximación 2D hay que distinguir entre los valores para distancias en el eje Z y para distancias en los ejes X o Y. Presentamos nuestros resultados con las mismas cifras significativas que los valores que nos han sido entregados para las constantes del formalismo TG43. Las pequeñas diferencias obtenidas entre nuestro cálculo y los valores de la referencia (inferiores al 1 %) se deben probablemente a que no tenemos una función de anisotropía ni una función radial continuas y los puntos intermedios han sido obtenidos mediante interpolación lineal.



La misma comparativa se muestra en la figura 3.1. En adelante mostraremos los resultados mediante gráficas.

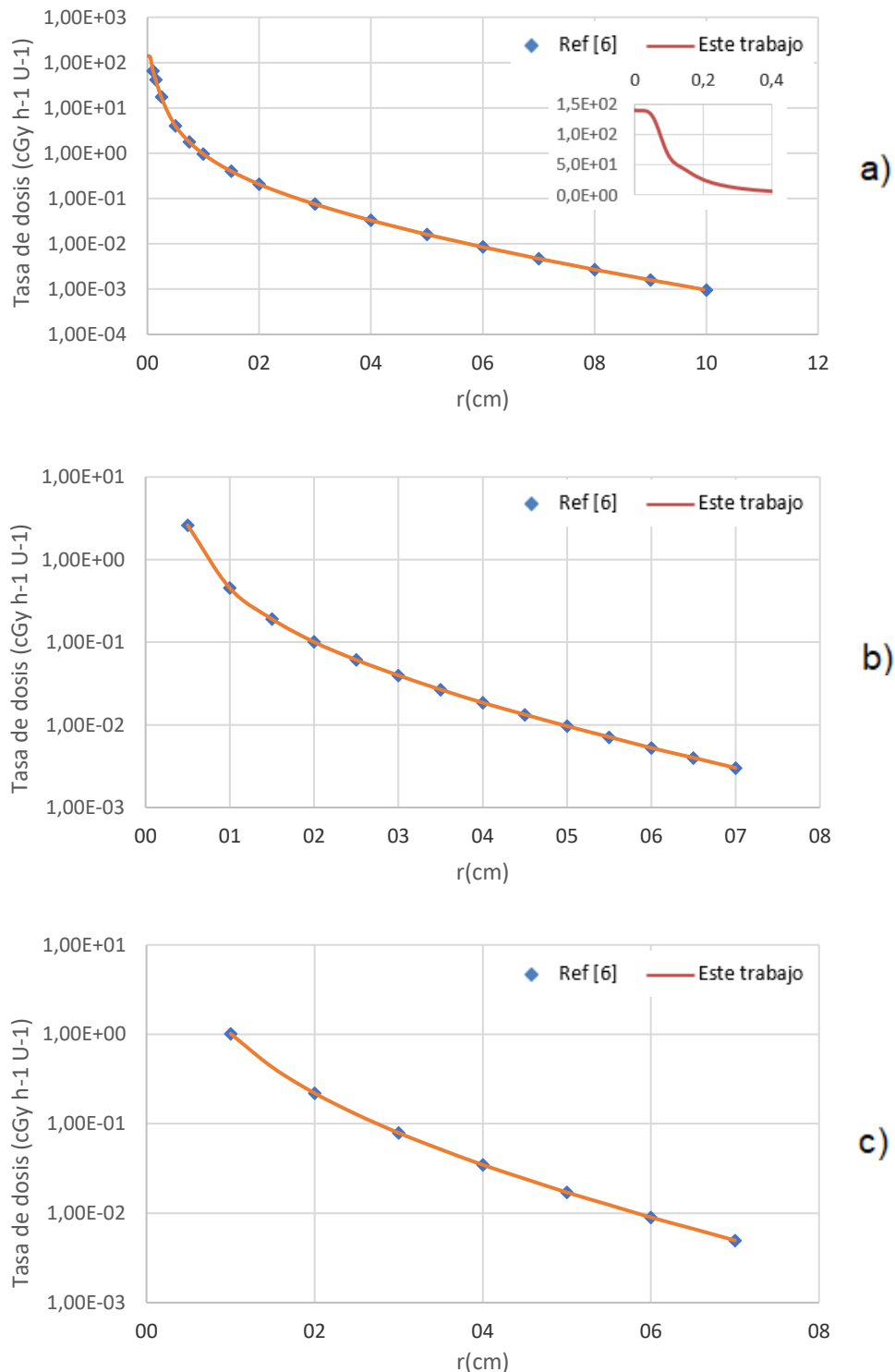


Fig. 3.1: Tasa de dosis absorbida en función de la distancia en TG43-1D (a), en función de la distancia en el eje Z en TG43-2D (b) y en función de la distancia en el eje Y en TG43-2D (c).

En el recuadro pequeño insertado en la Fig. 3.1.a puede apreciarse que en la región próxima al origen hemos incluido en el programa un valor máximo para la tasa calculada para evitar la singularidad que se genera a cero centímetros de distancia de la fuente. Este límite es el valor que tendrá la tasa de dosis a distancia igual al radio de la fuente.

### 3.2 Control de calidad

Una vez validado el programa con los datos de referencia, vamos a hacer un sencillo control de calidad del mismo realizando distintas pruebas controladas cuyas respuestas esperadas conocemos para comprobar que todo funciona como cabría esperar.

En primer lugar, comprobaremos si nuestro programa mantiene sus resultados ante pruebas de traslación espacial calculando con una sola fuente de TKRA 1 U en el origen y con la misma fuente desplazada dos centímetros en el eje Y. Los resultados obtenidos con el algoritmo de 2D se muestran en la fig. 3.2. Como puede observarse, los resultados obtenidos con la fuente en  $y=2$  son exactamente los mismos que los obtenidos en  $y=0$  desplazados dos centímetros. Resultados idénticos han sido obtenidos con el algoritmo 1D. A continuación, en 2D haremos los cálculos de las tasas de dosis en el eje X e Y para una fuente en el origen de TKRA 1U para comprobar que se cumple la simetría cilíndrica (fig. 3.3) observando que el programa se comporta igual en los dos ejes X e Y como cabría esperar de un cuerpo con simetría en el eje Z. Para finalizar extenderemos esta última prueba con la misma fuente en el origen haciendo una rotación sobre el eje Z cada  $15^\circ$  con el formalismo TG43-2D (fig. 3.4.a) y para el formalismo TG43-1D (fig. 3.4.b), obteniendo el mismo valor para la tasa de dosis independientemente de la posición del punto de medición en el plano X-Y.

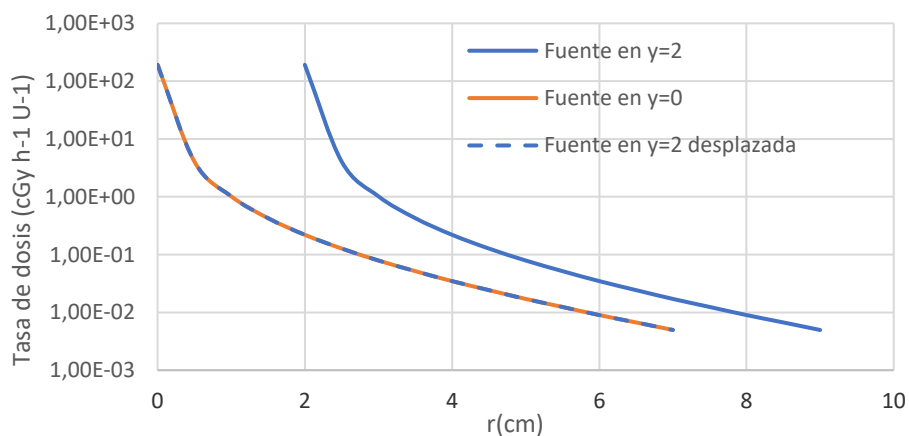


Fig. 3.2: Tasa de dosis en el eje Y para una fuente en el origen y la misma fuente desplazada dos centímetros en el eje Y (en  $y=2$ ) con formalismo TG43-2D. También se muestran los resultados de la fuente  $y=2$  desplazados dos centímetros a la izquierda.

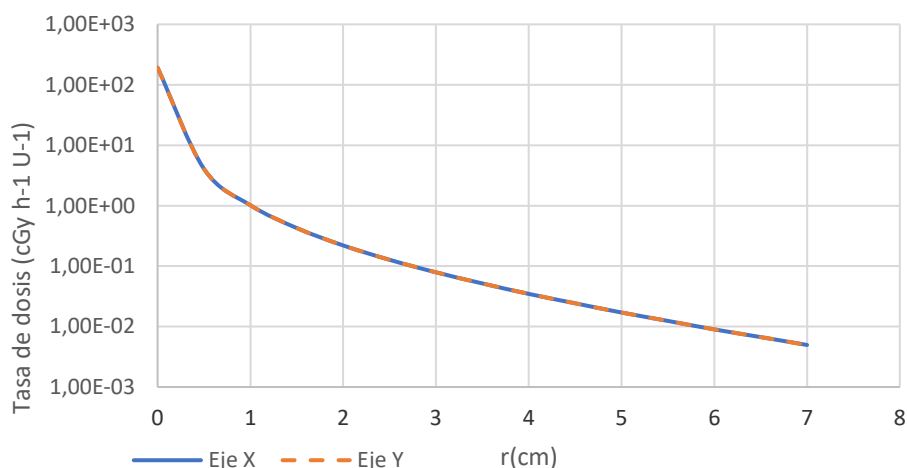


Fig. 3.3: Tasa de dosis con respecto a r para el eje X y el eje Y con fuente en el origen con formalismo TG43-2D.

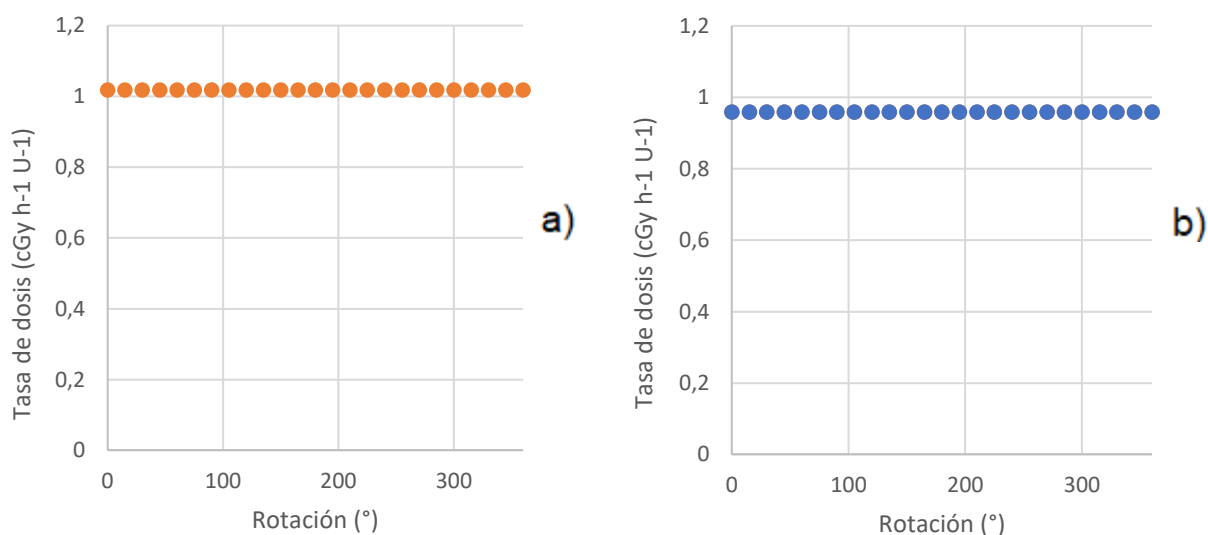


Fig. 3.4: Test de rotación para un punto a  $r=1$  cm rotando con respecto al eje de simetría Z con el formalismo TG43-2D (a) y con el formalismo TG43-1D (b).

Conviene destacar que los datos para la función de anisotropía y la radial están incompletos más allá de ciertas distancias a la fuente (aprox. 10 cm), por lo que ha habido que completarlos. Para ello hemos realizado una extrapolación lineal desde nuestro último valor disponible hasta una distancia muy alejada de la fuente (1000 cm) tomando en este punto la función de anisotropía un valor de 1 y la función radial de 0. Obviamente debido a esto, el programa pierde precisión en sus resultados para distancias grandes (> 10 cm) pero aun así los errores obtenidos son pequeños y, sobre todo, a estas distancias las tasas de dosis son tan pequeñas que resultan irrelevantes en los cálculos en estos tratamientos de braquiterapia.

Otra comprobación que hemos realizado es si nuestro programa añade correctamente las tasas de dosis de varias fuentes en un mismo punto y si el programa hace que sus valores escalen linealmente con la actividad de las fuentes. Para los primeros, hemos repetido los cálculos, pero en vez

de con una sola fuente de TKRA 1 U en el origen con dos fuentes de actividad 0,5 U. En la fig. 3.5 puede observarse que efectivamente obtenemos los mismos resultados.

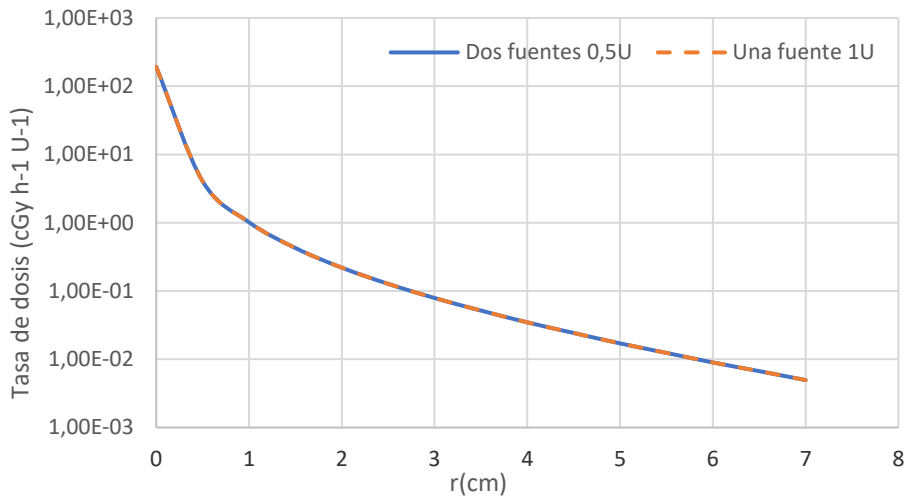


Fig. 3.5: Comparación de las tasas de dosis obtenidas para dos fuentes con 0,5 U y las obtenidas con una sola fuente con 1 U de TKRA.

Para nuestro test sobre las actividades hemos usado una fuente en el origen y hemos calculado la tasa de dosis en un punto aleatorio en el espacio (hemos elegido el (1,0,1) cm) para distintas TKRA de la fuente. En la figura 3.6 puede verse que, como era de esperar, hay dependencia lineal entre los resultados con una pendiente de recta igual al valor obtenido para TKRA igual a 1 U y con un término independiente compatible con cero.

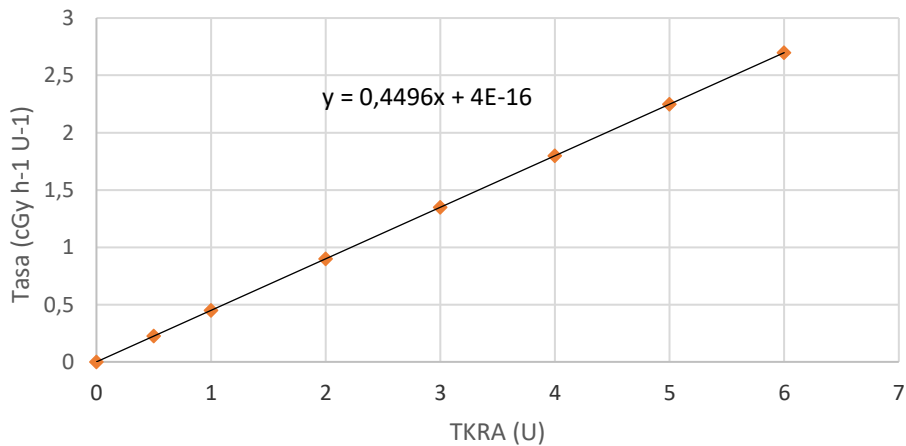


Fig. 3.6: Test de linealidad de la tasa con de dosis respecto a la TKRA en el punto (1,0,1) cm.

El conjunto de pruebas que hemos realizado, nos ha servido para establecer el estado de referencia inicial de nuestro programa. Hemos comprobado que funciona correctamente en cualquier punto del espacio, para cualquier cantidad de fuentes y para cualquier intensidad de radiación de cada fuente.

---

#### 4. Aplicación a un caso clínico

---

En este capítulo mostraremos los resultados de nuestro programa para un caso concreto de un paciente anónimo, así como la discusión de estos y de otros aspectos del programa. Para el cálculo realizado en este capítulo utilizaremos el formalismo TG43-1D dado que en términos generales es el recomendado por la literatura como se ha comentado con anterioridad.

En la fig. 4.1 puede observarse la distribución espacial de semillas introducida en nuestro programa. Se trata de 75 semillas con una TKRA nominal de 0,600 U (actividad aparente de 0,472 mCi). Corresponden a un implante para administrar una dosis de prescripción de 145 Gy en la próstata. Las condiciones de dosis que se aplican en este tipo de implantes son:

- El volumen de próstata que recibe el 100% de la dosis de prescripción (V100% de próstata) debe ser mayor o igual al 95%.
- La curva de isodosis que encierra el 90% del volumen de la próstata (D90% de próstata) debe estar entre los 160 y los 185 Gy.
- El volumen de recto que recibe el 100% de la dosis de prescripción (V100% de recto) debe ser menor o igual a 0,80 cm<sup>3</sup>.
- La curva de isodosis que encierra el 10% del volumen de la uretra (D10% de uretra) debe ser menor o igual al 150% de la dosis de prescripción.
- La curva de isodosis que encierra el 30% del volumen de la uretra (D30% de uretra) debe ser menor o igual al 130% de la dosis de prescripción.

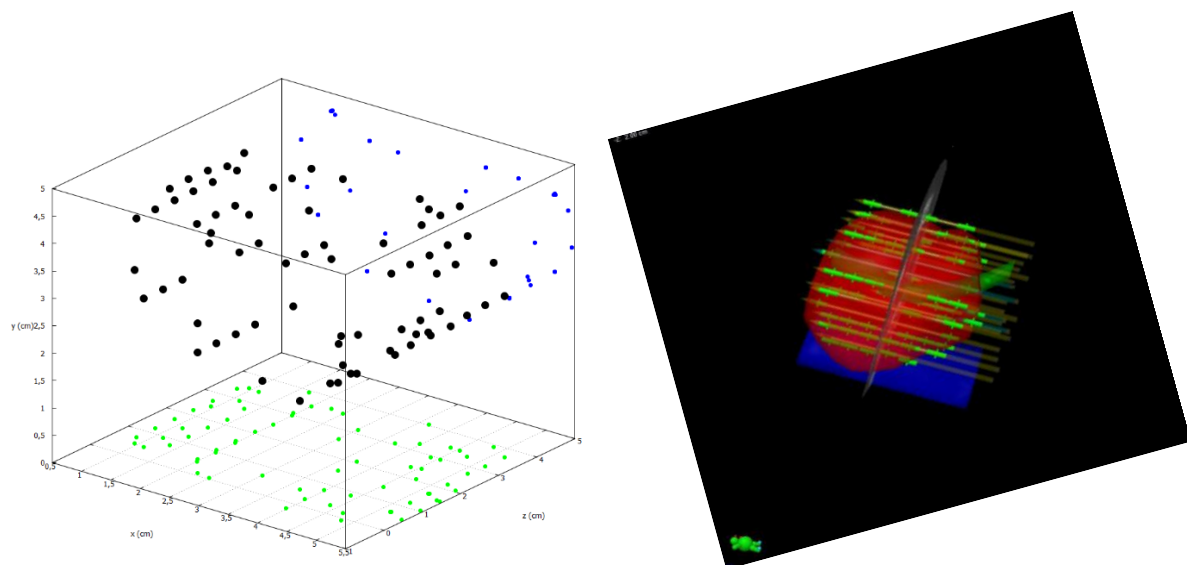


Fig. 4.1: Distribución espacial de semillas introducida en nuestro programa con sus proyecciones en el plano XY (azul) y XZ (verde) (Izquierda) y en el sistema de planificación de tratamientos Variseed de Varian, mostrando además las estructuras (próstata, recto y uretra) del paciente (Derecha).

Con esta distribución de semillas nuestro programa hará el cálculo y nos devolverá nuestro archivo de texto con los valores de la dosis calculados para cada punto y los representará gráficamente en un mapa de calor en planos X-Y a lo largo del eje Z. El cálculo que mostramos ha sido realizado en la zona  $x \in [-1,5, 8,5]$  cm,  $y \in [-1,5, 8,5]$  cm,  $z \in [-2,5, 7,5]$  cm con un intervalo de 0,5 cm. A modo de ejemplo, en la fig. 4.2, se muestran las distribuciones de la tasa de dosis absorbida en una serie de

planos  $Z=cte$ . Una inspección visual de las figuras nos permite intuir la zona irradiada con dosis en torno a 100-200 Gy e incluso permite identificar la presencia de semillas (pixeles de dosis más elevada).

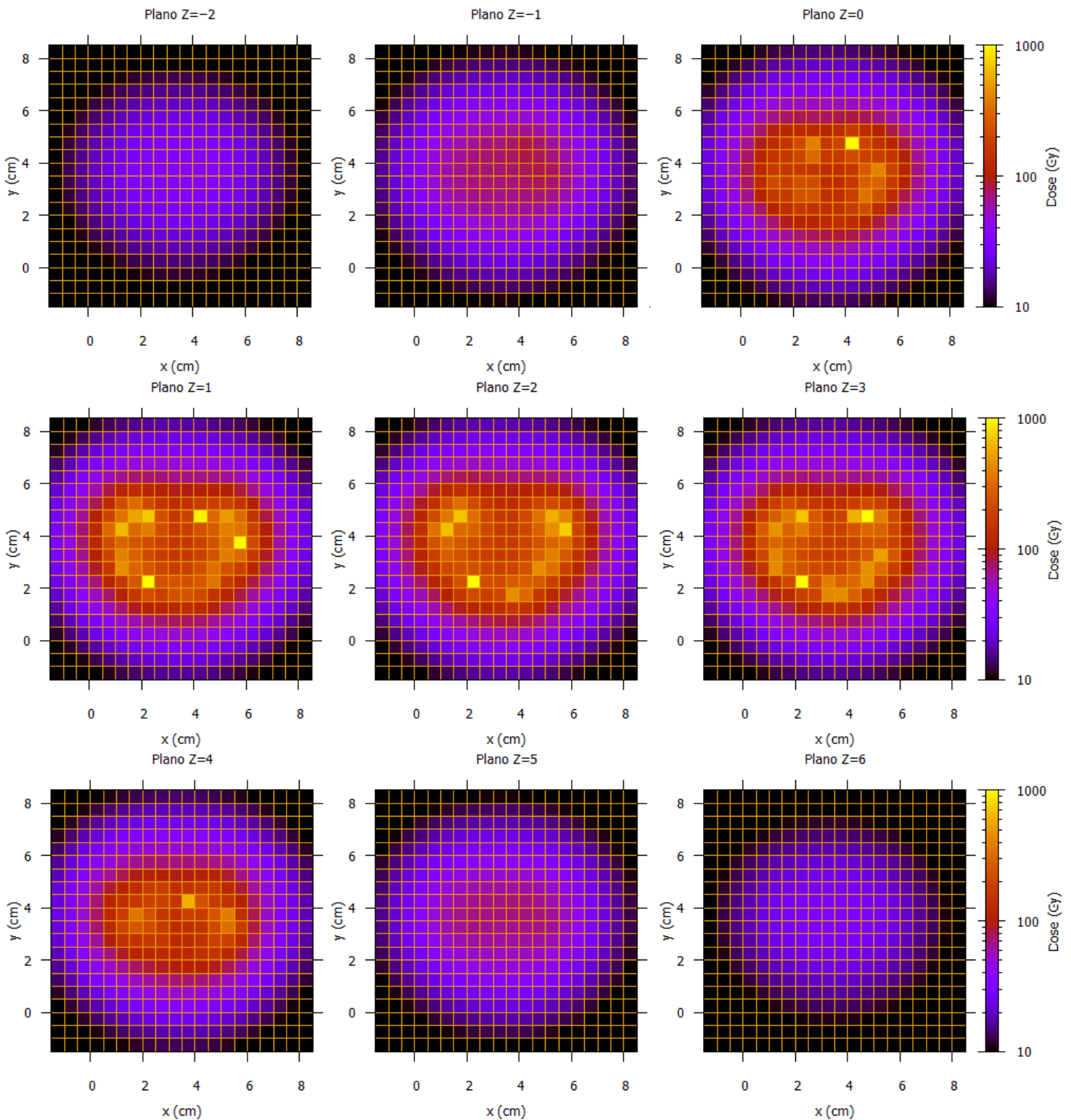


Fig. 4.2: Representación gráfica del cálculo de la distribución dosis absorbida (en Gy) en planos X-Y avanzando a través del eje Z.

Como hemos mencionado, este tratamiento fue planificado para que el paciente recibiese una dosis total de 145 Gy en toda la zona de la próstata, intentando además no comprometer otros órganos cercanos, como el recto o la uretra, los cuales no deberían recibir una radiación superior a ciertos valores. Una comprobación rigurosa de los requisitos exigidos requeriría un conocimiento preciso de la anatomía del paciente, algo que excede el objetivo de este trabajo. No obstante, podemos hacer una serie de comprobaciones analizando la distribución espacial de dosis en una zona en el medio de las semillas implantadas (que obviamente se corresponderá al interior de la próstata) y una zona alejada de esta (que se corresponderá a órganos cercanos). Para ello hemos realizado un cálculo en el cubo  $x \in [3, 4]$  cm,  $y \in [3, 4]$  cm,  $z \in [2, 3]$  cm (interior de la próstata) y en el cubo  $x \in [3, 4]$  cm,  $y \in [-9, -10]$  cm,  $z \in [2, 3]$  cm (interior de otro órgano), ambas con un intervalo de 0,1 cm, para observar los valores obtenidos y la homogeneidad de estos. En la fig. 4.3 puede observarse uno de los mapas de calor obtenidos para cada simulación.

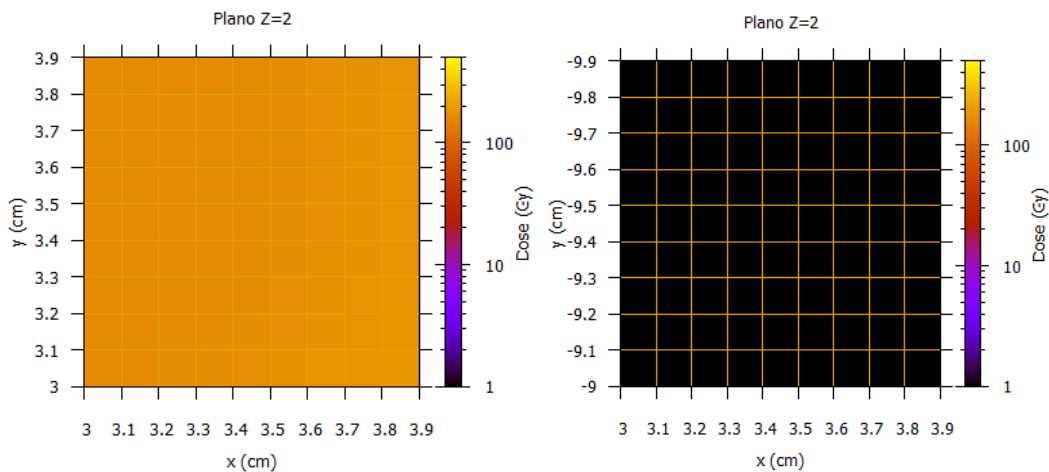


Fig. 4.3: Distribución de dosis en un plano de la zona central de la próstata (izquierda), y fuera de ella (derecha).

Comprobamos que el valor medio para la dosis absorbida en el interior de la próstata es de 168,4 Gy con una desviación estándar de 8,4 Gy, y de 0,68 Gy para la zona exterior con una desviación estándar de 0,01 Gy. Consideramos que los valores medios son consistentes con lo que esta planificación para la distribución espacial de las semillas quería conseguir.

A continuación (Tabla 4.1), como medida extra de comprobación tomaremos unos cuantos puntos de referencia y compararemos los valores obtenidos por nuestro programa con los obtenidos por un sistema de planificación comercial, para asegurarnos que los resultados de nuestro programa son fiables en casos complejos como este.

Pos.	X	Y	Z	Sistema de planificación comercial 2D (Gy)	Este trabajo 1D (Gy)	Diferencia 1D (%)	Este trabajo 2D (Gy)	Diferencia 2D (%)
1	2,98	2,63	2,50	181	177	2,4	182	0,1
2	3,99	3,62	4,00	183	184	0,2	183	0,0
3	2,08	3,78	0,00	167	169	1,2	167	0,0
4	1,92	3,95	2,00	260	271	4,1	259	0,4
5	2,92	4,45	2,00	160	158	0,7	160	0,3
6	3,42	3,45	2,00	165	161	2,3	166	0,4

Tabla 4.1: Valores de dosis absorbida para distintos puntos aleatorios obtenidas por un sistema de planificación comercial con el formalismo TG43-2D y por nuestro programa con ambos algoritmos TG43-1D y TG43-2D.

Podemos observar (véase Tabla 4.1) las diferencias entre ambos formalismos de cálculo (TG43-1D y TG43-2D); estas son debidas a tratar las fuentes como objetos puntuales en el caso 1D y por lo tanto son más notorias al acercarse a una fuente (valores más altos), dado que las fuentes dejan de poder ser tratadas de manera puntual.

Los valores obtenidos por nuestro programa con respecto al sistema de planificación comercial que hemos usado como referencia (Variseed de Varian) difieren entre un 0,0 y un 0,5 %, diferencia debida con seguridad a la necesidad de utilizar interpolación lineal en las funciones radial y de anisotropía que son utilizadas en nuestro cálculo.

Otra cuestión a discutir es el tiempo de computación que ha sido requerido para realizar estos cálculos, ya que este tipo de programas están diseñados como una ayuda en la intervención quirúrgica para obtener valores en tiempo real de las dosis absorbidas en todo el espacio. Se han realizado distintos test de velocidad de computación con un procesador AMD Ryzen 5 3600 de 6 núcleos y 12 hilos a 3,6 GHz (<https://www.userbenchmark.com/UserRun/18635514> para más información sobre las especificaciones [17]) obteniendo para varias simulaciones de 1000 puntos un tiempo de computación de 21 segundos de media, es decir 0,02 segundos por cada punto a calcular. Este tiempo de computación es adecuado para su uso clínico para simulaciones del orden de  $10^4$  puntos (8000 puntos en un cubo de  $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$  con resolución  $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ ) en donde sería del orden de unos 200 segundos. Para simulaciones con más puntos los tiempos de computación de nuestro programa serían demasiado grandes para que este pudiera ser usado en un quirófano en tiempo real. Cabe destacar que no se ha invertido tiempo en la optimización del tiempo de computación de nuestro programa y que en estas simulaciones la carga de la CPU nunca ha superado el 10% de uso.



---

## 5. Conclusiones

---

En primer lugar se ha cumplido con el objetivo de este trabajo, que era la realización de un programa informático que, sobre los libros Excel de BRAPHYQS que contienen los datos dosimétricos de consenso de los distintos tipos de semilla utilizados en braquiterapia de próstata de baja tasa, a partir de la distribución espacial de las semillas y su intensidad en un caso clínico, calculase la distribución espacial de dosis absorbida en la región de interés. Este cálculo se realiza siguiendo el formalismo TG-43 recomendado por las principales organizaciones nacionales e internacionales de expertos en Física Médica.

Los resultados del programa para el caso más simple de una fuente en el origen han sido validados satisfactoriamente, encontrando desviaciones menores al 1 % con respecto a datos obtenidos por la ESTRO. Se ha realizado un control de calidad que garantice que el programa funciona correctamente en todo el espacio y para cualquier distribución espacial de fuentes y actividad de estas. Finalmente se ha utilizado este programa en un caso clínico concreto y se han comparado nuestros resultados con los obtenidos por el sistema de planificación de tratamiento Variseed de Varian (sistema de planificación comercial) con desviaciones menores al 0,5 %. Estos resultados han sido obtenidos con un tiempo de computación de 21 segundos para una matriz de 1000 puntos de cálculo, tiempo compatible con una intervención quirúrgica.

Este programa es de libre acceso, tiene un bajo requerimiento de espacio en el disco duro, su código es completamente modificable y su uso es sencillo después de una breve familiarización con este. También es destacable que el programa se puede adaptar a cualquier tipo de representación gráfica mediante la modificación de los scripts de Gnuplot alojados en la carpeta del programa. Este programa puede utilizarse para cualquier fuente descargada de la ESTRO, pero no de manera automática, sino que para ello requiere realizar cambios en el código.

La principal vía de mejora sería el diseño y desarrollo de un plan de control de calidad en el que se establezcan las pruebas, sus periodicidades y sus tolerancias, para asegurar que el programa funciona correctamente, previo a su uso clínico, a pesar de posibles cambios en el código, cambios de software en el ordenador en el que está instalado, actualizaciones de Excel, etc. Actualmente estas pruebas tienen que ser realizadas con nuestro programa de manera manual, siendo esto un proceso lento y a criterio del usuario.

En el caso de que se deseara obtener resoluciones mayores a los  $10^4$  puntos de cálculo habría que mejorar dos facetas del programa. En primer lugar, unos datos para las funciones de anisotropía y radial de las fuentes con mejor resolución que las que nos ofrece la ESTRO implementando, por ejemplo, una librería externa para cualquier fuente deseada con unas funciones con mejor resolución; o en su defecto, el uso de un método de interpolación más refinado que la interpolación lineal. En segundo lugar, optimizar el tiempo de computación del programa intentando asignar uso de la CPU, intentando habilitar el cálculo en varios núcleos de esta (multiprocesamiento) o refinando procesos lentos dentro del código.

Otra posible mejora del programa sería la interfaz gráfica del programa, la cual tiene limitaciones dentro del programador de VBA de Excel; creando por ejemplo una interfaz ejecutable externa para una mayor comodidad para el usuario.

---

## 6. Bibliografía

---

- [1] AAPM (1987). *AAPM Report 21. "Monograph Specification of Brachytherapy source strength"*. Report Task Group 32.
- [2] International Commission on Radiological Protection, Valentin, J. (2005). *Radiation safety aspects of brachytherapy for prostate cancer using permanently implanted sources*. International Commission on Radiological Protection.
- [3] Nath, R., Bice, W. S., Butler, W. M., Chen, Z., Meigooni, A. S., Narayana, V., ... & Yu, Y. (2009). *AAPM recommendations on dose prescription and reporting methods for permanent interstitial brachytherapy for prostate cancer: report of Task Group 137*. *Med. Phys.*, 36(11), 5310-5322.
- [4] OIEA (2000). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*. OIEA, VIENA, 2000 OIEA-TECDOC-1151.
- [5] Pérez-Calatayud, J., Brosed, A. (2014). *Braquiterapia: Bases físicas, equipos y control de calidad. Vol. 5 Colección Fundamentos de Física Médica*. Sociedad Española de Física Médica (SEFM).
- [6] I-125 Sources. (s.f.). Recuperado 15 octubre, 2019, de <https://www.estro.org/About/ESTRO-Organisation-Structure/Committees/GEC-ESTRO-Committee/GEC-ESTRO-BRAPHYQS/I-125>.
- [7] Nath, R. (1995). *Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43*. *Med. Phys.*, 22, 209-234.
- [8] Rivard, M. J., Coursey, B. M., DeWerd, L. A., Hanson, W. F., Saiful Huq, M., Ibbott, G. S., ... & Williamson, J. F. (2004). *Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations*. *Med. Phys.*, 31(3), 633-674.
- [9] M.J. Rivard, W.M. Butler, L.A. DeWerd, M.S. Huq, G.S. Ibbott, A.S. Meigooni, C.S. Melhus, M.G. Mitch, R. Nath, J. F. Williamson. (2007). *Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group N°43 Report* *Med. Phys.*, 34(6), 2187-2205
- [10] European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, D. Ash, A. Gerbaulet. (2002). *The GEC-ESTRO Handbook of Brachytherapy*. ESTRO.
- [11] Real Decreto 1566/1998, de 17 de Julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Ministerio de Sanidad y Consumo. B.O.E. 28 de agosto de 1998, núm. 206, pp. 29383-29394.
- [12] Chassagne, D., Dutreix, A., Almond, P., Burgers, J. M. V., Busch, M., & Joslin, C. A. (1985). *Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology*. International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU Report, 38.
- [13] Brosed, A. (2011). *Fundamentos de Física Médica, Vol. 1 Medida de la radiación*. Sociedad Española de Física Médica (SEFM).

[14] Turner, J. E. (2007). *Atoms, radiation and radiation protection 3<sup>rd</sup>, completely revised and enlarged edition*. Wiley.

[15] Carlsson, G. A. (1981). *Absorbed dose equations. On the derivation of a general absorbed dose equation and equations valid for different kinds of radiation equilibrium*. Radiation research, 85(2), 219-237.

[16] Brosed, A. (2011). *Fundamentos de Física Médica, Vol. 5 Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad*. Sociedad Española de Física Médica (SEFM).

[17] User Benchmark. (s.f.). Recuperado 25 noviembre, 2019, de <https://www.userbenchmark.com/>