

Confección de un programa para la verificación independiente de los cálculos de los sistemas de planificación en braquiterapia

Preparation of a program for the independent verification of the brachytherapy planning systems calculations

V Carmona Meseguer¹, J Pérez-Calatayud^{1,2}, F Lliso Valverde^{1*}, J Richart Sancho², F Ballester Pallarés³, MC Pujades-Claumarchirant¹, M Muñoz Merenciano¹

¹ Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario La Fe. Valencia.

² Servicio de Radioterapia. Clínica Benidorm.

³ Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universitat de València.

Fecha de Recepción: 15/02/2010 - Fecha de Aceptación: 26/04/2010

Se presenta un programa para la verificación independiente para cada paciente de los cálculos de los sistemas de planificación en braquiterapia de baja tasa de dosis, alta tasa de dosis y tasa de dosis pulsada. En éste se carga automáticamente el fichero generado por el sistema de planificación, con las coordenadas de las posiciones de la fuente y de los puntos de cálculo así como los tiempos de permanencia, en el caso pertinente. El usuario introduce la tasa de kerma de referencia en aire y las fechas de referencia. El programa permite cumplir las recomendaciones de verificación independiente de la dosimetría clínica en braquiterapia de una forma sencilla y precisa en pocos minutos.

Palabras clave: dosimetría clínica, control de calidad, braquiterapia, sistema de planificación.

In this work a program is presented that independently checks for each patient the treatment planning system calculations in low dose rate, high dose rate and pulsed dose rate brachytherapy. The treatment planning system output text files are automatically loaded in this program in order to get the source coordinates, the desired calculation point coordinates and the dwell times when it is the case. The source strength and the reference dates are introduced by the user. The program allows implementing the recommendations about independent verification of the clinical brachytherapy dosimetry in a simple and accurate way, in few minutes.

Key words: clinical dosimetry, quality control, brachytherapy, planning system.

Introducción

Las recomendaciones europeas actuales¹ indican que se debe realizar una verificación independiente de los tiempos calculados por los sistemas de planificación (SP) en braquiterapia, en aplicaciones de baja tasa de dosis absorbida (LDR), alta tasa de dosis absorbida (HDR) y tasa de dosis absorbida pulsada (PDR) en la dosimetría clínica de cada paciente. Como está descrito¹, numerosos factores afectan al resultado de los cálculos, por lo que no es sencillo comprobar a primera vista si el resultado obtenido es o no correcto. En el caso de las fuentes de HDR y PDR que se usan durante varios meses, el número y la longitud de los catéteres pueden variar (incluso entre aplicaciones estándar) y la optimización de la planificación puede acarrear grandes diferencias de tiempos entre unas posiciones y otras.

Se proponen en la literatura diversos métodos encaminados a verificar de forma rápida, y factible en la práctica, lo razonable¹ del resultado; muchos de ellos lo hacen tratando globalmente el implante y calculando la dosis a gran distancia del mismo. Por ejemplo añadiendo en cada plan puntos de cálculo a 5 cm ó 10 cm del centro del implante y comparando con la dosis absorbida obtenida mediante un cálculo independiente¹. Este tipo de cálculo manual puede, en ocasiones, resultar complejo y por ello se han introducido diferentes aproximaciones que permiten comparar el resultado con valores precalculados.

En los planificadores de LDR en próstata es posible correlacionar aproximadamente la dosis absorbida total administrada, el volumen y el número de semillas, pero estos métodos no dan cuenta de la calidad de la distribución de dosis absorbida, por ejemplo en la uretra.

Todas estas verificaciones basadas en aproximaciones y en índices representativos¹ lógicamente no dan información de la distribución de dosis absorbida den-

tro del volumen del implante, y tienen unos márgenes de tolerancia elevados, desde luego mucho mayores que los del cálculo del SP, en función de las aproximaciones realizadas en cada caso.

El propósito de este trabajo es presentar un programa de verificación independiente de cálculo de dosis absorbida en puntos dentro de los implantes de braquiterapia. Éste soslaya los problemas que presenta el uso de índices globales como los descritos anteriormente, buscando un compromiso de eficiencia tanto en el tiempo requerido para el cálculo como en el nivel de fiabilidad para una amplia variedad de tipos de tratamientos y SP.

Material y métodos

En nuestros servicios se realizan diferentes tipos de aplicaciones de braquiterapia tanto de LDR, como de HDR y PDR. Las fuentes que se utilizan actualmente para los diversos tipos de implantes son la fuente de ¹⁹²Ir mHDR-v2 (unidades microSelectron, Nucletron) y las semillas de ¹²⁵I IsoSeed (IBt Bebig Group) ya sean sueltas o ligadas en trenes de fuentes IsoCord. Los datos dosimétricos de estas fuentes pueden encontrarse en la web de BRAPHYQS www.uv.es/braphyqs. Los correspondientes a la fuente ¹⁹²Ir mHDR-v2 son los recomendados por el comité BRAPHYQS de la ESTRO y los de la fuente IsoSeed I-125 son los datos de consenso recomendados por la AAPM³ para su uso en la dosimetría clínica.

Para realizar los cálculos se cuenta con los siguientes SP: PLATO (versión: 14.2.5); Oncentra MasterPlan Brachy (versión: 3.2); Oncentra Prostate (versión: 3.1.11) y SPOT-PRO (versión: 3.1), todos éstos distribuidos por Nucletron; además el SP Plaque Simulator X (versión: 5.3.6) de IBt Bebig Group. En la tabla 1 están recogidos los usos de cada sistema.

Tabla 1. Resumen de los sistemas de planificación y fuentes utilizados actualmente en nuestro servicio y para los que se aplica la hoja de verificación.

Sistema de planificación	Tipo de implante	Fuente
PLATO	HDR y PDR	mHDR-v2
Oncentra MasterPlan Brachy	HDR y PDR	mHDR-v2
Oncentra Prostate	HDR, implantes intraoperatorios de próstata	mHDR-v2
SPOT-PRO	LDR, implantes intraoperatorios de próstata	IsoCord
SP Plaque Simulator X	LDR, implantes oculares	IsoSeed I-125

El formalismo TG-43 revisado (TG-43 U1³) permite describir dosimétricamente la fuente con geometría lineal (2D) o mediante una aproximación a la geometría puntual (1D). En el primer caso se tiene en cuenta la orientación de la fuente, utilizándose la función de anisotropía junto con el factor geométrico lineal, la función radial de dosis absorbida y la constante de tasa de dosis absorbida. En la aproximación puntual se utiliza el factor de anisotropía así como el factor de geometría puntual.

Todos los SP utilizados consideran el carácter lineal de la geometría de las fuentes, es decir, utilizan en el cálculo el formalismo general 2D que propone el TG-43 U1³.

Los programas de verificación confeccionados están incluidos en libros de cálculo Microsoft Excel 2002 y se han adaptado a las particularidades de cada SP y a su vez al tipo de implante.

Dentro de nuestro procedimiento de dosimetría clínica en braquiterapia está establecido el que al concluir ésta, y siempre de manera previa al tratamiento, se realice la verificación. Para agilizar este proceso la verificación se ha automatizado en la mayor medida posible, importando directamente del SP toda la información necesaria incluida en un fichero de texto mediante una interfaz sencilla programada (véase la fig. 1).

La información generada se debe exportar desde el SP al libro de cálculo. Para cada sistema esto se consigue de forma distinta, pero con el resultado común de obtener en un fichero de texto las coordenadas de las posiciones de la fuente y sus tiempos de permanencia, las coordenadas de los puntos de cálculo, así como el resto de parámetros necesarios para el cálculo.

En los sistemas PLATO y OMP Brachy, la generación de "puntos de dosis" es una condición necesaria para la prescripción. Éstos pueden ser puntos asociados a una estructura, al aplicador, etc. y son típicamente utilizados para realizar las prescripciones y optimizaciones. En cambio, en los SP usados en implantes de próstata (Oncentra Prostate y SPOT-PRO), como la prescripción se realiza sobre los volúmenes, para la verificación hay que añadir una serie de puntos distribuidos en las regiones de interés. Se eligen puntos representativos, tanto en dosis absorbida total como en situación dentro de la próstata. Las coordenadas de los puntos de cálculo se toman de los planos transversales ecográficos.

El número de puntos de verificación por paciente ha sido diferente según el tipo de caso. Para aplicaciones de LDR de próstata el número de puntos de cálculo verificados se ha prefijado en 5. Para HDR y PDR es muy variable, dependiendo de si se trata de implantes donde los puntos de prescripción de dosis absorbida son estándar y referidos al apli-

cador (aplicadores vaginales tipo Dome, aplicador superficial Valencia, etc.) o de si son implantes más complejos en los que la pauta va asociada a una estructura. De este modo, según sea el caso, se verifican desde 5 puntos de cálculo hasta más de 200.

Las hojas de cálculo confeccionadas para la fuente de ¹⁹²Ir mHDR-v2 realizan la verificación del cálculo utilizando tablas de tasa de dosis absorbida absoluta por unidad de tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) en coordenadas cartesianas, tomadas de la publicación Daskalov et al.² que es la recomendada por ESTRO-BRAPHYQS¹. Para cada punto de cálculo

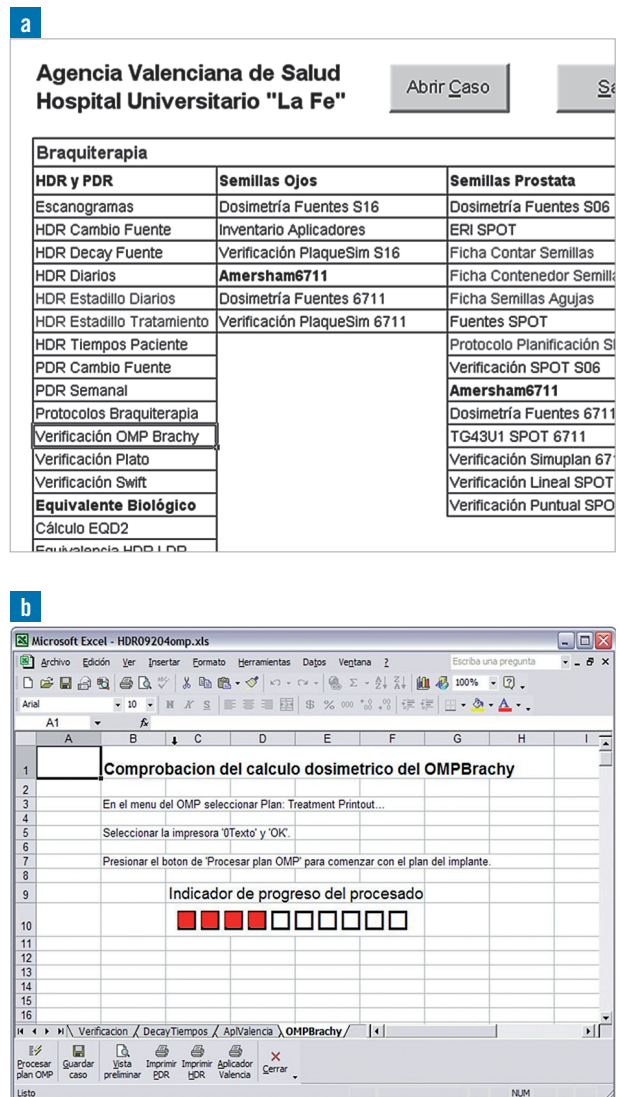


Fig. 1. Capturas de pantalla en las que pueden verse: a) la página inicial del libro donde se realizan las verificaciones independientes y b) la ventana de diálogo inicial de la hoja de verificaciones de los cálculos del sistema OMP Brachy.

en la fig. 2 puede seguirse el proceso por el cual se toman los datos necesarios provenientes del fichero de texto, obteniéndose finalmente la dosis absorbida en el mismo.

Para la fuente IsoSeed I-125 la verificación se basa en las funciones del AAPM TG-43 U1³ (constante de tasa de dosis, función lineal radial de dosis, factor geométrico lineal y función de anisotropía). En este caso se realiza el cambio de sistema de coordenadas a coordenadas polares referidas a la fuente y se interpola en cada una de las tablas de las distintas funciones.

De este modo los programas de los libros de cálculo evalúan, con el algoritmo citado anteriormente, todas las contribuciones a cada uno de los puntos de dosis absorbida.

La introducción de la TKRA así como de las fechas de referencia necesarias para el cálculo se realiza por parte

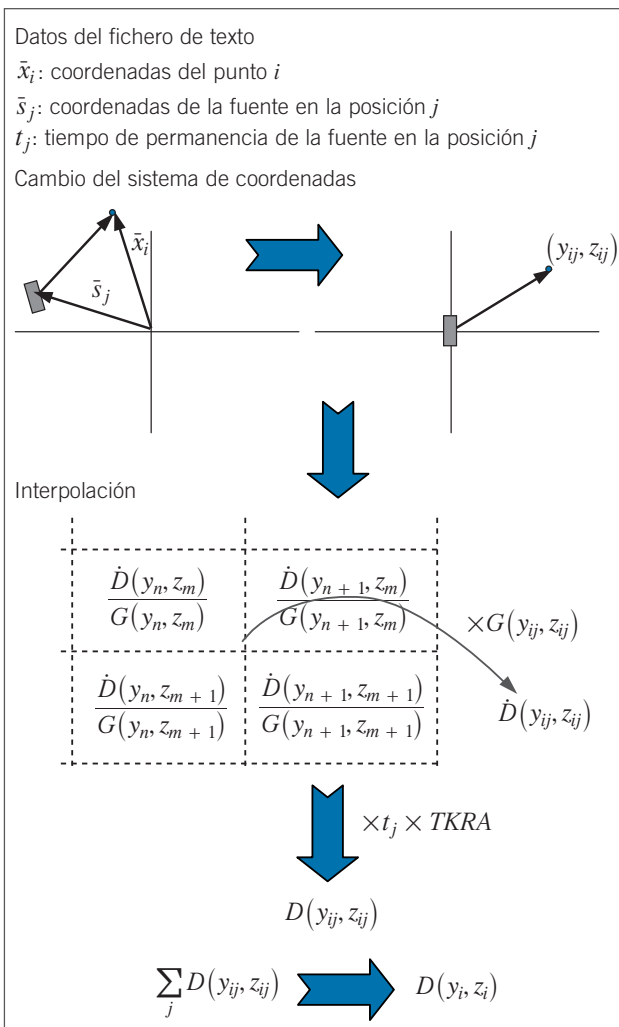


Fig. 2. Esquema que representa el proceso de verificación para los casos de HDR y PDR. Se denota como \dot{D} a la tasa de dosis absorbida por unidad de TKRA, G es el factor geométrico lineal y D la dosis absorbida.

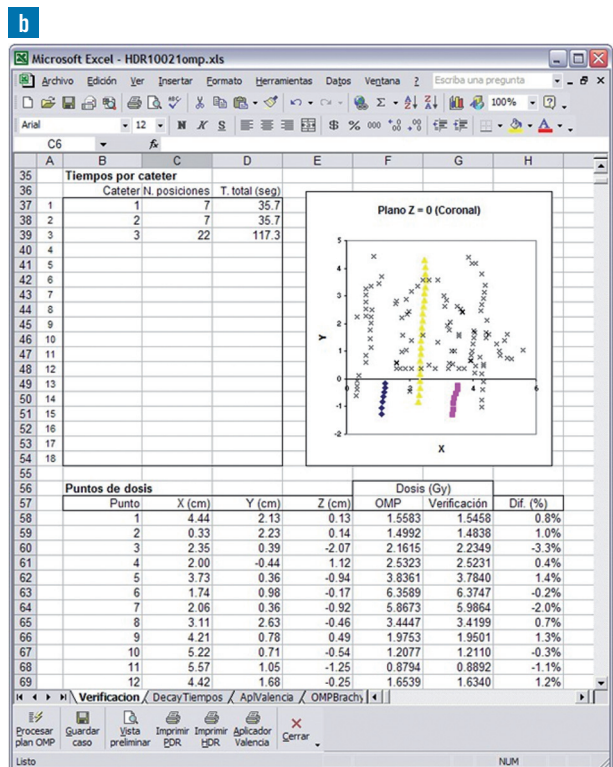
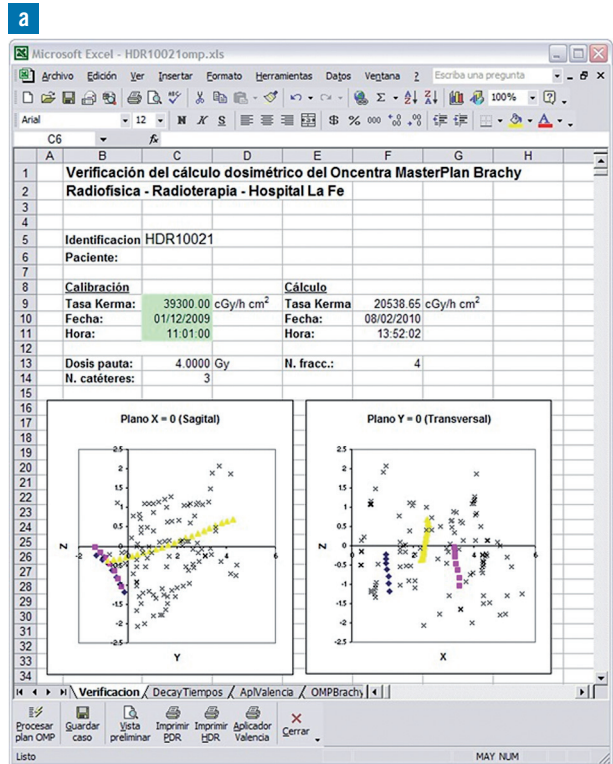


Fig. 3. Capturas de pantalla del resultado de la verificación. a) Pueden verse los datos del implante así como dos de las tres vistas principales. b) Se presentan los resultados y la tercera de las vistas principales.

del usuario que lleva a cabo la verificación, con objeto de evitar un posible error global en la planificación.

Del fichero de texto se leen los valores de dosis absorbida en puntos calculados por el SP y se muestra el resultado de la verificación en una tabla junto con el resto de parámetros del tratamiento. Se generan también unos gráficos que corresponderían a las vistas principales (axial, sagital y coronal) con la situación de las fuentes y los puntos de dosis, con objeto de verificar la geometría del implante (véase la fig. 3).

Resultados y discusión

Para ilustrar los resultados típicos que se obtienen con las hojas de cálculo independiente presentadas, se han estudiado un total de 500 planificaciones (295 de HDR, 59 de PDR y 146 de LDR).

En la tabla 2 pueden verse, para cada caso, los valores promedio de las diferencias obtenidas para todos los puntos de verificación estudiados y en la fig. 4 está representada la distribución de frecuencias global de estas desviaciones.

Dado que el algoritmo de cálculo y los datos base del programa confeccionado son los mismos que los utilizados por el SP, existe buen acuerdo entre ambos. Las posibles desviaciones vienen motivadas por la diferencia entre los datos recomendados y los utilizados por el SP, resultantes de ajustes, así como por la resolución de la ventana de cálculo del sistema de planificación. Las mayores diferencias encontradas ocurren en puntos muy cercanos a las fuentes (1 ó 2 mm), que no están entre los puntos de interés clínico, y siempre han sido menores del 5%.

Frente a los métodos descritos en otras publicaciones, al aquí presentado se le puede achacar el no tra-

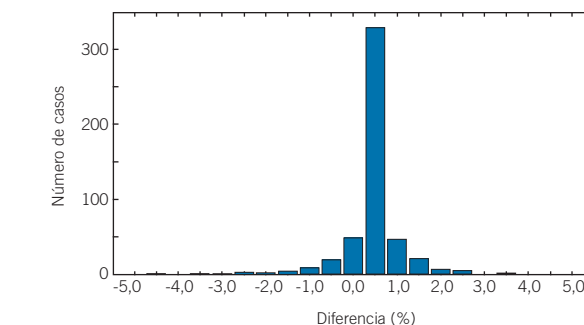


Fig. 4. Histograma de los promedios de las diferencias en los puntos de verificación para todos los casos (HDR, PDR y LDR).

tarse de una verificación completamente independiente de la planificación, ya que utiliza las coordenadas de las fuentes y puntos de cálculo obtenidos en el SPL. Lo que calcula de forma independiente es la dosis absorbida. Por otro lado, este método verifica la distribución de dosis en la zona de interés del implante, que se enmascara en los métodos basados en el cálculo de la dosis absorbida a distancia considerable de éste.

Conclusión

Los programas de cálculo independiente presentados permiten cumplir las recomendaciones de verificación independiente de la dosimetría clínica de manera completa en pocos minutos, y es posible su aplicación en otros SP diferentes a los contemplados en este trabajo. Los libros de cálculo desarrollados están a disposición de los radiofísicos que lo consideren de interés solicitándolo a los autores de este trabajo.

Bibliografía

1. Bidmead M, Briot E, Burger J, Ferreira I, Grusell E, Kirisits C, et al. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. European guidelines for quality assurance in radiotherapy. EN: Jack Venselaar and José Pérez-Calatayud editores. ESTRO Booklet No. 8. 2004.
2. Daskalov GM, Loffler E, Williamson JF. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. Med Phys 1998;25:2200-8. Erratum. Med Phys 2000;27:1999.
3. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson W, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys 2004;31:633-74.

Tabla 2. Resumen de las diferencias encontradas en las verificaciones analizadas.

TIPO BT	Nº verificaciones estudiadas	Diferencias (%)	
		Media	Desviación típica
HDR	295	0,16	0,80
PDR	59	0,17	0,89
LDR	146	0,17	0,07
TOTAL	500	0,17	0,68