

Implementación, resultados y experiencia de una verificación independiente de tratamientos de braquiterapia basada en el estándar DICOM

Methodology, results and experience of independent brachytherapy plan verifications based on DICOM standard

Alejandro Ferrando Sánchez^{1*}, Eduardo Pardo Pérez², Juan Castro Novais², Miguel Ángel de la Casa de Julián³, Eduardo Cabello Murillo¹, Raul Díaz Fuentes¹, M^a Yolanda Molina López²

¹ Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario 12 de Octubre, Madrid.

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Quirón, Madrid.

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Rey Juan Carlos, Madrid.

Fecha de Recepción: 13/06/2012 - Fecha de Aceptación: 16/02/2013

El empleo en tratamientos de braquiterapia de un sistema de carga diferida con una fuente de alta tasa permite modular la distribución de dosis minimizando la exposición del personal implicado en el proceso. Realizar una verificación independiente de los datos exportados a la máquina de carga diferida es un requisito legal del RD1566/1998¹ (además de ser una recomendación ampliamente aceptada en la literatura internacional²). Se ha desarrollado una metodología para importar los datos del tratamiento en formato DICOM a archivos Excel®, habilitados para calcular dosis en puntos relativos a las posiciones de parada de la fuente. Se emplea el formalismo de los informes 51, 84 y 229 de la AAPM (TG-43)³⁻⁵, junto con ajustes analíticos de las funciones radial y de anisotropía de la fuente⁶⁻⁸.

Las implementaciones finales que presentamos permiten integrar bajo el mismo procedimiento, y de forma rápida, verificación independiente y hoja de tratamiento. Utilizar el estándar DICOM aporta, además de versatilidad, una mayor compatibilidad respecto a los sistemas de planificación utilizados.

Palabras clave: verificación independiente, braquiterapia, DICOM, dosimetría clínica, sistema de planificación.

The use of a high dose rate source together with an afterloading treatment delivery in brachytherapy plans allows for dose modulation minimizing dose to staff. An independent verification of the exported data to the treatment station is required by local regulations¹ (being also a widely accepted recommendation on the international literature²). We have developed a methodology under home brew code to import DICOM treatment data onto an Excel® spreadsheet that is able to calculate dose on given reference points using the TG-43 formalism of the AAPM³⁻⁵. It employs analytic fits of anisotropy factor and radial dose function for different sources⁶⁻⁸.

The end point implementations we present here allow merging in one step an independent verification and a treatment printout. The use of DICOM standard makes our code versatile and provides greater compatibility with respect to current treatment planning systems.

Key words: independent check, brachytherapy, DICOM, clinical dosimetry, treatment planning system.

Introducción

Los sistemas de planificación (SP) para braquiterapia han evolucionado enormemente durante los últimos años hasta convertirse en “cajas negras” para

el usuario. Por ello, se hace necesaria una verificación independiente individualizada de los datos exportados a la máquina de carga diferida siendo esto, además, un requisito legal desde el RD1566/1998¹. Verificar manualmente la dosis asociada a las posiciones y tiem-

* Correspondencia
Email: aferrando.hdoc@gmail.com

pos de parada de la fuente no es una opción práctica por su mayor complejidad y coste temporal.

El análisis formal de riesgos pone de manifiesto que es en la definición manual de parámetros donde se concentra el mayor número de errores en las aplicaciones de braquiterapia⁹. Por este motivo, una verificación individualizada de los tratamientos de alta tasa de dosis (HDR) debe incluir no sólo la dosis en determinados puntos representativos, sino también la elección de fuentes (modelo y actividad), la longitud de los catéteres, las posiciones, tiempos de parada y paso de la fuente...; dicha verificación independiente en la práctica clínica tiene que ser rápida y sencilla. Resulta útil, además, poder almacenar en un soporte informático de uso extendido y fácil manejo los datos mas representativos del tratamiento, para su futura revisión o análisis estadístico.

El formato DICOM* (Digital Imaging and Communication in Medicine) es un estándar que permite importar e interpretar planes de tratamiento de diferentes SP. Un fichero DICOM de planificación aporta datos del recorrido de la fuente radiactiva y dosis asociada, junto a datos demográficos del paciente y características de la fuente empleada en el cálculo, pudiendo ser incorporados a una hoja de tratamiento o a un medio independiente de registro con alto automatismo.

En este trabajo, se propone una metodología de verificación independiente alternativa en ciertos aspectos a la desarrollada por Carmona et al.¹⁰; satisface los requisitos exigidos con versatilidad y aporta mayor compatibilidad respecto al SP al estar basada en el estándar DICOM. Se realiza, además, un análisis estadístico de resultados con objeto de establecer niveles de acción aplicables a las técnicas de implante y SP empleados. El producto final son dos implementaciones informáticas que pueden ser adaptadas a las necesidades locales de cada centro.

Material y métodos

La metodología de verificación que se propone consta de dos etapas: importación del plan de tratamiento y cálculo independiente. Se elige como soporte informático la hoja de cálculo Excel® de Microsoft®, dada la posibilidad de automatizar tareas mediante grabación y programación de macros. Esta metodología ha sido implementada en dos centros con diferente SP y unidad de tratamiento (Oncentra® Brachy-microSelectron® HDR y Brachyvision™-VariSource™ iX). Las hojas de cálculo que se muestran permiten verificar y almacenar los datos de cada tratamiento. Para editar las soluciones finales que aquí presentamos basta con tener

conocimientos básicos de programación en Microsoft® Visual Basic® para aplicaciones.

Captura de datos desde el SP

Importar directamente el plan de tratamiento desde el SP a la hoja de cálculo es posible gracias a la estandarización DICOM. El estándar DICOM es el formato adoptado por común acuerdo de los fabricantes de equipos médicos (NEMA) para facilitar la transmisión y almacenamiento de datos médicos, en especial imágenes. El estándar DICOM es de dominio público. El SP genera para cada tratamiento un fichero en este formato, denominado RT-Plan (de extensión *rtpl*), donde se almacenan datos relativos al tratamiento radioterápico. La similitud del esquema de los ficheros RT-Plan para todos los SP que respeten dicho estándar DICOM hace posible la adaptación de esta metodología a cualquier SP. En braquiterapia el fichero RT-Plan contiene:

- Datos demográficos del paciente.
- Datos de las fuentes implicadas en el tratamiento (marca, modelo, TKRA).
- Posiciones espaciales y tiempos de parada de esas fuentes.
- Hora de cálculo.
- Puntos de referencia y sus dosis.

El fichero RT-Plan original puede resultar complejo de leer e interpretar. Su análisis requiere un profundo conocimiento del estándar¹¹. Existen para ello soluciones en internet en forma de programas o librerías compilables. La utilizada en este caso es la colección DCMTK-*DICOM Toolkit*© OFFIS e.V, del Instituto para la Tecnología de la Información alemán, y está escrita en los lenguajes de programación ANSI C y C++[†]. Entre los ejecutables que se pueden generar, se encuentra uno (*dcm2xml.exe*) cuya función es convertir ficheros DICOM a ficheros con extensión *xml*[‡]. Este ejecutable compilado puede emplearse directamente sin necesitar edición de código bajo el mismo sistema operativo. El resultado es que los bloques de datos DICOM son organizados en nodos bajo una estructura de árbol, facilitando su lectura. Se recomienda aquí realizar un examen previo del contenido de estos ficheros *xml* en busca de las peculiaridades del SP en su adecuación a DICOM o posibles cambios entre versiones de DCMTK.

El uso del formato *xml* es muy conveniente por estar concebido, desde su diseño, para el intercambio de datos

* Página web de DICOM como parte de NEMA: <http://medical.nema.org/>

† Página web sobre DICOM del Instituto para la Tecnología de la Información: <http://dicom.offis.de/dcmktk>, proveedores de las librerías DCMTK.

‡ Una información más detallada sobre XML (*eXtensible Markup Language*), metalenguaje de etiquetas, se encuentra en http://es.wikipedia.org/wiki/Extensible_Markup_Language.

respetando el modelo de objetos para la representación de documentos DOM (Document Object Model). Con estas herramientas, se ha programado una aplicación que permite escoger el fichero RT-Plan, convertirlo a *xml* y cargar los datos de este último sobre las celdas de una hoja Excel a través de consultas. Los elementos de datos, denominados nodos en *xml*, se localizan bien por su posición asignada o etiqueta –p. ej. “0010,0010”– bien por su atributo nombre –p. ej. “Patient Name”–. Estas asociaciones vienen definidas por el estándar DICOM.

Los SP utilizados así como las librerías DCMTK antes citadas en general respetan dicho estándar. Se han detectado, sin embargo, pequeños errores como, por ejemplo, que la librería DCMTK ha cambiado el valor de la etiqueta “0010,0010” de *Patientname* a *Patientsname* en las últimas versiones. También se han detectado diferencias entre SP. La versión 4.0 de Oncentra Brachy (Nucletron B.V., The Netherlands) exporta puntos de referencia y sus dosis, mientras que Brachyvision (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) en su versión 10.0.39 no incluye la dosis en dichos puntos, haciendo necesaria una introducción manual. El SP para implantes prostáticos de baja tasa Variseed v8.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) tampoco exporta la dosis, y cada semilla es tratada como una aplicación al igual que lo es cada catéter recorrido por una fuente de alta tasa, pero con una única parada de la fuente radiactiva por un tiempo muy superior a su vida media. Estos detalles son esperables cuando se habla de un estándar tan amplio y flexible con el propósito de abarcar a la mayoría de fabricantes de equipamiento médico.

La selección de datos procedentes del SP y transferidos a la unidad de tratamiento que se pueden verificar es configurable pero, atendiendo a recomendaciones publicadas^{9,12}, debería incluir: identificación del paciente, dosis de prescripción y calculada, localización de prescripción, parámetros de la fuente (modelo, actividad y fecha de calibración), longitud de catéteres y canales de salida, tamaño de paso de la fuente, posiciones y tiempos de parada en cada catéter, tiempo total y fecha de tratamiento. Dado el árbol de procesos del tratamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis diseñado por Thomadsen et al.⁹, estos datos abarcan más del 70% de las divisiones menores en donde quedan localizados los errores que han sido comunicados. La mayor componente del porcentaje restante corresponde a eventos acaecidos en la fase de administración del tratamiento, con intervención humana.

La comprobación de parámetros que empleamos es binaria: coincidencia del contenido de los bloques de datos o no, utilizando símbolos (“OK” o vistos) o códigos de colores para agilizar su lectura (relleno de celda o color de letra verde en caso de coincidencia; rojo, si el valor prescrito y el dato correspondiente DICOM

discrepan). Desde el punto de vista del riesgo y bajo un análisis modal de fallos y efectos, esto contribuye a reducir el nivel de detección de errores, D , a su rango inferior ($D \subset [1,10]$, representando el 1 la no detección en menos del 0.01% de las veces). Así el número de prioridad del riesgo definido como $RPN=S*O*D$, siendo S el nivel de severidad ($S \subset [1,10]$) y O el nivel de incidencia ($O \subset [1,10]$), se ve reducido a valores inferiores a 125, límite usado en el ámbito industrial para priorizar el control de calidad. De esta forma consideramos que se alcanza un nivel aceptable de seguridad. Cuantificar límites de priorización en el ámbito médico y en particular, en radioterapia, de cara a optimizar los programas de garantía de calidad, será parte de las conclusiones del grupo de trabajo 100 de la AAPM actualmente en curso¹³ (TG-100).

Cálculo independiente de dosis

La dosis se calcula en los puntos espaciales importados del SP o introducidos manualmente en la hoja de cálculo.

Para el cálculo, se usa el formalismo definido por el TG-43 de la AAPM³⁻⁵, que emplea tres funciones para modelar la distribución espacial de dosis: función radial $g(r)$, función de anisotropía $F(r,\theta)$ y función geométrica $G(r,\theta)$. Estas funciones se encuentran tabuladas¹⁴⁻¹⁶ para las distintas fuentes existentes en el mercado. Actualmente, para obtener estas tablas se utilizan cálculos Montecarlo sobre maniqués con una geometría que puede variar según la publicación. La fuente Nucletron HDR-v2 modelada en el SP Oncentra Brachy, por ejemplo, utiliza las tablas presentadas por Daskalov et al.^{15,16}, obtenidas mediante simulaciones en un maniquí esférico de 15 cm de radio mientras que Almansa et al.¹⁷ caracteriza la fuente utilizando un maniquí semi-infinito de 1 m de radio. Las funciones radiales, bajo el mismo formalismo del TG-43³⁻⁵, empiezan a diferir a partir de $r=5$ cm, con discrepancias superiores al 10% a distancias de 10 o más centímetros, conforme la falta de retrodispersión aumenta. Para la fuente VariSource VS2000, los datos de Angelopoulos et al.¹⁴ están obtenidos sobre un maniquí esférico de 15 cm de radio.

Se han elegido los ajustes analíticos de las funciones radial y de anisotropía realizados por Liso et al.⁶⁻⁸ para el cálculo independiente de dosis ya que comparten los mismos datos de origen que los empleados para modelar los SP objeto de verificación; se fundamentan, por tanto, en un maniquí esférico de 15 cm de radio y densidad agua. Tienen, además, dos ventajas fundamentales: la primera, que no es necesario realizar una interpolación de los datos de las tablas del TG-43; y la segunda, que modelar una nueva fuente es un proceso rápido y sencillo, basta con introducir sus parámetros

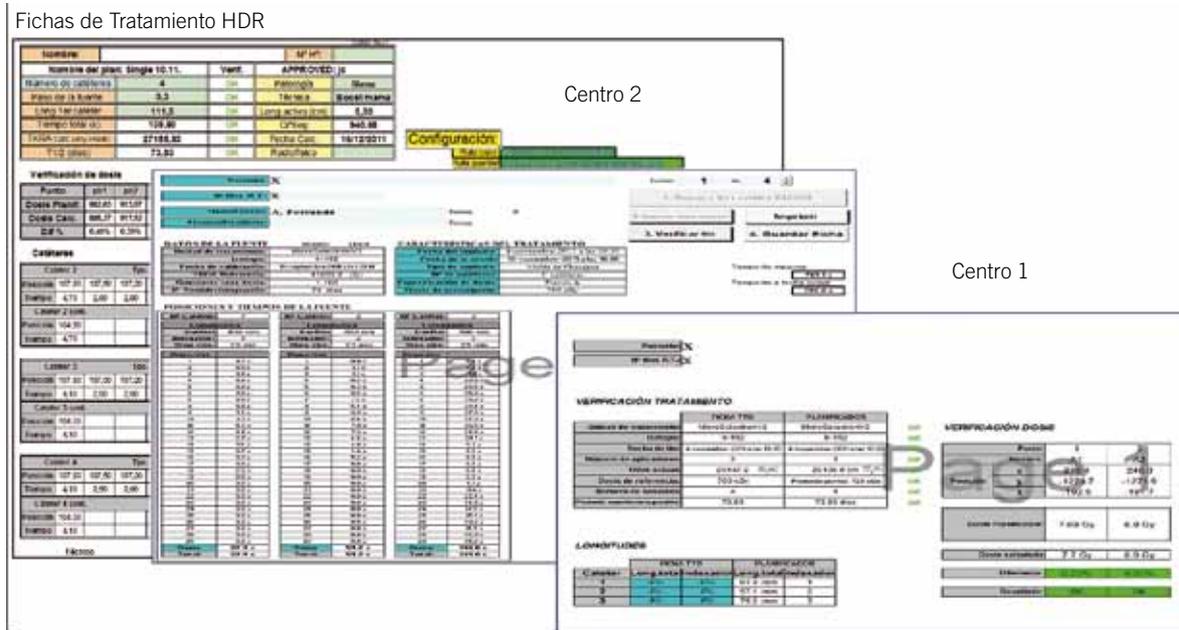


Fig. 1. Implementaciones finales de las fichas de verificación y registro de tratamientos en los centros 1 y 2.

en el programa[§]. El ajuste de estas funciones muestra un gran acuerdo con los valores tabulados introducidos en el planificador (salvo puntos axiales respecto a la geometría de la fuente, donde la discrepancia puede llegar a un 10%⁶⁻⁸).

En la función de anisotropía hemos de tener en cuenta la orientación de la fuente. El SP proporciona la posición de ésta, pero no su vector director por lo que, para su cálculo, se emplea el método usado por Lachaine et al.¹⁸. Este método consiste en identificar el vector director de la fuente en la posición de parada n -ésima con el de la recta definida por las posiciones de parada $n-1$ o $n+1$. Cuando el catéter tenga una sola posición de parada, como puede ser en tratamientos con el aplicador Mammosite, se toma por defecto el vector director del eje longitudinal del sistema de coordenadas tomográfico (eje Y).

Se realiza el cálculo de dosis para los tiempos y posiciones de parada de la fuente en cada catéter y la dosis final es la suma de todas las contribuciones.

Resultados y discusión

Se ha implementado esta metodología de importación y verificación de datos en dos diseños de ficha de tratamiento, cada uno adaptado a las necesidades de nuestros centros (véase la fig. 1). Esta ficha, análoga a las empleadas en radioterapia externa, ofrece un resu-

men de los parámetros más relevantes del tratamiento: identificación del paciente, número de aplicadores, longitud de los mismos, paso de la fuente, modelo y actividad de la fuente,... extraídos del fichero DICOM que se envía a la unidad de alta tasa para poder ser comparados con los prescritos según propósito.

Dicha ficha puede almacenarse para conformar un registro de todos los parámetros relevantes del tratamiento para una futura consulta o estudio estadístico (como el que aquí presentamos).

El proceso total de verificación (la exportación e importación del archivo DICOM *rtp*, relleno independiente de los datos del tratamiento según la hoja de prescripción médica y comprobación de parámetros y dosis) se ejecuta en un tiempo inferior a 3 minutos, posibilitando su uso incluso en aplicaciones intraoperatorias.

Esta herramienta permite así reorientar y reforzar las pruebas de control de calidad sobre aquellos procesos en donde el componente humano juega un factor importante (p. ej. la correcta definición de los volúmenes de tratamiento, y la identificación de los catéteres en el paciente).

Es una recomendación aceptada que las verificaciones independientes sean realizadas por una persona ajena a la planificación del tratamiento¹². En este sentido, la familiaridad de las hojas Excel y la simplicidad en el proceso de exportado, importación y verificación, posibilita que las implementaciones presentadas puedan ser realizadas por personal no necesariamente facultativo, en base a los parámetros del tratamiento contenidos en la hoja de prescripción.

En lo referente a la verificación del cálculo de dosis, ésta dependerá del algoritmo utilizado, en nuestro caso,

[§] Se emplearon parámetros corregidos de la función radial para la fuente Nuclotron HDR-v2, tras correspondencia con los autores.

formalismo del TG43 con ajustes analíticos de las funciones anisotropía y radial. Como se ha comentado en el apartado de metodología, pueden implementarse directamente interpolaciones sobre las tablas de dicho formalismo o utilizar otro método de cálculo independiente pero, en cualquier caso, es conveniente para la evaluación de resultados conocer antes las peculiaridades y limitaciones tanto del SP como del método de cálculo elegido.

Hay que tener en cuenta que, lo que verificamos de forma paralela, es el cálculo realizado por el SP a la hora de obtener una estimación aproximada de la dosis en puntos espaciales. Una comparación de ésta con dosis más cercana a la real, y en ausencia de un SP o cálculo independiente basado en simulaciones de Monte Carlo sobre el paciente, debería emplear datos para la fuente que la modelaran bajo una geometría de maniquí lo más similar a las características de la zona del implante. El modelo de ajustes analíticos de Liso et al.⁶⁻⁸ en nuestro caso comparte esta limitación. No pretende ser un cálculo exacto ni tampoco asegurar una estimación real de dosis a distancias superiores a 5 cm. Además, los SP empleados no corrigen por heterogeneidad ni consideran los límites externos del paciente.

Hay que conocer también el método de cálculo que emplea el SP de cara a otras posibles particularidades: extrapolaciones, interpolaciones o cálculos truncados a partir de una determinada región. En la fig. 2 se presenta un plano de las diferencias porcentuales entre la dosis obtenida por el SP Oncentra Brachy y la dosis obtenida mediante métodos Montecarlo según las coordenadas de las tablas *along-and-away* presentadas por Daskalov et al.^{14,15}. Un estudio más detallado de las diferencias existentes la realizan en Sendón del Río et al.¹⁹. Este SP utiliza interpolación lineal para valores internos de las tablas del TG-43, extrapolación lineal a los dos valores más cercanos para calcular $F(0,\theta)$,

y un valor constante $F(r,\theta)=F(5,\theta)$ si $r \geq 5$ cm (este valor es de 15 cm para Brachyvision). Es sobre todo en zonas alejadas y próximas al eje donde se registran las mayores discrepancias (existe un mayor gradiente en la función de anisotropía), llegando a superar el 6%.

Se ha considerado necesario y útil, además, comparar los resultados de los ajustes analíticos siguiendo el método de Liso et al.⁶⁻⁸ con los del SP, para disponer así de una guía a la hora de valorar discrepancias significativas en la verificación independiente (véanse las fig. 3 y 4). Existen áreas donde la diferencia llega a superar ampliamente el 5% (el estudio detallado de estas discrepancias es objeto de un futuro trabajo). Éstas suelen coincidir con regiones alejadas de las fuentes, zonas de bajas dosis que

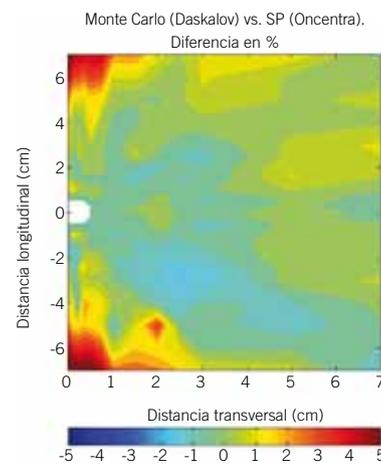


Fig. 2. Plano de diferencias porcentuales de la tabla *away-and-along* de Daskalov et al. y la dosis calculada por el SP Oncentra® Brachy para las mismas coordenadas espaciales.

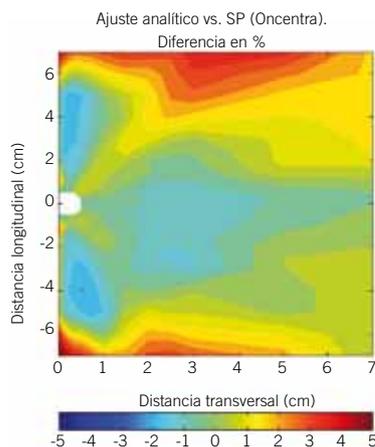


Fig. 3. Plano de diferencias porcentuales de los ajustes de Liso et al. y la dosis calculada por el SP Oncentra® Brachy para las mismas coordenadas espaciales.

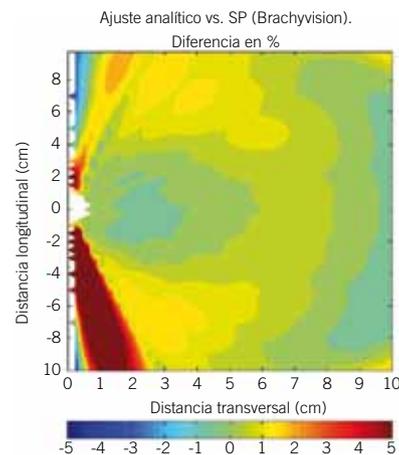


Fig. 4. Plano de diferencias porcentuales de los ajustes de Liso et al. y la dosis calculada por el SP Brachyvision™ para las mismas coordenadas espaciales.

es, como hemos visto, donde el SP suele truncar la función de anisotropía; y regiones próximas al eje de la fuente, de alto gradiente de dosis, donde las interpolaciones del SP pueden diferir de los datos fuente introducidos en el proceso de modelado. A la vista de estos resultados no se recomienda planificar tratamientos en base a puntos de prescripción localizados en zonas de alto gradiente o muy alejadas de la fuente sin una inspección de las isodosis en el resto de regiones. Se desaconseja también el uso del SP para estimar dosis con exactitud en órganos alejados de la zona de tratamiento.

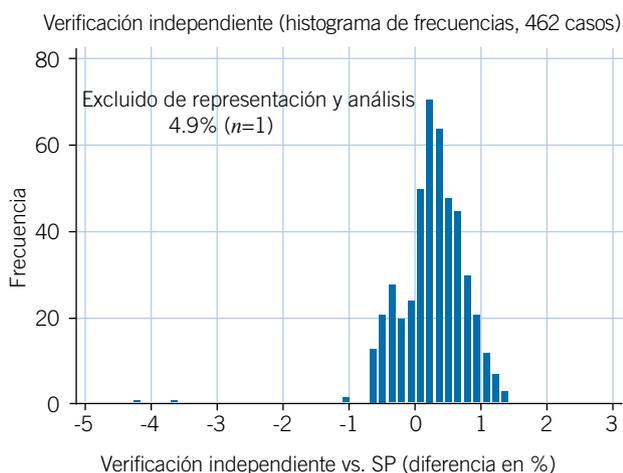


Fig. 5. Histograma de frecuencias de las diferencias entre el cálculo independiente y el cálculo del SP en el centro 1.

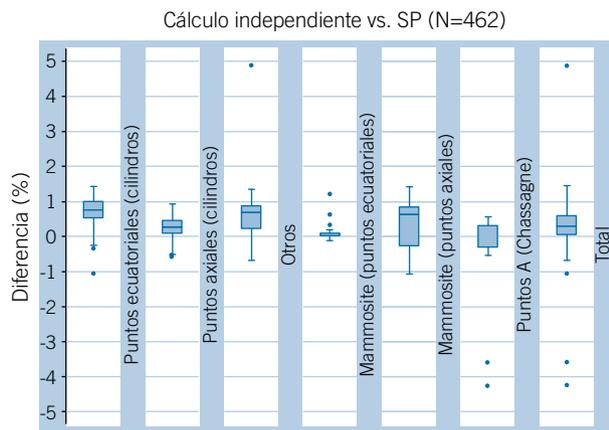


Fig. 6. Diagrama de “cajas y bigotes” de las diferencias entre el cálculo independiente y el cálculo del SP en el centro 1. El total de 462 puntos verificados (caja de la derecha) se desglosa por situación relativa de éstos respecto a las posiciones de parada de la fuente (resto de cajas). La línea horizontal media de cada caja representa la mediana, y los extremos superior e inferior, los percentiles 75% y 25% respectivamente. Los puntos aislados son registros atípicos más allá de 1.5 veces el intervalo intercuartil respecto al primer y tercer cuartil.

Hechas estas consideraciones, la recopilación y estadística de las diferencias de dosis del SP vs. verificación independiente para puntos de interés clínico se muestra en las fig. 5 y 6 en forma de diagrama de caja e histograma respectivamente para el SP Oncentra y equipo de alta tasa microSelectron HDR; y en la fig. 7, para el SP Brachyvision y equipo de alta tasa VariSource iX. Se han verificado 462 y 1007 puntos, respectivamente de diferentes tratamientos de braquiterapia (104 y 172 pacientes). Los histogramas muestran unas diferencias inferiores al 1% para más del 90 % de los puntos calculados. Puede descartarse que la distribución de probabilidad subyacente sea gaussiana para ambas muestras, pues se rechaza con significación estadística la hipótesis de normalidad del test de Shaphiro-Wilks ($p < 0.0001$). Esto es debido, principalmente, al tipo de aplicaciones braquiterápicas empleadas en cada centro donde, por procedimiento, se obedece a determinados criterios a la hora de elegir puntos de prescripción y/o verificación. El histograma de la fig. 5 recopila verificaciones de técnicas que incluyen: cilindros vaginales, moldes de Chassagne, moldes dermatológicos, aplicaciones Mammosite; mientras que el histograma de la fig. 7, con una mayor

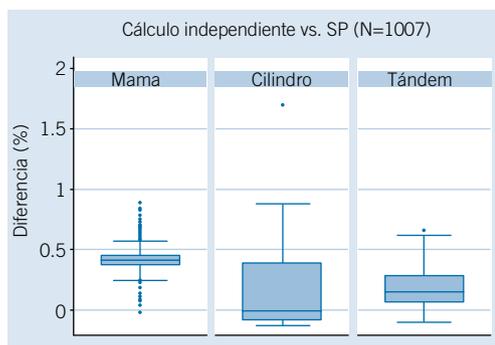
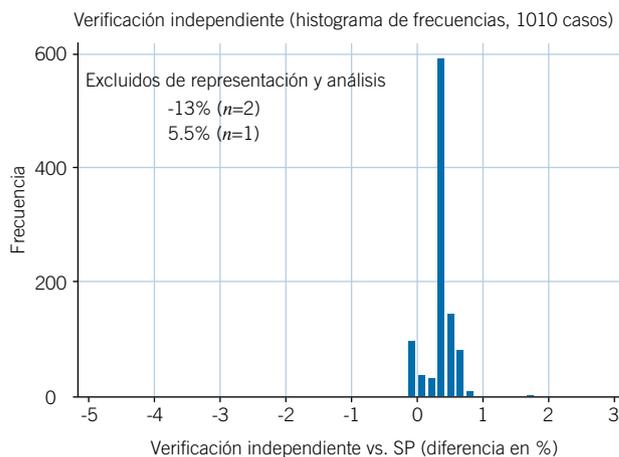


Fig. 7. Histograma de frecuencias y diagrama de cajas y bigotes de las diferencias entre el cálculo independiente y el cálculo del SP en el centro 2.

heterogeneidad de barras de frecuencias, es resultado de recopilar puntos de verificación pertenecientes a tres tipos de técnicas: sobreimpresión de mama, cilindros vaginales y Fletcher.

En promedio, las desviaciones existentes entre el cálculo independiente y el SP son de 0.3% ($s=0.6\%$) para los ajustes analíticos del modelo de fuente Nucletron HDR-v2 vs. SP Oncentra, y de 0.37% ($s=0.19\%$) para los ajustes del modelo VariSource VS2000 vs. SP Brachyvision. Estos resultados concuerdan con los publicados^{10,18}, superando ampliamente el criterio de mínimos establecido en la publicación de Bidmead et al.¹² (20%). Asimismo, verificar puntos espaciales a elección del usuario con el cálculo independiente de dosis empleado permite detectar desviaciones inferiores a las obtenidas por métodos basados en el cálculo de dosis absorbida a una distancia suficientemente alejada del implante (5-10%)¹².

Por otro lado, desglosar los resultados por técnicas (véanse las fig. 6 y 7) pone de manifiesto que la dispersión en las desviaciones porcentuales aumenta a medida que verificamos dosis en puntos próximos a las fuentes y de situación axial respecto a alguno de los catéteres (p. ej. puntos axiales en los Mammosites en comparación con los ecuatoriales o puntos A del sistema de Manchester empleado en moldes de Chassagne). Valores mayores a un 3% pertenecen, en su mayoría, a puntos cercanos al eje de las fuentes.

Puede establecerse el criterio práctico de aceptar toda desviación inferior a un determinado tanto por ciento (p. ej. $\pm 2\%$, tras adaptar a braquiterapia la tolerancia establecida en el RD1566/1998¹ para verificación de tiempos en el tratamiento radioterápico), o bien niveles de acción por patologías en base a una estadística de resultados; sobrepasar estos niveles de acción requerirá una inspección que explique tal desviación. Se propone tomar como límites de nivel de acción los usuales a la hora de catalogar valores extremos en diagramas de "cajas y bigotes", es decir, $L_{sup} = Q_3 + 3 * RIQ$ y $L_{inf} = Q_1 - 3 * RIQ$, donde Q_1 y Q_3 son el primer y tercer cuartil y RIQ el rango intercuartilico ($RIQ = Q_3 - Q_1$). En ambos centros, este criterio es rebasado por menos de un 3% de los puntos verificados (respecto al número total de verificaciones: 6/462 y 27/1007). Si las distribuciones subyacentes fueran normales, tomar este criterio como nivel de acción estadísticamente hubiera excluido un $2.3 \cdot 10^{-4}\%$ de los datos. Es razonable rechazar tal hipótesis de normalidad. Dado el análisis no paramétrico empleado y si se establecen los niveles de acción propuestos, subclasificando por tipo de implante o bien considerando la totalidad de verificaciones, la amplitud del intervalo resultante en cualquier caso es inferior al 5%, cumpliendo satisfactoriamente con las recomendaciones.

Por simplicidad, los dos modelos de verificación independiente se presentan para su uso con un

nivel de acción inicial establecido en $\pm 2.5\%$ (semiamplitud del intervalo anterior); su objetivo básico principal es detectar posibles errores en la planificación del tratamiento que tuvieran una repercusión final relevante en el cálculo de dosis. Su uso no exime de realizar los adecuados controles de calidad del SP y equipamiento que aseguren la corrección y reproducibilidad de los parámetros que éstos manejan.

Conclusiones

Presentamos una herramienta simple y versátil de verificación de tratamientos en braquiterapia HDR, basada en una hoja de cálculo y que incluye la importación directa de los datos relevantes del tratamiento a través del fichero DICOM RT-plan generado por el SP. Su adaptación a otros modelos de fuente o sistemas de planificación es casi inmediata al basarse en el estándar DICOM. Unificamos hoja de tratamiento y verificación independiente en un sólo archivo que puede ser objeto de mejora para incluir modelos de cálculo alternativos y otras fuentes de alta, media e incluso baja tasa (implantes prostáticos) de dosis.

Estas herramientas no sólo ofrecen un método rápido para la verificación de tratamientos de braquiterapia sino que también permiten profundizar en el análisis de riesgos y niveles de acción con el registro y estadística de los datos. Están a disposición de los lectores sin ninguna restricción, más allá del respeto a su autoría.

Bibliografía

1. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE 206,1998;29383-94.
2. Nath R, Anderson L, Meli J, Olch A, Stitt J, Williamson J. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. Med Phys 1997;24:1557-98.
3. Nath R, Anderson L, Luxton G, Weaver K, Williamson J, Meigooni A. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. Med Phys 1995; 22:209-34.
4. Rivard M, Coursey B, DeWerd L, Hanson W, Huq M, Ibbott G et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys 2004;31:633-74.
5. Pérez-Calatayud J, Ballester F, Das R, Dewerd L, Ibbott G, Meigooni A et al. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of the AAPM and ESTRO. Med Phys 2012;39:2904-29.
6. Lliso F, Pérez-Calatayud J, Carmona V, Ballester F, Lluch JL, Serrano MA et al. Fitted dosimetric parameters of high dose-rate ¹⁹²Ir sources according to the AAPM TG43 formalism. Med Phys 2001;28:654-60.

7. Lliso F, Pérez-Calatayud J, Carmona V, Ballester F, Lluch JL, Serrano MA et al. Erratum: Fitted dosimetric parameters of high dose-rate ^{192}Ir sources according to the AAPM TG43 formalism. *Med Phys* 2001;28:1964.
8. Lliso F, Pérez-Calatayud J, Carmona V, Ballester F, Puchades V, Granero D. Fitted dosimetric parameters of high dose-rate ^{192}Ir sources according to the AAPM TG43 formalism. *Med Phys* 2003;30:651-4.
9. Thomadsen B, Lin S, Laemmrich P, Waller T, Cheng A, Caldwell B et al. Analysis of treatment delivery errors in brachytherapy using formal risk analysis techniques. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;57:1492-508.
10. Carmona V, Pérez-Calatayud J, Lliso F, Richart J, Ballester F, Pujades-Claumarchirant MC et al. Confección de un programa para la verificación independiente de los cálculos de los sistemas de planificación en braquiterapia. *Rev Fis Med* 2010;11:55-9.
11. Riddle W, Pickens D. Extracting data from a DICOM file. *Med Phys* 2005:1537-41.
12. Bidmead M, Briot E, Burger J, Ferreira I, Grusell E, Kirisits C, et al. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. ESTRO Booklet No. 8. Edited by: Jack Venselaar and José Pérez-Calatayud, 1ed, Bruselas;2004.
13. Huq S, Fraass B, Dunscombe P, Gibbons J, Ibbott G, Medin P et al. A method for evaluating quality assurance needs in radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:S170-3.
14. Angelopoulos A, Baras P, Sakelliou L, Karaiskos P, Sandilos P. Monte Carlo dosimetry of a new ^{192}Ir high dose rate brachytherapy source. *Med Phys* 2000;27:2521-7.
15. Daskalov G, Löffler E, Williamson J. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. *Med Phys* 1998;25:2200-8.
16. Daskalov G, Löffler E, Williamson J. Erratum: Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. *Med Phys* 2000;27:1999.
17. Almansa JF, Torres, Guerrero R. Dosimetría Monte Carlo de las fuentes de ^{192}Ir de uso más común en braquiterapia de alta tasa de dosis. *Rev Fis Med* 2011;12:159-68.
18. Lachaine M, Gorman J, Palisca M. A fast, independent dose check of HDR plans. *J Appl Clin Med Phys* 2003;4:149-55.
19. Sendón JR, González C, García R, Jiménez R, López MA. Notas sobre la implementación del formalismo TG-43 en braquiterapia de alta tasa. *Rev Fis Med* 2011;12(Supl.):329. Resúmenes II Congreso Conjunto SEFM-SEPR.