

# Validación de un sistema de control de calidad pre-tratamiento 3D en técnicas volumétricas basado en matrices bidimensionales de detectores

## Commissioning of a 3D pretreatment quality-assurance system in volumetric techniques based in 2D detector arrays

Francisco Clemente Gutiérrez, Consuelo Pérez Vara

Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla".

Fecha de Recepción: 20/10/2013 - Fecha de Aceptación: 02/07/2014

La experiencia actual en el control de calidad pre-tratamiento en las técnicas de intensidad modulada apunta a un cambio de paradigma orientado a métricas basadas en parámetros de relevancia clínica. El presente estudio recoge la implantación de un sistema de verificación para tratamientos volumétricos basado en matrices bidimensionales de cámaras de ionización que cumple con la hipótesis inicial, posibilitando el cálculo y reconstrucción de dosis sobre la anatomía del paciente a partir de las medidas tomadas durante el proceso de verificación. Se han comparado los valores de referencia de nuestra unidad de tratamiento con los extraídos por tal sistema: dosis absoluta, factores de campo y distribuciones relativas de dosis. Se han generado planes de prueba sencillos que son evaluados en base a parámetros dosis-volumen y comparaciones con medidas efectuadas con cámara de ionización. Por último el sistema se ha aplicado a la verificación de 12 casos clínicos reales, comparando las medidas con cámara de ionización, distribuciones planares de dosis propias del control de calidad individualizado habitual, parámetros dosis-volumen adecuados a cada localización anatómica y análisis gamma tridimensional. Los resultados ponen de manifiesto la potencial ventaja que ofrecen estos sistemas frente a aquéllos basados en las métricas habituales.

**Palabras clave:** VMAT, control de calidad individualizado, matriz bidimensional de cámaras de ionización, análisis gamma tridimensional.

The present experience about intensity-modulated radiation therapy pre-treatment QA points to a paradigm shift oriented to metrics based in clinically relevant parameters. This work shows the commissioning of a QA system used in the verification of volumetric treatments based in 2D ion chamber arrays. This system accomplishes with the initial hypothesis making the dose calculation and reconstruction in actual patient anatomy possible from measurements taken during the verification process. Beam reference parameters are compared with those obtained with the system: absolute dose, output factors and relative dose distributions. Simple test cases are evaluated comparing dose-volume parameters and ion chamber-based measurements. Finally the system is applied to the verification of 12 actual clinical test cases, comparing ion chamber measurements, usual planar dose distributions analysis, dose-volume parameters from each anatomic site and 3D gamma tests. Results make the potential advantage of these systems clear compared with those based in traditional metrics.

**Key words:** VMAT, patient-specific QA, 2D ion chamber array, 3D gamma analysis.

### Introducción

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) permite obtener distribuciones de dosis absorbida (dosis en adelante) con un alto nivel de conformación,<sup>1</sup> habitualmente mayor que el permitido por las técnicas

tradicionales. Las capacidades rotacionales de los aceleradores convencionales se han visto incrementadas en los últimos años, incorporando la posibilidad de administrar tratamientos dinámicos con velocidad de giro de gantry y tasa de dosis variables. Estas posibilidades, unidas a las cualidades de los nuevos colima-

\* Correspondencia  
Email: pclementegutierrez@gmail.com

dores multilámina (MLC), han permitido el desarrollo de la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT).<sup>2,3</sup> La complejidad de los tratamientos modulados justifica la necesidad de un control de calidad individualizado de los mismos,<sup>4</sup> que permita verificar la habilidad del sistema de planificación (TPS) para calcular la dosis sobre el paciente y comprobar la capacidad del conjunto red de registro y verificación/accelerador para impartir correctamente los tratamientos. El método usual para el control de calidad individualizado consiste en medir dosis sobre maniqués/detectores de geometrías regulares y comparar el resultado con el cálculo realizado por el TPS en las mismas condiciones.<sup>4,5</sup> En particular, suelen tomarse medidas de distribuciones de dosis en uno o varios planos, bien con sistemas de imagen portal, películas (radiográficas/radiocrómicas) o con matrices bidimensionales de detectores independientes de la unidad de tratamiento.<sup>6</sup> El desarrollo de las técnicas rotacionales y volumétricas ha incorporado a este conjunto detectores desarrollados explícitamente para la mismas.<sup>7,8</sup> Existen multitud de estudios que presentan tolerancias y niveles de acción en la verificación de tratamientos de IMRT<sup>5,9-13</sup> mediante alguno de estos métodos. La comparación de distribuciones de dosis suele implicar análisis basados en el índice gamma,<sup>14</sup> siendo las condiciones más habituales  $\Delta D = 3\%$  en dosis y  $\Delta d = 3$  mm en distancia.<sup>6,11</sup> La presente experiencia clínica en el control de calidad y administración de tratamientos de IMRT a nivel global, sin embargo, no responde a una cuestión fundamental. No ha sido demostrada la correlación entre la concordancia/discrepancia en las comparaciones de dosis descritas previamente y la correcta/incorrecta administración del tratamiento de IMRT; dicho de otra manera, la implicación que poseen las técnicas habituales de control de calidad individualizado a la hora de predecir errores dosimétricos clínicamente relevantes sobre el paciente no está establecida.<sup>15,16</sup> Pueden plantearse situaciones donde no se alcancen los criterios exigidos, por ejemplo, en un análisis gamma, pero el impacto clínico de dicha situación es despreciable (“falsos positivos”); y situaciones inversas donde, cumpliéndose los criterios de un análisis gamma, existen errores clínicamente relevantes en la dosis depositada sobre el paciente (“falsos negativos”). Se hace necesario, por tanto, enlazar y correlacionar adecuadamente los resultados de las medidas y análisis realizados en el control de calidad individualizado a paciente en IMRT con el impacto de posibles errores durante la administración real de los tratamientos, en base al empleo de nuevas métricas. Tales métricas deben poseer relevancia clínica. De esta forma se consigue dotar de capacidad predictiva real al control de calidad pre-tratamiento. El sustrato en el que deben asentarse dichas métricas debe ser la estimación de la dosis al paciente partiendo de las medidas propias del control de calidad. Si a partir

de las medidas es posible reconstruir la dosis sobre el CT del paciente, pueden extraerse parámetros clínicamente relevantes, como pueden ser histogramas dosis-volumen (HDV). Recientemente han surgido sistemas que permiten estimar errores en la administración de dosis a paciente basándose en medidas tomadas con detectores empleados en el control de calidad habitual de tratamientos de IMRT.<sup>17,18</sup> Estos sistemas permiten fijar criterios de aceptación de tratamientos de IMRT a partir de métricas basadas en HDV. El empleo de este tipo de soluciones se hace aún más necesario, si cabe, en la verificación de la técnica VMAT, donde la relación y sincronización entre todos los parámetros variables durante el tratamiento eleva la complejidad en la administración del mismo frente a la IMRT tradicional. El empleo de matrices bidimensionales de cámaras de ionización resulta adecuado para el control de calidad individualizado de tratamientos de VMAT si su uso se ve complementado de aditamentos que permitan extraer la mayor cantidad de información posible acerca de la dinámica del tratamiento.<sup>19</sup> El presente estudio recoge el *commissioning* y puesta en marcha de un software (Compass, IBA Dosimetry) que, basado en el mismo tipo de detectores, emplea métricas basadas en HDV y distribuciones de dosis reconstruidas sobre la anatomía del paciente para el control de calidad individualizado de tratamientos de VMAT.

## Material y métodos

### Unidad de tratamiento y sistema de planificación

Los tratamientos de VMAT son impartidos en nuestro centro con una unidad Synergy (Elekta) monoenergética (6 MV). Los planes de tratamiento son generados con Monaco 3.1 (Elekta). La técnica VMAT se aplica al tratamiento de próstata y cabeza cuello (ORL) en mayor medida. Otras patologías complejas en situaciones individuales también son susceptibles de la aplicación de la técnica: tumores gástricos, de esófago, sarcomas o metástasis únicas en localizaciones comprometidas (susceptibles de técnicas de radioterapia estereotáxica extracaneal) pueden estar entre ellas.

### Descripción del sistema Compass

Compass (v. 2.0.7.0) consta de dos elementos bien diferenciados. Una primera parte del conjunto está constituida por el equipo detector. El segundo bloque lo constituye el software de cálculo, reconstrucción y análisis de dosis. La idea de partida del sistema es reconstruir la dosis sobre el CT del paciente a partir de las medidas tomadas con el detector asociado. Proporciona además un motor de cálculo independiente que permite una verificación redundante del

tratamiento generado con el TPS. A continuación se describen pormenorizadamente cada uno de los elementos que intervienen en el proceso, así como el flujo de trabajo seguido para la reconstrucción de la dosis.

### Equipo detector

El sistema de detección empleado consiste en una matriz bidimensional de cámaras de ionización (MatriXX Evolution, IBA Dosimetry). Consta de 1020 cámaras de ionización de  $0.08 \text{ cm}^3$  que cubren un área activa de  $24.4 \text{ cm} \times 24.4 \text{ cm}$  (separación de  $7.619 \text{ mm}$  entre ellas). La versatilidad de este equipo ya es conocida, tanto para su empleo en el control de calidad de las unidades de tratamiento, como en la verificación de tratamientos de IMRT y VMAT.<sup>19-22</sup> Como elemento detector dentro del sistema Compass, debe acoplarse al cabezal de la unidad de tratamiento con la ayuda de un aditamento especial que permite el giro solidario del equipo con el brazo del acelerador. El aditamento permite situar un espesor de equilibrio sobre la matriz; en nuestro caso empleamos  $2.5 \text{ cm}$  de plexiglás. Con este montaje (véase la fig. 1), la distancia fuente-detector es de  $100 \text{ cm}$ .

Para la posterior reconstrucción, es necesario asociar la fluencia recogida por el equipo con el ángulo

al que ha sido detectada. Para ello, se dispone de un sensor (véase la fig. 1) que se acopla al brazo de la unidad de tratamiento, pudiendo recoger la información angular de cada medida y estableciendo la correspondiente asociación vía software. El sensor posee una tolerancia de  $\pm 0.6^\circ$ , y debe ser calibrado previamente por el usuario.

### Software de cálculo, reconstrucción y análisis de dosis

El software Compass se asemeja en su concepción a un sistema de planificación. Presenta dos funcionalidades centrales. Por un lado, proporciona un motor de cálculo independiente para la verificación de los tratamientos generados por el TPS, lo que permite cumplir con las exigencias del RD 1566/1998 en lo referido a la comprobación redundante del cálculo de UM aplicado particularmente a la técnica VMAT. De otra parte permite, como se viene afirmando, la reconstrucción de dosis sobre la anatomía del paciente a partir de la respuesta medida con el detector. Ambas posibilidades parten del modelado del haz de radiación a partir de parámetros fundamentales del mismo: espectro energético de fotones y electrones, variación lateral de la calidad del haz, factores de campo, parámetros de la fuente, efecto *tongue & groove*,... El modelado del haz requiere medidas habituales asociadas a la implementación de un sistema de planificación: distribuciones relativas de dosis (perfiles y rendimientos de dosis en profundidad, PDDs), factores de campo y valores de dosis absoluta. El sistema permite generar, a partir de las medidas tomadas sobre nuestra unidad de tratamiento, datos dosimétricos basados en los distintos parámetros del modelo. Ajustando éstos seremos capaces de simular adecuadamente nuestra unidad de tratamiento. Este modelo se enlaza con un motor de cálculo que emplea un algoritmo de tipo convolución/superposición *collapsed cone*<sup>23,24</sup> para el cálculo de dosis sobre el CT del paciente. En un primer paso se calcula la distribución de energía total liberada por unidad de masa (*terma*), que luego se convoluciona con los núcleos puntuales de deposición de energía para el cálculo de dosis.

El dispositivo MatriXX requiere también de un *commissioning* dentro del software. El *commissioning* se inicia tomando una medida de fondo y una pre-irradiación con un campo que cubra toda la sección de detección. El primer parámetro puede ser variado por el usuario, tomando en nuestro caso una medida de fondo durante  $20 \text{ s}$ . El sistema posee una rutina que comprueba la estabilidad en la señal de las cámaras; cuando ésta es estable y uniforme, la pre-irradiación es satisfactoria. La dosis necesaria para alcanzar esta situación debe ser  $5 \text{ Gy}$  o superior; con el montaje descrito del detector, y empleando la tasa máxima de nuestra unidad de tratamiento ( $600 \text{ UM/min}$ ) el tiempo



**Fig. 1.** En la parte superior se observa el detector MatriXX Evolution acoplado al cabezal de la unidad de tratamiento. En la parte inferior, a la izquierda, se muestra un detalle del detector dispuesto con el espesor de equilibrio empleado en la rutina de medida. A la derecha se observa el sensor empleado para referenciar la información angular.

requerido para la pre-irradiación es inferior al minuto. El siguiente paso consiste en la adquisición de tres campos regulares, de  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$ , y  $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ . El fin de estas adquisiciones es comprobar la rotación y posibles desplazamientos laterales y longitudinales del detector; el software posee los correspondientes módulos para tal comprobación. A partir de las adquisiciones anteriores, comparando el centro nominal del detector con el derivado de las medidas, propone los desplazamientos y correcciones angulares necesarios para posicionar adecuadamente el sistema. Las tolerancias tomadas para estos parámetros son  $0.5^\circ$  y  $0.5 \text{ mm}$ . Las correcciones se efectúan manipulando el aditamento que porta el detector: a partir de las tuercas que fijan el detector al cabezal de la unidad para las angulares, y con los correspondientes tornillos micrométricos para los desplazamientos. Es importante la correcta y segura fijación del detector, así como la búsqueda de un posicionamiento óptimo. El fabricante recomienda por ello repetir el *commissioning* del detector antes de cada uso. El último paso consiste en establecer la calibración en dosis absoluta. Se toma un campo de referencia y, realizando la correspondiente adquisición, se fija el valor de dosis absoluta. El sistema es capaz además de evaluar las eventuales derivas en las respuestas de los distintos detectores de la matriz.

El cálculo de dosis se realiza en un módulo independiente. Para la adquisición de las medidas, se emplea un tiempo de muestreo de 250 ms. Antes de realizar tal adquisición, es necesario haber efectuado una pre-irradiación y una corrección por el fondo, así como la calibración previa del sensor de ángulos. Una vez calculada la dosis sobre la anatomía del paciente, el software permite comparar tales resultados con el plan importado desde el TPS. Las funcionalidades incluyen la comparación de parámetros de los HDV, valores de dosis puntual sobre la anatomía del paciente, así como tests gamma aplicados a los volúmenes contorneados.

### Flujo de trabajo con el sistema Compass: cálculo y reconstrucción de dosis

Compass necesita, como información de partida para cualquier funcionalidad de verificación, el plan de tratamiento. Del TPS deben extraerse por tanto, en formato DICOM, información del CT del paciente, plan (RTplan), estructuras (RTStruct) y dosis (RTDose). El sistema es capaz de interpretar cada uno de los puntos de control que componen un plan VMAT, así como las unidades de monitor administradas en cada uno de ellos.

Como primera opción, Compass puede proporcionar una verificación redundante del cálculo del TPS. En este caso, la fluencia predicha ( $\Psi_p$ ), derivada del plan exportado desde el TPS, es extraída por el sistema a partir del modelado del haz, conociendo los parámetros de la fuente y caracterizando adecuadamente la

transmisión del sistema de colimación. A partir de esta fluencia predicha el sistema puede calcular (por segmento) la respuesta esperada en el detector y el terma y, por tanto, la distribución de dosis sobre el paciente:<sup>25</sup>

$$D(r) = \int \frac{\mu(r')}{\rho(r')} \Psi_p(r') A(r-r') dr' \quad (1)$$

En la expresión el terma es el producto del coeficiente de atenuación másico y la fluencia, y  $A(r-r')$  el núcleo de dispersión puntual.

El proceso de reconstrucción de dosis a partir de las medidas es más complejo, y se asienta en una metodología de corrección basada en la medida. En primer lugar, la respuesta medida por las cámaras de ionización que componen la matriz no es puntual debido al tamaño finito de las mismas ( $4.5 \text{ mm}$  de diámetro y  $5 \text{ mm}$  de altura), pudiendo modelarse adecuadamente mediante una función de Gauss.<sup>26</sup> La resolución del detector viene proporcionada, adicionalmente, por la separación de  $7.619 \text{ mm}$  entre cámaras. La resolución deseada para la comparación con planes del TPS es del orden de  $2 \text{ mm}$ . El sistema supera esta limitación conjunta aplicando una función de respuesta calculada por Monte Carlo. Tal función describe la respuesta individual dada por cada una de las cámaras que componen el detector ( $f_i$ ) a un haz de fotones de una energía dada y bajo un espesor concreto de equilibrio. Esta función se incluye en el software, siendo aplicada según las condiciones de medida. Partiendo de la fluencia predicha, que el sistema es capaz de calcular a partir del RTplan y del modelado del haz ( $\Psi_p$ ), se extrae la respuesta predicha en el detector ( $R_p$ ) convolucionando la anterior con la función de respuesta de las cámaras ( $f_i$ ) sumando sobre todas las que componen el detector ( $N_{CI}$ ):

$$R_p = \sum_{i=1}^{N_{CI}} f_i(x,y) \cdot \Psi_p \quad (2)$$

Esta predicción es la que debe compararse con la respuesta medida por el detector ( $R_m$ ). Nótese que esta respuesta predicha o esperada es, en este momento, independiente de la medida. La derivación de  $R_p$  a partir del modelado del haz y del detector ( $f_i$ ) conduce a buenos resultados, sin embargo, puede no ser todo lo exacta que se busca en términos de respuesta real píxel a píxel. Pequeños errores en la administración (posición del MLC o sincronización de parámetros dinámicos variables durante el tratamiento) ocasionarán pequeñas diferencias que deben tenerse en cuenta para efectuar adecuadamente la comparación. Compass aplica la diferencia entre la respuesta medida y la predicha para modificar la fluencia predicha ( $\Psi_p$ ), generando una fluencia reconstruida ( $\Psi_r$ ). En primer lugar hay que

reescalar la fluencia para compensar las discrepancias entre las respuestas medidas y predichas debido a las posibles variaciones en el factor de calibración de la unidad de tratamiento según la jornada (factor de escala  $A_{esc}$ ). El segundo paso, denominado *corrección de respuesta residual*, corrige la fluencia según las diferencias en la respuesta de cada una de las cámaras del detector con un núcleo de corrección de fluencia para las mismas ( $k_{\Psi,i}$ ), esto es:<sup>27,28</sup>

$$\Psi_r = A_{esc} \Psi_p + \sum_{i=1}^{N_{CI}} (A_{esc} R_{p,i} - R_{m,i}) \cdot k_{\Psi,i}(x,y) \quad (3)$$

Dicho núcleo se interpreta a partir de la función de respuesta del detector como la fluencia teórica que produciría una respuesta en una única cámara de ionización, es decir, un núcleo de deconvolución extraído como

$$k_{\Psi,i}(x,y) = f_i^{-1}(x,y) \quad (4)$$

El sistema calcula la dosis a partir de esta fluencia reconstruida empleando la expresión 1, sustituyendo  $\Psi_p$  por  $\Psi_r$ . Un resumen gráfico de este procedimiento se presenta en la fig. 2.

La implicación del núcleo de corrección de fluencias va más allá de la propia reconstrucción de dosis. Proporciona al sistema la capacidad de detectar errores en el posicionamiento de las láminas,<sup>28</sup> algo fundamental en el control de calidad en IMRT. El sistema, por tanto, no sólo permite observar la influencia clínica de los posibles errores en la administración del tratamiento, sino que adicionalmente proporciona información de las posibles fuentes de dichos errores.

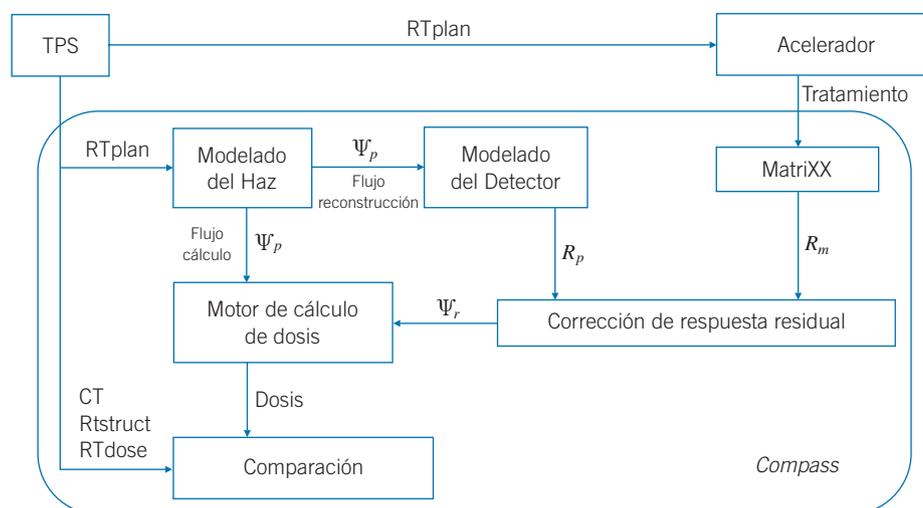
## Validación del sistema Compass

### Comparación con la calibración de referencia

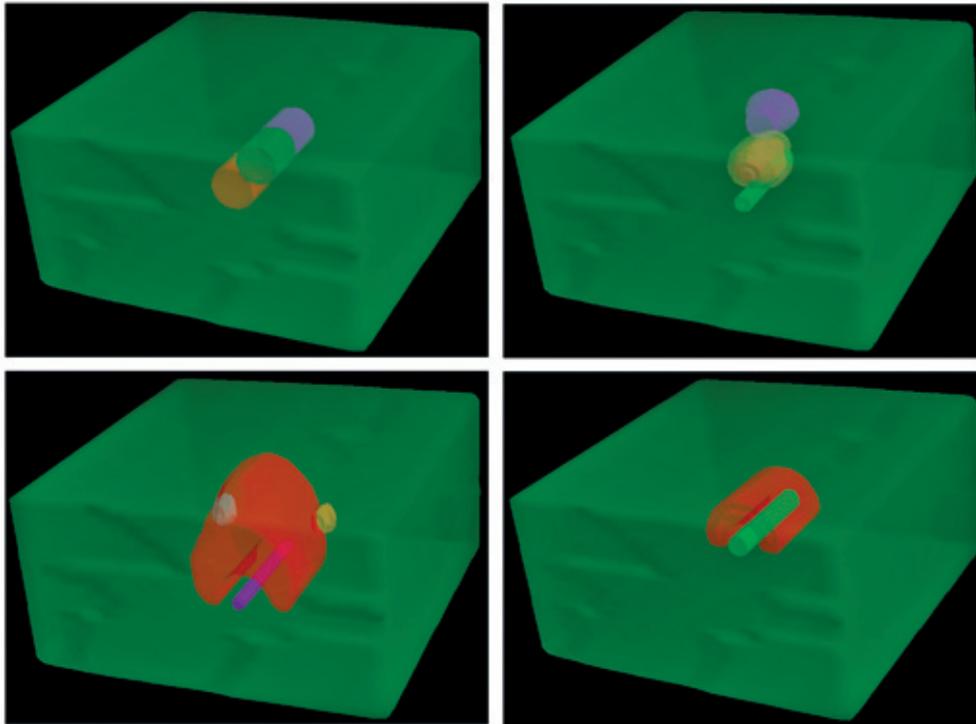
Una vez realizado el modelado del haz, se procede a su verificación. El primer paso consiste en la extracción de valores de dosis absoluta, factores de campo y distribuciones relativas de dosis (PDDs y perfiles a la profundidad del máximo) para distintos campos de referencia, calculados sobre un maniquí homogéneo equivalente a agua. Tales valores se obtienen a partir de las dos posibilidades ofrecidas por el sistema (dosis calculada y reconstruida). Estos resultados se comparan con los obtenidos durante la calibración inicial de la unidad de tratamiento, presentando las discrepancias obtenidas entre los mismos.

### Pruebas con campos regulares y dinámicos sencillos sobre maniqués homogéneos y estructuras representativas de tratamientos clínicos

El siguiente paso, previo a la verificación y tests con planes de tratamiento reales, consiste en someter al sistema a una serie de pruebas con campos estáticos regulares y dinámicos con relevancia clínica. Se busca valorar la capacidad del sistema para calcular y reconstruir adecuadamente la dosis en situaciones más complejas y evaluar el módulo de comparación de HDV a partir del cálculo y la reconstrucción anterior. Para ello se emplean las estructuras de prueba clínicamente relevantes sugeridas por el *Task Group 119*<sup>4,11</sup> de la AAPM en sus recomendaciones para la implantación adecuada de la IMRT. El TG-119<sup>11</sup> sugiere cuatro conjuntos de estructuras:



**Fig. 2.** Esquema-resumen del flujo de trabajo seguido por Compass para el cálculo y reconstrucción de dosis a partir de los datos generados por el TPS y las medidas tomadas con la matriz de detección. Tal flujo se describe pormenorizadamente el texto.



**Fig. 3.** Conjunto de estructuras de prueba clínicamente relevantes sugeridas por el TG-119 de la AAPM.<sup>11</sup> En la parte superior, a la izquierda, puede observarse el conjunto con blancos múltiples; a la derecha se muestra el conjunto de próstata de prueba. En la parte inferior se visualiza a la izquierda el conjunto de cabeza y cuello, mientras que a la derecha aparece el conjunto con forma en “C”.

- Conjunto con blancos múltiples: 3 volúmenes cilíndricos contiguos (4 cm de diámetro, 4 cm de longitud).
- Conjunto de próstata de prueba: CTV elipsoidal con concavidad posterior (4 cm de anchura, 2.6 cm de espesor y 6.5 cm de longitud); PTV expandido 0.6 cm del anterior; recto cilíndrico (1.5 cm de radio, 1/3 incluido en el PTV); vejiga elipsoidal (5 cm de anchura, 4 cm de espesor y 5 cm de longitud).
- Conjunto de cabeza y cuello de prueba: PTV incluyendo base de cráneo hasta la parte superior del cuello (incluye cadenas ganglionares laterocervicales); inclusión de médula y parótidas.
- Conjunto con forma en “C”: PTV (radio interno de 1.5 cm, radio externo de 3.7 cm, 9 cm de longitud); núcleo central cilíndrico (1 cm de radio, 10 cm de longitud).

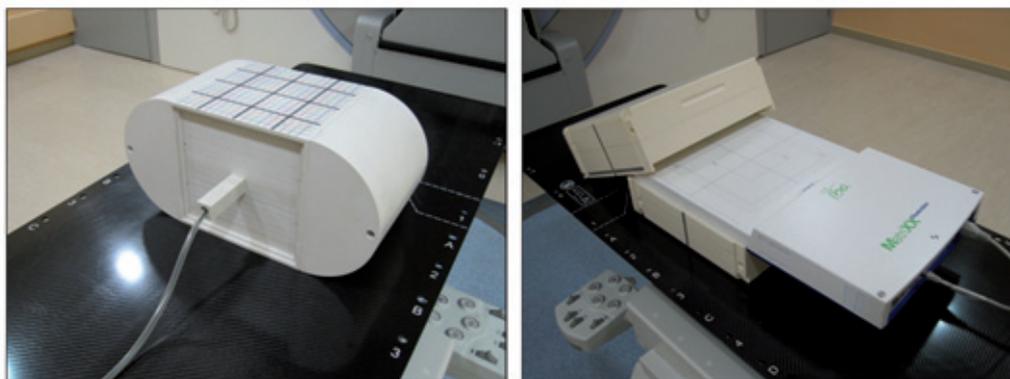
Tales estructuras pueden visualizarse en la fig. 3. Se asume que el TPS ya ha sido validado adecuadamente.<sup>29</sup> Se generan con el mismo planes sencillos (campos de 10 cm × 10 cm y 100 UM) con campos únicos (un campo antero-posterior) y múltiples (dos campos laterales y cuatro en distribuidos en caja). Adicionalmente, siguiendo de nuevo las pautas del TG-119,<sup>11</sup> se generan planes de prueba VMAT con los objetivos definidos en dicho documento para PTV y

órganos de riesgo (OAR) aplicados a cada conjunto de estructuras. Dichos objetivos se recogen en la tabla 1. Se determina la dosis impartida por el sistema sobre tales estructuras con los campos regulares expuestos anteriormente y los planes de prueba VMAT, extrayendo los parámetros dosimétricos relevantes definidos en la tabla 1.

Con el fin de completar estas pruebas, tanto los campos regulares estáticos como los planes dinámicos se imparten y calculan sobre un maniquí homogéneo que permita la medida directa con cámara de ionización. El maniquí empleado es el habitual en la verificación de tratamientos de IMRT y VMAT (EasyCube, IBA Dosimetry) (véase la fig. 4). Para la medida de dosis y comparación con el cálculo y reconstrucción de Compass se emplea una cámara de ionización CC04 (Scanditronix-Wellhöfer). El isocentro de los planes de prueba se hace coincidir con el centro del maniquí, que a su vez es el punto de medida.

### Aplicación de Compass a la verificación de planes de tratamiento VMAT

El paso final consiste en la verificación de planes de tratamiento clínicos reales. Con el fin de tomar distintos tipos de volúmenes blanco y localizaciones, se evalúan 4 regiones anatómicas: craneal (2 tratamientos de



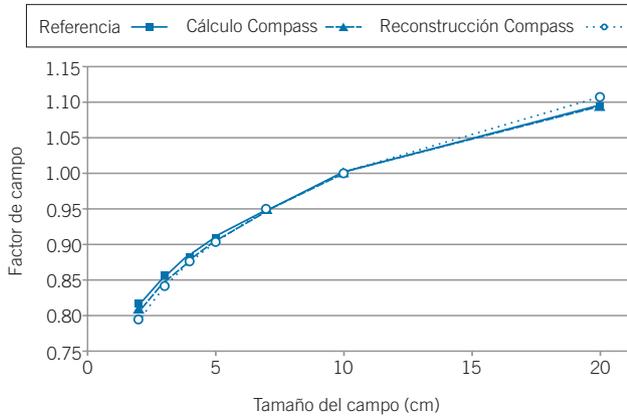
**Fig. 4.** Maniqués empleados habitualmente en el control de calidad de las técnicas de IMRT y VMAT, así como para la verificación del sistema Compass en el presente trabajo. A la izquierda se observa el maniquí EasyCube, empleado para las medidas de dosis puntual con cámara de ionización. A la derecha se muestra el maniquí MultiCube, que permite la extracción y comparación de planos de dosis coronales y sagitales.

ORL), torácica (2 tratamientos de pulmón), abdominal (2 tratamientos gástricos) y pélvica (6 tratamientos de próstata, tomando 2 de cada una de las estadificaciones habituales: alto, intermedio y bajo riesgo). Se comparan en primer lugar los valores de dosis puntual en puntos representativos medidos con cámara de ionización (CC04) sobre el maniquí EasyCube y extraídos por Compass con la misma geometría. Se procede a la medida de cada uno de los casos expuestos con el montaje descrito anteriormente, generando las dos verificaciones ofrecidas por el sistema, tanto el cálculo redundante basado en los datos del TPS, como la reconstrucción de dosis basada en las medidas. De igual forma, se comparan mediante análisis gamma

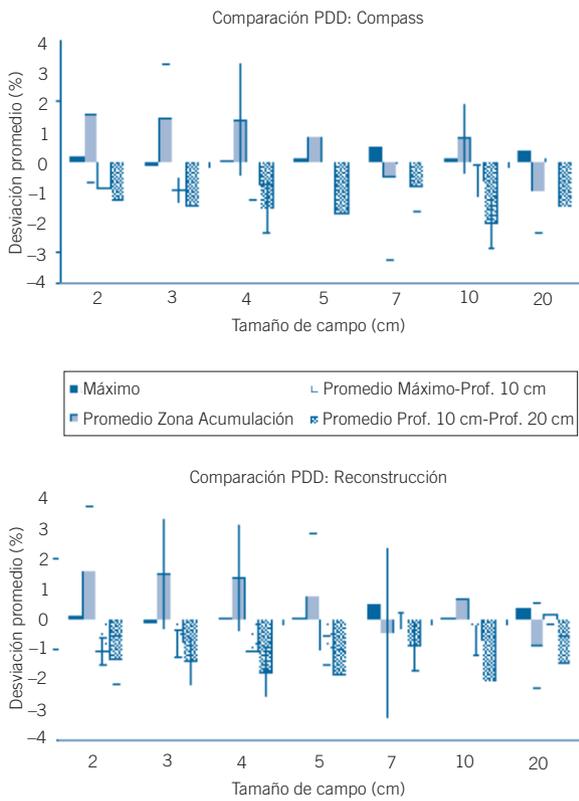
(3%, 3 mm) las distribuciones de dosis planares medidas con MatriXX con las generadas por Compass (calculadas y reconstruidas) simulando la misma disposición experimental. Tal disposición consiste en la matriz detectora insertada en un maniquí homogéneo de geometría cúbica (MultiCube, IBA Dosimetry) (véase la fig. 4) que se mantiene estacionario sobre la mesa de la unidad mientras el tratamiento se imparte de forma dinámica entorno a él. El espesor de equilibrio y retrodispersor es de 11 cm en ambos casos, lo que lleva al detector a una situación comparable a la clínica real, con presencia de paciente. La robustez del conjunto permite la disposición para la medida de planos coronales y sagitales. La medida dada por MatriXX depende

**Tabla 1.** Requisitos para volúmenes blanco y órganos de riesgo según los tests propuestos por el TG-119 de la AAPM.<sup>11</sup>

Conjunto con blancos múltiples						
Volumen	Blanco central		Blanco superior		Blanco inferior	
Objetivo (Gy)	$D_{99} > 50.0$	$D_{10} < 53.0$	$D_{99} > 25.0$	$D_{10} < 35.0$	$D_{99} > 12.5$	$D_{10} < 25.0$
Conjunto de próstata de prueba						
Volumen	Próstata		Recto		Vejiga	
Objetivo (Gy)	$D_{95} > 75.6$	$D_5 < 83.0$	$D_{30} < 70.0$	$D_{10} < 75.0$	$D_{30} < 70.0$	$D_{10} < 75.0$
Conjunto de cabeza y cuello de prueba						
Volumen	PTV			Médula	Parótida D	Parótida I
Objetivo (Gy)	$D_{90} = 50.0$	$D_{99} > 46.5$	$D_{20} < 55.0$	$D_{max} < 40.0$	$D_{50} < 20.0$	$D_{50} < 20.0$
Conjunto con forma en "C"						
Volumen	PTV			Núcleo		
Objetivo (Gy)	$D_{95} = 50.0$		$D_{10} < 55.0$		$D_{10} < 25.0$	

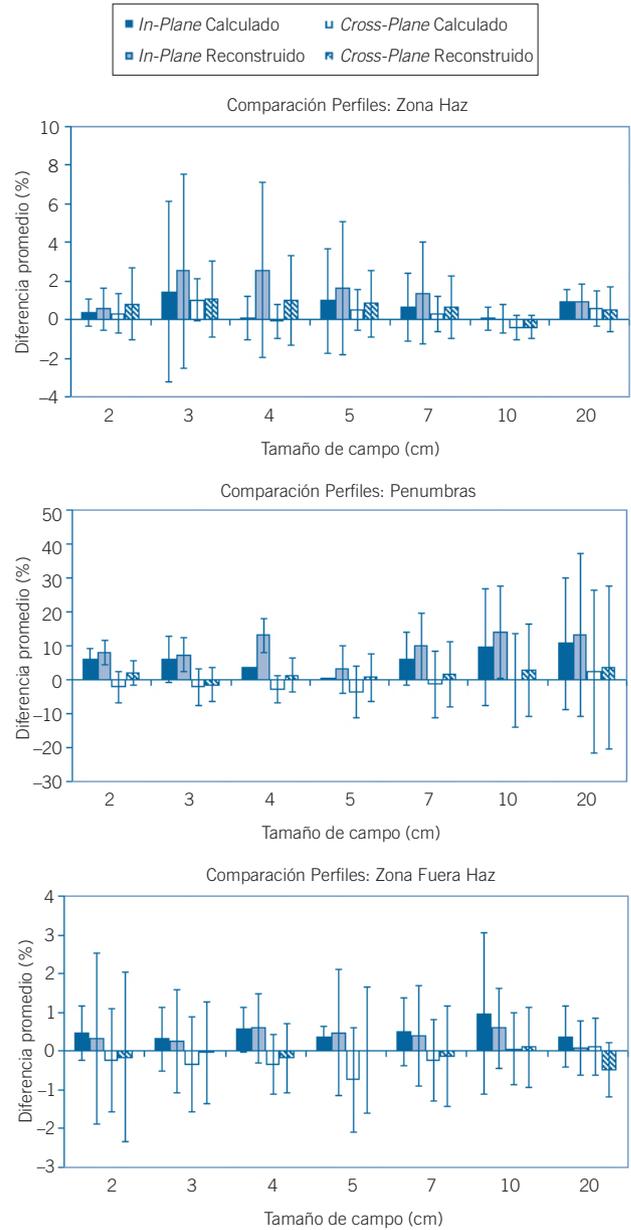


**Fig. 5.** Comparación entre los factores de campo medidos durante la calibración de la unidad de tratamiento y los mismos calculados y reconstruidos por Compass. Las discrepancias promedio son de  $(-0.50 \pm 0.46)\%$  para el cálculo con Compass y de  $(-0.71 \pm 1.21)\%$  para la reconstrucción.



**Fig. 6.** Comparación entre las curvas de rendimiento en profundidad de referencia y las extraídas por Compass. Se muestran las diferencias promedio para los PDDs de los distintos tamaños de campo para cada una de las 4 regiones analizadas. En la parte superior se evalúa el cálculo de Compass, mientras que en la inferior se hace lo propio con la reconstrucción. La diferencia promedio máxima es de  $(-2.06 \pm 0.84)\%$ , correspondiente a la reconstrucción de dosis del campo  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ .

del ángulo de incidencia del haz sobre el detector. Tal dependencia se solventa mediante la incorporación de factores de corrección dependientes del ángulo de incidencia. La información angular para efectuar dicha corrección puede incorporarse automáticamente empleando el mismo sensor de ángulos del que dispone el detector Compass. El proceso ya se ha descrito



**Fig. 7.** Comparación entre los perfiles de referencia y los extraídos por Compass. Se analizan las discrepancias para cada una de las 3 regiones analizadas, respecto del cálculo y reconstrucción de Compass, en cada una de las dos secciones del haz (*in-plane* y *cross-plane*). Las diferencias son mayores (debido fundamentalmente al elevado gradiente de la región) en las zonas de penumbra, como se recoge en el texto.

**Tabla 2.** Comparación de los valores de dosis absoluta en condiciones de referencia calculada y reconstruida por Compass. Se muestran los factores de calibración para nuestro haz de tratamiento ( $FC_{ref}$ ) frente a los valores extraídos por el sistema ( $FC_{cal}$  y  $FC_{rec}$ ).

$FC_{ref}$ (cGy/UM)	Cálculo Compass		Reconstrucción Compass	
	$FC_{cal}$ (cGy/UM)	Diferencia (%)	$FC_{rec}$ (cGy/UM)	Diferencia (%)
0.685	0.680	-0.76	0.684	-0.15

pormenorizadamente en la literatura.<sup>19</sup> Como software de análisis se emplea OmniPro l'mRT (IBA Dosimetry). Se mostrarán adicionalmente los valores calculados por el TPS en ambos casos. El fin de estas medidas es evitar la autoconsistencia del método de validación del sistema, es decir, no realizar el *commissioning* el software con la misma información que pretende ofrecer dicho software.

Una vez se supera dicha autoconsistencia, podemos comparar los planes a partir de las métricas clínicas definidas previamente. La comparación se efectúa a partir de parámetros dosimétricos representativos extraídos de los HDV. Para extraer los evaluadores en el caso de los PTV nos serviremos de las nuevas recomendaciones para el registro y elaboración de informes al emplear IMRT recogidas en el informe 83 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU)<sup>30</sup> ( $D_{med}$ ,  $D_2$ ,  $D_{98}$ ). Para los OAR se extraen dosis medias y máximas. Adicionalmente se toman las dosis de tolerancia, tanto los valores clásicos empleados habitualmente,<sup>31</sup> como los recogidos en las revisiones más recientes (QUANTEC),<sup>32</sup> según el caso. El sistema permite extraer el resultado para tests gamma 3D aplicados a los volúmenes delimitados, por lo que también se mostrarán los resultados de los mismos, con criterios habituales (3%/3 mm y 5%/3 mm; gamma global referida al máximo de dosis).

## Resultados

### Comparación con la calibración de referencia

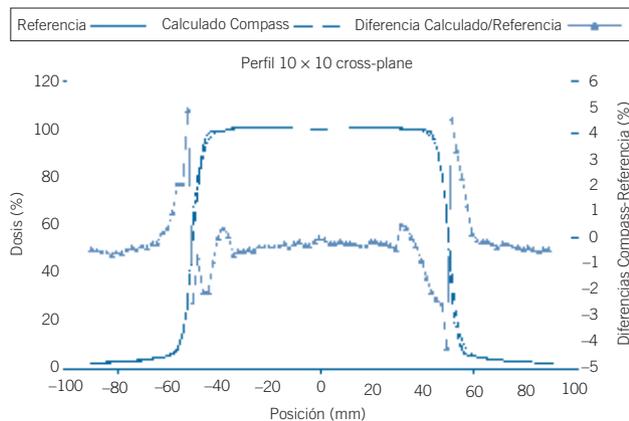
La dosis absoluta en condiciones de referencia se compara a partir de la extracción del factor de calibración para nuestro haz de 6 MV. La discrepancia entre los valores calculados y reconstruidos por Compass para tales condiciones (tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, DFS de 100 cm, profundidad del máximo) son de -0.8% y -0.1%, respectivamente.

Los factores de campo (OF) se muestran en la fig. 5. Las mayores discrepancias se observan para los campos pequeños (2 cm x 2 cm y 3 cm x 3 cm), siendo el peor de los casos un 2.7% inferior al valor de referencia (dosis reconstruida a partir de la medida para el campo 2 cm x 2 cm). Para el resto de los campos las discrepancias no superan el 1%. En promedio y para todos los campos, éstas son de  $(-0.5 \pm 0.5)\%$  para el cálculo con Compass y de  $(-0.7 \pm 1.2)\%$  para la reconstrucción.

Respecto de las distribuciones de dosis relativas, las diferencias promedio entre los valores calculados y reconstruidos por Compass y los PDDs de referencia tomados durante la calibración de la unidad se muestran en la fig. 6. Se ha dividido la curva en profundidad en cuatro regiones: la zona de acumulación,

**Tabla 3.** Comparación de los factores de campo de referencia ( $OF_{ref}$ ) frente a los calculados y reconstruidos por Compass ( $OF_{cal}$  y  $OF_{rec}$ ).

Tamaño Campo (cm x cm)	$OF_{ref}$	$OF_{cal}$		$OF_{rec}$	
		Valor	Diferencia (%)	Valor	Diferencia (%)
2 x 2	0.816	0.809	-0.89	0.794	-2.69
3 x 3	0.856	0.845	-1.23	0.842	-1.67
4 x 4	0.884	0.878	-0.66	0.875	-0.99
5 x 5	0.908	0.904	-0.44	0.903	-0.54
7 x 7	0.950	0.949	-0.13	0.949	-0.14
10 x 10	1.000	1.000	0.00	1.000	0.00
20 x 20	1.096	1.095	-0.12	1.107	1.03



**Fig. 8.** Diferencias pormenorizadas entre el cálculo de Compass y la referencia en el perfil de un campo *cross-plane* de 10 cm × 10 cm. Se observa como pequeñas discrepancias en las zonas de penumbra conducen a diferencias relativas importantes debido al alto gradiente de la región analizada.

el máximo, y las profundidades comprendidas entre el máximo y 10 cm así como entre 10 cm y 20 cm. Las menores diferencias aparecen en el máximo (la máxima discrepancia es de 0.4%, correspondiente al campo de 20 cm × 20 cm, tanto calculado como reconstruido). Mientras que en la zona de acumulación Compass sobreestima la dosis (discrepancia máxima de  $(1.6 \pm 2.1)\%$  para la dosis reconstruida del campo 2 cm × 2 cm), en profundidad es inferior al valor de referencia (discrepancia máxima de  $(-2.1 \pm 0.8)\%$  para la dosis reconstruida del campo 10 cm × 10 cm). En todo caso, estas máximas diferencias son admisibles, siendo buena la concordancia promedio entre los datos determinados por el sistema y las medidas de referencia. La tabla 2 recoge tales diferencias, promediadas para todos los campos, en cada una de las cuatro regiones mencionadas. La comparación entre los perfiles determinados por Compass y los de referencia se puede observar en la fig. 7. Dichos perfiles se han dividido en tres regiones: la interna al haz, la penumbra (entre el 80% y el 20% de la intensidad del haz) y la zona externa al haz más allá de la penumbra.

La diferencia es menor en la zona central del haz (la discrepancia máxima en este caso se encuentra en la dosis reconstruida para un campo de 4 cm × 4 cm en dirección GT o *in-plane*:  $(2.6 \pm 4.5)\%$ ) y fuera del mismo (discrepancia máxima en la dosis calculada para un campo de 10 cm × 10 cm en dirección GT o *in-plane*:  $(1.0 \pm 2.1)\%$ ). La máxima diferencia en la zona de penumbra se encuentra para la dosis calculada de un campo de 10 cm × 10 cm en dirección GT o *in-plane*:  $(14 \pm 17)\%$ . Las discrepancias promediadas para todos los campos se recogen en la tabla 3. Se puede observar como la comparación mejora para la dirección lateral o *cross-plane*, y la dosis calculada. Nuevamente, y como ocurría en el caso de los PDDs, el acuerdo es bueno. La zona de las penumbras no es una excepción, pues las pequeñas diferencias se ven magnificadas debido al alto gradiente de la región, tal y como podemos observar en la fig. 8.

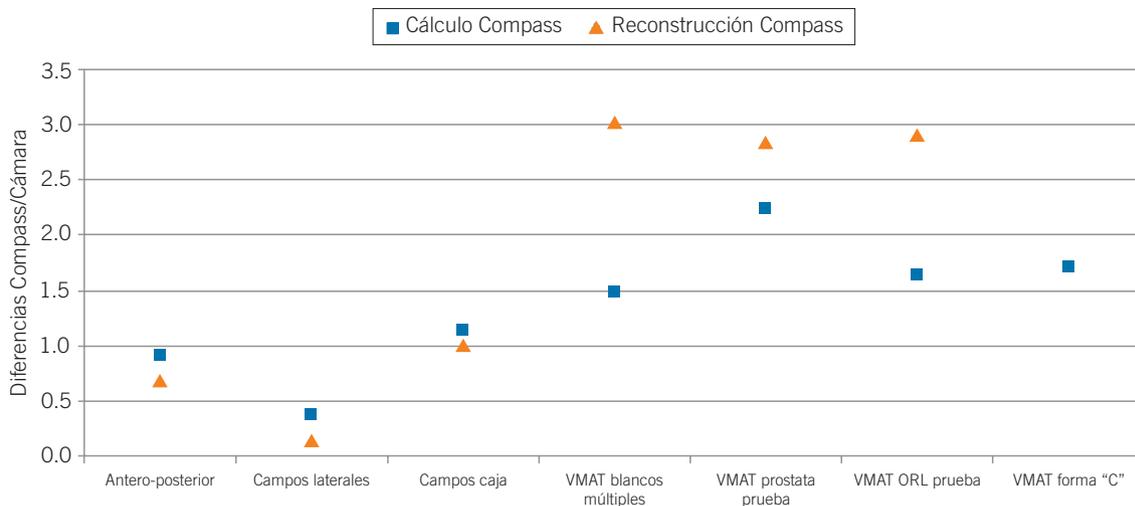
### Pruebas con campos regulares y dinámicos sencillos sobre maniqués homogéneos y estructuras representativas de tratamientos clínicos

La tabla 4 recoge los parámetros dosimétricos analizados para cada uno de los conjuntos de estructuras propuestos y los planes de prueba diseñados, mostrando las discrepancias obtenidas para cada uno de ellos entre los cálculos del TPS y las dos posibilidades ofrecidas por Compass (cálculo y reconstrucción). Hay que puntualizar que las diferencias recogidas son relativas. Las mayores discrepancias se observan en dosis bajas; por ejemplo, las diferencias tomadas en la dosis calculada para los valores de  $D_{99}$  en el primer conjunto de prueba (blancos múltiples) para el volumen superior, esto es, 26% (campos laterales) y 19% (campos en caja) se corresponden con desviaciones en dosis de 2.3 y 3.5 cGy, respectivamente. La coincidencia entre los parámetros analizados es, por tanto, correcta.

La fig. 9 muestra las discrepancias entre la dosis puntual calculada y reconstruida por Compass sobre el maniquí EasyCube y la medida con cámara de ionización para cada uno de los planes de prueba establecidos anteriormente e irradiados en las mismas condicio-

**Tabla 4.** Promedio para todos los campos de las diferencias relativas en cuatro regiones de las distribuciones de dosis en profundidad entre las calculadas (Calc) y reconstruidas (Recons) por Compass y los valores de referencia. Nótese que el máximo no es una región, sino un único punto.

PDD: diferencias promediadas para todos los tamaños de campo (%)							
Máximo		Acumulación		Prof máx-10 cm		10 cm-20 cm	
Calc	Recons	Calc	Recons	Calc	Recons	Calc	Recons
0.15	0.15	$0.64 \pm 1.88$	$0.65 \pm 1.88$	$-0.59 \pm 0.40$	$-0.64 \pm 0.42$	$-1.47 \pm 0.83$	$-1.52 \pm 0.83$



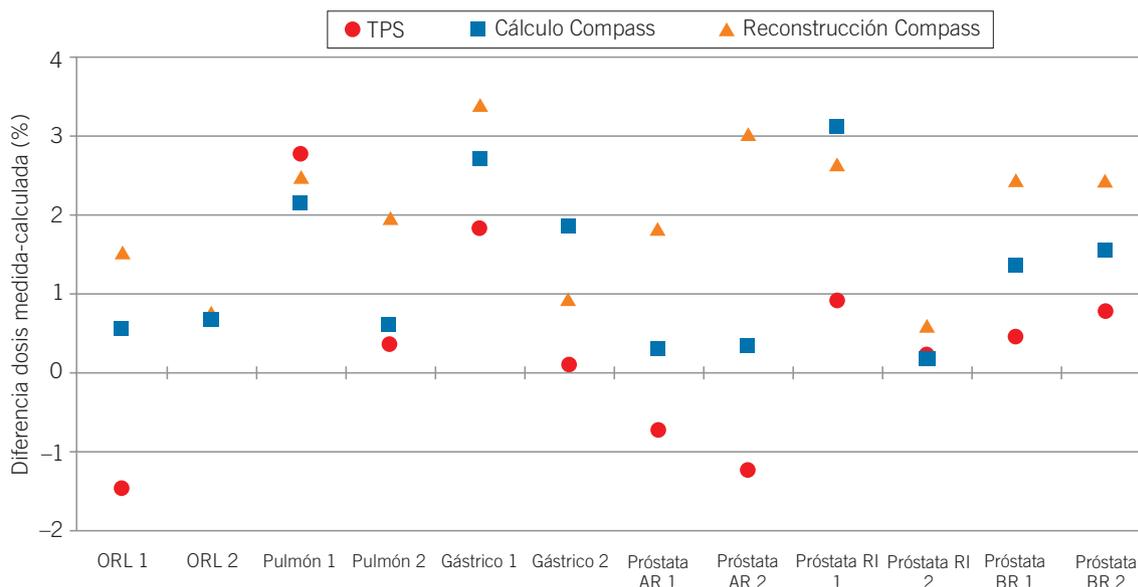
**Fig. 9.** Diferencias entre la dosis puntual calculada y reconstruida por Compass y el mismo valor medido con cámara de ionización sobre el maniquí EasyCube para los campos regulares y dinámicos sencillos descritos en el texto. La diferencia promedio para el cálculo es de  $(1.35 \pm 0.61)\%$ , mientras que para la reconstrucción es de  $(1.56 \pm 1.30)\%$ .

nes. La diferencia promedio es de  $(1.3 \pm 0.6)\%$  para el cálculo, mientras que para la reconstrucción es de  $(1.6 \pm 1.3)\%$ .

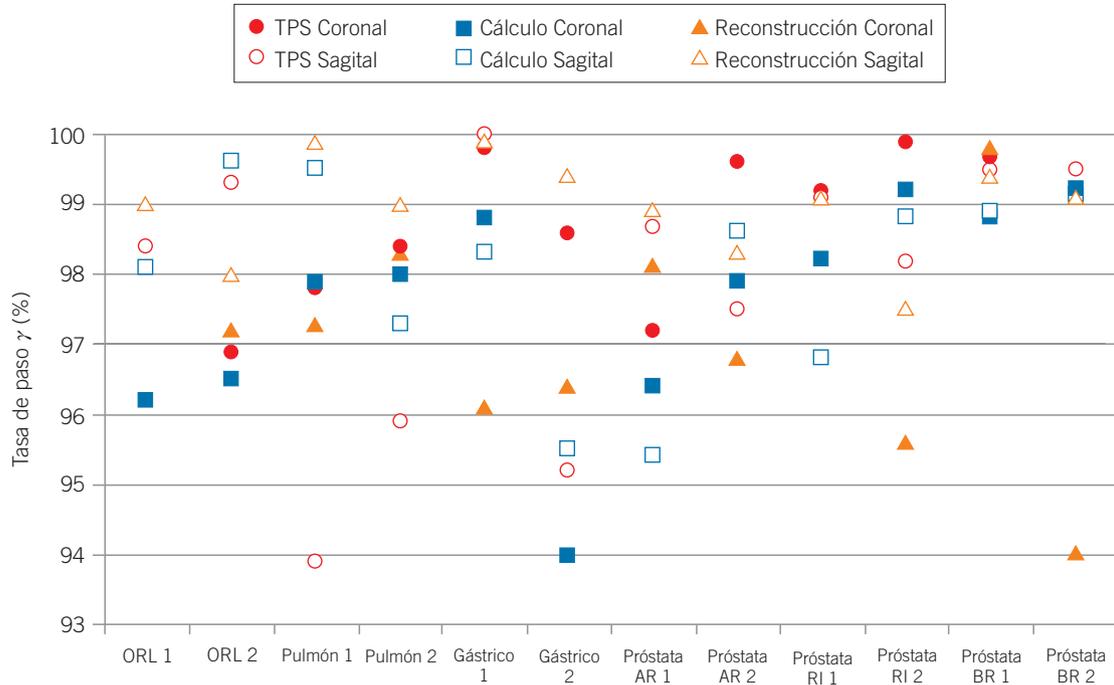
### Aplicación de Compass a la verificación de planes de tratamiento VMAT

Como ya se dijo, se mostrarán previamente las comparaciones de dosis puntual y comparación de

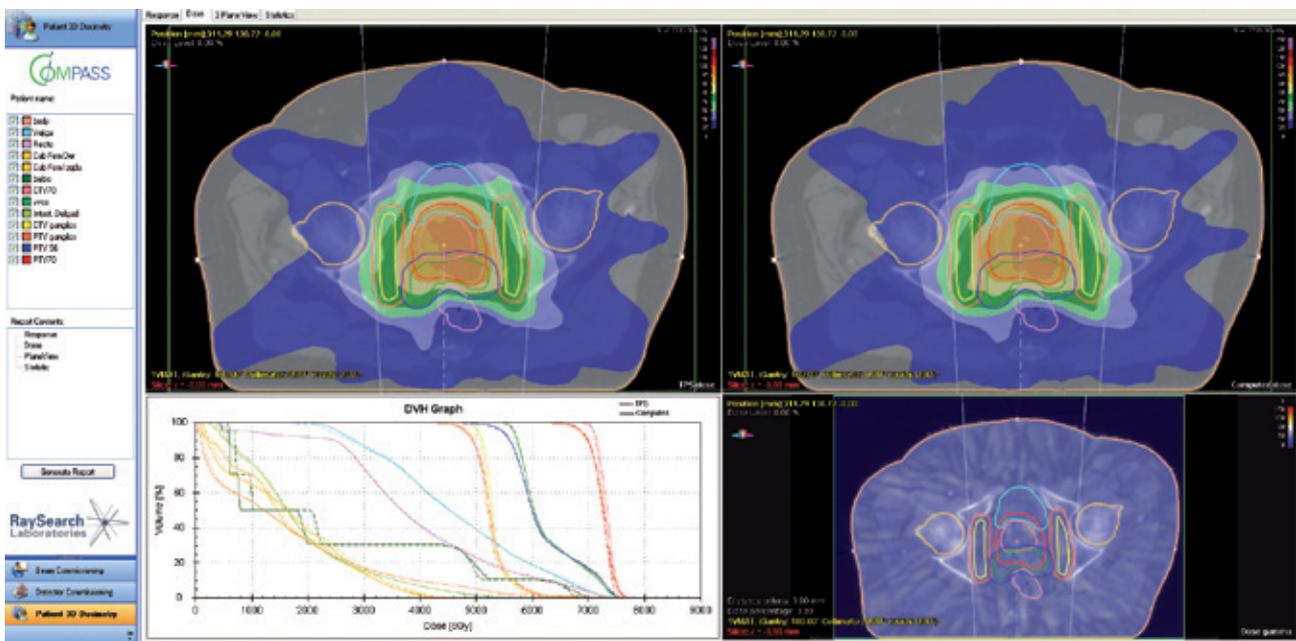
planos de dosis obtenidos con el detector insertado en el maniquí MultiCube. La fig. 10 recoge las diferencias para la dosis puntual medida con cámara de ionización con el maniquí EasyCube y las extraídas por Compass (calculadas y reconstruidas). Se incluyen también, por completitud, las discrepancias obtenidas con el TPS. Las diferencias promedio son de  $(1.3 \pm 1.0)\%$  para el cálculo y de  $(2.0 \pm 0.9)\%$  para la reconstrucción. La fig. 11 muestra las tasas de paso gamma al comparar



**Fig. 10.** Discrepancias recogidas respecto de la dosis puntual medida con cámara de ionización sobre el maniquí EasyCube y los datos calculados por el TPS y Compass en las mismas condiciones. Se muestran las diferencias para cada uno de los 12 casos clínicos descritos en el texto, considerando explícitamente los valores para el cálculo (discrepancia promedio de  $(1.28 \pm 1.00)\%$ ) y reconstrucción (discrepancia promedio de  $(2.01 \pm 0.90)\%$ ) de dosis dados por el sistema Compass.



**Fig. 11.** Tasas de paso de los análisis gamma (3%, 3 mm) para la comparación de planos de dosis coronales y sagitales entre los valores calculados por el TPS, calculados y reconstruidos por Compass y las medidas recogidas con el conjunto MatrixX + MultiCube en las mismas condiciones. Se muestran los resultados para cada uno de los 12 casos clínicos analizados. El porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma se encuentran por encima del 97% en todos los casos.



**Fig. 12.** Vista en la que se muestran algunas de las herramientas de comparación de planes de tratamiento, en el caso particular de una próstata de alto riesgo. En la parte superior izquierda se muestran las distribuciones de dosis importadas desde el TPS; a la derecha se muestra el resultado ofrecido por Compass (dosis calculada en este caso). En la parte inferior izquierda se observa la comparación de HDV entre el resultado de Compass y el TPS; a la derecha se observan los valores para el índice gamma.

**Tabla 5.** Promedio para todos los campos de las diferencias relativas en tres regiones de las distribuciones laterales de dosis (perfiles) entre las calculadas (Calc) y reconstruidas (Recons) por Compass y los valores de referencia.

Perfiles: diferencias promediadas para todos los tamaños de campo (%)						
Dirección	Haz		Penumbra		Fuera Haz	
	Calc	Recons	Calc	Recons	Calc	Recons
<i>In-plane</i>	0.63 ± 1.75	1.37 ± 2.64	6.03 ± 7.80	9.85 ± 7.82	0.50 ± 0.88	0.39 ± 1.27
<i>Cross-plane</i>	0.31 ± 0.93	0.64 ± 1.62	-1.39 ± 9.89	1.51 ± 9.70	-0.24 ± 1.06	-0.12 ± 1.30

las distribuciones coronales y sagitales medidas con el conjunto MatriXX + MultiCube para cada una de las disposiciones del detector (coronal y sagital) y las extraídas por Compass. Adicionalmente, al igual que en el caso anterior, se incluye la comparación con el TPS. Las tasas de paso promedio para los cálculos realizados por Compass son del (97.6 ± 1.5)% y (98.0 ± 1.4)% para planos coronales y sagitales, respectivamente. Los valores en el caso de la reconstrucción y para los mismos planos son del (97.1 ± 1.6)% y (99.0 ± 0.7)%.

La tabla 5 recoge la comparación de parámetros dosimétricos representativos extraídos a partir de los HDV para cada estructura analizada, perteneciente a cada uno de los 12 casos clínicos descritos en el apartado anterior. La variedad de parámetros recogidos hace difícil condensar los resultados en unos pocos valores numéricos, y éstos quizá no resulten completamente representativos de la situación real. Por ello recomendamos una observación pormenorizada de la tabla anterior. Para los casos de ORL, el promedio de la discrepancia encontrada entre el TPS y el cálculo de dosis dado por Compass para los distintos parámetros dosimétricos analizados pertenecientes a los PTV es de (0.3 ± 0.4)%, mientras que para la reconstrucción es de (0.4 ± 1.4)%; en el caso de los OAR, los valores encontrados para tales discrepancias son de (2.6 ± 4.1)% y (3.5 ± 1.2)% para las dosis calculadas y reconstruidas, respectivamente. Para los casos de pulmón, las diferencias promedio para los parámetros de los PTV son de (-0.8 ± 0.0)% y (-1.7 ± 0.2)%; para los parámetros de los OAR son de (0.3 ± 2.7)% y (-0.1 ± 0.7)% (cálculo y reconstrucción, respectivamente). En los casos de volúmenes gástricos, son de (-0.6 ± 0.8)% y (-0.7 ± 1.2)% para los PTV y de (1.2 ± 0.8)% y (1.0 ± 0.7)% para los OAR (cálculo y reconstrucción, respectivamente). Combinando los valores para todas las próstatas, independientemente de la estadificación según riesgo, los promedios para los parámetros de los PTV son de (-0.2 ± 0.1)% y (-0.9 ± 0.0)% y para los OAR son de (1.3 ± 0.7)% y (0.8 ± 0.6)% (cálculo y reconstrucción, respectivamente). La fig. 12 muestra una vista de la aplicación en la modalidad de evaluación de planes de tratamiento.

Los resultados del análisis gamma tridimensional para la totalidad de las estructuras previas se recogen en las figs. 13 y 14. Los valores promedio para el porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma para PTV y OAR se muestran en la tabla 6. En promedio, la tasa de paso más baja se observa para la reconstrucción de dosis sobre volúmenes blanco ((93.7 ± 5.3)%). En el resto de los casos, están por encima del 98%. Al relajar el criterio gamma en dosis a  $\Delta D = 5\%$ , las tasas de paso se sitúan prácticamente en el 100%.

## Discusión

Se han presentado los resultados obtenidos para la comparación con la calibración de referencia, los resultados con haces regulares y planes de prueba con relevancia clínica, y las 12 situaciones clínicas reales para distintas localizaciones anatómicas. Todas las comparaciones se han efectuado tomando como referencia las medidas realizadas, tanto con cámara de ionización, como con el detector MatriXX en cualquiera de sus modalidades. En el último caso, para los planes clínicos reales, la referencia tomada para comparación respecto del TPS la constituyen los propios resultados de Compass.

Respecto de la comparación con la calibración de referencia, las mayores discrepancias parecen observarse en la zona de las penumbras al evaluar los perfiles. No obstante, y como ya se comentó en el apartado anterior, hay que entender estas diferencias en el marco de una región con un gradiente elevado, donde pequeñas desviaciones laterales pueden magnificar el error. Esta es la razón de las discrepancias ciertamente elevadas encontradas en este caso, si bien la observación de un ejemplo como el de la fig. 9 debe asentar el razonamiento anterior. En el resto de los casos, la coincidencia entre los valores de dosis es, en general, excelente. Se puede apreciar a la vista de los resultados mostrados en el texto y las tablas 2 y 3 que, en promedio, las discrepancias entre la dosis calculada por Compass y la reconstruida son muy similares.

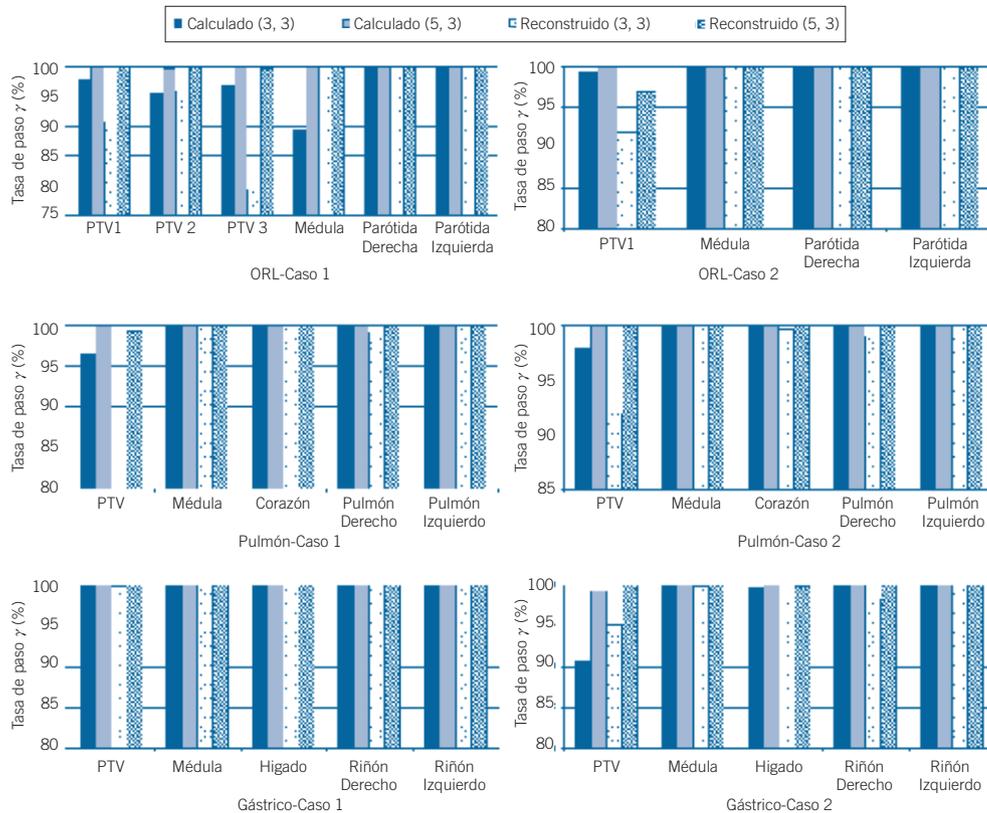
Se hace necesario aclarar un punto previo al análisis realizado sobre las estructuras de prueba sugeridas por el TG-119 de la AAPM.<sup>11</sup> El objetivo de estas pruebas

**Tabla 6.** Diferencias relativas obtenidas para los campos de prueba definidos en el texto entre los valores determinados por el sistema de planificación y las calculadas (C) y reconstruidas (R) por Compass.

Blancos múltiples		Antero-posterior		Campos laterales		Campos en caja		VMAT	
		C (%)	R (%)	C (%)	R (%)	C (%)	R (%)	C (%)	R (%)
Central	D <sub>99</sub>	-2.66	-2.84	-3.88	-5.68	-2.82	-3.05	0.74	4.34
	D <sub>10</sub>	-0.76	-0.63	0.50	0.41	0.30	0.03	-0.77	-1.46
Superior	D <sub>99</sub>	2.53	-1.89	25.97	17.25	19.21	8.78	5.36	2.73
	D <sub>10</sub>	-0.69	-1.20	-1.16	-1.95	-0.99	-1.92	-2.62	-4.84
Inferior	D <sub>99</sub>	3.32	0.45	14.36	9.70	10.62	4.53	3.39	14.8
	D <sub>10</sub>	-0.47	-0.84	-0.57	-0.87	-0.76	-1.23	-1.71	6.68
Próstata prueba		Antero-posterior		Campos laterales		Campos en caja		VMAT	
		C (%)	R (%)	C (%)	R (%)	C (%)	R (%)	C (%)	R (%)
Próstata	D <sub>95</sub>	-2.06	-2.25	-2.90	-3.37	-2.09	-2.68	-0.79	2.20
	D <sub>5</sub>	-0.11	-0.32	1.02	0.81	0.67	0.33	-0.82	-1.08
Recto	D <sub>30</sub>	-0.81	-1.17	-0.92	-1.30	-0.89	-1.18	-0.15	6.53
	D <sub>10</sub>	-0.49	-0.84	0.01	-0.31	-0.06	-0.28	-1.30	2.04
Vejiga	D <sub>30</sub>	-0.47	-1.04	-1.72	-2.29	-1.09	-1.78	1.58	-5.33
	D <sub>10</sub>	0.18	-0.49	-0.74	-1.29	-0.49	-1.07	0.90	-2.74
ORL prueba		Antero-posterior		Campos laterales		Campos en caja		VMAT	
		C (%)	R (%)	C (%)	R (%)	C (%)	R (%)	C (%)	R (%)
PTV	D <sub>90</sub>	-1.08	-1.33	-1.64	-2.27	-0.78	-1.44	0.62	1.47
	D <sub>99</sub>	-2.25	-2.55	0.99	-0.39	-0.34	0.07	1.58	3.74
	D <sub>20</sub>	-0.73	-1.13	-0.43	-0.71	-0.62	-0.94	-0.39	-0.92
Médula	D <sub>max</sub>	1.95	1.98	0.29	-0.10	0.69	0.72	-4.22	-0.96
Parót Dcha	D <sub>50</sub>	-0.75	-0.08	-2.01	-2.59	-1.85	1.17	3.20	9.05
Parót Izda	D <sub>50</sub>	0.84	1.91	-1.87	-2.49	-0.36	-1.31	3.86	1.26
Forma "C"		Antero-posterior		Campos laterales		Campos en caja		VMAT	
		C (%)	R (%)	C (%)	R (%)	C (%)	R (%)	C (%)	R (%)
PTV	D <sub>95</sub>	-1.55	-1.94	-2.57	-2.62	-2.01	-2.41	1.55	6.90
	D <sub>10</sub>	-0.25	-0.70	-0.14	-0.35	0.04	-0.27	-0.11	1.47
Núcleo	D <sub>10</sub>	-0.06	-0.18	-0.02	-0.09	0.01	-0.21	-4.33	10.77

en el presente trabajo es contrastar la capacidad del sistema Compass para calcular y reconstruir la dosis sobre la anatomía del paciente en situaciones sencillas, a la vez que se evalúa el módulo de comparación de HDV. Se han buscado planes de prueba que no sean excesivamente complicados, incluso en el caso de los arcos de VMAT. Cumplir escrupulosamente con los

criterios del documento de la AAPM<sup>11</sup> reflejados en la tabla 1 implica la generación de planes, en algunos casos, complejos, con un número elevado de puntos de control o múltiples arcos. Con el fin de mantener la máxima simplicidad posible se emplea un único arco con un número de puntos de control no excesivamente elevado (inferior a 250). Esta es la razón por la que no

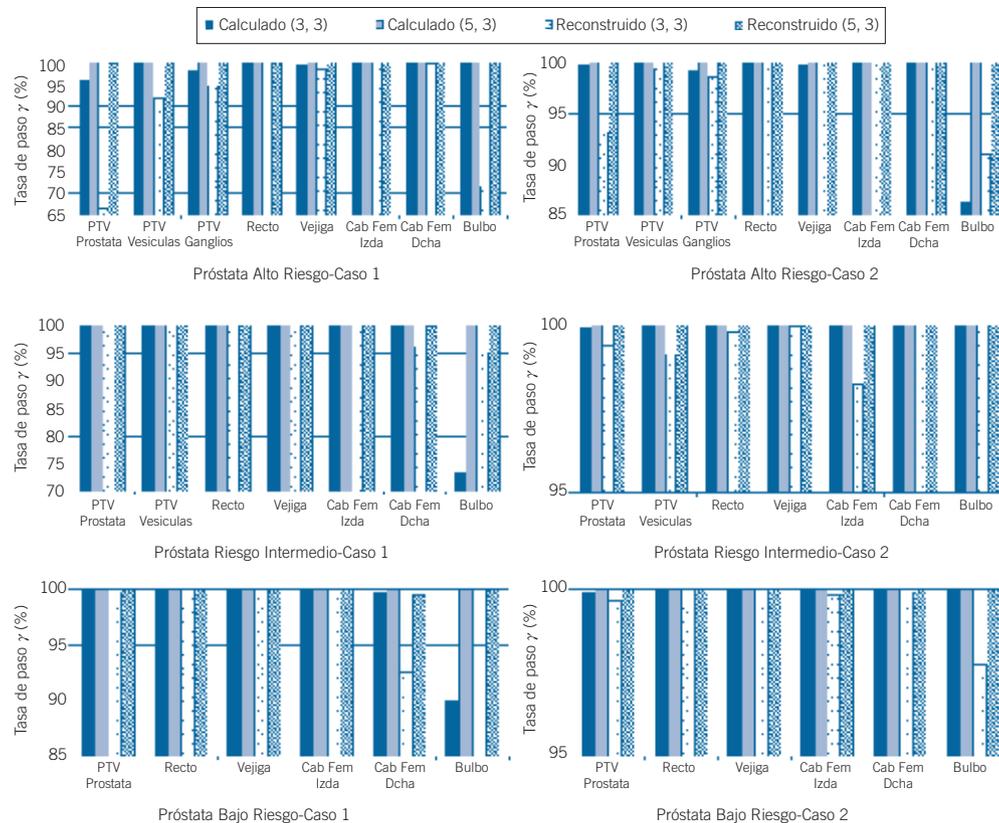


**Fig. 13.** Tasas de paso gamma (3%, 3 mm y 5%, 3 mm) para las patologías de ORL, pulmón y gástrico. Los valores promedio para PTV y OAR se recogen en la tabla 8. En el caso de estas tres patologías, todos los porcentajes de paso promedio superan el 96%, salvo el caso de la dosis reconstruida 3%, 3 mm para PTV ( $90.8 \pm 7.1\%$ ).

es posible cumplir los objetivos definidos de manera rigurosa. En cuanto a los resultados, ya se comentó en el apartado anterior que la tabla 4 presenta valores relativos, que en algunos casos pueden conducir a interpretaciones erróneas de los resultados. Tal es el caso comentado previamente, ya que los valores del parámetro  $D_{99}$  que presentan mayor discrepancia están situados entre 10 y 20 cGy, por lo que una pequeña discrepancia de 2 cGy conduce a errores de entre el 10% y el 20%. Las diferencias son, en general, ligeramente mayores en el caso de la reconstrucción de dosis frente al cálculo de la misma. Lo mismo ocurre al comparar los valores de dosis puntual medidos y extraídos con Compass. El valor reconstruido es ligeramente superior al cálculo, y ambos a su vez superiores a la medida (la discrepancia en todo caso es inferior al 2%).

En lo referido a la comparación con los planes clínicos reales, las discrepancias se encuentran dentro de valores aceptables, comparables a estudios análogos.<sup>17</sup> En los resultados de dosis puntual, se observa el mismo comportamiento que para los planes anteriores, esto es, la dosis reconstruida es ligeramente superior a la calculada, y ambas se encuentran por encima de los valores medidos con cámara de ionización (prácticamente no superan el 2%). Los tests gamma han sido llevados

a cabo con dos criterios. El primero (3%/3 mm) se encuentra entre los más usuales. En algunos casos conduce, sin embargo, a tasas de paso lejanas a lo acostumbrado en las valoraciones de distribuciones de dosis planares (véase la fig. 13). Relajando el criterio hasta otros valores igualmente habituales (5%, 3 mm)<sup>33</sup> las tasas de paso gamma mejoran considerablemente, siendo cercanas al 100%. En general, y como ocurre en la batería de pruebas previa, las diferencias son mayores para la dosis reconstruida que para la calculada. El modelado del haz empleado por cada una de las dos vías ofrecidas por Compass es el mismo. La única diferencia puede encontrarse en el proceso de *commissioning* del detector, si bien este se ha revisado exhaustivamente junto con el suministrador. Hasta el momento, un ajuste más fino de las opciones disponibles con el fin de ajustar los resultados reconstruidos por Compass han conducido a un empeoramiento de las dosis calculadas por el mismo. Las discrepancias recogidas en el presente trabajo para la reconstrucción dada por el sistema Compass son perfectamente asumibles, si bien siguen siendo objeto de estudio en el momento presente. Acerca de este apartado cabe razonar igualmente la elección de las distintas localizaciones anatómicas. Se han querido mostrar resultados



**Fig. 14.** Tasas de paso gamma (3%, 3 mm y 5%, 3 mm) para la patología de próstata en sus tres estadificaciones. Los valores promedio para PTV y OAR se recogen en la tabla 8. En el caso de las tres estadificaciones de próstata, todos los porcentajes de paso promedio para PTV y OAR superan el 95% ( $95.2 \pm 9.4\%$ ) en el peor de los casos).

que abarquen la situación más general que pueda ocurrir en la práctica clínica diaria, de ahí el recorrido desde las zonas de cabeza y cuello hasta las localizaciones pélvicas. El especial interés mostrado en esta última región, ofreciendo la verificación de 6 casos de próstata de distintas estadificaciones, se debe a que ésta es la patología más comúnmente tratada con la técnica VMAT en nuestro centro, y por ello se le ha querido dotar de un interés especial. Se hace notar en este punto, para evitar cualquier error en la interpretación de los datos, que en todos los casos que contienen más de un volumen blanco el tratamiento ha sido administrado con la técnica de boost integrado simultáneo. En particular, la dosis de prescripción en el caso de próstata son 70.0 Gy al volumen blanco de próstata, 56.0 al de vesículas seminales y 50.4 al de ganglios pélvicos, dado que el tratamiento es hipofraccionado (28 sesiones).

Se hace necesario aclarar un punto controvertido respecto de la generación de los planes de verificación, debido a que el algoritmo de cálculo de nuestro TPS es Monte Carlo. Como ya se dijo, para poder efectuar todas las comparaciones con planes clínicos es necesario trasladar dichos planes del TPS a Compass. Los cálculos convencionales en radioterapia externa con algoritmos de tipo *pencil beam* y convolución-

superposición reportan la dosis absorbida a agua ( $D_w$ ). Los datos necesarios para modelar haces bajo tales motores de cálculo se miden en maniqués de agua. Estos datos son manipulados con el fin de extraer las distribuciones de dosis sobre el paciente, si bien no se tiene en cuenta la conversión entre la medida de dosis absorbida a agua en el maniqué a dosis a medio ( $D_m$ ), para cada tejido biológico independiente. Para modelar el efecto de las heterogeneidades del paciente, se considera que el medio es agua, a la que se asignan distintas densidades electrónicas. La experiencia clínica adquirida históricamente está por tanto sustentada en dosis terapéuticas a PTV y a OAR basadas en  $D_w$ . Los algoritmos Monte Carlo proporcionan la mayor precisión posible en el cálculo de dosis en radioterapia, calculando la deposición de energía en cada medio, reportando por ello  $D_m$  directamente. En ciertas circunstancias, las diferencias entre  $D_w$  y  $D_m$  pueden ser significativas, lo que suele constituir objeto de debate a la hora de implementar clínicamente los algoritmos Monte Carlo.<sup>34-38</sup> El TG-105 de la AAPM<sup>37</sup> establece recomendaciones acerca de la conversión de  $D_m$  a  $D_w$  y la conveniencia de que ambos valores sean reportados. Monaco 3.1 ofrece la posibilidad de realizar un cálculo basado en  $D_m$  o  $D_w$ . El cálculo habitual de los planes de

tratamiento clínicos está basado en  $D_m$ . Por otra parte, dado que Compass posee un algoritmo de tipo *collapse*, el cálculo en este caso estará basado en  $D_w$ . El conjunto de hechos comentados previamente, junto

**Tabla 7.** Comparación de parámetros dosimétricos extraídos de los HDV para cada uno de los 12 casos clínicos con distintas localizaciones anatómicas descritos en el texto.

ORL																
Volumen	Parámetro	Caso 1					Caso 2									
		TPS	Compass				TPS	Compass								
			Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)		Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)					
PTV	$D_{98}$ (Gy)	67.60	65.67	2.93	66.72	1.31	64.55	63.67	1.37	59.24	8.96					
	$D_2$ (Gy)	75.66	74.56	1.48	76.19	-0.69	70.46	70.61	-0.22	69.59	1.25					
	$D_{50}$ (Gy)	72.39	72.59	-0.27	73.92	-2.07	67.81	68.34	-0.82	67.45	0.53					
	$D_{med}$ (Gy)	72.26	72.11	0.20	73.48	-1.66	67.77	68.03	-0.38	66.87	1.34					
PTV	$D_{98}$ (Gy)	62.67	60.33	3.88	61.36	2.13										
	$D_2$ (Gy)	75.51	74.34	1.57	75.88	-0.49										
	$D_{50}$ (Gy)	71.38	71.10	0.40	72.21	-1.15										
	$D_{med}$ (Gy)	70.81	70.37	0.63	71.51	-0.98										
PTV	$D_{98}$ (Gy)	52.02	52.01	0.04	52.93	-1.72										
	$D_2$ (Gy)	71.14	70.80	0.48	71.84	-0.98										
	$D_{50}$ (Gy)	57.79	58.71	-1.57	59.88	-3.50										
	$D_{med}$ (Gy)	58.15	58.92	-1.30	59.95	-3.01										
Médula	$D_{max}$ (Gy)	42.19	44.49	-5.17	43.39	-2.78						34.50	34.54	-0.11	31.15	10.76
Par Dcha	$D_{med}$ (Gy)	15.56	15.41	0.15	15.59	-0.03						8.37	8.06	3.79	7.94	5.42
Par Izda	$D_{med}$ (Gy)	18.47	18.37	0.10	18.43	0.04						6.80	6.49	4.72	6.22	9.24
PULMÓN																
Volumen	Parámetro	Caso 1					Caso 2									
		TPS	Compass				TPS	Compass								
			Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)		Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)					
PTV	$D_{98}$ (Gy)	62.48	62.04	0.72	62.36	0.19	61.53	61.31	0.35	61.62	-0.16					
	$D_2$ (Gy)	68.30	69.24	-1.35	69.86	-2.22	69.78	71.14	-1.91	71.42	-2.30					
	$D_{50}$ (Gy)	65.70	66.43	-1.10	67.30	-2.79	66.77	67.62	-1.26	68.15	-2.02					
	$D_{med}$ (Gy)	65.64	66.23	-0.98	67.07	-2.13	66.59	67.39	-1.19	67.87	-1.88					
Médula	$D_{max}$ (Gy)	13.48	14.88	-9.38	14.01	-3.76	36.67	36.56	0.32	35.11	4.47					
Corazón	$V_{46}$ (%)	3.24	3.17	0.07	3.56	-0.32	1.98	2.03	-0.05	2.51	-0.54					
	$D_{med}$ (Gy)	7.12	6.83	4.34	7.25	-1.70	19.32	19.31	0.02	19.72	-2.07					
Pulmón Dcho	$V_{20}$ (%)	36.41	35.62	0.79	36.01	0.40	34.81	34.37	0.44	35.84	-1.02					
	$D_{med}$ (Gy)	19.60	19.08	2.73	19.40	1.03	20.34	20.05	0.29	20.93	-2.81					
Pulmón Izqdo	$V_{20}$ (%)	7.44	7.34	0.09	7.58	-0.14	7.75	7.75	0.00	7.65	0.10					
	$D_{med}$ (Gy)	7.06	6.90	2.36	7.01	0.78	9.57	9.40	1.81	9.42	1.58					

Continúa

GÁSTRICO											
Volumen	Parámetro	Caso 1					Caso 2				
		TPS	Compass				TPS	Compass			
			Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)		Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)
PTV	$D_{98}$ (Gy)	50.34	50.40	-0.13	50.95	-1.20	41.41	41.14	0.66	40.36	2.61
	$D_2$ (Gy)	52.86	52.89	-0.05	53.60	-1.39	48.40	49.52	-2.25	49.10	-1.42
	$D_{50}$ (Gy)	51.23	51.29	-0.12	51.66	-0.84	45.88	46.56	-1.46	46.42	-1.16
	$D_{med}$ (Gy)	51.28	51.36	-0.15	51.79	-0.98	45.72	46.35	-1.37	46.14	-0.91
Médula	$D_{max}$ (Gy)	31.53	31.65	-0.39	31.48	0.13	41.39	42.24	-2.02	40.82	1.40
Higado	$V_{30}$ (%)	16.76	16.38	0.38	16.36	0.39	19.80	19.73	0.07	19.80	0.00
	$D_{med}$ (Gy)	16.31	15.94	2.35	16.02	1.86	21.30	21.18	0.54	21.10	0.95
Riñón Dcho	$V_{18}$ (%)	13.96	13.07	0.89	12.60	1.35	28.18	27.22	0.95	23.56	4.62
	$D_{med}$ (Gy)	8.57	8.09	5.94	8.06	6.41	13.34	13.07	2.06	12.51	6.64
Riñón Izqdo	$V_{18}$ (%)	23.51	22.76	0.75	24.07	-0.56	32.33	31.86	0.47	30.28	2.05
	$D_{med}$ (Gy)	8.84	8.44	4.67	8.70	1.56	16.55	16.41	0.80	15.73	5.16
PRÓSTATA ALTO RIESGO											
Volumen	Parámetro	Caso 1					Caso 2				
		TPS	Compass				TPS	Compass			
			Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)		Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)
PTV Próstata	$D_{98}$ (Gy)	69.16	68.93	0.33	70.19	-1.47	67.67	67.20	0.69	67.95	-0.41
	$D_2$ (Gy)	74.73	76.74	-2.62	77.33	-3.36	75.23	75.93	-0.92	76.40	-1.52
	$D_{50}$ (Gy)	72.33	73.04	-0.97	74.58	-3.02	72.50	72.77	-0.37	73.92	-1.93
	$D_{med}$ (Gy)	72.26	73.08	-1.13	74.41	-2.89	72.27	72.48	-0.29	73.55	-1.75
PTV Vesículas	$D_{98}$ (Gy)	55.22	55.82	-1.08	55.20	0.03	52.84	52.96	-0.22	51.31	3.00
	$D_2$ (Gy)	73.32	74.16	-1.13	75.59	-3.00	74.76	74.43	0.44	75.49	-0.97
	$D_{50}$ (Gy)	65.77	66.07	-0.46	66.19	-0.64	59.89	60.08	-0.31	60.50	-1.01
	$D_{med}$ (Gy)	65.12	65.59	-0.71	66.12	-1.51	62.01	62.00	0.00	62.21	-0.33
PTV Ganglios	$D_{98}$ (Gy)	47.64	46.85	1.69	48.54	-1.85	47.14	46.58	1.22	48.13	-2.05
	$D_2$ (Gy)	59.45	60.21	-1.26	61.21	-2.88	60.49	61.30	-1.35	62.05	-2.51
	$D_{50}$ (Gy)	50.88	51.37	-0.96	52.31	-2.75	52.11	52.52	-0.79	53.11	-1.89
	$D_{med}$ (Gy)	51.28	51.68	-0.77	52.63	-2.58	52.46	52.77	-0.59	53.45	-1.86
Recto	$V_{50}$ (%)	30.48	29.84	0.63	28.01	2.46	30.99	30.09	0.90	27.06	3.94
	$V_{60}$ (%)	13.04	12.47	0.57	11.35	1.69	17.43	16.68	0.75	14.53	2.90
	$V_{65}$ (%)	10.10	9.84	0.26	8.22	1.88	13.22	12.60	0.62	10.31	2.91
	$V_{70}$ (%)	7.26	6.82	0.44	6.29	0.98	9.34	8.70	0.63	7.07	2.27
	$V_{75}$ (%)	4.35	4.45	-0.10	3.37	0.98	5.87	5.20	0.67	3.99	1.88
	$D_{med}$ (Gy)	38.84	38.62	0.57	38.30	1.41	39.36	38.92	1.14	37.78	4.20

Vejiga	$V_{65}$ (%)	15.20	15.09	0.11	17.27	-2.07	20.75	20.33	0.42	23.27	-2.52
	$V_{70}$ (%)	11.04	10.90	0.14	13.04	-2.00	14.07	13.57	0.50	16.66	-2.58
	$V_{75}$ (%)	6.90	6.60	0.31	8.89	-1.99	7.13	6.34	0.79	9.70	-2.57
	$V_{80}$ (%)	0.79	1.01	-0.22	4.06	-3.27	0.60	0.58	0.03	2.53	-1.93
	$D_{med}$ (Gy)	48.24	48.63	-0.81	49.77	-3.09	46.18	46.30	-0.26	47.38	-2.52
Cab. femoral dcha	$D_{max}$ (Gy)	44.48	43.99	1.11	44.94	-1.02	43.14	41.53	3.88	42.08	2.53
Cab. femoral izda	$D_{max}$ (Gy)	42.66	41.86	1.90	43.34	-1.57	43.61	42.44	2.76	43.46	0.36
Bulbo Peneano	$D_{med}$ (Gy)	38.81	38.36	1.18	41.23	-5.87	24.90	23.84	4.42	25.99	-4.20
<b>PRÓSTATA RIESGO INTERMEDIO</b>											
Volumen	Parámetro	Caso 1					Caso 2				
		TPS	Compass				TPS	Compass			
			Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)		Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)
PTV Próstata	$D_{98}$ (Gy)	67.07	66.63	0.66	66.35	1.09	68.32	67.42	1.33	66.89	2.13
	$D_2$ (Gy)	73.90	74.45	-0.74	74.85	-1.28	74.67	74.88	-0.28	75.52	-1.12
	$D_{50}$ (Gy)	71.48	71.45	0.03	72.22	-1.03	72.63	72.63	0.00	73.54	-1.25
	$D_{med}$ (Gy)	71.27	71.29	-0.03	71.92	-0.90	72.42	72.32	0.14	73.12	-0.96
PTV Vesículas	$D_{98}$ (Gy)	52.72	53.03	-0.60	52.29	0.81	54.24	52.21	0.06	54.20	0.08
	$D_2$ (Gy)	72.98	73.34	-0.54	73.85	-1.19	73.58	73.82	-0.33	74.95	-1.82
	$D_{50}$ (Gy)	63.96	63.99	-0.04	63.87	0.14	61.30	60.97	0.54	61.61	-0.51
	$D_{med}$ (Gy)	63.89	63.92	-0.05	64.00	-0.17	63.40	63.50	-0.16	64.09	-1.08
Recto	$V_{50}$ (%)	19.83	18.90	0.93	16.11	3.72	13.70	12.44	1.27	10.31	3.40
	$V_{60}$ (%)	12.05	11.01	1.04	9.85	2.20	9.07	8.30	0.78	6.67	2.41
	$V_{65}$ (%)	9.43	8.89	0.54	7.27	2.16	7.30	6.64	0.66	4.85	2.45
	$V_{70}$ (%)	6.90	6.46	0.44	5.02	1.88	4.96	4.43	0.53	3.18	1.78
	$V_{75}$ (%)	3.71	3.51	0.21	2.74	0.97	3.53	2.56	0.97	1.44	2.08
	$D_{med}$ (Gy)	33.21	32.63	1.78	31.15	6.63	28.12	27.35	2.80	26.82	4.85
Vejiga	$V_{65}$ (%)	10.39	9.92	0.47	11.83	-1.44	12.25	11.69	0.56	14.23	-1.98
	$V_{70}$ (%)	7.68	7.28	0.49	9.09	-1.41	9.37	8.88	0.49	11.39	-2.03
	$V_{75}$ (%)	4.45	4.12	0.32	5.97	-1.52	6.07	5.78	0.29	8.22	-2.15
	$V_{80}$ (%)	0.36	0.44	-0.08	1.34	-0.99	1.08	1.31	-0.24	3.03	-1.95
	$D_{med}$ (Gy)	25.40	24.70	2.83	26.18	-2.98	32.54	31.67	2.74	33.73	-3.54
Cab. femoral dcha	$D_{max}$ (Gy)	33.67	32.73	2.88	32.69	2.98	31.95	31.03	2.98	30.91	3.39
Cab. femoral izda	$D_{max}$ (Gy)	37.49	36.42	2.93	36.90	1.60	31.54	30.58	3.11	30.72	2.66
Bulbo Peneano	$D_{med}$ (Gy)	14.49	12.87	12.62	14.94	-2.98	53.31	52.37	1.79	56.43	-5.52

Continúa

PRÓSTATA BAJO RIESGO											
Volumen	Parámetro	Caso 1					Caso 2				
		TPS	Compass				TPS	Compass			
			Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)		Calculado	Dif (%)	Reconstruido	Dif (%)
PTV Próstata	$D_{98}$ (Gy)	68.21	67.74	0.69	67.57	0.95	69.00	68.32	1.00	67.96	1.54
	$D_2$ (Gy)	74.56	74.90	-0.46	75.58	-1.35	74.51	75.06	-0.73	75.51	-1.32
	$D_{50}$ (Gy)	72.45	72.43	0.04	73.41	-1.30	72.68	72.89	-0.29	73.70	-1.38
	$D_{med}$ (Gy)	72.28	72.26	0.02	73.08	-1.09	72.51	72.62	-0.15	73.31	-1.09
Recto	$V_{50}$ (%)	13.54	13.12	0.42	11.32	2.22	14.34	13.86	0.47	12.24	2.10
	$V_{60}$ (%)	9.48	8.89	0.59	7.01	2.47	11.08	9.73	1.35	7.61	3.47
	$V_{65}$ (%)	7.24	7.09	0.15	5.73	1.51	7.73	7.54	0.19	6.23	1.50
	$V_{70}$ (%)	5.54	5.12	0.43	4.63	0.91	6.40	6.10	0.29	3.95	2.45
	$V_{75}$ (%)	3.90	3.51	0.39	2.78	1.12	4.78	3.36	1.42	2.27	2.50
	$D_{med}$ (Gy)	28.45	27.70	2.42	26.83	6.05	25.59	24.96	2.50	23.86	7.26
Vejiga	$V_{65}$ (%)	1.94	1.77	0.17	2.48	-0.54	17.63	16.81	0.82	19.55	-1.92
	$V_{70}$ (%)	0.98	0.87	0.11	1.48	-0.50	14.78	13.85	0.93	16.45	-1.67
	$V_{75}$ (%)	0.22	0.19	0.03	0.65	-0.43	10.43	9.79	0.64	12.86	-2.43
	$V_{80}$ (%)	0.00	0.00	0.00	0.05	-0.05	3.41	3.69	-0.28	7.19	-3.78
	$D_{med}$ (Gy)	11.23	10.51	6.82	11.38	-1.35	32.33	31.28	3.37	33.41	-3.23
Cab. femoral dcha	$D_{max}$ (Gy)	39.03	38.67	0.94	38.32	1.85	34.61	33.86	2.23	34.31	0.87
Cab. femoral izda	$D_{max}$ (Gy)	42.99	41.96	2.44	42.91	0.19	37.08	36.55	1.46	37.10	-0.05
Bulbo Peneano	$D_{med}$ (Gy)	29.47	28.28	4.21	30.45	-3.22	23.73	21.92	8.24	59.64	-4.42

**Tabla 8.** Pasas de paso gamma promedio para PTV y OAR, comparando el TPS con el cálculo y reconstrucción de dosis dada por Compass, empleando los criterios de 3%/3 mm y 5%/3 mm.

Volúmenes	Criterio 3%, 3 mm		Criterio 5%, 3 mm	
	Cálculo (%)	Reconstrucción (%)	Cálculo (%)	Reconstrucción (%)
PTV	98.4 ± 0.8	93.7 ± 5.3	99.9 ± 0.1	99.8 ± 0.6
OAR	98.8 ± 2.2	98.5 ± 3.1	100.0 ± 0.0	100.0 ± 0.0

con las recomendaciones del propio fabricante, llevan a la necesidad de efectuar las comparaciones que impliquen valorar parámetros dosimétricos de los HDV con cálculos basados en el mismo criterio, esto es,  $D_w$ . Todos los planes clínicos evaluados previamente han sido por tanto recalculados en base a  $D_w$  con la funcionalidad facilitada por el TPS, efec-

tuando posteriormente la comparación en Compass con dichos planes.

Aunque todo el conjunto de pruebas presentado para campos modulados se basa en planes de VMAT, es necesario destacar que el sistema es igualmente válido para la verificación de tratamientos de IMRT convencional.

## Conclusiones

Este trabajo recoge el conjunto de pruebas y análisis llevados a cabo en nuestra institución para la implantación de un sistema de control de calidad pre-tratamiento 3D para la técnica VMAT. A lo largo de todo el texto se ha mostrado como el sistema es válido en tanto que se adapta a los estándares habituales en la verificación de tratamientos de intensidad modulada, basados fundamentalmente en medidas con cámara de ionización y comparación de distribuciones de dosis empleando el criterio gamma. Las funcionalidades de cálculo y reconstrucción de dosis proporcionadas por el sistema Compass han sido verificadas tanto en condiciones de referencia, como en situaciones clínicas. La comparación con la calibración de referencia ha sido satisfactoria, tanto para los valores de dosis absoluta, como para las distribuciones relativas de dosis. Un paso más allá, con la generación de planes de prueba estáticos y dinámicos sencillos aplicados sobre los conjuntos de estructuras propuestos por el TG-119 de la AAPM<sup>11</sup> ha permitido comprobar como la evaluación de parámetros dosimétricos en base a la comparación de HDV tomados del TPS y generados por Compass en sus dos modalidades (cálculo y reconstrucción) es satisfactoria dentro del marco propuesto por el sistema. Previamente a la verificación de planes de tratamiento reales, las comprobaciones habituales en IMRT, esto es, medida de dosis puntual con cámara de ionización y evaluación de distribuciones planares de dosis, son reproducibles con Compass en buen acuerdo con las medidas tomadas con detectores, tanto cámaras individuales como matrices bidimensionales. Por último cabe destacar la funcionalidad del sistema al aplicarlo en la verificación de 12 tratamientos reales, correspondientes a distintas localizaciones anatómicas.

La funcionalidad de este tipo de detectores y aplicaciones permite trasladar el criterio de excelencia en el control de calidad pre-tratamiento en las técnicas de intensidad modulada desde los parámetros puramente geométrico-dosimétricos (tests gamma) a parámetros clínicamente relevantes (HDV). Aunque es pronto para valorar las implicaciones de dichos sistemas en el control de calidad individualizado a paciente, la potencialidad de los mismos se pone de manifiesto a la vista de los presentes resultados.

## Bibliografía

- Staffurth J. A review of the clinical evidence for intensity-modulated radiotherapy. *Clin Oncol* 2010;22:643-57.
- Bortfeld T, Webb S. Single-Arc IMRT? *Phys Med Biol* 2009; 54:N9-20.
- Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008;35:310-7.
- Ezzell G, Galvin J, Low D, Palta J, Rosen I, Sharpe M, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003;30:2089-115.
- Alber M, Broggi S, De Wagter C, Eichwurz I, Engström P, Fiorino C, et al. ESTRO Physics Booklet 9: Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO (Belgium): Edited by Georg Mijnheer; 2008.
- Nelms B, Simon J. A survey on planar IMRT QA analysis. *J Appl Clin Med Phys* 2007;8:76-90.
- Létourneau D, Publicover J, Kozelka J, Moseley D, Jaffray D. Novel dosimetric phantom for quality assurance of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys* 2009;36:1813-21.
- Bedford J, Lee Y, Wai P, South C, Warrington A. Evaluation of the Delta<sup>4</sup> phantom for IMRT and VMAT verification. *Phys Med Biol* 2009;54:N167-76.
- Both S, Alecu I, Stan A, Alecu M, Ciura A, Hansen J, et al. A study to establish reasonable action limits for patient-specific quality assurance in intensity-modulated radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys* 2007;8:1-8.
- Basran S, Woo M. An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures. *Med Phys* 2008;35:2300-7.
- Ezzell G, Burmeister J, Dogan N, LoSasso T, Mechalakos J, Mihailidis D, et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2009;36:5359-73.
- Pawlicki T, Yoo S, Court L, McMillan S, Rice R, Russell J, et al. Process control analysis of IMRT QA: Implications for clinical trials. *Phys Med Biol* 2008;53:5193-205.
- Howell R, Smith I, Jarro C. Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT. *J Appl Clin Med Phys* 2008;9: 16-25.
- Low D, Harms W, Mutic S, Purdy J. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25:656-61.
- Nelms B, Zhen H, Tomé W. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Med Phys* 2011;38:1037-44.
- Zhen H, Nelms B, Tomé W. Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pre-treatment dose QA. *Med Phys* 2011;38:5477-89.
- Boggula R, Lorenz F, Mueller L, Birkner M, Wertz H, Stieler F, et al. Experimental validation of a commercial 3D dose verification system for intensity-modulated arc therapies. *Phys Med Biol* 2010;55:5619-33.
- Olch A. Evaluation of the accuracy of 3DVH software estimates of dose to virtual ion chamber and film in composite IMRT QA. *Med Phys* 2012;39:81-6.
- Clemente F, Pérez C, Prieto M, Fernández M, Ruiz M. Empleo de matrices bidimensionales de cámaras de ionización en la verificación de tratamientos de arcoterapia volumétrica modulada. *Rev Fis Med* 2013;14:11-20.
- Dobler B, Streck N, Klein E, Loeschel R, Haertl P, Koelbl O. Hybrid plan verification for intensity-modulated radiation therapy (IMRT) using the 2D ionization chamber array l'mRT MatriXX —a feasibility study. *Phys Med Biol* 2010;55: N39-55.

21. Wolfsberger L, Wagar M, Nitsch P, Bhagwat M, Zygmanski P. Angular dose dependency of MatriXX TM and its calibration. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11:241-51.
22. Boggula R, Birkner M, Lohr F, Steil V, Wenz F, Wertz H. Evaluation of a 2D detector array for patient-specific VMAT QA with different setups. *Phys Med Biol* 2011;56:7163-77.
23. Mackie T, Scrimger J, Battista J. A convolution method of calculating dose for 15-MV X-rays. *Med Phys* 1985;12:188-96.
24. Ahnesjo A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1989;16:577-92.
25. Khan, F. The physics of radiation therapy. Lippincot Williams & Wilkins. (USA); 2003.
26. Herzen J, Todorovic M, Cremers F, Platz V, Albers D, Bartels A, et al. Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine. *Phys Med Biol* 2007;52:1197-208.
27. Compass User's Guide. IBA; 2011.
28. Godart J, Korevaar E, Visser R, Wauben D, van't Veld A. Reconstruction of high-resolution 3D dose from matrix measurements: error detection capability of the COMPASS correction kernel method. *Phys Med Biol* 2011;56:5029-43.
29. Clemente F, Ramírez J, de la Casa M, Cabello E, Martín M, Pérez C, et al. Dosimetric validation of a commercial VMAT planning system: absolute dose and output factors. *Radiother Oncol* 2011;99(Supp):S534.
30. ICRU Report 83. *Journal of the ICRU* 2010; 10.
31. Emami B, Lyman J, Brown A, Coia L, Goitein M, Munzenrider J, et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21:109-22.
32. Marks L, Yorke E, Jackson A, Ten Haken R, Constine L, Eisbruch A, et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76(Supp):S10-S19.
33. Low D, Dempsey J. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003;30:2455-64.
34. Siebers J, Keall P, Nahum A, Mohan R. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Phys Med Biol* 2000;45:983-95.
35. Ma C, Pawlicki T, Jiang S, Li J, Deng J, Mok E, et al. Monte Carlo verification of IMRT dose distributions from a commercial treatment planning optimization system. *Phys Med Biol* 2000;45:2483-95.
36. Liu H, Keall P, Hendee W. Point/counterpoint:  $D_m$  rather than  $D_w$  should be used in Monte Carlo treatment planning. *Med Phys* 2002;29:922-3.
37. Chetty I, Curran B, Cygler J, DeMarco J, Ezzell G, Faddegon B, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med Phys* 2007;34:4818-53.
38. Ma C, Li J. Dose specification for radiation therapy: dose to water or dose to medium? *Phys Med Biol* 2011;56:3073-89.



**SIEMENS**

---



## Small cells don't have to lead to big problems.

Siemens answers help doctors detect diseases earlier, saving costs and extending lives.

When diseases are caught early, they make less of an impact on everyone. That's because a large majority of today's healthcare costs go toward treating the late stages of diseases like cancer and heart disease. With Siemens advanced diagnostic technology, doctors

can accurately identify these killers earlier. So patients get the treatment they need sooner. Which helps save lives and cuts costs. Wherever there are tough health-care questions, we're answering them.