

Herramientas para el manejo y la evaluación de la complejidad de los planes de radioterapia

Tools for managing and evaluating the complexity of radiotherapy treatment plans

Íñigo Lara Aristimuño^{1,2,*}, Jordi Sáez Beltrán³, Rubén Abella Cereigido¹, Víctor Hernández Masgrau^{1,2}

¹ Servicio de Protección Radiológica y Física Médica, Hospital Universitario Sant Joan de Reus-Baix Camp, IISPV, Tarragona, España.

² Universidad Rovira i Virgili (URV), Tarragona, España.

³ Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Clínic de Barcelona, Barcelona, España.

Fecha de Recepción: 22/11/2024 - Fecha de Aceptación: 19/03/2025

Introducción: Para evaluar la calidad de los planes de tratamiento de radioterapia es conveniente analizar no solo la distribución de dosis calculada, sino también su complejidad. En este estudio se describen herramientas para calcular métricas de complejidad y se muestra su utilidad comparando planes optimizados con y sin control de complejidad.

Material y métodos: Se optimizaron planes con y sin control de complejidad usando la herramienta *Aperture Shape Controller* del sistema de planificación *Eclipse* y el control del número de Unidades de Monitor en dos casos clínicos. La comparación dosimétrica se realizó mediante análisis de planos axiales, perfiles de dosis e índices dosimétricos. La complejidad se cuantificó usando métricas calculadas con dos herramientas de desarrollo propio (script de *Eclipse* y *PlanAnalyzer*, programado en *MATLAB*).

Resultados: Al usar las herramientas de control de complejidad se obtuvieron planes con grados de complejidad mucho menores en los dos casos evaluados, pero manteniendo distribuciones dosimétricas muy similares y resultando todos clínicamente aceptables.

Conclusiones: El control y análisis de la complejidad son importantes en la evaluación de los planes de tratamiento. Las herramientas utilizadas para evaluar la complejidad se ponen a disposición de los socios de la Sociedad Española de Física Médica.

Palabras clave: Complejidad, métricas de complejidad, planes de tratamiento, IMRT, VMAT.

Introduction: To evaluate the quality of radiotherapy treatment plans, it is essential to analyze not only the calculated dose distribution but also its complexity. This study describes tools for computing complexity metrics and demonstrates their utility by comparing plans with and without complexity control.

Materials and Methods: Treatment plans were optimized with and without complexity control using the *Aperture Shape Controller* tool in the *Eclipse* treatment planning system and the control of Monitor Units in two cases representative of clinical practice. Dosimetric comparisons were performed through the analysis of axial planes, dose profiles, and dosimetric indices. Complexity was quantified using metrics computed with two self-developed tools (*Eclipse* script and *PlanAnalyzer*, coded in *MATLAB*).

Results: The use of complexity control tools resulted in plans with notably lower complexity in both evaluated cases, while maintaining very similar and clinically acceptable dose distributions.

Conclusions: The control and analysis of complexity are essential in the evaluation of radiotherapy treatment plans. The tools used for computing complexity metrics are made available to members of the Spanish Society of Medical Physics.

Key words: Complexity, complexity metrics, treatment plans, IMRT, VMAT.

*Correspondencia: inigo.lara.96@hotmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2025.26.1.001>

1. Introducción

Los tratamientos de radioterapia (RT) están compuestos por varias etapas y la calidad es imprescindible en todas ellas. El control de calidad es un concepto implementado de manera sólida y generalizada en la mayor parte de los procesos que constituyen el tratamiento.¹ Ejemplos de ello son los controles iniciales y periódicos de las unidades de tratamiento,²⁻⁴ las verificaciones de los planes⁵ o las pruebas realizadas a los sistemas de medida.⁶ Sin embargo, no en todas las etapas del circuito se llevan a cabo controles detallados. Un tratamiento de calidad requiere calidad en todas y cada una de las fases del proceso, incluyendo la planificación del tratamiento.

En la actualidad, la mayoría de tratamientos de radioterapia usan técnicas dinámicas⁷ como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) o la arcoterapia de intensidad volumétrica (VMAT).⁸ Estas técnicas suponen mayores requerimientos para las unidades de tratamiento e implican condiciones más exigentes para el cálculo en los sistemas de planificación. Todo ello comporta un aumento de la complejidad del plan y de sus incertidumbres asociadas.⁹

La evaluación de la calidad del plan de tratamiento es crucial para la consecución del objetivo clínico, determinando en ocasiones si el plan es o no válido. La calidad de un plan se ha definido como “la idoneidad clínica de la distribución de dosis administrada, que puede esperarse de manera realista del plan de tratamiento”. Dicha calidad depende de tres aspectos principales y relacionados entre sí: la distribución de dosis, la robustez y la complejidad.¹⁰

La valoración de la distribución de dosis calculada por el sistema de planificación (TPS) no es sencilla. Habitualmente se aborda mediante las dosis a órganos de riesgo y los objetivos de dosis prescritos por el especialista en oncología radioterápica (ORT), pero la dosis mostrada o visualizada en el sistema de planificación y cálculo no refleja de manera exacta la dosis impartida al paciente. La robustez de un plan se entiende como su falta de sensibilidad a las incertidumbres existentes y se puede evaluar calculando la distribución de dosis en diversos escenarios.¹¹⁻¹⁴ Una menor variación en las dosis calculadas implica una menor sensibilidad y, por consiguiente, una mayor robustez.¹⁵

La complejidad de un plan se define como el grado de modulación de los diferentes parámetros del plan de tratamiento, que comportan incertidumbres tanto en el cálculo como en la administración de la dosis. En consecuencia, un plan con una mayor complejidad presentará mayores incertidumbres.¹⁶ De este modo, los conceptos de robustez y complejidad están fuertemente relacionados y se retroalimentan entre sí. Generalmente, los planes menos complejos son más robustos y viceversa.¹⁷

La complejidad se puede cuantificar mediante métricas de complejidad.^{18,19} Un exceso de complejidad en el plan suele implicar características subóptimas como: mayor modulación en parámetros mecánicos (*MLC, gantry...*), más unidades monitor por *Gray (Gy)* prescrito, mayor efecto machi-hembrado (*tongue-and-groove*), y aperturas de campo menores y más irregulares. En contraposición, complejidades más bajas están asociadas a administraciones de dosis y cálculos en el TPS más exactos, mitigando también el impacto de movimientos inter²⁰ e intrafracción.

No obstante, los TPS comerciales suelen incorporar herramientas muy básicas para la gestión de la complejidad durante el proceso de optimización y para la evaluación del plan calculado. En consecuencia, hay una necesidad de herramientas que nos permitan cuantificar y controlar la complejidad de los planes de tratamiento.

El objetivo de este estudio es proporcionar herramientas para cuantificar la complejidad de los planes de tratamiento en radioterapia y mostrar cómo dichas herramientas se pueden aplicar en la práctica clínica para reducir las incertidumbres asociadas a los planes de tratamiento.

2. Material y métodos

2.1. Métricas de complejidad y programas desarrollados

Las herramientas que se presentan en este artículo para el cálculo y análisis de la complejidad en los planes de tratamiento son el programa *PlanAnalyzer*²¹ y un script para el planificador *Eclipse (Varian Medical Systems)*.

El programa *PlanAnalyzer* es un código elaborado en la plataforma *MATLAB*[®], de desarrollo propio, que analiza los planes de radioterapia exportados por el TPS en formato *DICOM*. *PlanAnalyzer* computa una gran variedad de métricas de complejidad y parámetros mecánicos del acelerador y los almacena en un archivo en formato *CSV*, fácilmente manejable mediante otros programas u hojas de cálculo. *PlanAnalyzer* no sólo es capaz de analizar todo el plan como conjunto sino que también proporciona los resultados para cada uno de los campos individuales incluidos en el plan de tratamiento. Los índices o métricas de complejidad que han sido empleados en este estudio son brevemente descritos a continuación:

- **Q1 Gap:** representa el primer cuartil de la distribución de los tamaños de las aperturas entre láminas opuestas. Dicha distribución está compuesta por el conjunto de todos los pares de láminas de todos

los puntos de control que se encuentran dentro del campo de radiación. Su unidad es el milímetro (mm).

- **Mean MLC Gap (MeanGap):** es la media de la distribución de los tamaños de las aperturas entre láminas opuestas. Se extrae de la misma distribución que la métrica anterior. Su unidad es el mm.
- **Small Aperture Score (SAS10)²²:** muestra la fracción de aperturas entre láminas opuestas que son inferiores a un tamaño de 10 mm.
- **Mean Tongue and Groove Index (TGi)²³:** tiene en cuenta la diferencia de posiciones entre láminas adyacentes en cada punto de control dividida entre la extensión de la apertura entre láminas. Su rango es de 0 (mínimo) a 1 (máximo). Es adimensional.
- **Modulation Complexity Score (MCS)²⁴:** combina la variabilidad del área de las aperturas en cada punto de control y la variabilidad del desplazamiento de las láminas. Su rango va de 0 (máxima complejidad) a 1 (mínima complejidad), siendo inversamente proporcional a la complejidad. Es adimensional.
- **Modulation Index Total (MITotal)²⁵:** valora conjuntamente aspectos mecánicos del equipo como el movimiento del MLC, movimiento del *gantry* y variabilidad en la tasa de dosis. Es adimensional.
- **Plan Irregularity (PI)²⁶:** refleja la desviación de las aperturas del haz respecto a un círculo. Se define como el cociente entre el cuadrado del perímetro y 4π veces el área. Adopta el valor de 1 para un círculo perfecto, aumentando según se deforma. Es adimensional.
- **Plan Modulation (PM)²⁶:** muestra en qué proporción las aperturas del haz son de tamaño reducido (respecto a su propia área total). Toma valores de 0 (mínimo) a 1 (máximo). Es adimensional.
- **Edge Metric (EM)²⁷:** es el cociente entre la suma ponderada de los perímetros en las direcciones X e Y del MLC y el área total. Tiene dimensiones de mm^{-1} .
- **Leaf Travel (LT)²⁸:** distancia media recorrida por las láminas móviles, normalizada por la longitud del arco recorrido. Se define únicamente para VMAT y utiliza unidades de mm.
- **Mean MLC Speed:** velocidad promedio de las láminas, en cm/s, dentro del campo de radiación.
- **MLC Speed Modulation:** Variación media de la velocidad de las láminas. Se calcula como la suma de todas las variaciones de velocidad de las láminas del MLC entre puntos de control consecutivos dividida entre la distancia total recorrida por las propias láminas. Su unidad es el s^{-1} .
- **Mean RR:** Promedio de la tasa de dosis en todos los puntos de control (UM/min).
- **RR modulation:** suma total de las variaciones de la tasa de dosis entre puntos de control consecutivos, dividida entre la longitud de arco total recorrida. De

esta forma es comparable entre planes con diferente longitud de arco. Sus unidades son *UM/min*.

- **Mean Gantry Speed (meanGS):** velocidad de giro media del *gantry* en todo el recorrido en (grados/s).
- **Gantry Speed Modulation (GS modulation):** suma de todas las variaciones de la velocidad del *gantry* dividida entre la longitud de arco total recorrida. Sigue el mismo procedimiento que “RR modulation” y “MLC Speed Modulation”. Tiene unidades de s^{-1} .
- **MU/Gy:** número de UM irradiadas por unidad de dosis (Gy) (*UM/Gy*).

El *script* desarrollado es una herramienta útil para la evaluación de la complejidad durante la preparación de los planes, ya que se integra en *Eclipse* mediante su entorno de *scripting*. La ejecución directa dentro del mismo planificador facilita el conocimiento y control de la complejidad durante el proceso de optimización. El *script* está codificado en lenguaje C# mediante el *Eclipse Scripting Application Programming Interface (ESAPI)* y computa, en menos de 1 segundo, una selección de las métricas de complejidad mencionadas. Los parámetros reportados son: *MeanGap*, *Q1Gap*, *TGi*, *TGi ratio* (definido como $TGi/\text{meanGap}$),²³ *meanRR*, *RR modulation*, *meanGS* y *GS modulation*. De esta forma se dispone de una cuantificación de la complejidad del plan sin prácticamente retraso en el flujo de trabajo.

2.2. Ejemplo de aplicación en casos clínicos

El análisis se llevó a cabo para dos casos concretos, que representan dos patologías habituales en la práctica hospitalaria: una próstata con ganglios afectados (PT) y una *Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT)* de pulmón. En las siguientes subsecciones se describen más detalladamente cada uno de ellos.

Se diseñó una estrategia de optimización para generar planes de tratamiento de distinta complejidad, permitiendo la comparación tanto de índices dosimétricos que caracterizan la distribución de dosis como de la complejidad del plan.

Se partió de planes ya calculados y aceptados clínicamente, para comenzar así con una solución aceptable. A partir de esta configuración preliminar se generaron dos planes nuevos. El primero se obtuvo optimizando sin control (SC) de la complejidad, con el parámetro *Aperture Shape Controller (ASC)*²⁹ desactivado, modo *Off*. En el segundo plan (con control, CC) se incorporó el control de la complejidad activando el parámetro *ASC* en *Moderate*, y se fueron reduciendo progresivamente las unidades monitor (UM), hasta que el plan dejara de ser considerado dosimétricamente aceptable. De esta forma dispondremos de dos planes con distribuciones de dosis similares y que cumplen los

criterios clínicos pero que presentan distintos grados de complejidad, para proceder a su comparación.

Las distribuciones de dosis se valoraron mediante tolerancias particulares asociadas a las restricciones impuestas por el especialista en ORT, índices dosimétricos, y evaluación visual, siguiendo las recomendaciones actuales.³⁰ Esta última evaluación se complementó mediante perfiles de dosis en planos relevantes de la reconstrucción tomográfica y mediante histogramas dosis volumen (HDV), que plasman información de la distribución espacial de dosis en dos dimensiones. La complejidad de los planes fue evaluada mediante las herramientas y métricas descritas en la sección anterior. Entre el plan SC y CC existirá un continuo de planes aceptables dosimétricamente que presenten complejidad intermedias entre ambos resultados. El objetivo final del procedimiento consistió en alcanzar un plan “límite”, entendido como aquél que tenga la menor complejidad posible manteniendo una calidad dosimétrica similar al plan clínico.

2.2.1. Próstata con ganglios

La próstata con dos volúmenes objetivo ilustra el ejemplo de una técnica donde cierta modulación es imprescindible, debido a la disposición anatómica, para alcanzar la finalidad marcada. Este ejemplo particular dispone de dos volúmenes objetivo (*Planning Target Volume*, *PTV*) de 595.37 cm³ (*PTV1*, ganglios) y 247.75 cm³ (*PTV2*, próstata) respectivamente. Las correspondientes dosis prescritas son 50.4 Gy y 64.4 Gy a impartir en 28 sesiones, es decir, 1.8 y 2.3 Gy/sesión. Se normalizó la dosis calculada al valor de la media dentro del *PTV* de mayor dosis.

Para los órganos de riesgo (*OAR*) se valoraron las restricciones especificadas para: vejiga, recto, bulbo del pene, cabezas femorales e intestino. También se tuvieron en cuenta coberturas límite de V_{95} para los *PTV*, es decir volumen objetivo cubierta por la isodosis del 95%, así como su dosis máxima.

Las tolerancias establecidas para los *OAR* se fijaron para no superar los valores de dosis respecto del plan original en más de un 2% para cada restricción volumétrica, o en más 2 Gy para restricciones de dosis absoluta. Para los volúmenes objetivo no se aceptaron incrementos mayores a 1% en el máximo de dosis, y en la cobertura del V_{95} no se admitieron disminuciones superiores al 1% de volumen relativo. Los valores obtenidos para las restricciones y coberturas mencionadas se incluyen en el material suplementario (tabla S1).

2.2.2. SBRT pulmonar

La *SBRT* de pulmón escogida para este trabajo requiere una elevada conformación de dosis entorno a un objetivo geoméricamente simple, y permite alcanzar distribuciones de dosis clínicamente aceptables con poca modulación.

El *PTV* presenta un volumen de 10.4 cm³, al que se le prescribe una dosis total de 60 Gy con un fraccionamiento de 5 sesiones (12 Gy/sesión). El criterio de cobertura consiste en cubrir el 95% del volumen con la isodosis del 100% ($V_{100} = 95\%$) de la dosis de prescripción. En este caso no se impusieron restricciones de dosis a *OAR* en particular, debido a que todos se cumplían ampliamente. La prescripción indicada por el especialista en ORT se puede ver en el material suplementario (tabla S2). La calidad dosimétrica del plan se evaluó mediante los objetivos de la prescripción, el índice de conformidad (*CI*)³¹ y los parámetros *gradient measure* (*GM*)³² y *modified gradient index* (*MGI*),³³ definidos como:

$$CI = \frac{V_{100\%}}{V_{PTV}} \quad (1)$$

$$GM = R_{50} - R_{100} = \sqrt[3]{\frac{3}{4\pi}} \cdot \left(\sqrt[3]{V_{50}} - \sqrt[3]{V_{100}} \right) \quad (2)$$

$$MGI = \frac{V_{50\%}}{TV_{PIV}} \quad (3)$$

CI representa el cociente entre el volumen de la isodosis de prescripción ($V_{100\%}$) y el volumen del *PTV* (V_{PTV}). *GM* indica la distancia entre los radios de las esferas equivalentes del 100% (R_{100}) y del 50% (R_{50}) de la dosis prescrita. *MGI* se define como el cociente entre el volumen de la isodosis del 50% ($V_{50\%}$) y el volumen del *PTV* que recibe al menos el 100% de la dosis de prescripción (TV_{PIV}), por sus siglas en inglés “*Target Volume within the Prescription Isodose Volume*”.

Para cada criterio de evaluación dosimétrica se escogió una tolerancia para definir el plan como clínicamente aceptable o no aceptable. Para que el plan se considerara aceptable establecimos que el porcentaje de volumen que recibe el 95% de la dosis no disminuyese en más de un 1% respecto al plan original. En relación con los índices establecidos, no se aceptó que

CI aumentase su valor en más de 0.05 y GM en más de 0.2 cm. Estos valores se establecieron basándose en los resultados históricamente observados en nuestra práctica clínica. Además, para un PTV de 10 cm³, el MGI se consideró óptimo si su valor era inferior a 7 (y aceptable entre 9-11), de acuerdo a las recomendaciones del Consorcio Británico para *Stereotactic Ablative Body Radiation Therapy (SABR)*.³³

3. Resultados

Cada uno de los ejemplos se muestra por separado. En ambos se seguirá un esquema similar de presentación de los resultados, atendiendo además a las particularidades de cada uno de ellos.

3.1. Próstata con ganglios

En la fig. 1 se puede apreciar el HDV para el caso de la próstata con ganglios.

Las fig. 2 y 3 muestran una visión más detallada de la distribución de dosis en cortes tomográficos transversales relevantes. Tanto en la representación en el formato "Dose Color Wash", como en los perfiles ortogonales, se muestran los niveles de dosis para las mismas localizaciones anatómicas.

Para cada figura, los cortes seleccionados corresponden al mismo corte axial. En las gráficas C y D, los perfiles de dosis en direcciones perpendiculares se sitúan sobre los ejes indicados en A y B.

En la tabla 1 se exponen los resultados de las métricas de complejidad, incluyendo los valores de las UM/Gy, y se muestran las diferencias entre los valores sin control de complejidad (SC) y con control de complejidad (CC).

3.2. SBRT pulmonar

La fig. 4 muestra el HDV para los planes de SBRT para el PTV , el *Gross Tumour Volume (GTV)*, la pared costal y el pulmón izquierdo como OAR .

En la fig. 5 se incluye el mismo análisis que en el caso anterior, con la valoración de las distribuciones espaciales de dosis en torno a la lesión y con dos perfiles perpendiculares en la región de interés.

En este caso para completar la valoración se han utilizado las métricas CI y GM . En el plan *Off* (SC) se han obtenido unos valores de $CI = 1.02$, $GM = 0.95$ cm y $MGI = 4.74$ respectivamente y para el plan *ASC + MU* (CC) unos resultados de $CI = 1.05$, $GM = 1.11$ cm y $MGI = 6.49$.

Los valores extraídos para las métricas de complejidad mediante *PlanAnalyzer* se incluyen en la Tabla 2,

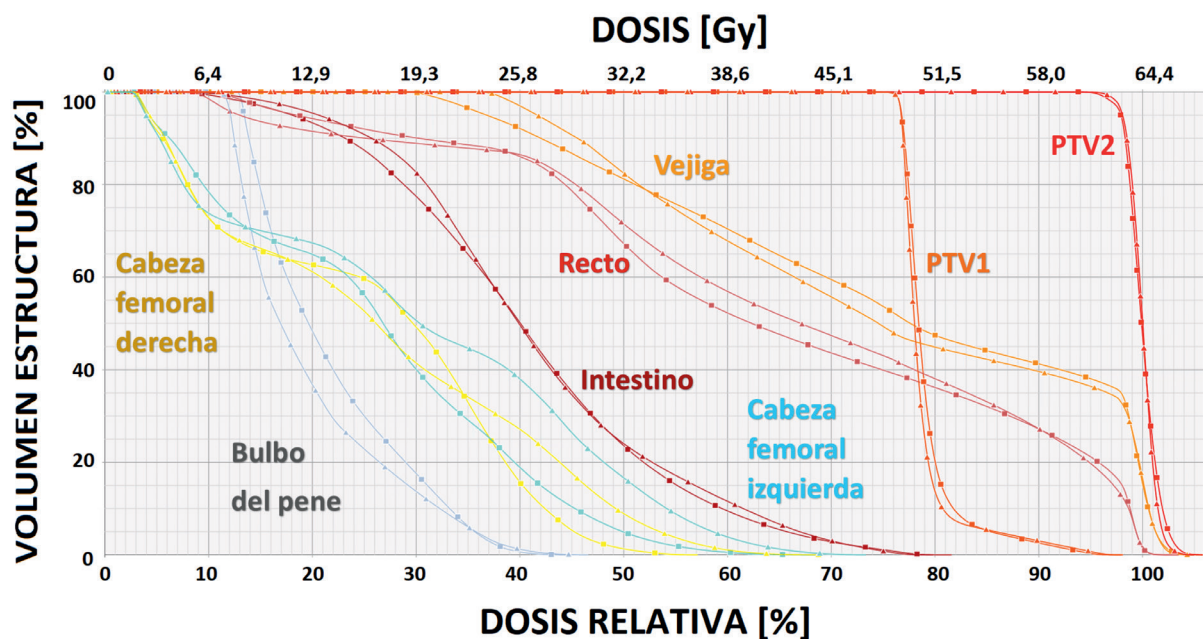


Fig. 1. Comparación de histogramas dosis volumen acumulativos para los planes con y sin control de la complejidad (cuadrados y triángulos, respectivamente). Se representan las curvas correspondientes a las estructuras más relevantes, incluyendo volúmenes objetivo y órganos de riesgo.

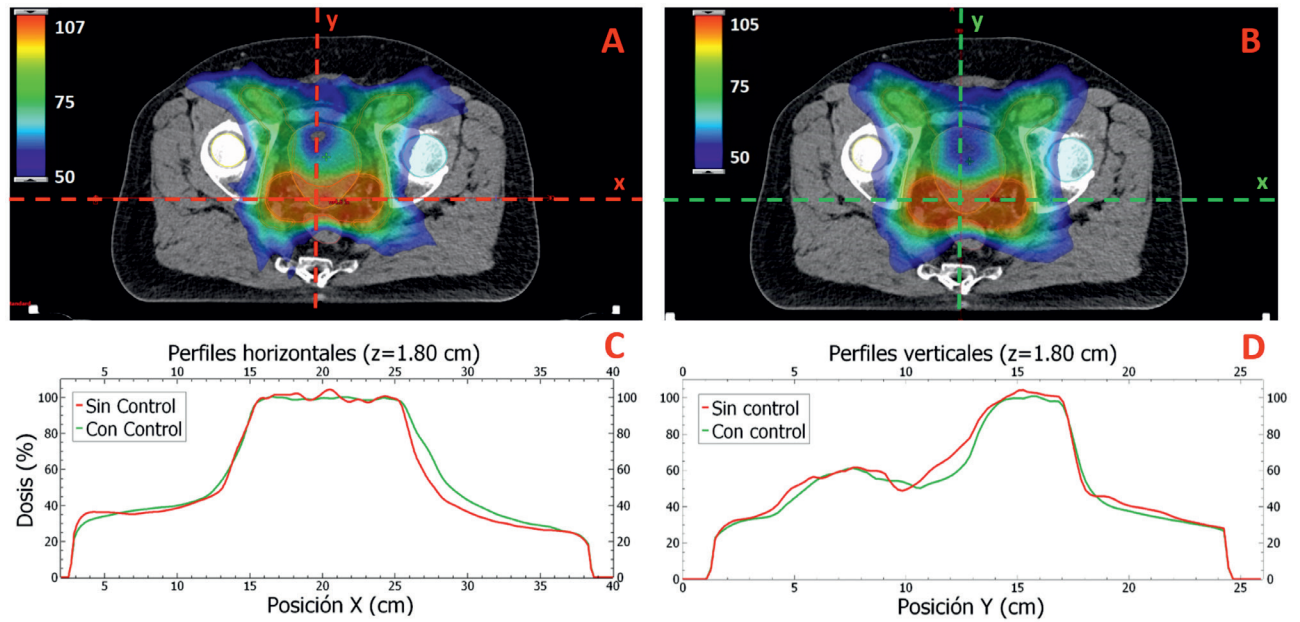


Fig. 2. Distribución espacial de dosis en un corte transversal representativo de la zona de mayor dosis del plan (*PTV2*) y perfiles de dosis perpendiculares. Corte transversal del plan A) sin control de complejidad (*SC*), B) con control de complejidad (*CC*). Perfiles de dosis C) horizontales y D) verticales de ambos planes.

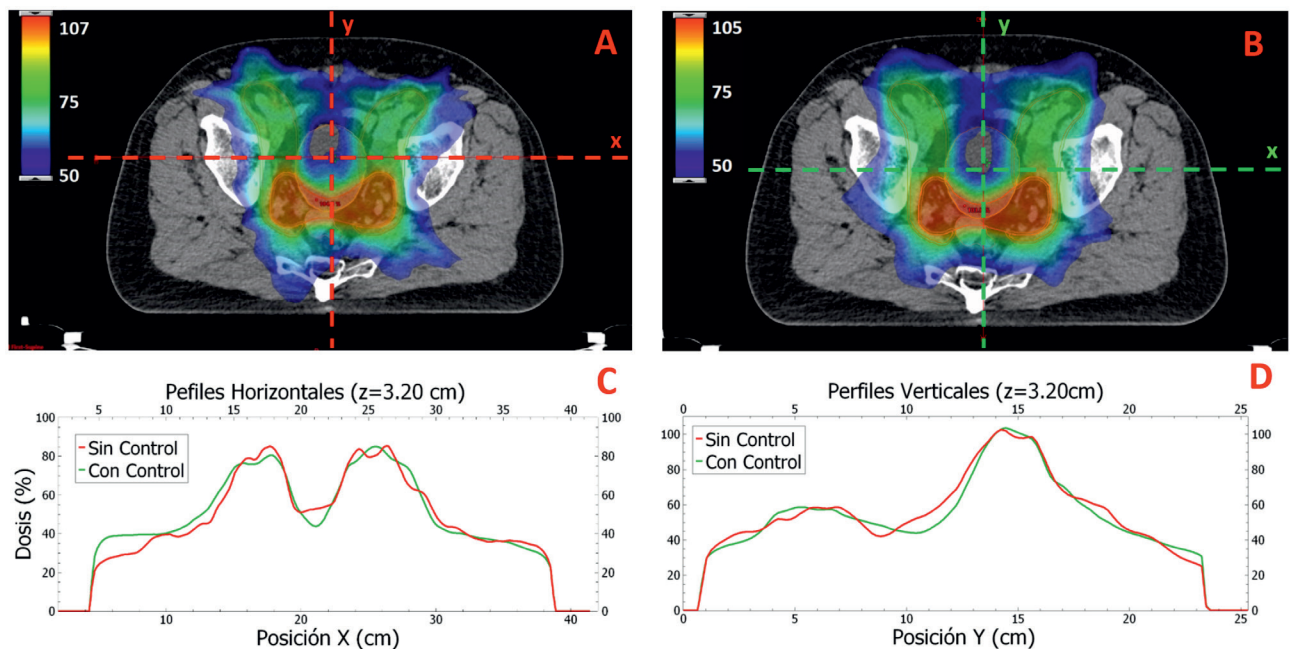


Fig. 3. Distribución espacial de dosis en un corte transversal representativo de la zona de mayor necesidad de modulación del plan (vejiga) y perfiles perpendiculares de dosis. Corte transversal del plan A) sin control de complejidad (*SC*), B) con control de complejidad (*CC*). Perfiles de dosis C) horizontales y D) verticales de ambos planes.

Tabla 1. Valores de métricas de complejidad para los planes sin control de complejidad (SC) y con control de complejidad (CC), y diferencia del segundo respecto del primero, para el caso de próstata.

*Métricas que empeoraron al controlar complejidad.

Métrica	Off(SC)	ASC+MU (CC)	Diferencia
<i>Q1Gap (mm)</i>	6.2	43.2	37.0
<i>MeanGap (mm)</i>	14.5	61.6	47.1
<i>SASIO</i>	0.38	0.01	-0.37
<i>TGi</i>	0.56	0.10	-0.46
<i>MCS</i>	0.13	0.44	0.31
<i>MITotal</i>	1.4	1.0	-0.4
<i>PI</i>	21.7	4.6	-17.1
<i>PM</i>	0.86	0.56	-0.30
<i>EdgeMetric (mm⁻¹)</i>	0.20	0.04	-0.16
<i>LT/AL (mm)</i>	2.3	1.5	-0.80
<i>meanMLCSpeed (cm/s)</i>	1.2	0.9	-0.30
<i>MLCSpeedModulation (s⁻¹)</i>	1.4 (*)	2.1 (*)	0.7 (*)
<i>meanRR (MU/min)</i>	561	246	-314
<i>RRmodulation (UM/min)</i>	1606 (*)	2067 (*)	461 (*)
<i>meanGS (deg/s)</i>	4.8	6.0	1.2
<i>GSmodulation (s⁻¹)</i>	20.6	0.0	-20.6
<i>MU/Gy (UM/Gy)</i>	581	203	-378

comparando el plan que no controla la modulación con el que sí la tiene en cuenta.

4. Discusión

La comparación en los HDV de los *PTVs* (y *GTVs* en *SBRT*) y *OAR* para planes optimizados con y sin control de complejidad muestra resultados dosimétricos muy similares. Las curvas prácticamente se solapan, llegando incluso a tener mejor cobertura en el caso de la PT el plan menos modulado, y con una menor dosis máxima, 104.0 %y (SC) y 103.2 % (CC), para un volumen mínimo clínicamente representativo de 2 cm³. Considerando los *OAR* en este mismo caso (PT), se puede concluir que todos los órganos cumplen con los criterios de aceptabilidad marcados y se encuentran en los intervalos definidos. Evaluando el caso de la *SBRT*, se considera que los valores de los índices dosimétricos *CI*, *GM* y *MGI* son aceptables. Las variaciones mostradas por dichos índices entre el plan SC y CC también están en los rangos de valores considerados como tolerables.

Los perfiles de dosis permiten realizar un análisis local sobre regiones de interés. En ambos casos se

aprecia una equivalencia dosimétrica local, sin diferencias representativas y gradientes de dosis similares para el resto del volumen, tanto en zonas de altas como bajas dosis.

La comparativa de métricas de complejidad (tablas 1 y 2) muestra que la mayoría de métricas expuestas mejoran sus valores en los planes CC respecto a los SC. Índices que describen el tamaño promedio de campo de las aperturas, como el *MeanGap* y *Q1*, reflejan muy claramente esa tendencia. Especialmente llamativas son las diferencias en métricas que valoran la irregularidad de las aperturas generadas por el *MLC*, como por ejemplo *TGi* o *PI*. Además, en cuanto a parámetros dinámicos, en los planes CC se observan numerosas mejorías. Las velocidades medias de las láminas son mucho menores y las velocidades de giro de *gantry* más estables, es decir la modulación o los cambios de la velocidad se reducen, llegando a 0 para el caso de la próstata. La modulación de velocidades de láminas y de la tasa de dosis (RR), en cambio, aumentaron para los planes CC, hecho que puede resultar sorprendente. Esto ocurre porque los controles de complejidad aplicados durante la optimización se centran en aumentar el tamaño de las aperturas del haz (a través de las UM) y de su irregularidad (mediante la herramienta ASC), pero en ningún caso

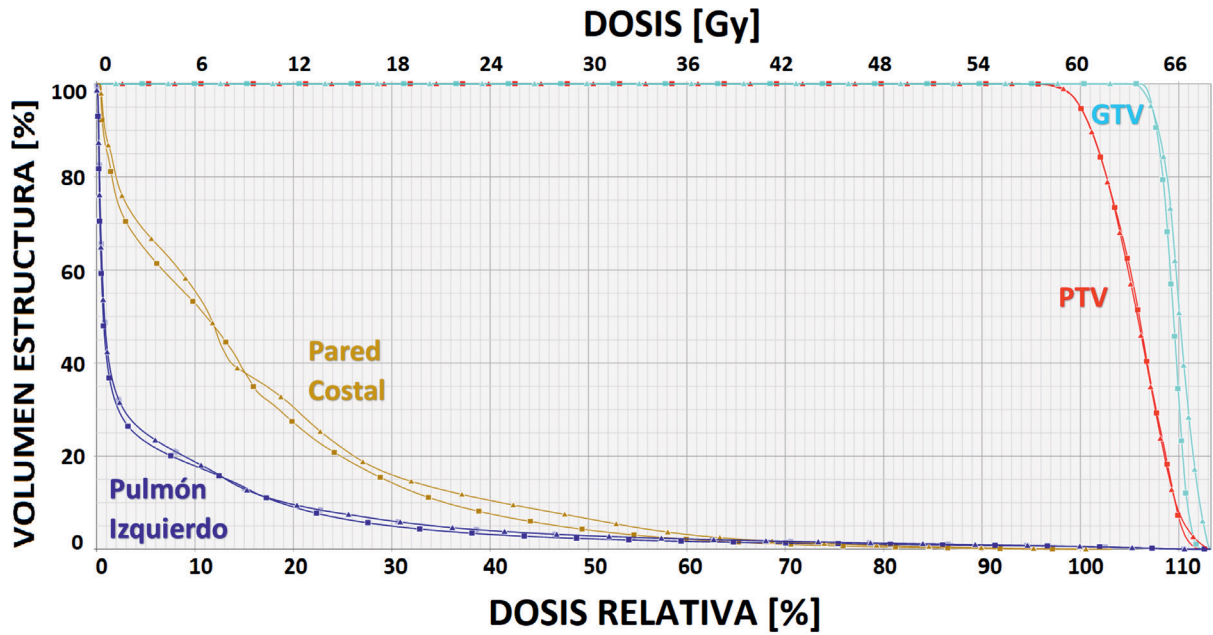


Fig. 4. Comparación de histogramas dosis volumen acumulativos para los planes con y sin control de la complejidad para el caso de la SBRT pulmonar.

afectan a aspectos como la modulación de velocidades o de la tasa de dosis. Además, en ambos casos la velocidad de giro de *gantry* aumenta y su modulación se reduce al disminuir las UM; esto también contribuye a una mayor modulación de la tasa de dosis, ya que las diferencias de peso entre puntos de control consecutivos se trasladan menos en cambios en velocidad de *gantry* y más en diferencias en las tasas de dosis.

tivos se trasladan menos en cambios en velocidad de *gantry* y más en diferencias en las tasas de dosis.

La diferencia relativa en el tamaño de las aperturas en el caso de la SBRT no es tan notoria como en el caso de próstata, aunque también es muy evidente. Esto se debe a que el volumen de la estructura objetivo es más

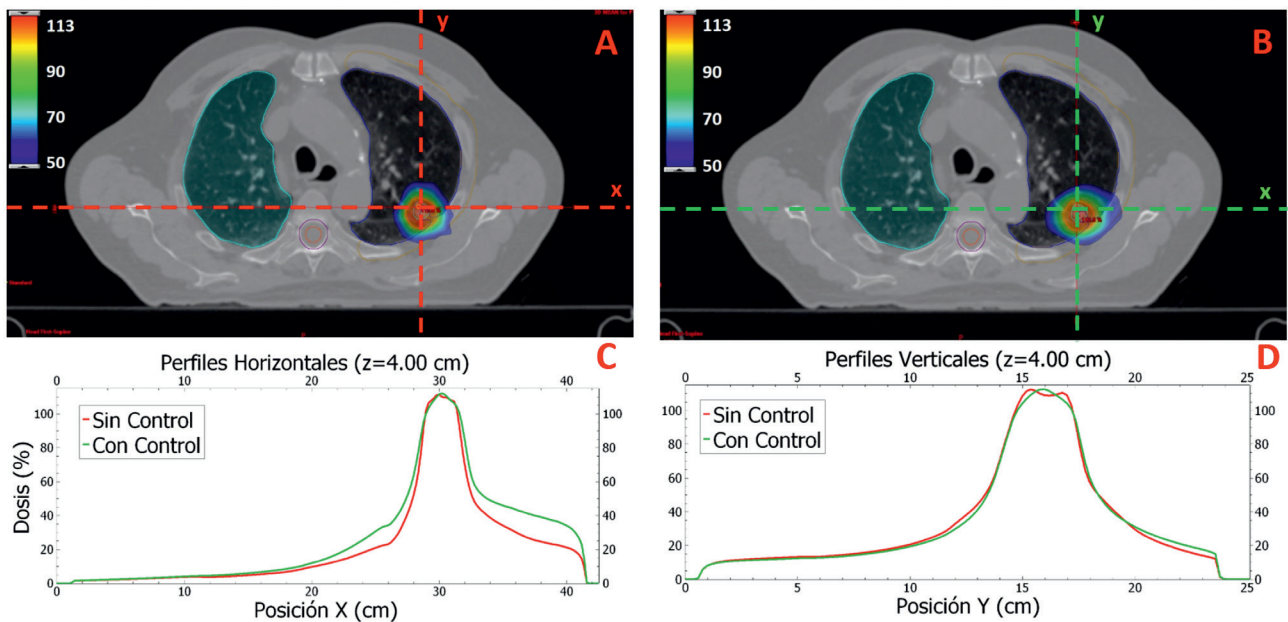


Fig. 5. Distribución de dosis espacial en cortes transversales representativos de la zona donde se ubica la lesión y perfiles perpendiculares de dosis. Corte transversal del plan A) sin control de complejidad (SC), B) con control de complejidad (CC). Perfiles de dosis C) horizontales y D) verticales de ambos planes.

Tabla 2. Valores de métricas de complejidad para los planes sin control de complejidad (SC) y con control de complejidad (CC), y variación del segundo respecto del primero, para caso de pulmón.
*Métricas que empeoraron al controlar complejidad.

Métrica	Off(SC)	ASC+MU (CC)	Diferencia
Q1Gap (mm)	4.0	21.8	17.8
MeanGap (mm)	9.3	26.1	16.8
SASIO	0.52	0.01	-0.51
TGi	0.53	0.07	-0.46
MCS	0.13	0.39	0.26
MITotal	0.74	0.69	-0.05
PI	5.2	1.7	-3.5
PM	0.75	0.37	-0.38
EdgeMetric (mm ⁻¹)	0.24	0.07	-0.17
LT/AL (mm)	1.18	0.54	-0.64
meanMLCSpeed (cm/s)	0.41	0.30	-0.11
MLCSpeedModulation (s ⁻¹)	1.6 (*)	2.8 (*)	1.2 (*)
meanRR (MU/min)	1400	1193	-207
RRmodulation (UM/min)	4 (*)	9452 (*)	9448 (*)
meanGS (deg/s)	3.2	4.8	1.6
GSmodulation (s ⁻¹)	47.5	23.7	-23.8
MU/Gy (UM/Gy)	378	188	-190

pequeño en la SBRT, reduciéndose el margen potencial de incremento de tamaño.

Los ejemplos analizados muestran que tener en cuenta y controlar la complejidad de los planes durante la optimización permite una clara reducción de la complejidad, que se traduce en menores incertidumbres y una mejora en la calidad global. Un plan de calidad implica disponer de una distribución de dosis que pueda ser administrada de manera realista y robusta, lo cual mejora mediante la disminución de la complejidad, es decir obteniendo planes más sencillos. Por tanto, ante la evolución de las técnicas y el incremento de las exigencias en las prescripciones clínicas, conceptos como el mencionado o la robustez de los planes cobran una especial relevancia. Para el abordaje de estos nuevos retos clínicos es evidente que una cierta modulación es necesaria, incluso imprescindible, para alcanzar los objetivos deseados. Sin embargo, los sistemas de planificación y cálculo pueden introducir complejidad innecesaria, conduciendo a escenarios subóptimos, donde el plan pueda considerarse dosimétricamente aceptable, pero contenga incertidumbres excesivas. Es en este

contexto donde el análisis de la complejidad muestra su potencial para facilitar dicha valoración y discernir entre planes con calidad dosimétrica similar.

Ante la necesidad de mecanismos que posibiliten la implementación de la complejidad en el flujo de trabajo, hemos presentado dos herramientas que permiten la extracción de las métricas de complejidad para su empleo en el proceso de optimización y en la evaluación de los planes de tratamiento.

En primer lugar, el programa de desarrollo propio *PlanAnalyzer* en la plataforma *MATLAB*[®] tiene la capacidad de analizar los planes de tratamiento ya exportados en formato *DICOM*. La importación de los datos en esta configuración universal hace que sea una herramienta accesible para cualquier TPS. En este ejemplo se han empleado planes extraídos del TPS *Eclipse*, pero el modo de proceder es exactamente igual para cualquier otro planificador que sea capaz de exportar los datos necesarios en formato *DICOM*. Su sencillo manejo permite la extracción en cuestión de segundos de numerosas métricas de complejidad y parámetros mecánicos de grandes colecciones planes simultáneamente. Esta característica muestra su idoneidad para

el establecimiento de valores de referencia en función de la máquina empleada o patología tratada, o para la realización de estudios de investigación.

En segundo lugar, se ha presentado también un *script* compatible con el *TPS Eclipse*. Esta herramienta ayuda a la implementación del control de complejidad al proceso clínico, especialmente cuando ya se dispone de los valores de referencia para los distintos parámetros evaluados. Con una simple ejecución de comandos en el planificador se dispone de una valiosa información que permite guiar el proceso de optimización hacia planes con una complejidad adecuada.

Las métricas de complejidad en los planes de tratamiento tienen el potencial de ser utilizadas en la definición de planes típicos que se ajusten a unas características y condiciones determinadas. Esto es lo que se conoce como el diseño de soluciones de clase, dependientes de la unidad de tratamiento y de la patología. Esta labor permite la reducción de la dispersión en los resultados obtenidos, tras la planificación en torno a unos criterios establecidos. Se proporciona así desde el inicio una idea más clara del resultado a alcanzar. Su inclusión en el proceso de planificación, mediante su introducción en la función de coste de optimización,³⁴ serviría de guía y permitiría reducir la variabilidad en los planes clínicos, además de un presumible ahorro de tiempo en esta etapa para el dosimetrista. Además, varias sociedades científicas, incluyendo la SEFM, recomiendan planificar usando dichas soluciones de clase y usarlas para reducir las verificaciones pretratamiento de los planes *IMRT* o *VMAT*.^{35,36} Las mencionadas verificaciones mediante medida del plan suponen un esfuerzo para los servicios hospitalarios en ocasiones difícil de asumir. Existen estudios que relacionan una baja complejidad de los planes diseñados, con un alto porcentaje de cumplimiento de los criterios y tolerancias aceptados. La planificación basada en soluciones de clase, junto con la revisión periódica de planes representativos (según patología y equipo), permite focalizar las verificaciones sólo en los casos que superen la complejidad previamente definida. Además, esto puede permitir una posible predicción de los planes que superaran (o no) dichas comprobaciones.^{22,37}

En general, las métricas de complejidad pueden ser muy útiles, pero requieren una correcta interpretación. Puede suceder que ciertas métricas presenten una importante correlación y se comporten de manera similar, mientras que otras métricas tengan un comportamiento distinto. Para un análisis correcto, se ha de comprender qué parámetros evalúa cada métrica y qué limitaciones presenta cada una de ellas. Además, el comportamiento de cada métrica es dependiente de la patología abordada y del sistema empleado en su conjunto: MLC, acelerador, TPS, etc.²¹ Se han de tener en cuenta todos los sistemas involucrados y

hacer una valoración global y personalizada en cada centro de todas las fuentes de complejidad del proceso.

Este estudio presenta ciertas limitaciones. Pese a la detallada implementación de las ideas descritas, únicamente se han mostrado dos ejemplos clínicos que, a nuestro entender ilustran de manera adecuada los conceptos más importantes. Por otro lado, las posibles referencias y tolerancias establecidas para la evaluación dosimétrica son dependientes de los protocolos locales, por lo que deberían adaptarse a cada servicio o alcanzarse un consenso armonizado. Por último, las múltiples aplicaciones de la complejidad en el proceso de radioterapia tampoco han sido detalladas. Estos aspectos, al igual que la aplicación de estas métricas para definir soluciones de clase, serán objeto de futuros trabajos.

Pese a la contrastada necesidad de un análisis de la complejidad en los tratamientos, todavía es patente la falta de recursos en los planificadores comerciales para la extracción y uso de dichos datos. Por este motivo con este estudio presentamos y ponemos a disposición los programas y herramientas utilizadas para toda la comunidad a través de la página web de la SEFM.

5. Conclusiones

El presente artículo describe la aplicación de métricas de complejidad en la evaluación de los planes de tratamiento de radioterapia con dos ejemplos prácticos. Se ha mostrado como en dos casos clínicos representativos de la práctica habitual (*SBRT* y próstata con ganglios) puede reducirse la complejidad de una manera muy importante, sin prácticamente afectar a la calidad dosimétrica alcanzada, permitiendo así una reducción de las incertidumbres asociadas.

Dada la falta de herramientas para la cuantificación de la complejidad de los planes de tratamiento de radioterapia, los programas presentados se ponen a disposición de los socios de la SEFM a través de la web de la Sociedad Española de Física Médica, facilitando así su futura aplicación. El *Script* aportado está desarrollado para el *TPS Eclipse* pero *PlanAnalyzer*, basado en *MATLAB*, es compatible con cualquier sistema de planificación y unidad de tratamiento gracias al uso de ficheros exportados en formato *DICOM*. Esperamos que estas herramientas sirvan de ayuda para reducir incertidumbres y aumentar la robustez de los tratamientos de radioterapia.

Conflicto de intereses

Los autores presentes en este artículo declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Financiación y agradecimientos

Los autores agradecen a la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) la financiación de esta investigación a través de la beca PI-SEFM-2022.

Referencias

- World Health Organization, editor. Quality assurance in radiotherapy: a guide prepared following a workshop held at Schloss Reisingburg, Federal Republic of Germany, 3-7 December 1984, and organized jointly by Institute of Radiation Hygiene, Federal Health Office, Neuherberg, Federal Republic of Germany and World Health Organization, Geneva, Switzerland. Geneva : Albany, NY: World Health Organization ; WHO Publications Center USA; 1988. 52 p.
- Lliso Valverde F, Vilches Pacheco M, Martínez Albaladejo M, Almendral Manzano P, Ambroa Rey E, Ferrer Gracia CL, et al. Guía para el control de calidad y seguridad en aceleradores lineales de uso clínico. *Rev Física Médica*. 2024;25(1):77-122. <https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.007>.
- Smith K, Balter P, Duhon J, White GA, Vassy DL, Miller RA, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear accelerator performance tests. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(4):23-39. <https://doi.org/10.1002/acm2.12080>.
- Krauss RF, Balik S, Cirino ET, Hadley A, Hariharan N, Holmes SM, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.b: Linear accelerator performance tests. *J Appl Clin Med Phys*. 2023;24(11):e14160. <https://doi.org/10.1002/acm2.14160>.
- Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA : Recommendations of AAPM Task Group No. 218 . *Med Phys [Internet]*. 2018;45(4). <https://doi.org/10.1002/mp.12810>.
- Patel I, editor. Physics aspects of quality control in radiotherapy. 2nd edition. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine; 2018.
- García Romero A, Hernández Masgrau V, Baeza Trujillo M, Teijeiro García A, Clemente Gutiérrez F, Morera Cano D. Resultados de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre de control de calidad de sistemas de planificación de tratamientos en el ámbito de haces de fotones y electrones de radioterapia externa. *Rev Física Médica*. 2021;2(22):55-66. <https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.2.006>.
- Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys*. 2008;35(1):310-7. <https://doi.org/10.1118/1.2818738>.
- Kaplan LP, Placidi L, Bäck A, Canters R, Hussein M, Vaniqui A, et al. Plan quality assessment in clinical practice: Results of the 2020 ESTRO survey on plan complexity and robustness. *Radiother Oncol*. 2022;173:254-61. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2022.06.005>.
- Hernandez V, Hansen CR, Widesott L, Bäck A, Canters R, Fusella M, et al. What is plan quality in radiotherapy? The importance of evaluating dose metrics, complexity, and robustness of treatment plans. *Radiother Oncol*. 2020;153:26-33. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.09.038>.
- Schwarz M, Cattaneo GM, Marrazzo L. Geometrical and dosimetric uncertainties in hypofractionated radiotherapy of the lung: A review. *Phys Med*. 2017;36:126-39. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.02.011>.
- Liebl J, Paganetti H, Zhu M, Winey BA. The influence of patient positioning uncertainties in proton radiotherapy on proton range and dose distributions. *Med Phys*. 2014;41(9):091711. <https://doi.org/10.1118/1.4892601>.
- Lomax AJ. Intensity modulated proton therapy and its sensitivity to treatment uncertainties 1: the potential effects of calculational uncertainties. *Phys Med Biol*. 2008;53(4):1027-42. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/4/014>.
- Lomax AJ. Intensity modulated proton therapy and its sensitivity to treatment uncertainties 2: the potential effects of inter-fraction and inter-field motions. *Phys Med Biol*. 2008;53(4):1043-56. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/4/015>.
- Yock AD, Mohan R, Flampouri S, Bosch W, Taylor PA, Gladstone D, et al. Robustness Analysis for External Beam Radiation Therapy Treatment Plans: Describing Uncertainty Scenarios and Reporting Their Dosimetric Consequences. *Pract Radiat Oncol*. 2019;9(4):200-7. <https://doi.org/10.1016/j.prro.2018.12.002>.
- Park JM, Wu HG, Kim JH, Carlson JNK, Kim K. The effect of MLC speed and acceleration on the plan delivery accuracy of VMAT. *Br J Radiol*. 2015;88(1049):20140698. <https://doi.org/10.1259/bjr.20140698>.
- Kamperis E, Kodona C, Hatzioannou K, Giannouzakos V. Complexity in Radiation Therapy: It's Complicated. *Int J Radiat Oncol*. 2020;106(1):182-4. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2019.09.003>.
- Antoine M, Ralite F, Soustiel C, Marsac T, Sargos P, Cugny A, et al. Use of metrics to quantify IMRT and VMAT treatment plan complexity: A systematic review and perspectives. *Phys Med*. 2019;64:98-108. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.05.024>.
- Chiavassa S, Bessieres I, Edouard M, Mathot M, Moignier A. Complexity metrics for IMRT and VMAT plans: a review of current literature and applications. *Br J Radiol*. 2019;92(1102):20190270. <https://doi.org/10.1259/bjr.20190270>.
- Huble E, Pierce G. The influence of plan modulation on the interplay effect in VMAT liver SBRT treatments. *Phys Med*. 2017;40:115-21. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.07.025>.
- Hernandez V, Saez J, Pasler M, Jurado-Bruggeman D, Jornet N. Comparison of complexity metrics for multi-institutional evaluations of treatment plans in radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2018;5:37-43. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2018.02.002>.
- Crowe SB, Kairn T, Kenny J, Knight RT, Hill B, Langton CM, et al. Treatment plan complexity metrics for predicting IMRT pre-treatment quality assurance results. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2014;37(3):475-82. <https://doi.org/10.1007/s13246-014-0274-9>.
- Vieilleveigne L, Khamphan C, Saez J, Hernandez V. On the need for tuning the dosimetric leaf gap for stereotactic treatment plans in the Eclipse treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(7):68-77. <https://doi.org/10.1002/acm2.12656>.
- McNiven AL, Sharpe MB, Purdie TG. A new metric for assessing IMRT modulation complexity and plan deli-

- verability. *Med Phys.* 2010;37(2):505-15. <https://doi.org/10.1118/1.3276775>.
25. Park JM, Park SY, Kim H, Kim JH, Carlson J, Ye SJ. Modulation indices for volumetric modulated arc therapy. *Phys Med Biol.* 2014;59(23):7315-40. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/23/7315>.
 26. Du W, Cho SH, Zhang X, Hoffman KE, Kudchadker RJ. Quantification of beam complexity in intensity-modulated radiation therapy treatment plans. *Med Phys.* 2014;41(2):021716. <https://doi.org/10.1118/1.4861821>.
 27. Younge KC, Matuszak MM, Moran JM, McShan DL, Fraass BA, Roberts DA. Penalization of aperture complexity in inversely planned volumetric modulated arc therapy. *Med Phys.* 2012;39(11):7160-70. <https://doi.org/10.1118/1.4762566>.
 28. Masi L, Doro R, Favuzza V, Cipressi S, Livi L. Impact of plan parameters on the dosimetric accuracy of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys.* 2013;40(7):071718. <https://doi.org/10.1118/1.4810969>.
 29. Scaggion A, Fusella M, Agnello G, Bettinelli A, Pivato N, Roggio A, et al. Limiting treatment plan complexity by applying a novel commercial tool. *J Appl Clin Med Phys.* 2020;21(8):27-34. <https://doi.org/10.1002/acm2.12908>.
 30. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). ICRU Report 83: Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *J ICRU.* 2010;10(1):1-106. <https://doi.org/10.1093/jicru/ndq001>.
 31. Feuvret L, Noël G, Mazeron JJ, Bey P. Conformity index: A review. *Int J Radiat Oncol.* 2006;64(2):333-42. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2005.09.028>.
 32. Paddick I, Lippitz B. A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index. *J Neurosurg.* 2006;105(Supplement):194-201. <https://doi.org/10.3171/sup.2006.105.7.194>.
 33. UK SABR Consortium. Stereotactic Ablative Body Radiation Therapy (SABR): A Resource. [Internet]. England: UK SABR Consortium; 2019. Disponible en: <https://www.sabr.org.uk>
 34. Matuszak MM, Larsen EW, Fraass BA. Reduction of IMRT beam complexity through the use of beam modulation penalties in the objective function. *Med Phys.* 2007;34(2):507-20. <https://doi.org/10.1118/1.2409749>.
 35. Mans A, Schuring D, Arends M, Vugts L, Wolthaus JWH, Lotz H, et al. NCS Report 24: Code of practice for the quality assurance and control for volumetric modulated arc therapy [Internet]. 1.a ed. Delft: NCS; 2015 feb. Disponible en: <https://radiationdosimetry.org/ncs/documents/code-of-practice-for-the-quality-assurance-and-control-for-vmat>. <https://doi.org/10.25030/ncs-024>.
 36. García Romero A, Baeza Trujillo M, Teijeiro García A, Clemente Gutiérrez F, Morera Cano D, Hernández Masgrau V. Guía para el control de calidad y seguridad de los sistemas de planificación y planes de tratamiento de radioterapia externa. *Rev Física Médica.* 2024;25(1):123-82. <https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.008>.
 37. Kairn T, Crowe SB, Kenny J, Knight RT, Trapp JV. Predicting the likelihood of QA failure using treatment plan accuracy metrics. *J Phys Conf Ser.* 2014;489:012051. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/489/1/012051>.

Material Suplementario

Las prescripciones determinadas por el oncólogo radioterápico para próstata y los valores obtenidos en los planes utilizados se muestran en la tabla S1.

Las prescripciones determinadas por el especialista en oncología radioterápica para *SBRT* se muestran en la tabla S2.

Tabla S1. Restricciones a órganos de riesgo prescritas por el oncólogo radioterápico para el caso de la próstata con ganglios, y valores obtenidos para el plan sin control de complejidad (SC) y con control de complejidad (CC).

Órgano	Restricción	Plan SC	Plan CC
Vejiga	V50Gy = 50%	50.0%	46.4%
	V60Gy = 40%	39.3%	37.7%
	V65Gy = 30%	39.3%	39.3%
Recto	V50Gy = 10%	38%	39.2%
	V60Gy = 10%	23.6%	22.8%
Cabeza femoral derecha	V50Gy = 10%	0.0	0.0
Cabeza femoral izquierda	V50Gy = 10%	0.0	0.0
Bulbo del pene	Dosis máxima = 54Gy	28.9%	29.4%
Intestino	Dosis máxima = 45Gy	52.6%	51.7%
PTV1	V95% = 95%	99.8%	100%
PTV2	V95% = 95%	100%	100%
PTV2	Dosis máxima = 107%	106.3%	105%

Tabla S2. Restricciones a órganos de riesgo prescritas por el especialista en oncología radioterápica para el caso de la SBRT (*Stereotactic Body Radiotherapy*) de pulmón. ITV (*Internal Target Volume*)*.

Órgano	Restricción	
Médula espinal	Dosis máxima	22 Gy
Piel	Dosis máxima	32 Gy
	V39Gy	0.5 cm ³
Pared Costal	Dosis máxima	32 Gy
	V32Gy	30 cm ³
	V39Gy	0.5 cm ³
Pulmones menos ITV*	V20Gy	10%
	V12.5Gy	15%
Corazón	Dosis máxima	38 Gy
	V27Gy	0.5 cm ³
Grandes Vasos	V47Gy	10 cm ³
Esófago	Dosis máxima	4 cm ³
Árbol bronquial	V18Gy	Dosis
	V21Gy	0.5 cm ³