



ACTA DE EVALUACIÓN DE LA TESIS DOCTORAL

Año académico 2017/18

DOCTORANDO: MARTÍNEZ ORTEGA, JAIME
D.N.I./PASAPORTE: ****9332T

PROGRAMA DE DOCTORADO: D445-TECNOLOGÍAS DE LA INFORMACIÓN Y LAS COMUNICACIONES
DPTO. COORDINADOR DEL PROGRAMA: TEORÍA DE LA SEÑAL Y LAS COMUNICACIONES
TITULACIÓN DE DOCTOR EN: DOCTOR/A POR LA UNIVERSIDAD DE ALCALÁ

En el día de hoy 13/12/17, reunido el tribunal de evaluación nombrado por la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado de la Universidad y constituido por los miembros que suscriben la presente Acta, el aspirante defendió su Tesis Doctoral, elaborada bajo la dirección de ROCÍO SÁNCHEZ MONTERO // LUIS NUÑEZ MARTÍN.

Sobre el siguiente tema: DOSIMETRÍA EN VIVO EN RADIOTERAPIA EMPLEANDO UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO DE IMAGEN PORTAL (EPID)

Finalizada la defensa y discusión de la tesis, el tribunal acordó otorgar la CALIFICACIÓN GLOBAL³ de (no apto, aprobado, notable y sobresaliente): SOBRESALIENTE

Alcalá de Henares, 13 de Diciembre de 2017

EL PRESIDENTE

Fdo.: F. Andrés Delgado

EL SECRETARIO

Fdo.: Pablo Luis López Espi

EL VOCAL

Fdo.: Francisco Clemente

Con fecha 20 de diciembre de 2017, la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado, a la vista de los votos emitidos de manera anónima por el tribunal que ha juzgado la tesis, resuelve:

- Conceder la Mención de "Cum Laude"
- No conceder la Mención de "Cum Laude"

La Secretaria de la Comisión Delegada

[Signature]

FIRMA DEL ALUMNO,

[Signature]
Fdo.: JAIME MARTÍNEZ ORTEGA

³ La calificación podrá ser "no apto" "aprobado" "notable" y "sobresaliente". El tribunal podrá otorgar la mención de "cum laude" si la calificación global es de sobresaliente y se emite en tal sentido el voto secreto positivo por unanimidad.

INCIDENCIAS / OBSERVACIONES:

En aplicación del art. 14.7 del RD. 99/2011 y el art. 14 del Reglamento de Elaboración, Autorización y Defensa de la Tesis Doctoral, la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado, en sesión pública de fecha 20 de diciembre, procedió al escrutinio de los votos emitidos por los miembros del tribunal de la tesis defendida por *MARTÍNEZ ORTEGA, JAIME*, el día 13 de diciembre de 2017, titulada *DOSIMETRÍA EN VIVO EN RADIOTERAPIA EMPLEANDO UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO DE IMAGEN PORTAL (EPID)*, para determinar, si a la misma, se le concede la mención "cum laude", arrojando como resultado el voto favorable de todos los miembros del tribunal.

Por lo tanto, la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado **resuelve otorgar** a dicha tesis la

MENCIÓN "CUM LAUDE"

Alcalá de Henares, 5 de enero de 2018
EL PRESIDENTE DE LA COMISIÓN DE ESTUDIOS
OFICIALES DE POSGRADO Y DOCTORADO




Juan Ramón Velasco Pérez

Copia por e-mail a:

Doctorando: MARTÍNEZ ORTEGA, JAIME

Secretario del Tribunal: PABLO LUIS LÓPEZ ESPÍ. T.U. Dpto. Teoría de la Señal y Comunicaciones. Universidad de Alcalá

Director/a de Tesis: ROCÍO SÁNCHEZ MONTERO // LUIS NUÑEZ MARTÍN



Universidad
de Alcalá

ESCUELA DE DOCTORADO
Servicio de Estudios Oficiales de
Posgrado

DILIGENCIA DE DEPÓSITO DE TESIS.

Comprobado que el expediente académico de D./D^a _____
reúne los requisitos exigidos para la presentación de la Tesis, de acuerdo a la normativa vigente, y habiendo
presentado la misma en formato: soporte electrónico impreso en papel, para el depósito de la
misma, en el Servicio de Estudios Oficiales de Posgrado, con el nº de páginas: _____ se procede, con
fecha de hoy a registrar el depósito de la tesis.

Alcalá de Henares a _____ de _____ de 20 _____



Fdo. El Funcionario



Programa de Doctorado en Tecnologías de la Información y
las Comunicaciones

DOSIMETRÍA EN VIVO EN
RADIOTERAPIA EMPLEANDO UN
DISPOSITIVO ELECTRÓNICO DE IMAGEN
PORTAL (EPID)

Tesis Doctoral presentada por

JAIME MARTÍNEZ ORTEGA

2017



Programa de Doctorado en Tecnologías de la Información y las Comunicaciones

DOSIMETRÍA EN VIVO EN RADIOTERAPIA EMPLEANDO UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO DE IMAGEN PORTAL (EPID)

Tesis Doctoral presentada por

JAIME MARTÍNEZ ORTEGA

Directores:

Dra. Rocío Sánchez Montero

Dr. Luis Núñez Martín

Alcalá de Henares, 2017



Universidad
de Alcalá

DPTO. DE TEORÍA DE LA SEÑAL Y
COMUNICACIONES
Campus Universitario, Ctra. Madrid - Barcelona, Km. 33.600
28871 Alcalá de Henares (Madrid)
Teléfonos: 91 885 66 90 / 91 885 66 91
Fax: 91 885 66 99
auroa.iglesias@uah.es

D. Jaime Martínez Ortega ha realizado en el Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones bajo la dirección de los doctores D^a. Rocío Sanchez Montero y D. Luis Nuñez Martín, la tesis doctoral titulada “**Dosimetría en vivo en radioterapia empleando un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID)**”, cumpliéndose todos los requisitos para la tramitación que conduce a su posterior defensa.

Alcalá de Henares, 25 de octubre de 2017

EL COORDINADOR DEL PROGRAMA DE DOCTORADO

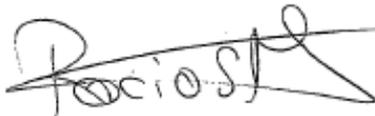
Fdo.: Dr. D. Sancho Salcedo Sanz

D^a. ROCIO SANCHEZ MONTERO, Profesor Contratado Doctor del departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones de la Universidad de Alcalá y
D. LUIS NUÑEZ MARTIN, Jefe de Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda,

CERTIFICAN

Que la tesis **“Dosimetría en vivo en radioterapia empleando un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID)”**, presentada por D. Jaime Martínez Ortega, realizada en el Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones bajo nuestra dirección, reúne los méritos suficientes para optar al grado de Doctor, por lo que puede procederse a su lectura.

Alcalá de Henares, 23 de octubre de 2017



Fdo.: Dra. D^a. Rocio Sanchez Montero



Fdo.: Dr. D. Luis Nuñez Martin

A mis padres, Luis y Manuela,

por creer que era capaz de todo

A Mónica, mi compañera incondicional

desde que empecé la aventura de la Física

A Marcos, Héctor y Blanca

por todo el tiempo que no pude pasar con ellos

AGRADECIMIENTOS

Esta tesis doctoral no sería una realidad sin la contribución de distintas personas que, de uno u otro modo, han contribuido a este trabajo.

Este trabajo no habría sido posible sin la colaboración y revisión de Mónica Merino López, física de profesión, quien además se ha ocupado de todo lo demás. La mitad de este trabajo es suyo, sin duda. Quiero agradecer, por su paciencia y apoyo incondicional a mis hijos, Marcos y Héctor y, por supuesto, a Blanca, quien ni siquiera había nacido cuando comencé esta andadura.

Debo agradecer por su labor de revisión y asesoría a mis directores de tesis, Dr. Luis Núñez Martín, que ha sido además mi jefe en el Hospital Puerta de Hierro durante ocho años y me animó a este proyecto, y a la Dra. Rocío Sánchez Montero.

Quiero agradecer también la ayuda y apoyo de mis compañeros del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Puerta de Hierro, en especial a Nuria Gómez González, María Pinto Monedero y Miguel Castanedo Álvarez por las medidas a horas intempestivas y a Pablo Castro Tejero, por atender esas llamadas a deshora.

A Rodolfo del Moral Pérez, de Philips Ibérica, por su ayuda y asistencia desinteresada en el manejo de Pinnacle³. También he podido contar con la ayuda de Alejandro García Romero, del Hospital Clínico Universitario de Zaragoza, quien me prestó ayuda para andar un camino que ya había explorado.

Agradecer también a Moisés Sáez Beltrán, del Complejo Asistencial de Salamanca, y a Alberto Pérez Rozos, del Hospital Virgen de la Victoria de Málaga, por su amistad y por resolver mis dudas a cualquier hora a través de una pantalla táctil.

También quiero agradecer el apoyo y comentarios de dos personas que marcaron mi trayectoria profesional. Son Naresh B. Tolani, del ME DeBakey VA Medical Center de Houston (EE. UU.) y Karl L. Prado, de la Universidad de Maryland (EE. UU.).

ÍNDICE

Índice de figuras	xiviv
1 RESUMEN	1
1.1 INTRODUCCIÓN	1
1.2 MATERIALES Y MÉTODOS.....	2
1.3 RESULTADOS	5
1.4 DISCUSIÓN.....	6
1.5 CONCLUSIONES	8
1.6 PALABRAS CLAVE.....	9
2 ABSTRACT	11
2.1 INTRODUCTION	11
2.2 MATERIALS AND METHODS	12
2.3 RESULTS.....	14
2.4 DISCUSSION	15
2.5 CONCLUSIONS	17
2.6 KEYWORDS	18
3 INTRODUCCIÓN.....	19
3.1 IMPORTANCIA DEL CONTROL DE CALIDAD	20
3.2 DOSIMETRÍA IN VIVO.....	20
3.3 EPID Y DOSIMETRÍA PORTAL	22
3.4 DOSIMETRÍA PORTAL PRETRATAMIENTO	25
3.5 DOSIMETRÍA PORTAL DE TRÁNSITO Y DOSIMETRÍA PORTAL IN VIVO	26
4 OBJETIVOS	29
5 MATERIALES Y MÉTODOS	33
5.1 MATERIALES UTILIZADOS	33
5.2 DESCRIPCIÓN DEL EPID.....	34
5.3 ESTRUCTURA DE LAS IMÁGENES DICOM OBTENIDAS CON EL EPID	36
5.4 COMPARACIÓN DE PLANOS DE DOSIS. ÍNDICE GAMMA	37

5.5	ADQUISICIÓN DE IMÁGENES TC DEL EPID.....	40
5.6	CALIBRACIÓN DEL EPID	41
5.7	OBTENCIÓN DEL PLANO IMAGEN. CORRECCIONES DE DOSIS	42
5.8	CAMPOS DE VALIDACIÓN PARA DOSIMETRÍA PORTAL PRETRATAMIENTO....	47
5.9	DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO. MODELO DEL EPID	48
5.10	CORRECCIONES APLICADAS A LA DOSIS MEDIDA CON EL EPID	56
5.11	CAMPOS DE VALIDACIÓN PARA DOSIMETRÍA PORTAL DE TRÁNSITO	57
6	RESULTADOS.....	59
6.1	IMÁGENES TC DEL EPID.....	59
6.2	CORRECCIONES INTRODUCIDAS PARA DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO	60
6.3	CAMPOS DE VALIDACIÓN PARA DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO	62
6.4	DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO. MODELO DEL EPID	66
6.5	CÁLCULO DE DOSIS EN EL CENTRO DEL CAMPO	72
6.6	COMPARACIÓN DE LOS PLANOS DE DOSIS Y ANÁLISIS GAMMA	73
7	DISCUSIÓN.....	77
7.1	ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES TC DEL EPID.....	77
7.2	ANÁLISIS DE LOS FACTORES DE CAMPO EN DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO	80
7.3	ANÁLISIS DE PERFILES DE DOSIS CON DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO.....	81
7.4	EFFECTO DE LA DISPERSIÓN DE FOTONES ÓPTICOS	81
7.5	ANÁLISIS DE LOS CAMPOS DE IMRT EN DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO.....	82
7.6	DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO	83
8	CONCLUSIONES.....	91
8.1	DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO	91
8.2	DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO	92
9	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	95
10	BIBLIOGRAFÍA	97
11	APÉNDICE	103
11.1	RADIOTERAPIA	103
11.2	DOSIS ABSORBIDA	104

11.3	TELETERAPIA.....	105
11.4	EL FLUJO DE TRABAJO EN TELETERAPIA.....	106
11.5	EL ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES PARA USO MÉDICO	108
11.6	CARACTERÍSTICAS DOSIMÉTRICAS DE LOS HACES DE FOTONES.....	115
11.7	TÉCNICAS DE TRATAMIENTO EN TELETERAPIA	117
11.8	EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN Y EL CÁLCULO DE DOSIS	117
11.9	EL ESTÁNDAR DICOM PARA IMÁGENES MÉDICAS	120
11.10	SISTEMAS DE INFORMACIÓN Y COMUNICACIONES EN RADIOTERAPIA ...	121
	Índice de tablas	123
	GLOSARIO.....	125

Índice de figuras

Figura 1. Fotografía de un acelerador lineal de electrones utilizado para tratamientos de radioterapia en la que se muestra el EPID desplegado.	23
Figura 2. Modelo dosimétrico del EPID seguido por Warketin et al.	35
Figura 3. Mapas de dosis utilizados en dosimetría portal de un campo de tratamiento de IMRT.	37
Figura 4. A la izquierda, mapa del índice gamma correspondiente al caso de la Figura 3. A la derecha, histograma del mapa del índice gamma; en el 98 % de los puntos el índice gamma es menor que 1.	39
Figura 5. Corte axial de TC del EPID.	43
Figura 6. Fotografía de la parte posterior del EPID, con la proyección del tamaño máximo del campo de radiación.	45
Figura 7. A la izquierda, representación del área sensible a la radiación del EPID. En la gráfica, la línea verde corresponde a la predicción de la dosis portal.	46
Figura 8. Maniquí con distintas densidades que simula el comportamiento del EPID frente a la radiación.	48
Figura 9. Montaje para dosimetría de transición. Definición de las distancias entre fuente y EPID.	50
Figura 10. Maniquí Rando-Alderson, donde se marcan los tres ejes espaciales.	52
Figura 11. Proceso de reescalado de una imagen de TC.	53
Figura 12. Corte de TC del maniquí Rando-Alderson (izquierda). A la derecha de la figura, su TC equivalente en agua. Los valores de las imágenes corresponden a números HU.	54
Figura 13. Mapa de espesores equivalentes, medidos en cm, del maniquí Rando-Alderson. ...	54
Figura 14. Imágenes obtenidas por TC del EPID. Se muestran cortes axial (a), coronal (b) y sagital (c). La flecha marca la situación aproximada del plano imagen.	59

Figura 15. Representación gráfica de los factores de campo medidos con EPID y calculados. Obsérvese cómo el EPID mide factores de campo mayores cuanto mayor es el tamaño de campo, y a la inversa.....	60
Figura 16. Valores de la pendiente m de los perfiles en el eje Y en función del tamaño de campo en dicho eje.....	61
Figura 17. Perfil en el eje Y para un campo 10 cm x 10 cm. Los valores negativos de Y corresponden a la zona más próxima al gantry y, los valores positivos, a la zona más próxima a la mesa.	62
Figura 18. Perfiles a lo largo del eje X (arriba) y del eje Y (abajo) para los campos colimados con MLC que se indican. Se comparan los perfiles obtenidos con el EPID frente a los que se calcularon con el planificador.....	63
Figura 19. Dependencia de $E(r,t)$ con la distancia r y el espesor t	72
Figura 20. DRR a partir de las imágenes TC del EPID.	77
Figura 21. Perfil de números Hounsfield en función de la profundidad para el TC del EPID y el modelo utilizado. A la izquierda se muestra la dirección y sentido en que se tomó el perfil. ...	78
Figura 22. Variación de la dosis respecto de la distancia fuente-detector para los valores de dosis calculados con el modelo de EPID utilizado.....	83
Figura 23. Campo 20 cm x 20 cm en la localización de cráneo. A la izquierda, imagen tomada con el EPID. A la derecha, plano de dosis calculado.	85
Figura 24. Campo 10 cm x 10 cm en localización de tórax. (a), plano de dosis obtenido con el EPID. (b), plano de dosis calculado. (c), comparación de perfiles de dosis. (d), resultado del análisis γ (5 %, 3 mm).....	87
Figura 25. Campo 20 cm x 20 cm en zona torácica. Arriba a la izquierda, se muestra el plano de dosis obtenido con el EPID. Abajo a la izquierda, plano de dosis calculado. Arriba a la derecha, comparación de perfiles de dosis. Abajo a la derecha, resultado del análisis γ (5 %, 3 mm).	88
Figura 26. Acelerador lineal de electrones utilizado para tratamientos de radioterapia. 1, gantry. 2, cabezal. 3, tubo de rayos X. 4, EPID. 5, mesa de tratamiento o camilla.	109
Figura 27. Interior del gantry y cabezal del acelerador. Imagen cortesía de Varian Medical Systems.	111
Figura 28. Espectro energético de los fotones producidos en un acelerador cuando los electrones son acelerados con un potencial de 6 MV.	112

Figura 29. Perfil de dosis en profundidad (PDP).	115
Figura 30. Perfil de dosis de un haz de fotones de 6 MV al incidir en un maniquí de agua. Se muestran dos perfiles a distintas profundidades.....	116
Figura 31. El mismo perfil de la Figura 30, pero a profundidad d_{max} . Se señala, mediante dos barras verticales, la presencia de dos protuberancias, denominadas “cuernos”	116
Figura 32. Capturas de pantalla del sistema de planificación donde se muestran las distintas herramientas.....	118
Figura 33. Ejemplo de distribución de curvas de isodosis superpuestas con un corte de axial de TC.....	120
Figura 34. Ejemplo de red informática de un servicio de radioterapia.....	122

1 RESUMEN

1.1 INTRODUCCIÓN

La radioterapia es un tratamiento médico que hace uso de las radiaciones ionizantes para destruir células, habitualmente tumores cancerígenos. La radiación más utilizada consiste en fotones de rayos X de alta energía generados por un acelerador lineal de electrones (o acelerador).

El éxito de un tratamiento radioterápico depende, en gran medida, de la exactitud y precisión con la que se administra la dosis de radiación en la zona de tratamiento. Se requieren, por tanto, exhaustivos controles de calidad.

Entendemos por verificación pretratamiento el conjunto de comprobaciones dosimétricas que se realizan antes del tratamiento para asegurar que la dosis previamente calculada es la que finalmente llegará al paciente. Es un procedimiento habitual en tratamientos de gran complejidad, como, por ejemplo, en los de intensidad modulada (IMRT, *Intensity Modulated Radiation Therapy*).

La dosimetría “in vivo”, en cambio, consiste en el registro de dosis con el paciente ya en la mesa de tratamiento. Tradicionalmente, se ha realizado situando un detector de radiación a la entrada del haz de radiación, sobre la piel del paciente, y otro a la salida. Se estimaba la dosis recibida en el interior del paciente del promedio de ambas lecturas de dosis.

Por otro lado, los aceleradores de última generación incluyen distintos dispositivos de imagen para visualizar que el paciente está en la posición que se ha previsto en la simulación del tratamiento. Uno de estos dispositivos es el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID, *Electronic Portal Imaging Device*).

En los últimos años, diversos autores han utilizado el EPID con fines dosimétricos, tanto para verificación pretratamiento como para dosimetría in vivo. El EPID presenta, además, la ventaja de aportar información dosimétrica bidimensional.

En este trabajo, se presenta un método para dosimetría in vivo, basado en EPID, implementable en cualquier centro, puesto que no requiere complejas herramientas de cálculo. Para ello, se parte del método de dosimetría portal desarrollado en el Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, basado en el cálculo de la dosis empleando como maniquí de medida las imágenes de tomografía computarizada (TC) del EPID. De este modo, se podrá agilizar el control de calidad pretratamiento, reduciendo el tiempo de ocupación en las unidades de tratamiento y el tiempo dedicado a la evaluación de los datos. Además, se suprime la necesidad de realizar una medida adicional con cámara de ionización en un maniquí de medida, siempre que se realice un control de calidad periódico de la calibración del EPID.

Este método se ha adaptado a la dosimetría de tránsito, introduciendo las correcciones necesarias derivadas de la interposición de un maniquí de medida entre el acelerador y el EPID, así como las debidas a las estructuras de distinta densidad que pueda presentar el paciente.

1.2 MATERIALES Y MÉTODOS

1.2.1 Materiales

Se ha utilizado un acelerador Varian Clinac 21EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, California, EE. UU.), dotado con un EPID de silicio amorfo modelo aS1000, el cual proporciona imágenes de alta resolución, con un tamaño de píxel de 0,39 mm. La imagen proporcionada es una matriz de 1024 x 768 píxeles. Todas las irradiaciones se realizaron utilizando la energía nominal de 6 MV.

El sistema de cálculo de dosis (planificador) utilizado fue Pinnacle³ versión 8.0m (Philips Medical Systems, Fichtburg, Wisconsin, EE. UU.), el cual utiliza un algoritmo de cono colapsado para el cálculo de la dosis con radiación de fotones. Las imágenes de tomografía computarizada (TC), que posteriormente fueron introducidas en el planificador, fueron tomadas en un simulador-TC Toshiba Aquilion LB (Toshiba Medical Systems, Japón).

Para aplicar las correcciones necesarias a los planos de dosis medidos por el EPID, se realizaron varios programas en Matlab R2012b (Mathworks, Natick, Massachusetts, EE. UU.).

Las comparaciones entre dosis portal calculada (predicción de dosis portal) y medida, así como entre la dosis calculada para la matriz de cámaras de ionización MatriXX (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemania) y la posteriormente medida, se llevó a cabo mediante el análisis gamma, utilizando el programa OmniPro ImRT (IBA Dosimetry).

La dosimetría de tránsito fue validada interponiendo el maniquí antropomórfico Rando-Alderson (Radiology Support Devices, Long Beach, EE.UU.) sobre la mesa de tratamiento.

1.2.2 Métodos

En primer lugar, se desarrolló un método de dosimetría portal pretratamiento, en el cual no hay presencia de paciente. Una vez validado, se adaptó para implementar un método de dosimetría portal de tránsito, con un maniquí interpuesto entre el acelerador y el EPID.

El EPID fue calibrado a una distancia de 105 cm desde la fuente de radiación, siguiendo las instrucciones del fabricante para poder transformar la imagen en un plano de dosis. Posteriormente, se desmontó el EPID de su brazo y se tomaron unas imágenes de tomografía computarizada (TC). Estas imágenes se exportaron al planificador y fueron utilizadas como un maniquí de medida. Los cálculos de dosis que se realizaron para los pacientes se repitieron utilizando las imágenes del EPID, exportando los planos de dosis.

En el planificador, se realizó un modelado de la energía de 6 MV del acelerador utilizado, validándose para uso clínico. No se modificó ningún parámetro del modelado para la predicción de la imagen portal. El sistema obtiene la densidad másica a partir de la información de los números Hounsfield que contienen las imágenes TC.

En la dosimetría pretratamiento, se añadieron dos correcciones por medio de Matlab: corrección en función de la variación del tamaño de campo y corrección de la retrodispersión producida por el brazo del EPID. Se hicieron pruebas con campos cuadrados de distinta colimación con la finalidad de encontrar el plano de dosis que mejor coincide con el plano medido con el EPID. Para su validación clínica, se calcularon ocho planes de tratamiento con la técnica de radioterapia de IMRT, cinco de los cuales correspondían a tratamientos de próstata (con baja modulación) y, los tres restantes, a cáncer de cabeza y cuello y tumores ginecológicos

(alta modulación). Posteriormente, se realizó el cálculo de los planos de dosis portal y dichos campos fueron irradiados en la unidad de tratamiento, recogiendo las medidas de dosis adquiridas por el EPID.

Además, con la finalidad de demostrar que los planes de tratamiento diseñados superaban los controles de calidad convencionales y descartar coincidencias casuales entre predicciones portales y errores de medida, también se realizó la verificación con una matriz de cámaras de ionización MatriXX.

Se tomaron como parámetros el habitual en casos de IMRT (3 %, 3 mm) y el más exigente (2 %, 2 mm). Asimismo, se evaluó también la calidad de la calibración de dosis tomando un área de 3 mm x 3 mm en una zona de dosis homogénea, comparando los valores entre dosis portal calculada y dosis portal medida.

La dosimetría de tránsito presenta dificultades añadidas, pues el espectro energético de la radiación varía al atravesar el maniquí en función del tamaño de campo de radiación, el espesor de maniquí, la presencia de estructuras de distinta densidad o la distancia entre la mesa del acelerador y el EPID. Además, por disponer el acelerador utilizado de un filtro aplanador, el espectro energético también varía en las direcciones transversales.

Los distintos niveles de gris de las imágenes TC se miden en unidades Hounsfield (HU) y están relacionados con la densidad de los materiales que se visualizan. A partir de la información obtenida por medio de las imágenes TC de las diferentes densidades del EPID, se diseñó un maniquí virtual con diferentes densidades que, superpuesto a las imágenes del paciente, simulan la presencia del EPID durante el tratamiento.

Las correcciones necesarias, debidas a las variaciones en la respuesta energética del EPID por la interposición del maniquí, fueron obtenidas mediante medidas experimentales en un maniquí de agua sólida. Se realizó un programa de Matlab para efectuar estas correcciones al plano de dosis calculado por el planificador sobre la estructura que simula la presencia del EPID.

La dosimetría de tránsito se comprobó con el maniquí antropomórfico Rando-Alderson, sobre el que se simularon campos de tratamiento de distintos tamaños en localizaciones de cráneo, tórax y pelvis. Adicionalmente, se administró sobre el mismo un tratamiento de próstata con IMRT. Todos los cálculos se compararon con medidas experimentales, tanto la dosis puntual

como la distribución de dosis planar por medio del índice gamma, tomando los parámetros (3 %, 3 mm), (4 %, 3 mm) y (5 %, 3 mm).

1.3 RESULTADOS

En las imágenes TC obtenidas del EPID se observó que la zona sensible a la radiación tiene una densidad másica promedio de $1,16 \text{ g/cm}^3$, que corresponde a 280 HU.

En dosimetría pretratamiento, se obtuvo que, para los tamaños de campo mayores, el EPID registra más dosis que la que calcula el planificador. Lo contrario sucede con los campos más pequeños.

De la comparación entre las medidas y el cálculo para un campo de tamaño 10 cm x 10 cm colimado con los colimadores secundarios, se obtuvo una coincidencia óptima considerando que el plano donde se forma la imagen está situado a una distancia 106 cm de la fuente. En el resto de campos cuadrados también se encontró una buena coincidencia entre los planos de dosis medidos y los calculados. La profundidad efectiva en este plano es de 3,2 cm.

En el caso particular del campo 10 cm x 10 cm colimado exclusivamente con el MLC, se obtuvo que un 98,9 % de los puntos del plano superan γ (3 %, 3 mm) y un 91,6 % superan γ (2 %, 2 mm), en ambos casos sin umbral de señal. Para los campos IMRT de baja modulación se observó una diferencia de dosis promedio, en el centro del campo, de 0,5 % y valores promedio del 97,4 % con γ (3 %, 3 mm) y de 86,2 % con γ (2 %, 2 mm). En los tratamientos IMRT de alta modulación, el valor promedio de la diferencia de dosis, también en el centro del campo, fue del 0,1 %. Los valores promedio del índice gamma fueron del 98,2 % y del 90,5 % para γ (3 %, 3 mm) y γ (2 %, 2 mm), respectivamente. Estos resultados, basados en 35 campos IMRT de baja modulación y otros 50 de alta modulación, fueron muy similares a los obtenidos con la matriz de cámaras de ionización.

En dosimetría de tránsito, las diferencias de dosis en el punto central no superaron el 2 %, a excepción del campo localizado en el cráneo y de tamaño 20 cm x 20 cm. Los valores promedio para el índice gamma fueron promedios de 85,62 % para (3 %, 3 mm), 91,73 % con parámetros (4 %, 3 mm) y 95,68 % eligiendo (5 %, 3 mm).

Al introducir un giro de 90° en los campos de tratamiento IMRT localizados en la próstata del maniquí Rando-Alderson, se apreció una bajada del orden de 7 puntos porcentuales en (3 %, 3 mm) y (4 %, 3 mm), llegando a ser de 87,31 % en el caso de (5 %, 3 mm).

1.4 DISCUSIÓN

La densidad másica obtenida a partir de las imágenes TC del EPID, 1,16 g/cm³, se corresponde con la que se puede estimar a partir de las especificaciones del fabricante, 1,20 g/cm³. El algoritmo de cálculo de cono colapsado ha sido probado por diversos autores, aun para densidades mayores, mostrando buenos resultados.

La razón por la que se obtiene mejor coincidencia entre el plano medido y el calculado, si éste se considera a una distancia de 106 cm desde la fuente, en lugar de 105 cm, no es conocida. Podría apuntarse a una deficiencia en el cálculo de la dosis derivada de una anomalía en el transporte de la radiación, máxime cuando se conoce la existencia de una lámina de 1 mm de cobre en el EPID, lo que podría producir una incorrecta asignación de densidades en las imágenes de TC. Sin embargo, en otros trabajos, se enfrentan al mismo problema sin haber utilizado imágenes de TC del EPID.

Los resultados respecto a los diferentes factores de campo, delimitados exclusivamente por los colimadores secundarios están dentro de lo esperado, puesto que, con tamaños de campo mayores, hay mayor proporción de fotones de baja energía, donde es conocido que el silicio presenta sobrerrespuesta. Por tanto, los factores de campo medidos con el EPID son mayores que los calculados con el planificador, y viceversa. Los tratamientos de IMRT se caracterizan por una sucesión de subcampos (segmentos) con distintas posiciones del colimador multilámina (MLC, *multileaf collimator*), que constituye la colimación terciaria. Dado que los tratamientos realizados en este trabajo utilizan la técnica de IMRT dinámica (*sliding window*), no es necesaria ninguna corrección diferente para cada uno de los segmentos, puesto que la dispersión en el cabezal es independiente de la posición del MLC y se debe exclusivamente a la posición de los colimadores.

Aunque se ha tenido en cuenta la variación del espectro energético debida a la presencia del filtro aplanador al introducir un perfil diagonal durante el proceso de calibración, la posible variación del espectro que introduce el MLC en las áreas bloqueadas por éste no ha sido

considerada. La diferencia de dosis encontrada en las zonas bajo el MLC podría estar relacionada con este hecho. Esta diferencia es mayor en zona más próxima al borde del campo, que está delimitada por la punta de la lámina, mientras que en las zonas más alejadas la diferencia se hace menor. El haz de radiación en la zona más próxima a la punta de la lámina contiene más fotones de baja energía, por lo que sería esperable una sobrerrespuesta del EPID.

No se ha considerado en este trabajo la dispersión de los fotones ópticos, efecto que otros autores corrigen mediante un kernel (*glare kernel*). Según la bibliografía consultada, este efecto debería ser despreciable en los EPID basados en silicio amorfo, debido a la proximidad de los fotodiodos a la pantalla centelleadora. Aun así, en este trabajo, se aplicaron diversos métodos de deconvolución sobre las imágenes de campos cuadrados para extraer el *glare kernel*, obteniéndose en todos los casos una función delta de Dirac.

En cuanto a la dosimetría de tránsito, realizada empleando un modelo de EPID con capas de distintas densidades, los resultados de la dosis en el punto central son aceptables, excepto para el caso de cráneo irradiado con un campo de tamaño 20 cm x 20 cm. En este caso, el campo excede ampliamente la región del maniquí antropomórfico irradiada, situación no habitual en la práctica clínica. El modelo presentado en este trabajo parte del supuesto de que las dimensiones transversales al haz de tratamiento del maniquí de agua sólida con el que se hicieron los cálculos son infinitas, a excepción del espesor. Se han repetido los cálculos de las correcciones con dimensiones transversales al haz finitas, mostrando mayor coincidencia con las medidas.

Del análisis gamma, se aprecia que las discrepancias encontradas en el pulmón no son debidas a la dosis, sino a un ensamblaje deficiente de las láminas que componen el maniquí antropomórfico, mostrándose claramente un patrón de barras. En general, se puede establecer el porcentaje del 95 % para γ (5 %, 3 mm) como valor por debajo del cual se debe investigar el origen de las discrepancias.

1.5 CONCLUSIONES

1.5.1 Dosimetría pretratamiento

1. Se ha desarrollado un procedimiento para dosimetría portal pretratamiento de IMRT dinámica, utilizando el mismo sistema de cálculo y modelado de energía que en el cálculo clínico. De este modo, se verifica la transmisión de datos, el cálculo dosimétrico y el modelado del planificador.
2. En caso de no aplicar las correcciones propuestas, se podría utilizar para realizar dosimetría portal en modo relativo.
3. La no equivalencia a agua del EPID influye en el factor de campo definido por la colimación secundaria, pero no por el MLC en los tratamientos de IMRT dinámicos.
4. Los resultados han sido contrastados mediante una matriz de cámaras de ionización.

1.5.2 Dosimetría de tránsito

1. La dosimetría portal de tránsito aporta datos absolutos y relativos de la distribución de dosis de los pacientes en el momento inmediatamente posterior a su tratamiento.
2. Implica tener en cuenta la modificación del espectro energético que se produce tras atravesar el paciente, por lo que es necesario introducir varias correcciones. Estas correcciones han sido obtenidas a partir de medidas experimentales.
3. Al aplicarse a dosimetría in vivo (con paciente real), y a la vista de los resultados obtenidos, este método no puede sustituir a la dosimetría pretratamiento, sino que constituye un sistema complementario de control de calidad. A través de la dosimetría in vivo se puede detectar una mala administración del tratamiento debida a factores que no se tienen en consideración en la dosimetría clínica, tales como la presencia de elementos ausentes en la simulación o la selección de un inmovilizador erróneo.
4. Se puede establecer un umbral de alarma cuando no se supere el valor del 95 % en el análisis gamma (5 %, 3 mm).

5. Es un procedimiento fácilmente implementable con las herramientas con las que cuenta habitualmente un Servicio de Radiofísica.
6. Son necesarias investigaciones futuras para mejorar la precisión, automatizar la recogida de datos de la dosimetría in vivo, evaluar la viabilidad en tratamientos volumétricos o con lesiones sometidas a movimiento respiratorio, así como en aceleradores sin filtro aplanador.

1.6 PALABRAS CLAVE

Radioterapia, Física Médica, EPID, dosimetría portal, dosimetría in vivo

2 ABSTRACT

2.1 INTRODUCTION

Radiotherapy is a medical treatment, which employs ionizing radiation to destroy cells, usually malignant cells. High X-rays generated by linear accelerators (linacs) is the most common type of radiation in radiotherapy. The outcome of a radiation treatment depends, mostly, on the accuracy in radiation dose deliver to the target. Thus, thorough quality controls are needed.

We designate pre-treatment verification to the dosimetric verifications, which are performed before the patient treatment to ensure the calculated dose corresponds to the delivered dose.

In-vivo dosimetry, however, consists of real-time record of patient dose. Traditionally, it has been performed placing one detector radiation on the skin of the patient, at beam entrance, and another one at the exit of the beam. The dose was estimated from these two measurements.

Last generation linacs are equipped with several image devices, which allow to check the correct position of the patient on the treatment couch. This position has been fixed during the simulation process. One of these image devices is the Electronic Portal Imaging Device (EPID).

In the last years, EPID has been employed with dosimetric purposes by several authors, both for pre-treatment and for in-vivo dosimetry. The EPID allows obtaining bi-dimensional dosimetric information, consisting of simultaneous dose readings in several points.

In this work, an in-vivo EPID dosimetry method is presented. This method could be easily implemented in every institution, as if complex calculation tools are not necessary. For this purpose, a portal dosimetry method developed at Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda is taken as a starting point. This method is based on the calculation of the dose using the computerized tomography (CT) images of the EPID as a quality assurance phantom. The pre-treatment quality control can be improved, reducing the time spent in the treatment unit and the time needed for evaluating the data. Additionally, the need to perform an additional

measurement with an ionization chamber in a phantom is eliminated, provided that periodic quality control of the EPID calibration is performed.

This method has also been adapted to transit dosimetry, introducing the necessary corrections derived from the presence of the phantom between the linac and the EPID, as well as those due to structures of different density inside the patient.

2.2 MATERIALS AND METHODS

2.2.1 Materials

A Varian Clinac 21EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, California, USA) was used. This linac is equipped with an amorphous-silicon EPID (model aS1000), which produce high resolution images, with a pixel size of 0.39 mm. The size of the acquired images are 1024 x 768 pixels. All the irradiations were performed with a nominal energy of 6 MV.

The treatment planning system was Pinnacle³ version 8.0m (Philips Medical Systems, Fichtburg, Wisconsin, USA), which makes use of the collapsed cone algorithm for photon beam dose calculations. Computed tomography (CT) images, which were exported to the planning system, were acquired by a CT-simulator Toshiba Aquilion LB (Toshiba Medical Systems, Japan).

The EPID dose planes were corrected by means of several scripts written in Matlab R2012b (Mathworks, Natick, Massachusetts, USA).

Comparisons between calculated and measured portal dose, as well as between the dose calculated for the ionization chamber array MatriXX (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) and the measured dose, was performed by means of the gamma analysis, using the software OmniPro ImRT (IBA Dosimetry).

The transit portal dose was validated placing an anthropomorphic phantom Rando-Alderson (Radiology Support Devices, Long Beach, USA) on the treatment couch.

2.2.2 Methods

First, a pre-treatment portal dose method was developed. After validation, this method was adapted to implement a transit portal dose method, with a phantom between the linac and the EPID.

The EPID was calibrated at a source-to-detector distance of 105 cm, following the manufacturer procedure, to convert the portal image in a dose plane. The EPID was unmounted from the arm support and taken to the simulation room (Toshiba Medical Systems, Japan), where CT images were acquired. These images were exported to the planning system and used as a quality assurance phantom. The treatment plans were calculated over the EPID phantom, and the calculated dose planes were exported.

A model for the energy of 6 MV was made in this planning system and afterwards validated for clinical use. The model was not modified for portal dose prediction. Pinnacle³ obtains the mass density from the Hounsfield units included in the CT images.

For pre-treatment verification, output factor and arm-backscatter were corrected with a Matlab code. Square fields with different collimator settings were irradiated to search for the best coincidence between the dose plane calculated and the EPID dose plane. Eight different patient treatment plans with intensity-modulated radiation therapy (IMRT) were calculated. Five of them, corresponded to prostate cases, with low-modulated fields and, the other three, to head and neck and gynecological disease, including high-modulated fields. These treatment plans were calculated over the EPID phantom, comparing the calculated dose planes with the acquired dose planes.

The treatment plans were also measured with the matrix of ionization chambers MatriXX, recognized as a gold-standard quality assurance tool, to discard accidental coincidences between portal dose and measurement errors.

The comparison between calculated and measured portal dose, as well as the calculated dose from MatriXX and the subsequent measurement, was performed using gamma analysis with OmniPro ImRT (IBA Dosimetry). The usual (3 %, 3 mm) and the most demanding (2 %, 2

mm) were taken as parameters. The quality of the dose calibration was also evaluated by taking an area of 3 mm x 3 mm in a homogenous dose area, and comparing the values between the calculated portal dose and the measured portal dose.

Transit dosimetry (i.e., with a phantom interposed between the beam and the EPID) presents additional difficulties because the energy spectrum of the radiation changes to get across the phantom, depending on the size of the radiation field or the thickness of the phantom, the presence of structures of different density or the distance between the accelerator table and the EPID. In addition, as the linac is equipped with a flattening filter, the energy spectrum also varies in the transverse directions.

The different gray levels of CT images are measured in Hounsfield Units (HU), which are related to the density of the materials being displayed. From the information of the different densities of the EPID, obtained from the CT images, a virtual phantom with different densities was designed, which, superimposed on the patient images, simulates the presence of the EPID during the treatment.

The corrections due to the variations in the energy response of the EPID, caused by the interposition of the phantom, were obtained by means of experimental measurements on a solid water phantom. A Matlab program was written to make these corrections to the calculated dose plane on the structure that simulates the presence of the EPID.

Transit dosimetry was verified with the Rando-Alderson anthropomorphic phantom, on which treatment fields of different sizes were simulated in locations of skull, thorax and pelvis. In addition, a prostate treatment with IMRT was delivered thereon. All the calculations were compared with the experimental measurements, both the point dose and the planar dose distribution using the gamma index, with the parameters (3 %, 3 mm), (4 %, 3 mm) and (5 %, 3 mm).

2.3 RESULTS

The CT images obtained from the EPID showed that the radiation-sensitive zone has an average mass density of 1.16 g/cm^3 , corresponding to 280 HU.

In pre-treatment dosimetry, it was observed that, for larger field sizes, the EPID registered higher doses than the calculated dose planes. The opposite effect was observed with the smaller fields.

The comparison between the measurements and the calculation for a field of size 10 x 10 cm², collimated with the secondary collimators, show better results were obtained considering that the plane where the image is formed is located at a distance 106 cm from the source. The effective depth of this point is 3.2 cm.

For the square fields, a good agreement was found between the measured and calculated dose planes. In the field 10 x 10 cm², MLC-collimated, the pass rates for gamma tests are 98.9 % γ (3 %, 3 mm) and 91.6 % γ (2 %, 2 mm), in both cases with no signal threshold. For the low modulation IMRT fields, a mean dose difference was observed in the center of the field of 0.5 % and mean values of 97.4 % with γ (3 %, 3 mm) and of 86.2 % with γ (2 %, 2 mm). In the high modulation IMRT treatments, the mean value of the dose difference, also in the center of the field, was 0.1 %. The mean values of the gamma index were 98.2 % and 90.5 % for γ (3 %, 3 mm) and γ (2 %, 2 mm), respectively. These results of EPID pre-treatment dosimetry, based on 35 and 50 low and high modulated IMRT fields, respectively, were very similar to those obtained with the ionization chamber matrix.

In transit dosimetry, the dose differences at the central point did not exceed 2 %, except for the 20 x 20 cm² field size centered in the skull. The mean values for the gamma index pass rates were 85.62 % for (3 %, 3 mm), 91.73 % (4 %, 3 mm) and 95.68 % (5 %, 3 mm).

2.4 DISCUSSION

The mass density obtained, 1.16 g/cm³, corresponds to that which can be estimated from the manufacturer's specifications, 1.20 g/cm³. The collapsed-cone calculation algorithm has been tested by several authors, even at higher densities, showing good results.

The reason why the plane where the image is formed is not located at 105 cm, but at a greater distance, is not known. It could point to a deficiency in the calculation of the dose derived, due to an anomaly in the transport of the radiation near the plate of 1 mm of copper in

the EPID. This plate could produce an incorrect allocation of densities in the CT images. However, in other works, they face the same problem without using CT images from the EPID.

Regarding the output factors for jaw-only fields, the results are as expected. With larger field sizes, there is a higher proportion of low-energy photons, producing an overresponse of the silicon. Therefore, the output factors measured with the EPID are greater than those calculated by the planning system, and vice versa. IMRT treatments are characterized by a succession of subfields (segments) with different positions of the multileaf collimator (MLC), which constitutes the tertiary collimation. Since the treatments performed in this work use the technique of sliding-window, no different correction is necessary for each of the segments, since the head scatter is independent of the position of the MLC and is exclusively due to the position of the collimators.

The variation of the energy spectrum due to the presence of the flattening filter was corrected by introducing a diagonal profile during the calibration process. However, the possible variation of the spectrum introduced in the areas blocked by the MLC has not been considered. The dose difference found in these areas under MLC could be related to this fact. This difference is greater in the area closest to the edge of the field, which is delimited by the tip of the leaf, while in the more distant areas the difference becomes smaller. The radiation beam in the area closest to the tip of the leaf is richer in low energy photons, so an over-response of the EPID would be expected.

The scatter of the optical photons has not been considered in this work. This effect has been corrected for other authors through a glare kernel. The referenced works use an EPID model (aS500) with a larger pixel size. Furthermore, it is expected that this effect to be negligible in the amorphous silicon-based EPIDs, due to the proximity of the photodiodes to the scintillator screen. Nonetheless, in this work, several methods of deconvolution were applied to extract the glare kernel, obtaining in all cases a Dirac delta function.

As for transit dosimetry, performed using an EPID model with slabs of different densities, the dose results at the central point are acceptable, except for the case of skull irradiated with a field of size $20 \times 20 \text{ cm}^2$. In this case, the field greatly exceeds the region of the irradiated anthropomorphic phantom, a situation not usual in clinical practice. The model presented in this work, assumes that the dimensions of the solid water phantom, are infinite, except for the thickness. The calculations of corrections with finite beam transverse dimensions have been repeated, showing better agreement with the measurements.

From the gamma analysis, the discrepancies found in the lungs are not due to the dose, but to a deficient assembly of the slabs from the anthropomorphic phantom, clearly showing a bar pattern. In general, the percentage of 95 % for γ (5 %, 3 mm) can be established as the value below which the origin of the discrepancies should be investigated. It should be considered that the proposed method is complementary and not a substitute for pre-treatment dosimetry.

2.5 CONCLUSIONS

2.5.1 Pre-treatment dosimetry

1. A procedure for pre-treatment portal dosimetry of dynamic IMRT was developed, using the same planning system and energy model as in the clinical calculation. Thus, the data transmission, dosimetric calculation and the planning system modelling was also verified.
2. If case of not applying the proposed corrections, this method could be used for portal dosimetry in relative mode.
3. The non-water equivalence of the EPID has an influence on the output factors for jaw-only fields. This is not the case for the MLC segments in dynamic IMRT treatments.
4. The results were validated using an ionization chamber array.

2.5.2 Transit dosimetry

1. Transit portal dosimetry provides absolute and relative data of the dose distribution in the patients immediately after the irradiation.
2. It involved considering the variation of the energy spectrum after crossing the patient, so it is necessary to introduce several corrections. These corrections have been obtained from experimental measurements.
3. When applied to in-vivo dosimetry (with real patient), and from the obtained results, this method cannot replace pre-treatment dosimetry, but a complementary

quality control tool. In-vivo dosimetry allows to detect miscalculation of the treatment due to factors that are not considered in clinical dosimetry, such as the presence of absent elements in the simulation room or the selection of a wrong immobilization device.

4. An alarm threshold can be set when 95% of the points in the dose plane of a treatment field do not exceed the gamma (5%, 3 mm) analysis.
5. it is an easily implementable method with the tools that usually have a Radiation Physics Department.
6. Further research is needed to improve accuracy, to automate the collection of in-vivo dosimetry data, to assess viability in VMAT treatments or with lesions under respiratory motion, as well as for flattening-filter-free linacs.

2.6 KEYWORDS

Radiation Therapy, Medical Physics, EPID, Portal dosimetry, in-vivo dosimetry

3 INTRODUCCIÓN

Según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS)[1], el cáncer constituye la segunda causa de muerte en el mundo, ocasionando 8,8 millones de defunciones en el año 2015. El cáncer en sí no es una enfermedad, sino un nombre genérico que se da a un grupo de enfermedades cuya característica principal es la presencia de células anormales que se multiplican rápidamente, pudiendo propagarse a otras partes del cuerpo. En función del tipo de células malignas detectadas, el tratamiento de elección puede ser la cirugía, la quimioterapia, la radioterapia, o distintas combinaciones de las tres.

La radioterapia consiste en el tratamiento mediante radiaciones ionizantes (fotones, neutrones, iones pesados, electrones, etc.). Aproximadamente, un 50 % de los pacientes diagnosticados de cáncer reciben tratamiento radioterápico en el curso de su enfermedad[2]. La radiación ionizante tiene la propiedad de dañar el ADN de las células, tumorales o sanas, impidiendo su capacidad de reproducción[3]. La gran ventaja que presenta la radioterapia es que las células malignas presentan más dificultades para reparar el ADN que las células sanas, pero, aun así, se debe limitar el daño ocasionado a las células sanas.

El éxito de los tratamientos radioterápicos depende, en gran medida, de la exactitud y precisión con las que se administra la dosis de radiación en el volumen de tratamiento. Por este motivo, es fundamental establecer exhaustivos controles de calidad a todo el proceso radioterápico y en concreto, a la comprobación del cálculo dosimétrico. En los últimos años, ha cobrado gran protagonismo la monitorización de la dosis administrada a un paciente durante la sesión de tratamiento de radioterapia, o inmediatamente después, procedimiento conocido como dosimetría “in vivo”[4].

En este trabajo se expone un método de dosimetría “in vivo” basado en un dispositivo electrónico de imagen portal y en el cálculo de dosis mediante el algoritmo de cono colapsado de un planificador comercial de uso clínico.

3.1 IMPORTANCIA DEL CONTROL DE CALIDAD

El proceso radioterápico es sumamente complejo y un error cometido durante el mismo puede tener consecuencias fatales para el paciente. La ICRU (*International Commission of Radiation Units & Measurements*) establece la precisión en la dosis que finalmente llega al paciente:

- En técnicas conformacionales [5,6], la precisión ha de estar dentro del 5 %.
- En técnicas con modulación de intensidad [7], se distingue entre regiones de bajo gradiente de dosis y regiones de alto gradiente de dosis. En el primer caso, el 85 % de los puntos deberá tener una diferencia inferior al 5 % entre dosis calculada y dosis depositada. En regiones de alto gradiente, el 85 % de los puntos deberían encontrarse a una distancia menor de 5 mm de su posición ideal.

Existen múltiples casos documentados de accidentes en radioterapia [8], con graves consecuencias para los pacientes. Uno de estos accidentes tuvo lugar en Zaragoza (España) en 1991, que se saldó con el fallecimiento de 17 pacientes.

La legislación española dicta, desde entonces, las medidas de control de calidad que deben tomarse en este tipo de instalaciones mediante el Real Decreto 1566/1998, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia.

3.2 DOSIMETRÍA IN VIVO

La dosimetría in vivo es un sistema de verificación en el cual se puede comprobar que el tratamiento se está llevando a cabo tal y como se ha planificado. Su objetivo es, por tanto, el control de calidad del proceso radioterápico al completo, el cual incluye varios eslabones de una misma cadena.

La dosimetría in vivo permite, además, detectar errores sistemáticos y prevenir una inadecuada administración de dosis en los tratamientos de pacientes [9]. En caso de detectarse algún error en las primeras sesiones de tratamiento, éste puede corregirse en las siguientes sesiones o, si el caso lo requiere, introducir compensaciones de dosis en las sesiones restantes del tratamiento.

Dado que, en general, no es posible insertar un dosímetro dentro del volumen de tratamiento del paciente, se recurre a la colocación de dosímetros en la piel del paciente [10], tanto a la entrada [11,12] del haz de radiación como a la salida. De este modo, se puede inferir la dosis recibida en un solo punto dentro del paciente.

Existen varios tipos de dosímetros habitualmente utilizados para dosimetría in vivo (véase resumen en Tabla 1), cuyas características se exponen a continuación:

- Los dosímetros más utilizados son los diodos de semiconductor [4,13], los cuales presentan la ventaja de obtener una lectura en tiempo real y permiten tomar decisiones durante la sesión de tratamiento. Sin embargo, su lectura está sometida a varias magnitudes de influencia, como la energía, temperatura o tasa de dosis.
- Los dosímetros de termoluminiscencia (*Thermoluminescence Dosemeter*, TLD) [10,13] se basan en la utilización de un material termoluminiscente dentro del cual, por efecto de la radiación, se producen transiciones de la banda de valencia a estados transitorios estacionarios (conocidos como “trampas”). Estos estados se liberan por la acción del calor. Están sometidos a menos magnitudes de influencia que los diodos, pero, en cambio, la lectura es siempre posterior a la irradiación.
- Dosímetros basados en MOSFET [9] (*Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor*). La lectura de la dosis es inmediatamente posterior a la finalización de la sesión de tratamiento, aunque no en tiempo real. La lectura sí se puede almacenar de forma permanente. Son de pequeño tamaño y no necesitan cables para su utilización, ya que se leen mediante un dispositivo portátil. Su uso en radioterapia es muy reciente y no está implementado en muchos centros. Su principal desventaja es su escasa durabilidad.
- Dosímetros OSL (*Optically Stimulated Luminescence*) [9]. Su funcionamiento es muy similar al de los TLD, a excepción de que la lectura no se realiza aplicando calor, sino luz láser.

En todos los casos anteriores, la medida de la dosis que se obtiene es en un solo punto del paciente. En la radioterapia conformacional, en la cual la fluencia de fotones es uniforme en todo el campo de tratamiento, esta aproximación puede ser suficiente. Sin embargo, en las técnicas de intensidad modulada (IMRT, *Intensity Modulated Radiation Therapy*) la fluencia

presenta grandes variaciones dentro del campo de tratamiento, por lo que sería más adecuado utilizar algún tipo de dosímetro que proporcionara una información bidimensional, o incluso tridimensional. La utilización del dispositivo electrónico de imagen portal (EPID, *Electronic Portal Imaging Device*) soluciona esta cuestión, como se mostrará a lo largo de este trabajo.

Tipo de dosímetro	Lectura en tiempo real	Frecuencia de uso	Ventajas	Inconvenientes
Semiconductor	SÍ	Muy habitual	Facilidad de uso	Dependencia de diversas magnitudes
TLD	NO	Habitual	Pequeño tamaño, sin cables, buena respuesta energética	Proceso de lectura y de calibración complejo. Un error en el proceso de lectura supone perder la medida.
MOSFET	NO	Baja	Ausencia de cables y pequeño tamaño	Dosímetros de durabilidad escasa
OSL	NO	Muy baja	Pequeño tamaño, alta sensibilidad, no es necesario calor para su lectura	Sensible a la luz, dependencia de la lectura frente a la energía

Tabla 1. Principales tipos de dosímetro utilizados para dosimetría in vivo.

3.3 EPID Y DOSIMETRÍA PORTAL

El dispositivo electrónico de adquisición de imágenes portales, conocido como EPID por sus siglas en inglés, fue diseñado inicialmente para comprobar el correcto posicionado del paciente mediante una imagen digital, eliminando así el revelado de películas radiográficas, lo que abarata costes y reduce el tiempo que debe permanecer el paciente en la sala de tratamiento. Es un dispositivo situado en oposición a la fuente de radiación, que gira solidario con el *gantry*, y permite adquirir imágenes con los rayos X utilizados para tratamiento (Figura 1), permitiendo comprobar el correcto posicionamiento del paciente. Para ello, se compara la imagen portal frente a una imagen de referencia (DRR, *Digitally Reconstructed Radiography*) que genera el planificador a partir de las imágenes de TC obtenidas en la simulación. A continuación, mediante técnicas de registro y fusión de imagen, se calculan las correcciones necesarias antes

de comenzar la sesión de tratamiento. En ocasiones, también puede ser interesante tomar imágenes durante el tratamiento, en modo escopia, y visualizar en tiempo real la correcta administración del tratamiento.



Figura 1. Fotografía de un acelerador lineal de electrones utilizado para tratamientos de radioterapia en la que se muestra el EPID desplegado.

Del mismo modo que las películas radiográficas se han utilizado también como detectores de radiación, los EPID también se utilizan habitualmente con fines dosimétricos. Su utilización se centra, especialmente, en las verificaciones pretratamiento de IMRT [14]. Estas verificaciones constituyen una herramienta fundamental de control de calidad y constituyen la denominada dosimetría portal. Su aplicación a la dosimetría in vivo ha sido objeto de investigación por parte de algunos autores [15,16].

Existen distintos tipos de EPID, que se utilizan o se han utilizado en dosimetría. A continuación se muestra un resumen de su evolución histórica [14,17,18]:

- Una de los primeros que se utilizaron en dosimetría portal fue el SLIC EPID [19], diseñado en el Instituto Nacional del Cáncer de Ámsterdam (Países Bajos) a finales de los años 80 y basado en cámaras de ionización líquida. Fue comercializado posteriormente con el nombre de PortalVision por Varian Medical Systems.
- A principios de la década de los 90, Morton et al [20], del Hospital Royal Marsden (Londres, Reino Unido) diseñan el RTIMAGE, basado en un cristal fotodiodo de centelleo. A diferencia del anterior, no llegó a comercializarse.

- Existen también EPID basados en cámara de vídeo [21]. Constan de una pantalla de fósforo con una placa metálica que convierte los fotones de alta energía en fotones visibles. Los fotones, a su vez, son recogidos por una cámara de vídeo, generalmente de tipo CCD (del inglés, *Charge-coupled device*). Fueron introducidos a finales de la década de los 90 y comercializados por diversas marcas bajo los nombres de SRI-100 (Philips Medical Systems, Best, Países Bajos), iView (Elekta Oncology Systems, Crawley, Reino Unido) o TheraView NT [22] (Cablon, Leusden, Países Bajos), por lo que aún se utilizan en algunos hospitales.
- Desde finales de los años 90 hasta ahora, se ha generalizado el uso de los dispositivos basados en silicio amorfo. El EPID basado en silicio amorfo fue descrito por primera vez por Antonuk [23] de la Universidad de Michigan (EE. UU.). A diferencia de los anteriores, la adquisición de la imagen ya es completamente digital.

La dosimetría portal puede utilizarse tanto en la verificación pretratamiento de la IMRT como en la verificación durante el tratamiento. Atendiendo a la clasificación reflejada por Van Elmpt et al [14], se distinguen los siguientes usos:

- Dosimetría sin transmisión. Consiste en la irradiación directa del EPID, sin ningún maniquí ni atenuador entre la fuente del acelerador y el EPID.
- Dosimetría de transmisión. Se determina la dosis tras haber atravesado el haz de radiación el paciente o el maniquí.
- Dosimetría en maniquí. Raramente utilizado en dosimetría portal.
- Dosimetría in-vivo. Mediante la medida recogida en el EPID como resultado del haz de radiación que ha atravesado el paciente, se puede calcular la dosis recibida en su interior.

En general, para utilizar el EPID con fines de dosimetría portal, se necesitan dos elementos:

- Calibración del EPID en dosis. De este modo, se pueden relacionar los valores de píxel de la imagen obtenida con valores de dosis.
- Método de predicción de la dosis portal. Es necesario disponer de alguna herramienta que calcule qué imagen de dosis se va a obtener en el EPID en ausencia de errores en el proceso radioterápico.

3.4 DOSIMETRÍA PORTAL PRETRATAMIENTO

Es una dosimetría sin transmisión, que se utiliza habitualmente para el control de calidad de tratamientos de IMRT. En este método, el EPID se irradia directamente, sin interposición de maniquí ni paciente.

Si bien existen algunas soluciones comerciales de algoritmos de predicción, su uso todavía no está muy extendido, a excepción del fabricante Varian Medical Systems, que comercializa una solución informática, siempre que el acelerador y el planificador sean también fabricados por Varian.

Heijmen et al [21] desarrollaron en 1995 un método de predicción basado en un EPID que utilizaba cámaras CCD para recoger la señal. Sin embargo, fue con la introducción del EPID de silicio amorfo cuando se desarrolló considerablemente la dosimetría portal.

Entre los algoritmos de predicción utilizados, destacan los trabajos de McCurdy et al [24] en 2001 y de Warkentin et al [25] en 2003, quienes utilizan métodos de cálculo basados en Monte Carlo, herramienta de investigación de la que no suelen disponer los Servicios de Radiofísica. En 2004, Van Esch et al [26] modifican un algoritmo de cálculo comercial de tipo haz pincel (*pencil beam*). Este algoritmo de cálculo, creado por Hogstrom et al [27] en 1984, permite el cálculo de distribuciones de dosis empleando muy poco tiempo de computación. Sin embargo, está demostrado que el algoritmo *pencil beam* presenta desviaciones en el cálculo de dosis de hasta el 7,3% [28] en medios no homogéneos.

Los métodos anteriormente citados utilizan un algoritmo para la predicción de dosis portal diferente al que se utiliza para el cálculo de la dosis en el paciente. Con estos métodos, se comprueba que la transmisión de datos a través de la red del hospital es correcta, pero no la calidad del cálculo en el paciente. En 2008, Khan et al [29] modifican el modelado de su planificador para que coincida con un modelo empírico del EPID. Consiguen muy buenos resultados y además utilizan el mismo planificador y el mismo algoritmo (cono colapsado) con el que se calcula la dosis en el paciente. Este método, sin embargo, no permite la comparación entre dosis medida y calculada en términos de dosis absoluta. En 2009, Lee et al [30] presentan un modelo empírico muy sencillo por medio del cual pueden comparar los mapas obtenidos por el EPID con los calculados por el planificador, sin ninguna modificación de su modelado, sobre un maniquí de agua.

En 2011, se desarrolla en el Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda (HUPHM) [31] un nuevo método, en el cual se utiliza el planificador sin modificar el modelado del algoritmo de cálculo. Este método consiste en desmontar el EPID del brazo del acelerador, adquiriéndose imágenes de TC del EPID en el simulador. Posteriormente, las imágenes se introducen en el planificador y se realiza el cálculo de dosis utilizando las imágenes del EPID como si de un paciente se tratara. El método es sencillo y no precisa de ninguna corrección siempre y cuando la comparación entre mapas de dosis se realice de modo relativo y no en dosis absoluta.

3.5 DOSIMETRÍA PORTAL DE TRÁNSITO Y DOSIMETRÍA PORTAL IN VIVO

La denominada dosimetría portal de tránsito consiste en realizar dosimetría portal cuando se interpone un maniquí entre el acelerador y el EPID. Constituye, por tanto, el fundamento de la dosimetría in vivo con EPID, la cual se lleva a cabo con un paciente real. La dosimetría de tránsito presenta algunos problemas adicionales, ya que el espectro energético se endurece al atravesar el maniquí o paciente. Por tanto, el espectro energético de los fotones que alcanzan el EPID es muy diferente del que llegaría si no hubiese ningún medio interpuesto, como es el caso de la dosimetría pretratamiento. La respuesta energética del EPID varía con el espectro energético, ya que el silicio se caracteriza por presentar una sobrerrespuesta a las bajas energías [13]. Este fenómeno es debido a que los materiales con un número atómico relativamente alto (el silicio lo es respecto del agua) tienen una probabilidad mayor de absorber fotones por efecto fotoeléctrico, los cuales van a producir una señal mayor de la esperada.

Entre los primeros trabajos publicados sobre dosimetría de tránsito, figura el de Grein et al [32] en el año 2002, quienes encuentran una relación lineal entre valor de píxel en el EPID y la dosis, siempre y cuando la distancia entre la fuente de radiación y el EPID esté comprendida entre 116,5 cm y 150 cm. También detectan una dependencia significativa con el tamaño de campo de radiación. Algunos años más tarde, en 2005, Kirkby et al [33] investigan la respuesta espectral del EPID de silicio amorfo, encontrando que se produce sobrerrespuesta en la señal con fotones de energía inferior a 1 MeV. Esta diferencia de respuesta puede producir desviaciones en la dosis de hasta un 8 %, por lo que proponen añadir una lámina de cobre de 7 mm de espesor para filtrar los fotones de bajas energías. Habitualmente, para los tratamientos de IMRT se emplean los fotones producidos por un potencial de 6 MV, lo que produce un

espectro de una energía media de 2 MeV, en cuyo caso es esperable que se presente el fenómeno descrito.

Entre 2005 y 2006, Piermattei et al [16,34] desarrollan un método aplicable a la dosimetría in vivo, en el cual utilizan la información almacenada en el TC de simulación del paciente para estimar la variación de la dosis que detectará el EPID. Este método, por tanto, permite predecir qué dosis se medirá en el EPID una vez que el haz de radiación atraviesa el paciente. Su aplicación se limita a técnicas conformacionales (no IMRT), pues sólo permite calcular la dosis en un punto. También en 2006, McDermott et al [35], pertenecientes al *Nederlands Kanker Instituut* (NKI), en los Países Bajos, aplican la dosimetría de tránsito y, por medio de un algoritmo de retroproyección, obtienen la dosis depositada en el isocentro (habitualmente situado a 100 cm de la fuente del acelerador y en el interior del paciente). Un año después, los mismos autores reemplazan la dosimetría pretratamiento por dosimetría in vivo en casos de próstata tratados con IMRT. Realizan dosimetría in vivo en las tres primeras sesiones de tratamiento y observan que se pueden detectar errores sistemáticos que no se podrían haber detectado con la dosimetría pretratamiento. Además, concluyen que la dosimetría in vivo permite ahorrar tiempo en el control de calidad, así como verificar los tratamientos en condiciones reales. Posteriormente, tanto Kairn et al [36] como Van Zijtveld et al [37] utilizan las imágenes TC del paciente para predecir la dosis portal en dosimetría in vivo. En el primer caso, observan que conocer el espesor radiológico puede ser suficiente para detectar errores. Se denomina espesor radiológico o espesor equivalente al espesor de agua que absorbería la radiación en la misma proporción que el espesor de paciente atravesado por el haz de rayos X.

En 2009, Wendling et al [15], pertenecientes al NKI, destacan la necesidad de realizar la verificación en tres dimensiones, es decir, extrayendo la distribución de dosis en volumen a partir de las medidas tomadas con el EPID. Para ello, utilizan un algoritmo de retroproyección, que se basa en la información del TC del paciente, aunque no permite la corrección por heterogeneidades (estructuras cuya densidad es distinta a la del agua, como puede ser el hueso y el pulmón).

Kavuma et al [38,39] presentan sucesivos trabajos en 2010 y 2011 en el que realizan un ajuste cuadrático para relacionar el espesor atravesado con la atenuación. Su método permite obtener el espesor equivalente a partir del valor de píxel obtenido con el EPID, también introducen correcciones por la falta de linealidad del EPID al recibir dosis muy bajas.

La experiencia del NKI en dosimetría in vivo con EPID es muy importante ya que, entre 2005 y 2009, acumulan datos de 4337 pacientes. Según su experiencia [40,41], existen errores que no se pueden detectar con un control de calidad pretratamiento, como pueden ser cambios en la anatomía del paciente, inmovilizadores seleccionados erróneamente, elementos de la mesa de tratamiento no presentes en la planificación...etc. En 2013, presentan un método automatizado para examinar las medidas de la dosimetría in vivo basada en EPID [42] con el que detectan errores importantes en la administración del tratamiento [43].

Recientemente, se han propuesto más métodos diferentes, siempre basados en obtener una reconstrucción 3D de la distribución de dosis en el interior del paciente. El método propuesto por McCowan et al [44] está basado en el método de Monte Carlo. Por el contrario, Van Uytven et al [45] han desarrollado un método basado en el algoritmo de cono colapsado.

4 OBJETIVOS

El trabajo desarrollado en esta tesis doctoral tiene como objetivo aportar una nueva solución de control de calidad de los tratamientos de radioterapia, por medio de la dosimetría portal in vivo, y utilizando los medios disponibles habitualmente en un Servicio de Radiofísica.

Tradicionalmente, el control de calidad de los tratamientos radioterápicos se ha venido realizando de forma previa al tratamiento, comprobando así la correcta administración del tratamiento. Este enfoque, sin embargo, asume implícitamente algunas suposiciones:

- La posición del paciente en la mesa de tratamiento no varía entre las distintas sesiones de tratamiento. Esta circunstancia se puede detectar mediante los dispositivos de imagen guiada (IGRT, *Image-guided radiation therapy*) con los que cuentan las unidades actuales de tratamiento [46,47], pero únicamente cuando se toman las imágenes, no durante toda la sesión del tratamiento.
- Ausencia de cambios fisiológicos en el paciente. Existe cierta variabilidad entre distintas sesiones o, incluso, dentro de una misma sesión de tratamiento, cuando se tratan lesiones sometidas a movimiento respiratorio [48] o que pudieran estar afectadas por otros factores fisiológicos, como el llenado de la vejiga [49], que puede provocar el desplazamiento de otros órganos, como la próstata o el recto. Este hecho puede producir que la zona de interés no se encuentre dentro del haz de radiación y que, en cambio, sean los órganos de riesgo los que reciban la dosis terapéutica.
- No hay cambios anatómicos. Un tratamiento radioterápico puede constar de más de 40 sesiones de tratamiento [50], a razón de 5 sesiones semanales, por lo que la duración de un tratamiento de estas características se puede prolongar hasta dos meses. Durante este tiempo se pueden producir diversos cambios, debidos, por ejemplo, a pérdidas o ganancias de peso del paciente derivadas de su enfermedad [51,52] o incluso de la desaparición del tumor [53–55].

Además, pueden producirse algunos errores durante el proceso radioterápico que pudieran pasar inadvertidos, como, por ejemplo:

- La presencia de medios de contraste introducidos durante la adquisición de imágenes en la simulación para una mejor visualización del intestino o vasos sanguíneos, por ejemplo, introduce un cambio en los números HU de las imágenes de TC. Si su presencia pasa inadvertida durante la planificación del tratamiento y no se tiene en cuenta esta alteración en el cálculo, se podrían producir sobredosificaciones en las zonas afectadas [56].
- Pueden darse en la sala de tratamiento circunstancias que no estaban previstas cuando se realizó la planificación, como pueden ser la utilización de un inmovilizador distinto al utilizado en la simulación o un error cometido durante la planificación al no incluir en el cálculo elementos que pueden atenuar considerablemente la radiación, como pueden ser las partes metálicas de la mesa de tratamiento [57].

El punto de partida del trabajo presentado es el método de dosimetría portal desarrollado en el HUPHM [31], que está basado en el cálculo de la dosis empleando como maniquí de medida las imágenes TC del EPID. Como se demostrará, se ha obtenido una solución más general, en la cual se obtiene una medida precisa de dosis que permite la comparación de mapas de dosis en dosis absoluta [58]. Este nuevo método permitirá agilizar el control de calidad pretratamiento, reduciendo el tiempo de ocupación en las unidades de tratamiento y el tiempo dedicado a la evaluación de los datos. Además, se suprime la necesidad de realizar una medida adicional con cámara de ionización en un maniquí de medida, siempre que se realice un control de calidad periódico de la calibración del EPID.

Finalmente, tratando de resolver los problemas enunciados previamente y partiendo del método ya existente en el HUPHM, se planteó encontrar una solución de dosimetría in vivo basada en dosimetría portal. Se trataba, por tanto, de encontrar el procedimiento que, en condiciones reales de tratamiento, permitiera recoger la información aportada por la dosimetría in vivo en cada sesión de tratamiento. Para este fin, se ha adaptó esta solución al caso de la dosimetría de tránsito, introduciendo las correcciones necesarias derivadas de la interposición de un maniquí de medida entre el acelerador y el EPID. Es un proceso complejo, dado que el espectro energético de la radiación incidente varía al atravesar el maniquí o paciente [33,59], con la circunstancia añadida de que un paciente real presenta estructuras con distintas

densidades y, por ende, con distinto comportamiento frente a la radiación. Como se ha mencionado anteriormente, la señal del EPID de silicio amorfo es dependiente frente a las variaciones del espectro energético, constituyendo éste un factor clave en el desarrollo de todo proceso de dosimetría de tránsito.

El método propuesto constituye un control de calidad complementario, pero no sustitutivo, del control de calidad pretratamiento. Presenta la ventaja de que es fácilmente implementable en un Servicio de Radiofísica promedio en los que, habitualmente, existen medios técnicos y humanos muy limitados y no se dispone de herramientas como códigos de simulación Monte Carlo o personal que puede dedicarse a realizar a esta tarea.

5 MATERIALES Y MÉTODOS

5.1 MATERIALES UTILIZADOS

Para la realización de este trabajo, se utilizó un acelerador lineal de electrones Varian Clinac 21-EX (fabricado por Varian Medical Systems). Esta unidad de tratamiento dispone de modo fotones (con potenciales de aceleración o energías nominales de 6 MV y 15 MV), así como de modo electrones, con energías de 6 MeV a 18 MeV. Para colimación secundaria de campos de fotones, el acelerador está dotado con un colimador multilámina (MLC, *multileaf* collimator) modelo Millennium 80, que está compuesto de 80 láminas de 1 cm de grosor en el isocentro. El método de dosimetría portal desarrollado se basa en la utilización de la energía de fotones de 6 MV exclusivamente, dado que es la que se utiliza en la práctica clínica para tratamientos de IMRT. El acelerador descrito está equipado con un EPID modelo aS1000, montado sobre un brazo modelo Exact Arm, ambos del fabricante Varian.

El EPID fue desmontado de su brazo y a continuación trasladado a la sala de simulación, dotada con un TC simulador Toshiba Aquilion LB (Toshiba Medical Systems, Japón), donde se adquirieron las imágenes tomográficas del EPID.

Los cálculos de dosis se realizaron con el planificador Pinnacle³ versión 8.0m (Philips Medical Systems, Fichtburg, Wisconsin, EE. UU.), el cual utiliza el algoritmo de cono colapsado [60]. Para ello, se realizó un modelado en el mismo de la energía de 6 MV del acelerador utilizado, validándose para su uso clínico. No se modificó ningún parámetro del modelado para la predicción de la imagen portal. El sistema obtiene la densidad másica a partir de la información de los números Hounsfield que contienen las imágenes TC. La correspondencia entre número Hounsfield y densidad másica relativa se obtiene a partir de la Tabla 2.

HU	ρ	HU	ρ	HU	ρ	HU	ρ
-1000	0,000	-60	0,970	60	1,060	980	1,610
-810	0,200	-35	0,984	70	1,070	1320	1,824
-735	0,270	-25	0,990	95	1,094	8000	4,480
-530	0,480	-5	1,000	115	1,155	12500	6,450
-510	0,500	10	1,019	500	1,335	15500	8,200
-80	0,945	50	1,054	900	1,561	18500	9,950

Tabla 2. Equivalencia entre número HU y densidad másica relativa (ρ).

En Pinnacle³, para evitar trabajar con números negativos y así tener una mejor gestión de memoria, no se utiliza los números HU tal y como aparecen en la Tabla 2, sino que utiliza lo que el fabricante denomina número CT:

$$N^{\circ} CT = HU - 1000 \quad (5.1)$$

De este modo, el aire, que tiene HU = -1000, tendría un número CT igual a cero.

También se desarrolló un programa en Matlab R2012a [61] (Mathworks, Natick, Massachusetts, EE. UU.) para procesar las imágenes obtenidas con el EPID y aplicar las correcciones dosimétricas necesarias.

5.2 DESCRIPCIÓN DEL EPID

El EPID aS1000 proporciona una resolución de imagen de 1024 x 768 píxeles, lo que es equivalente a un tamaño de píxel de 0,39 mm, proporcionando esta resolución espacial con el EPID situado a 1 m de la fuente de radiación del acelerador. En este caso, se dice que la distancia fuente-detector (SDD, *source-detector distance*) es de 100 cm.

El aS1000 es un EPID basado en silicio amorfo. En Física del Estado Sólido, se dice que un material es amorfo cuando, encontrándose en estado sólido, sus átomos no están ordenados

formando una red cristalina. Su estructura es, por tanto, igual que la de un líquido. De hecho, se pueden obtener materiales amorfos tras un enfriamiento brusco de un líquido.

El diseño inicial de Antonuk [23] del EPID de silicio amorfo se basa en un panel digital plano. Desde el punto de vista dosimétrico se puede modelizar [25] como se muestra en la Figura 2. Los fotones de rayos X atraviesan una lámina de cobre de 1 mm, cuya finalidad es filtrar los fotones de energías más bajas. Posteriormente, estos fotones atraviesan una pantalla fosforescente, compuesta de oxisulfuro de gadolinio (Kodak Lanex Fast B), convirtiéndose en fotones de luz visible. Los fotones de luz visible se detectan por medio de un panel fotodiodos. Cada píxel está compuesto por un fotodiodo más dos transistores TFT (*Thin Film Transistors*), que actúan de forma redundante. Los TFTs, al igual que los fotodiodos, están fabricados con silicio amorfo hidrogenado (a-Si:H) y convierten la energía depositada por los fotones incidentes en una señal eléctrica. La principal ventaja de utilizar TFTs de a-Si:H reside en su resistencia al daño por radiación [62], además de su alta resolución espacial y de su buena respuesta lineal frente a la dosis de radiación.

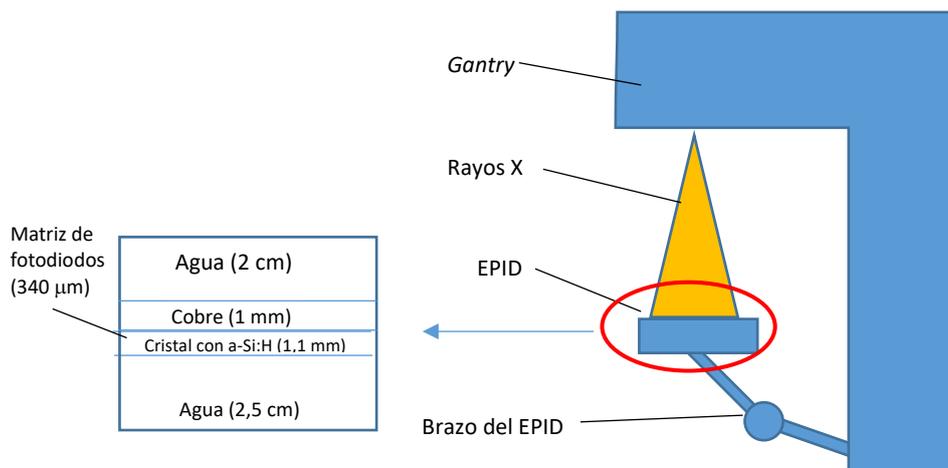


Figura 2. Modelo dosimétrico del EPID seguido por Warketin et al.

Los fotodiodos son diodos Schottky [63], donde la parte activa se crea por contacto de un material conductor con el silicio amorfo. Este diseño permite prescindir del dopaje del silicio amorfo, proporcionando una mayor eficiencia cuántica de detección frente a los fotones visibles que los diodos PIN. La explicación es que la región N de los diodos PIN no puede generar fotoelectrones cuando absorben fotones visibles. El diseño basado en diodos Schottky, sin embargo, también presenta algunas desventajas derivadas del proceso de fabricación, como la

falta de uniformidad de la señal en ausencia de radiación, conocida como corriente oscura o *dark current*.

Durante la irradiación, se establece un campo eléctrico de 5 V en el fotodiodo, y éste se va descargando a medida que recibe los fotones visibles. Es decir, el fotodiodo actúa como un condensador. En el proceso de lectura, se aplica un voltaje en la puerta (*gate*) del transistor TFT y la carga acumulada por el fotodiodo llega a un amplificador. La magnitud de esta señal es proporcional al número de fotones visibles que han alcanzado el fotodiodo.

El detector de silicio amorfo, junto con la electrónica asociada para establecer el voltaje y la lectura constituyen la unidad de detección (IDU, *Image Detection Unit*). Las cargas acumuladas en los píxeles se transfieren a la electrónica de lectura. La IDU está diseñada de forma que cada columna de la matriz de fotodiodos está conectada a un mismo amplificador, minimizando así el número de componentes electrónicos. La lectura se realiza aplicando el voltaje en la puerta de los transistores, fila por fila.

Las señales recogidas son procesadas por el sistema de adquisición de imágenes, denominado IAS-3 (*Image Acquisition System*). La imagen creada se guarda finalmente en un fichero en formato DICOM.

5.3 ESTRUCTURA DE LAS IMÁGENES DICOM OBTENIDAS CON EL EPID

Los ficheros DICOM están compuestos de una cabecera con datos acerca de la imagen tomada, así como de un cuerpo compuesto por la imagen. La cabecera puede leerse fácilmente a través del comando *dicominfo* de MATLAB, mientras que el cuerpo de la imagen puede obtenerse mediante *dicomread*.

En el caso del EPID, las imágenes se almacenan en formato de 16-bit, por lo que los valores de píxel son números enteros comprendidos entre 1 y 65535. La transformación de estos valores a dosis se realiza por medio de dos parámetros incluidos en la cabecera DICOM: *Rescale Intercept* y *Rescale Slope*, correspondientes a las etiquetas DICOM (0028,1052) y (0028,1053), respectivamente. Estos parámetros, de acuerdo con el estándar, se emplean del siguiente modo:

$$Unidades = m \cdot SV + b \quad (5.2)$$

Siendo m y b los valores de *Rescale Slope* y *Rescale Intercept*, respectivamente y SV los valores de píxel almacenados. Las unidades dependen del tipo de imagen, en el caso de imágenes de TC, por ejemplo, corresponden a números Hounsfield. En las imágenes obtenidas con el EPID, estos valores se pueden hacer equivalentes a dosis una vez seguido el procedimiento de calibración.

5.4 COMPARACIÓN DE PLANOS DE DOSIS. ÍNDICE GAMMA

En los tratamientos de IMRT se debe realizar una medida experimental de dosis para comprobar que el cálculo realizado por el planificador es correcto. Aunque sigue la necesidad de la verificación pretratamiento en todos los tratamientos siendo motivo de controversia [64–67] entre la comunidad científica, sí existe acuerdo en que, al menos, sí debería realizarse en una muestra de ellos.

La dosimetría portal es una herramienta muy potente a la hora de llevar a cabo verificaciones pretratamiento de IMRT, y su uso es cada vez más frecuente [68]. En este caso, se necesita, como se ha mencionado en el capítulo anterior, el EPID calibrado en dosis y un método de predicción de la dosis portal. Del EPID calibrado en dosis se obtendrá un mapa de dosis bidimensional, como el que se muestra en la Figura 3(a), que corresponde a un campo de tratamiento de un carcinoma de cérvix. Por medio del algoritmo de predicción se calculará un mapa de dosis predicha, como el de la Figura 3(b).

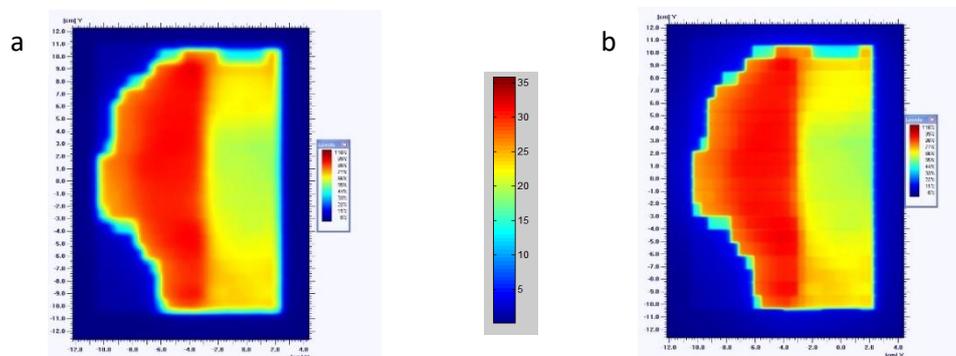


Figura 3. Mapas de dosis utilizados en dosimetría portal de un campo de tratamiento de IMRT.

El control de calidad de los tratamientos de IMRT se fundamenta en la comparación entre ambos mapas de dosis. Idealmente, ambos deberían ser idénticos, pero en la práctica no es así, debido a diversos factores, como pueden ser las incertidumbres de medida e incluso del cálculo realizado. No obstante, se estima que la dosimetría es apta para el tratamiento si las pruebas realizadas se encuentran dentro de un intervalo de tolerancia determinado. La comparación entre mapas de dosis se realiza mediante el denominado índice gamma [69]. Este índice se ideó con un propósito mucho más general, como fue el control de calidad del cálculo de los planificadores tridimensionales [70]. Sin embargo, su uso para el control de calidad en IMRT se considera un estándar [71].

En un primer término, parecería evidente que el control de calidad debería basarse en la diferencia de dosis en porcentaje (habitualmente el 3 %) entre un punto de un mapa, (por ejemplo, el medido), y el mismo punto del otro mapa (el mapa calculado en el ejemplo anterior). En zonas de bajo gradiente de dosis, esta aproximación parece adecuada, pero no lo es tanto en zonas de alto gradiente de dosis, ya que un pequeño desplazamiento puede provocar que la diferencia de dosis esté fuera de la tolerancia especificada. En estas zonas de alto gradiente de dosis se emplea el parámetro DTA (del inglés, *distance to agreement*). Se dice que supera el criterio DTA si en una esfera de radio determinado (habitualmente 3 mm) se encuentra un punto de uno de los mapas de dosis cuya dosis coincida con la del otro mapa de dosis.

El índice gamma aúna ambos conceptos (precisión geométrica y dosimétrica) y es capaz de proporcionar un parámetro numérico que determina si se supera el control de calidad o no. Para ello, se crea un elipsoide en tres dimensiones, dos por las distancias normalizadas entre un mismo punto en el mapa A y en el mapa B en cada uno de sus ejes, y una adicional por la diferencia de dosis entre ambos puntos. El problema se reduce entonces a obtener la distancia tridimensional entre un punto de un mapa de dosis A y todos los puntos del mapa de dosis B. El valor gamma en el punto del mapa A se define como la mínima de todas estas distancias. Si esta distancia es menor que 1, supera el criterio para ese punto.

Matemáticamente, sea \mathbf{r}_A el vector posición del punto que se desea comparar en el mapa A y \mathbf{r}_B el vector posición en el mapa B del punto que se está evaluando, se define la función Γ correspondiente a los puntos \mathbf{r}_A y \mathbf{r}_B como

$$\Gamma(\mathbf{r}_A, \mathbf{r}_B) = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_A, \mathbf{r}_B)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_A, \mathbf{r}_B)}{\Delta D^2}} \quad (5.3)$$

siendo $r(\mathbf{r}_A, \mathbf{r}_B)$ la distancia entre \mathbf{r}_A y \mathbf{r}_B , $\delta(\mathbf{r}_A, \mathbf{r}_B)$ la diferencia en dosis entre ambos puntos y Δd y ΔD las tolerancias en distancia y en dosis, respectivamente. Como se ha mencionado anteriormente, se suele tomar $\Delta d = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D = 3 \%$.

Este cálculo deber realizarse para todos y cada uno de los puntos del mapa A, luego

$$\gamma(\mathbf{r}_A) = \min[\Gamma(\mathbf{r}_A, \mathbf{r}_B)], \quad \text{para todo } \mathbf{r}_B \quad (5.4)$$

obteniéndose así un mapa gamma (Figura 4). Se considera que el control de calidad se supera si en el 95 % de los puntos $\gamma < 1$. Los puntos que no cumplen este criterio se muestran en color rojo. Este caso, siguiendo el criterio comúnmente aceptado, superaría el control de calidad.

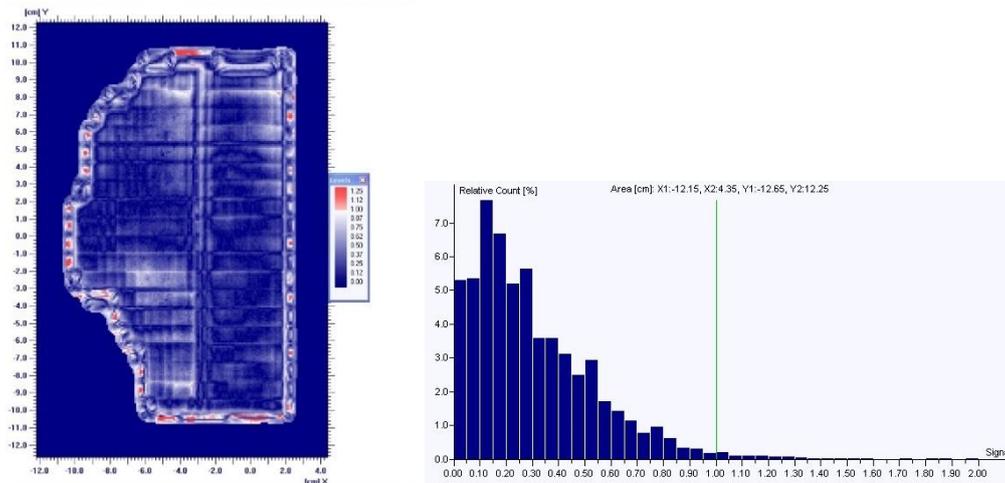


Figura 4. A la izquierda, mapa del índice gamma correspondiente al caso de la Figura 3. A la derecha, histograma del mapa del índice gamma; en el 98 % de los puntos el índice gamma es menor que 1.

El índice gamma, por tanto, compara ambos mapas de dosis de forma relativa dado que se necesita normalizar la dosis, habitualmente en el punto de dosis máxima, para poder realizar la comparación. Se precisa de una medida adicional de dosis, habitualmente realizada con una cámara de ionización en un punto, como complemento a este análisis, obteniendo así una comparación en dosis absoluta.

5.5 ADQUISICIÓN DE IMÁGENES TC DEL EPID

El EPID se desmontó del brazo [58] y se trasladó a la sala de simulación donde, posicionado sobre la camilla, se adquirieron imágenes de tomografía computarizada, con un espesor de corte axial de 2 mm y un tamaño de píxel de 1,367 mm. Debido a que el tamaño de píxel es superior a 1 mm, se espera [72,73] que la relación señal-ruido sea lo suficientemente grande como para reducir el fenómeno de extinción de fotones (*photon starvation*). Dicho fenómeno se produce en la reconstrucción tomográfica cuando existen materiales de alta densidad, como es el caso, dado que el EPID tiene una lámina de 1 mm de espesor de cobre.

Debido a la presencia de materiales de alta densidad, como el cobre, cuya densidad es de $8,9 \text{ g/cm}^3$, se habilitó la opción de rango extendido en el TC para poder obtener números Hounsfield por encima de 3071. Aun así, el efecto de la lámina de 1 mm de cobre produce artefactos en la imagen, así como efectos de volumen parcial, lo que podría acarrear una asignación incorrecta de los números Hounsfield que, a su vez, supondría un cálculo incorrecto de dosis en el planificador.

Para comprobar la exactitud del cálculo de dosis, se construyó un maniquí similar al EPID, consistente en una pieza de PMMA de 30 cm x 30 cm y con espesor de 5 cm, a la que se superpuso una lámina de 1 mm de Cu. Se tomaron imágenes de TC y se importaron al sistema de planificación. A continuación, se elaboraron dos planes de tratamiento en los que se calculó la dosis a 3 cm de profundidad, manteniendo la distancia fuente-superficie a 100 cm. En uno de los planes se utilizaron las imágenes de TC para el cálculo de dosis y en el otro plan se introdujo manualmente un maniquí con una pieza de 5 cm de espesor y densidad $1,1 \text{ g/cm}^3$, dosimétricamente equivalente a la pieza de PMMA, sobre la que se superpuso una lámina de 1 mm de un material con densidad $8,9 \text{ g/cm}^3$, que sería equivalente a la lámina de cobre. La diferencia en dosis en el punto situado a 3 cm de profundidad entre ambas planificaciones fue inferior al 1 %.

5.6 CALIBRACIÓN DEL EPID

Previamente a su uso como dosímetro, se debe seguir un procedimiento de calibración del EPID. En este caso, se calibró para una energía de 6 MV y una tasa de dosis de 400 UM/min, siguiendo en todo momento las instrucciones recomendadas por el fabricante. La calibración se realizó a una distancia fuente-detector de 105 cm, lo que equivale a situar la carcasa del detector a 101,7 cm de la fuente de radiación.

Desde el punto de vista estricto de obtención de imágenes, se introdujeron dos correcciones:

- Corrección de campo oscuro (*dark field*). Consiste en una imagen tomada en ausencia de irradiación. Tiene en cuenta el ruido electrónico de fondo.
- Corrección por inhomogeneidad (*flood field*). Se obtiene por irradiación de toda la superficie del EPID con un campo de fluencia homogénea. Tiene como finalidad igualar la respuesta entre los distintos píxeles.

Adicionalmente, para habilitar el denominado “modo integrado”, que permite transformar una imagen en un mapa de dosis, se introdujeron dos correcciones adicionales:

- Perfil diagonal. La presencia de un filtro aplanador en la cabeza del acelerador tiene por objeto disponer de un haz de irradiación homogéneo dentro del campo de radiación [74]. La introducción de este filtro provoca un endurecimiento del haz en la zona central del mismo, ya que se eliminan los fotones menos energéticos, mientras que permite su presencia en los extremos del haz. La corrección por perfil diagonal consiste en introducir un perfil diagonal de un campo de radiación de 40 cm x 40 cm medidos en la profundidad d_{max} (1,4 cm en este caso) y tiene por objeto tanto obtener un perfil de dosis medido con el EPID similar al que se mediría en agua a 10 cm de profundidad como corregir por las variaciones del espectro energético producidas por el filtro aplanador en las direcciones transversales del haz de radiación [75].
- Calibración en dosis. Tiene como finalidad la conversión del valor de píxel a dosis absorbida. En este caso, Varian utiliza una unidad denominada CU (*calibrated unit*) en lugar de Gy. En principio, 1 CU debería ser equivalente a 1 Gy o a 1 cGy, a elección del usuario. Varian sugiere tomar la dosis depositada por un campo

de tamaño 10 cm x 10 cm, a una profundidad d_{\max} en agua, estando situada la superficie del agua a 100 cm de la fuente de radiación, y corregirla por la ley del inverso del cuadrado de la distancia, puesto que para la calibración se utiliza una distancia de 105 cm en lugar de los 100 cm a los que se realizó la medida en agua. En el caso aquí expuesto, correspondería a 0,907 cGy/UM. Sin embargo, esta equivalencia es válida únicamente para el tamaño de campo 10 cm x 10 cm, pues no se mantiene para todos los tamaños de campo [76].

En este trabajo, la elección fue que 1 CU fuera igual a la dosis calculada por el planificador en el punto central del plano imagen, cuya posición se estima a 106 cm de distancia desde la fuente, cuyo valor es de 0,890 cGy/UM. La elección de calibrar la dosis a 106 cm mientras que el plano imagen está situado a 105 cm se discutirá posteriormente.

5.7 OBTENCIÓN DEL PLANO IMAGEN. CORRECCIONES DE DOSIS

En los controles de calidad de IMRT, el procedimiento habitual consiste en calcular una planificación de un paciente sobre las imágenes TC de un maniquí de medida, en el cual se introduce un detector de radiación. La finalidad del control de calidad es comparar la dosis calculada frente a la dosis medida y comprobar que las diferencias detectadas estén dentro de las tolerancias establecidas.

En este trabajo, las imágenes TC del EPID obtenidas en el simulador se importaron al sistema de planificación con la finalidad de utilizarlo como un maniquí de medida. Siguiendo con el método ya desarrollado previamente en el HUPHM [31], no se modifica el modelado original de la energía de 6 MV del planificador, con el que también se calcula la distribución de dosis para uso clínico con los pacientes. La fortaleza de este método consiste en utilizar el mismo modelado tanto para el cálculo como para la predicción de la dosis portal, evaluando no sólo la calidad de tratamiento, sino también la calidad del modelado y del algoritmo de cálculo. Los mapas de dosis utilizados para dosimetría portal se calcularon con una resolución de 1 mm sobre las imágenes TC del EPID.

Dado que se deben comparar mapas de dosis, es decir, el mapa de dosis portal calculado frente al mapa de dosis medido por el EPID, es necesario determinar cuál es el plano calculado que mejor se ajusta a la medida. Para ello, se calculó la dosis para un campo de tamaño 10 cm x 10 cm y se extrajeron planos de dosis a distintas profundidades. El plano que obtuvo mejor coincidencia en el perfil de dosis fue el situado a una distancia de 106 cm desde la fuente de radiación, de ahí que se eligiera esta profundidad para la calibración del EPID. Los puntos pertenecientes a este plano tienen una profundidad de 4,3 cm, equivalentes a 3,2 cm de agua. La dosis calculada en el punto central de este plano para un campo 10 cm x 10 cm se elige como equivalente a su valor en unidades CU. En la Figura 5, se muestra un porcentaje de dosis en profundidad (PDP) en la zona central del EPID. La línea naranja muestra la línea donde se toma un PDP calculado, cuyo resultado se muestra a la derecha. La zona centrada en 102 cm corresponde a la carcasa del EPID. El plano imagen se localizó, a partir de medidas experimentales, a 106 cm de la fuente de radiación.

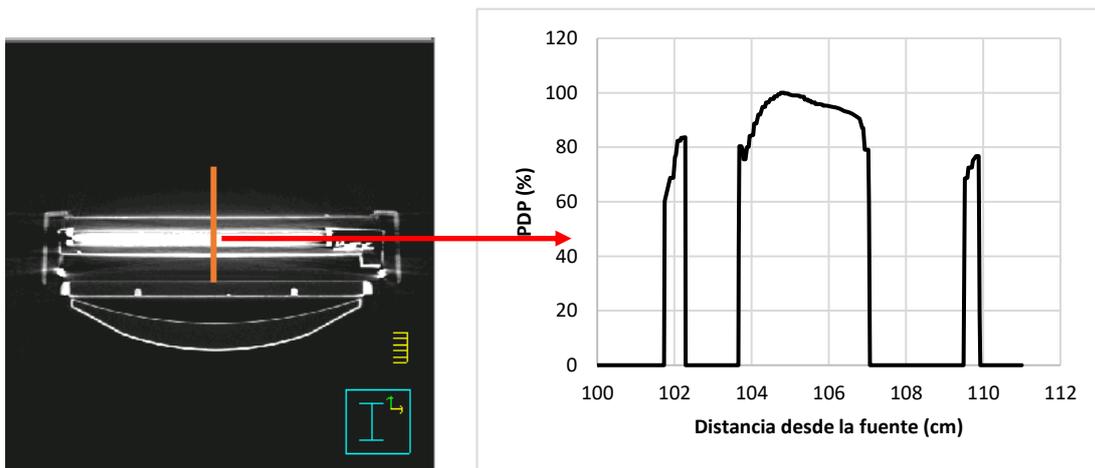


Figura 5. Corte axial de TC del EPID.

La comparación entre perfiles calculados y perfiles medidos muestra buenos resultados, utilizándose este método en el HUPHM [31] en la actualidad. Sin embargo, estos resultados no son suficientes si se necesita obtener una comparación en dosis absoluta en lugar de en dosis relativa. Se deben introducir dos nuevas correcciones:

- Corrección por factores de campo.
- Corrección por retrodispersión del brazo del EPID.

5.7.1 Corrección por factores de campo

El factor de campo (*output factor*, OF) se define como la relación entre la dosis proporcionada por un campo de área S en relación por la proporcionada por el tamaño de campo 10 cm x 10 cm en idénticas condiciones y medidos en agua:

$$OF(S) = \frac{D(S)}{D(10x10)} \quad (5.5)$$

Sin embargo, el EPID se caracteriza por contener materiales de alto número atómico [33], por lo que presenta sobrerrespuesta a los fotones de bajas energías y, por tanto, sobreestima la dosis para campos de mayor tamaño [76]. Como consecuencia, se debe introducir una corrección de los factores de campo cuando éstos son medidos con el EPID.

Para realizar esta corrección, se midieron con el EPID la dosis depositada por varios campos cuadrados delimitados únicamente por los colimadores (sin MLC), desde los más pequeños de 1 cm x 1 cm hasta el más grande medible por el EPID, que es de 35 cm x 35 cm. Se tomaron cinco medidas de cada uno de estos campos y se muestreó un área de 18 píxeles x 18 píxeles (equivalente a un cuadrado de 7,04 mm x 7,04 mm) alrededor del centro de la imagen.

Se predijeron, mediante cálculo con el planificador, los factores de campo correspondientes a los campos cuadrados anteriormente citados, reproduciendo las condiciones de medida. De estos datos, se extrajo una curva de corrección que se incluyó en el código de MATLAB de modo que, para un campo de tamaño arbitrario se realiza una interpolación por *splines* a partir de su tamaño de campo cuadrado equivalente.

5.7.2 Corrección por retrodispersión del brazo del EPID

Durante el proceso de calibración, se introduce la corrección por inhomogeneidad, corrigiendo las posibles faltas de uniformidad en el factor dosis/valor de píxel. Esta corrección se realiza irradiando toda la superficie útil del EPID, incluyendo algunos elementos metálicos situados en la parte posterior del EPID que se encuentran en el haz de radiación (Figura 6). En

dicha figura, se aprecian los distintos elementos metálicos destinados a permitir el desplazamiento de la unidad, así como el brazo que sirve de anclaje al *gantry* y permite su retracción cuando no está en uso. El recuadro destaca, de forma aproximada, la salida del haz correspondiente al campo utilizado en la calibración. Estos elementos metálicos provocan radiación retrodispersada [77,78], lo que se traduce en un aumento de señal en esa zona. Al obtener el mapa de uniformidad, el sistema siempre corrige disminuyendo la dosis en esa zona, pues considera que siempre va a existir un exceso de dosis debido a la retrodispersión del brazo.

Sin embargo, si se irradia el EPID con un campo más pequeño, introduce la misma corrección que cuando toda la retrodispersión está presente (Figura 7). El sistema corregirá la imagen como si todos los elementos metálicos estuvieran incluidos en el campo de radiación. Esta asimetría en la corrección de los perfiles de dosis sólo se aprecia en la dirección *gantry*-*mesa* y no en la dirección transversal.



Figura 6. Fotografía de la parte posterior del EPID, con la proyección del tamaño máximo del campo de radiación.

Como puede apreciarse en la Figura 7, el método de calibración recomendado por el fabricante no corrige este fenómeno, obteniéndose falsos perfiles inhomogéneos. En la parte izquierda de la figura, se muestra la proyección de un campo cuadrado de tratamiento de tamaño 10 cm x 10 cm. La flecha muestra la dirección y sentido en la que se toma el perfil de dosis, el cual se representa en el lado derecho de la figura. En la gráfica, la línea verde

corresponde a la predicción de la dosis portal realizada según el método utilizado en HUPHM, mientras que la línea roja pertenece al perfil tomado sobre el mapa medido por el EPID, donde se aprecia la homogeneidad debida a la sobrecorrección.

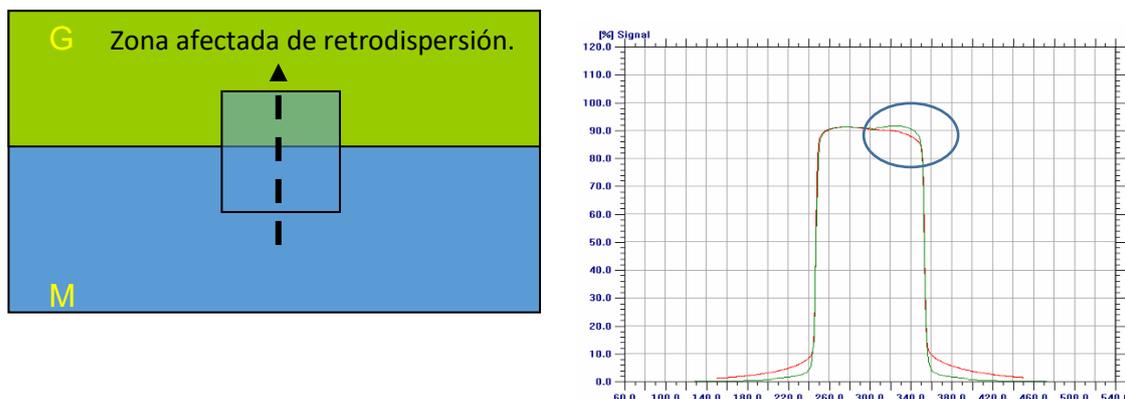


Figura 7. A la izquierda, representación del área sensible a la radiación del EPID. En la gráfica, la línea verde corresponde a la predicción de la dosis portal.

En la literatura científica, se encuentran tres métodos para corregir este efecto:

- Rowhanfazad et al [79] obtienen un kernel producido por este efecto. Realizando la convolución de la imagen obtenida con este kernel, se obtiene la imagen corregida.
- Bailey et al [80] proponen alterar el proceso de calibración, introduciendo un perfil diagonal de dosis en el cual ya esté incluida la retrodispersión.
- El método de Berry et al [81] consiste en obtener la pendiente de la asimetría provocada en los perfiles para cada uno de los tamaños de campos. A continuación, realizan un ajuste con un polinomio de cuarto grado de esta corrección frente al tamaño de campo.

La corrección utilizada en este trabajo es la propuesta por Berry, dado que no necesita complejos procesos de convolución, ni tampoco variar el procedimiento de calibración recomendado por el fabricante. Como se demostrará más adelante, el mejor ajuste se obtuvo con una función potencial, en lugar de un polinomio de cuarto grado.

5.8 CAMPOS DE VALIDACIÓN PARA DOSIMETRÍA PORTAL PRETRATAMIENTO

Para validar el método de dosimetría portal pretratamiento, se diseñaron varios campos de tratamiento de prueba. Asimismo, con la finalidad de evaluar el comportamiento de los campos calculados en las zonas de penumbra, se irradiaron tres campos de tratamiento con los colimadores fijados en un tamaño 30 cm x 30 cm y colimados con MLC en tres tamaños diferentes: 5 cm x 6 cm (debido al grosor de las láminas del MLC, no es posible delimitar dimensiones impares en el eje Y), 10 cm x 10 cm y 20 cm x 20 cm. Del mismo modo, se calcularon los planos de dosis correspondientes a estos campos de tratamiento.

La evaluación clínica se llevó a cabo realizando ocho dosimetrías con la técnica de IMRT denominada *sliding-window*, cinco de las cuales corresponden a tratamientos de próstata (7 campos cada tratamiento), caracterizados por su baja modulación, y otros tres fueron tratamientos de alta modulación, localizados en cáncer de cabeza y cuello (con 9 y 7 campos de tratamiento) y ginecológicos (9 campos de tratamiento). Se realizó el cálculo de los mapas de dosis portales y también se irradiaron dichos campos de tratamiento para su posterior comparación.

Con la finalidad de demostrar que los planes de tratamiento diseñados superan los controles de calidad convencionales, así como descartar coincidencias casuales entre predicciones portales y errores de medida, se utilizó un sistema de control de calidad independiente. El sistema elegido fue la matriz de cámaras de ionización MatriXX (IBA Dosimetry, Alemania).

La comparación entre dosis portal calculada y medida, así como la dosis calculada para MatriXX y la posteriormente medida, se llevó a cabo mediante el análisis gamma anteriormente mencionado, utilizando el programa OmniPro ImRT (IBA Dosimetry). Se tomaron como parámetros, el habitual (3 %, 3 mm) y el más exigente (2 %, 2 mm). Asimismo, se evaluó también la calidad de la calibración de dosis tomando un área de 3 mm x 3 mm en una zona de dosis homogénea, y comparando los valores entre dosis portal calculada y dosis portal medida.

5.9 DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO. MODELO DEL EPID

Una vez comprobada la validez de este método para su uso en dosimetría pretratamiento, se investigó la posibilidad de utilizarlo para dosimetría de tránsito. Inicialmente, habría sido suficiente con superponer a las imágenes de TC del maniquí o paciente las imágenes TC del EPID en la misma posición respecto del paciente que tendría en la sala del tratamiento. Sin embargo, las imágenes de TC no admiten esta posibilidad, ya que la distancia habitual a la que se sitúa el EPID cuando se utiliza con pacientes suele estar entre 140 cm y 160 cm desde la fuente. Por tanto, el EPID quedaría fuera de la imagen en un gran número de ocasiones. Para salvar esta dificultad, se programó una función en Matlab que redujera la resolución espacial de las imágenes del maniquí o paciente a la mitad, manteniendo el número de píxeles en 512x512 y asignando a los píxeles añadidos en el exterior en número HU = -1000, correspondiente a la densidad del aire. Por otro lado, al disponer de las imágenes TC del EPID, se puede diseñar un maniquí de distintas densidades que tenga un comportamiento similar frente a la radiación que el propio EPID (Figura 8). De este modo, tan solo hay que contorneear dichas estructuras en el planificador y asignarles las densidades adecuadas.

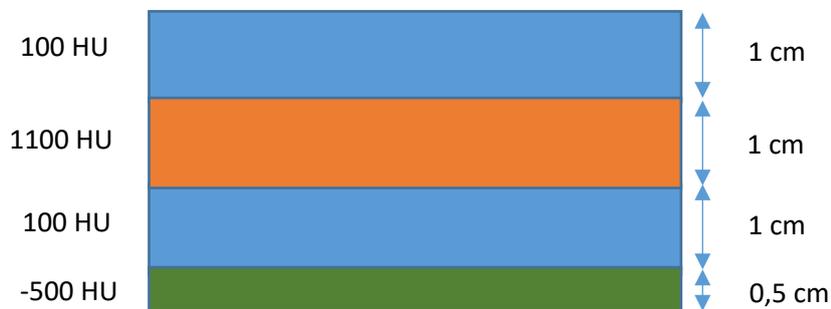


Figura 8. Maniquí con distintas densidades que simula el comportamiento del EPID frente a la radiación.

Se comprobó la validez de este modelo por medio de la dosis registrada por el EPID, mediante campos de 10 cm x 10 cm y 50 UM en su región central (área de 17 x 17 píxeles), obteniendo el promedio de una serie de cinco imágenes. La comprobación se llevó a cabo a distintas distancias fuente-detector (SDD), desde 105 cm hasta 160 cm, en intervalos de 5 cm. De este modo, no sólo se evalúa el maniquí que hará las funciones de EPID, sino también la capacidad del modelo para trabajar a distintas SDD. Estos valores se compararon frente a la dosis calculada por el planificador tanto sobre la imagen de TC del EPID como sobre el maniquí propuesto.

5.9.1 Efecto de introducir un maniquí entre acelerador y EPID

Cuando se introduce un maniquí entre el acelerador y el EPID, la energía media de los fotones aumenta, debido a que los fotones menos energéticos se absorben en el maniquí [82]. Este fenómeno se conoce como endurecimiento del haz. Como consecuencia, la respuesta del EPID será distinta en función del tamaño de campo y del espesor de maniquí [38,83] utilizados respecto del proceso de calibración descrito anteriormente para dosimetría portal pretratamiento. Para corregir este efecto, es necesario introducir correcciones debidas al tamaño de campo y el espesor del maniquí.

La dependencia de la dosis con el espesor de maniquí introducido viene descrita por la ecuación de Morton et al [20]:

$$- \ln \left(\frac{I}{I_0} \right) = \alpha t + \beta t^2 \quad (5.6)$$

siendo I_0 la intensidad que incide sobre el maniquí, I la intensidad transmitida, t el espesor de maniquí y α y β son factores obtenidos experimentalmente para cada tamaño de campo.

5.9.2 Efecto de la distancia entre la mesa del acelerador y el EPID

Al aumentar el espesor de maniquí interpuesto entre el acelerador y el EPID, se observa un incremento de fotones dispersados de baja energía, que a su vez producirán sobrerrespuesta en el EPID [25,84]. Este efecto no tiene por qué compensar al endurecimiento del haz. Además, la distancia entre el EPID y el maniquí tiene una gran influencia en la señal recogida por el EPID [36,38].

Francois et al [83] introdujeron el concepto de TMR (*Tissue Maximum Ratio*) de transmisión, representado por TMR^t y que tiene en cuenta la diferencia de dosis en función del tamaño del hueco de aire existente entre el maniquí y el EPID, el espesor de maniquí y el tamaño de campo utilizado (Figura 9). En este trabajo, se adaptó este concepto a la situación descrita, definiendo la función de transmisión T:

$$T(d_{meas}, S, t) = \frac{D_{EPID}(d_{meas}, S, t)}{D_{EPID}(S)} \quad (5.7)$$

donde d_{meas} es la distancia entre la superficie del maniquí y el EPID, S es el tamaño de campo definido en el isocentro, D_{EPID} es la dosis medida por el EPID tras haber atravesado un espesor de agua t y D_{EPID} es la dosis medida en el EPID en ausencia de maniquí.

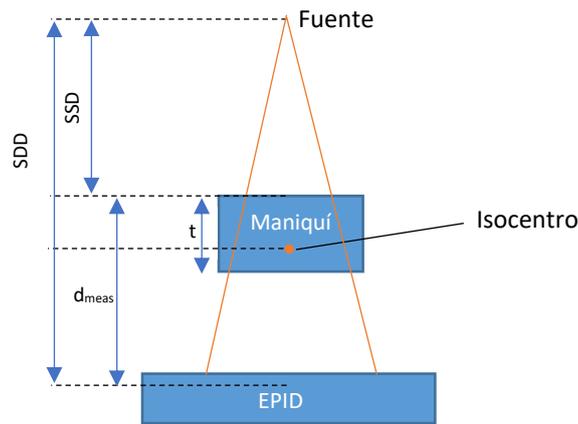


Figura 9. Montaje para dosimetría de transición. Definición de las distancias entre fuente y EPID.

Francois et al [83] encontraron que, en las condiciones habituales de tratamiento, en las que $d_{meas} > t + d_{max}$, su función TMR^t podía aproximarse a un ajuste lineal en función de $\ln(d_{meas})$. Análogamente, consideramos que:

$$T(d_{meas}, S, t) = a(S, t) \ln(d_{meas}) + b(S, t) \quad (5.8)$$

siendo $a(S, t)$ y $b(S, t)$ parámetros que se obtienen experimentalmente.

Los parámetros $a(S, t)$ y $b(S, t)$ se calcularon por medio del planificador, reproduciendo la geometría de la Figura 9, para un maniquí de láminas de poliestireno (densidad de $1,02 \text{ g/cm}^3$) con espesores t de 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm, 25 cm y 27,7 cm y para los tamaños de campo S de 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm, 20 cm x 20 cm y 25 cm x 25 cm. Aunque, según Francois et al [83], sólo serían necesarios los cálculos a dos distancias d_{meas} , dado que el tiempo de cálculo no es muy elevado, se tomaron distintas distancias para comprobar la validez de (5.8). Realizando el correspondiente ajuste, se obtuvo:

$$T_{calc}(d_{meas}, S, t) = a_{calc}(S, t) \ln(d_{meas}) + b_{calc}(S, t) \quad (5.9)$$

donde el subíndice “calc” expresa que se han calculado por medio del planificador.

Por lo expuesto anteriormente, no es de esperar que estos parámetros calculados se correspondan con los obtenidos experimentalmente, dadas las características dosimétricas del EPID. Por tanto, se realizó el montaje experimental de la Figura 9 y se consideraron tres valores de d_{meas} que guardarán similitud con las condiciones clínicas de tratamiento. En la primera posición, se situó la superficie del maniquí con SSD = 100 cm ($d_{meas} = 40$ cm); en la segunda posición, el centro del maniquí situado a 100 cm de la fuente ($d_{meas} = 40+t/2$) y, finalmente, una tercera posición en la cual la mesa de tratamiento estuviera a 100 cm de distancia de la fuente ($d_{meas} = 40+t$). De este montaje experimental, se obtuvieron los valores correspondientes a la expresión:

$$T_{EPID}(d_{meas}, S, t) = a_{EPID}(S, t) \ln(d_{meas}) + b_{EPID}(S, t) \quad (5.10)$$

En este caso, el subíndice “EPID” indica que son valores obtenidos experimentalmente, por medio de la dosis medida por este dispositivo.

Una vez obtenidos los valores T_{calc} y T_{EPID} y sus correspondientes ajustes, se define el coeficiente C, que corrige la distinta respuesta del EPID respecto a los valores de dosis calculados, debido a la variación del espectro energético:

$$C(d_{meas}, S, t) = \frac{T_{EPID}(d_{meas}, S, t)}{T_{calc}(d_{meas}, S, t)} = \frac{a_{EPID}(S, t) \ln(d_{meas}) + b_{EPID}(S, t)}{a_{calc}(S, t) \ln(d_{meas}) + b_{calc}(S, t)} \quad (5.11)$$

Que se puede aproximar como:

$$C(d_{meas}, S, t) = A(S, t) \ln(d_{meas}) + B(S, t) \quad (5.12)$$

En el caso de tener un paciente en lugar de un maniquí, cuyas estructuras internas tienen distintas densidades, se utilizará, en lugar del espesor físico t , el espesor efectivo t_{eff} , que es el espesor equivalente a agua. Debe tenerse en cuenta, además que t_{eff} dependerá de cada punto del plano (x,z) , puesto que no todos los puntos del paciente son homogéneos. Por tanto, sea el

plano XZ el definido por la orientación coronal del paciente y cuya imagen se proyecta en el EPID, entonces t_{eff} es función de las coordenadas (x,z) . Por tanto, $C(d_{meas}, S, t)$, dependerá de la posición (x,z) a través de t . En rigor, debería utilizarse $C(d_{meas}, S, t(x,z))$, pero no se hará así para no recargar la notación.

Otro factor que afecta a t_{eff} en un punto (x,z) es su propia posición respecto del centro del haz, ya que el ángulo subtendido provoca que el espesor atravesado por la radiación sea mayor. Según Kairn et al [36], este espesor viene dado por:

$$t_{eff}(x,z) = \frac{t_{eff}(0,0)\sqrt{x^2 + z^2}}{SDD(0,0) \operatorname{sen}\theta} \quad (5.13)$$

En nuestro caso, $SDD = 140$ cm. Puede comprobarse fácilmente que, en el caso más extremo, con un tamaño de campo de 40 cm x 30 cm (máximo tamaño permitido en el EPID), la corrección es del orden de 1 mm. Dada la escasa influencia que tendría en la variación de la dosis, se decidió despreciar este efecto.

5.9.3 Procesado de las imágenes de TC del paciente

Las condiciones en las que se utilizará este método de dosimetría in-vivo no será con maniqués de espesores prefijados, sino que serán con un paciente real. Para ello, se utilizó el maniquí antropomórfico Rando-Alderson, el cual simula radiológicamente el cuerpo humano (Figura 10).



Se adquirieron las imágenes TC de este maniquí antropomórfico y, como se ha mencionado anteriormente, se elaboró un programa de Matlab para aumentar artificialmente el campo de visión manteniendo el tamaño de cada corte de TC en 512 x 512 píxeles. Por tanto, se disminuyó la resolución de las imágenes a la mitad y se asignaron a los nuevos píxeles el valor de -1000 HU, correspondientes a la densidad del aire (Figura 11). Partiendo de la imagen original (izquierda), se reduce la resolución a la mitad para obtener una imagen de 256 x 256 píxeles (centro). La imagen se amplía nuevamente a 512 x 512 píxeles rellenando los nuevos píxeles con valores de -1000 HU (derecha). Fueron estas imágenes las que se importaron en el planificador con la finalidad de añadir artificialmente el maniquí que simula el EPID a la distancia SDD = 140 cm.

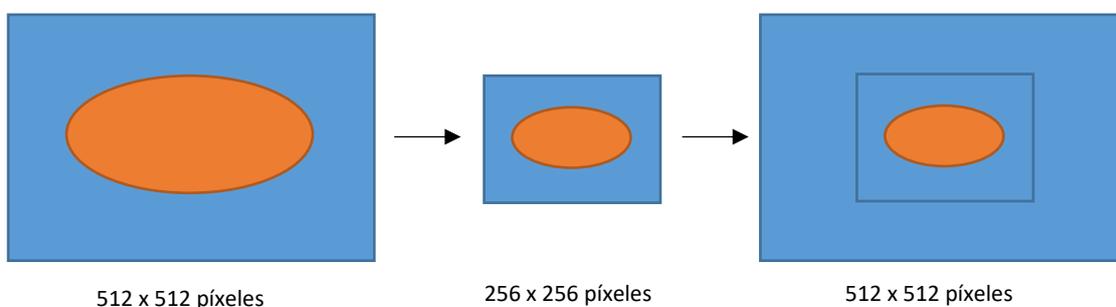


Figura 11. Proceso de reescalado de una imagen de TC.

Con la finalidad de obtener los espesores efectivos (t_{eff}) correspondientes a cada proyección, fue necesario elaborar un nuevo programa escrito en Matlab que proporcionara un mapa de espesores efectivos en el plano XZ. Este programa sigue el siguiente algoritmo:

- Toma uno por uno todos los cortes del TC (plano XY). Cada corte de TC representa una coordenada del eje Z.
- Elimina la parte de la imagen en la que aparece el tablero que se utiliza en la mesa del TC, ya que este elemento no estará presente durante la irradiación del tratamiento.
- Recorre el eje X y suma todos los espesores equivalentes en cada coordenada (x,z).
- Transforma el TC original a un TC con valores -1000 HU y 0 HU exclusivamente. Es decir, existen píxeles con densidad igual a la del aire y otros, por el contrario,

con la densidad del agua. Los espesores se reescalan para hacerlos coincidir con el espesor equivalente (Figura 12). Nótese que debe mantenerse la distancia SSD, ya que la distancia d_{meas} ha de ser la misma que en el TC original.

- Finalmente, para cada punto (x,z) se crea una matriz que contenga los espesores equivalentes (Figura 13).

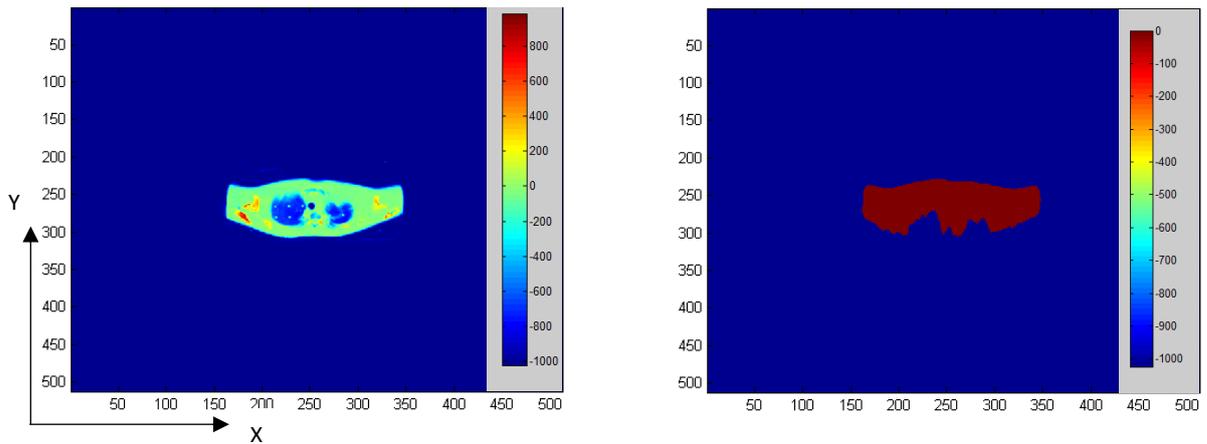


Figura 12. Corte de TC del maniquí Rando-Alderson (izquierda). A la derecha de la figura, su TC equivalente en agua. Los valores de las imágenes corresponden a números HU.

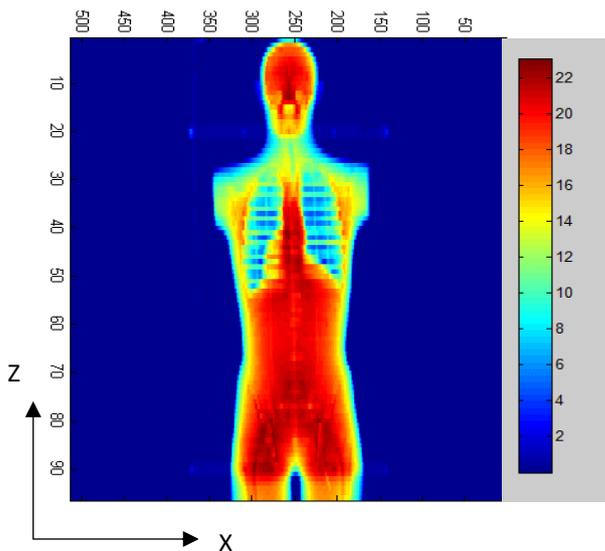


Figura 13. Mapa de espesores equivalentes, medidos en cm, del maniquí Rando-Alderson.

Por último, debe tenerse en cuenta que esta función solamente es válida para campos con incidencia antero-posterior. En caso de incidencia oblicua, deberían girarse las imágenes de TC previamente. En este trabajo, se han utilizado únicamente campos de incidencia antero-posterior.

5.9.4 Influencia de la variación del espectro energético fuera del eje

Las consideraciones expuestas hasta este punto son válidas siempre que las medidas se tomen en el centro del EPID ($X = Z = 0$), punto que coincide con el eje de giro del colimador. Sin embargo, la presencia del filtro aplanador, de simetría cilíndrica, provoca un efecto de endurecimiento del haz que no es homogéneo en todo el plano XZ. Este endurecimiento es máximo en el eje y decrece con la distancia a este punto. Como se ha explicado anteriormente, el EPID no presenta una respuesta homogénea, por lo que es esperable que exista una respuesta mayor del detector en las zonas más alejadas del eje, puesto que el haz está menos endurecido. Este efecto se corrige por medio de la introducción del perfil diagonal durante el proceso de calibración.

Sin embargo, al interponer un espesor de material entre el acelerador y el EPID, este efecto de endurecimiento del haz se acentúa, por lo que se produce un nuevo fenómeno de sobrecorrección. Según Peca et al [85], la corrección que se introduzca para un espesor de maniquí $t = 12$ cm, también es válida para el resto de espesores utilizados. Aun así, se han realizado medidas con distintos espesores para comprobar lo apropiado de esta aproximación, ya que es esperable que el espectro energético varíe notablemente, especialmente con espesores menores.

Para ello, se compararon los planos de dosis medidos con el EPID frente a los calculados para un tamaño de campo que cubriera totalmente la superficie de detección, lo que se corresponde con un tamaño de 28,6 cm x 21,4 cm, si el EPID está situado a 140 cm de distancia de la fuente. Se tomaron perfiles en el eje X e Y para los espesores de maniquí $t = 5$ cm, 10 cm, 15 cm y 20 cm. Análogamente, se tomaron los mismos perfiles en los mapas de dosis calculados por el planificador. Del cociente de ambos perfiles, se obtuvo una función de corrección E para cada punto (x, z) en función del espesor, comprobándose previamente que no existían grandes diferencias entre la corrección del eje X y del eje Y:

$$E(r, t) = \frac{F_{EPID}(r, t)}{F_{calc}(r, t)} \quad (5.14)$$

Siendo r la distancia desde el eje hasta un punto (x, z) del plano del EPID, t el espesor de maniquí utilizado y F_{EPID} la relación entre la dosis registrada en un punto (x, z) y la dosis registrada en el eje. F_{calc} es análogo a F_{EPID} , pero para la dosis calculada. Para ahorrar en tiempo de computación, se realizó un ajuste de E frente a las variables r y t por medio de la herramienta “Curve Fitting Tool” de Matlab:

$$E(r, t) = \sum_{i=1}^3 \left[(a_{1,i} + a_{2,i} t + a_{3,i} t^2) \cdot e^{-\left(\frac{r-b_i}{c_i}\right)^2} \right] \quad (5.15)$$

5.10 CORRECCIONES APLICADAS A LA DOSIS MEDIDA CON EL EPID

En este apartado, se resumen las correcciones aplicadas a los planos de dosis medidos por el EPID. La dosis, una vez aplicadas las correcciones sería:

$$D_{EPID} = D_{Calibr} \cdot E(r, t_{eff}) \cdot BS(S) \cdot C(d_{meas}, S, t_{eff}) \quad (5.16)$$

Donde,

- D_{Calibr} es la dosis que mide el EPID, en unidades CU, aplicando únicamente el procedimiento de calibración recomendado por el fabricante, el cual incluye las correcciones de campo oscuro y de inhomogeneidad, así como el perfil diagonal.
- $E(r, t_{eff})$ es la corrección introducida debido a la variación del espectro energético con la distancia r al centro del EPID y el espesor equivalente t_{eff} .
- $BS(S)$, corrección del efecto de retrodispersión del brazo del EPID para un tamaño de campo S .
- $C(d_{meas}, S, t_{eff})$ corrige por la diferente respuesta del EPID frente a un haz de fotones tras haber atravesado un espesor de agua igual a t_{eff} , así como por la dependencia frente a la distancia entre la superficie de paciente y el EPID. Lleva

incluida la corrección por tamaño de campo y la diferente respuesta del EPID al variar la distancia entre la superficie del maniquí y el EPID (d_{meas}).

5.11 CAMPOS DE VALIDACIÓN PARA DOSIMETRÍA PORTAL DE TRÁNSITO

La comprobación de la validez del método presentado se realizó mediante la irradiación de sendos campos de tamaños 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 20 cm x 20 cm en diferentes localizaciones del maniquí Rando-Alderson. Las localizaciones fueron elegidas en función de los distintos espesores y densidades de las que están compuestas. Se eligieron, por tanto, cabeza, tórax y pelvis por ser clínicamente más representativas. Adicionalmente, se irradiaron siete campos antero-posteriores de IMRT en la zona prostática para verificar el comportamiento del modelo cuando se utiliza esta técnica de tratamiento. Para evaluar la capacidad del método propuesto para detectar errores en la administración del tratamiento, también se produjo una rotación de 90° del maniquí.

Los planos de dosis adquiridos con el EPID, una vez aplicadas las correcciones mencionadas en los apartados anteriores, se compararon por medio de análisis gamma frente a los planos calculados por el planificador a los que, a su vez, se aplicaron las correcciones correspondientes. Los parámetros elegidos para el análisis gamma fueron: (3 %, 3 mm), (4 %, 3 mm) y (5 %, 3 mm).

6 RESULTADOS

6.1 IMÁGENES TC DEL EPID

En las imágenes (Figura 14) se puede apreciar claramente la parte del EPID que contiene la parte electrónica, así como la zona sensible donde se detecta la radiación recibida. Adicionalmente, se dibujó una zona de interés en dicha zona sensible, con la que se midió una densidad promedio de $1,16 \text{ g/cm}^3$, lo que corresponde a 280 HU.

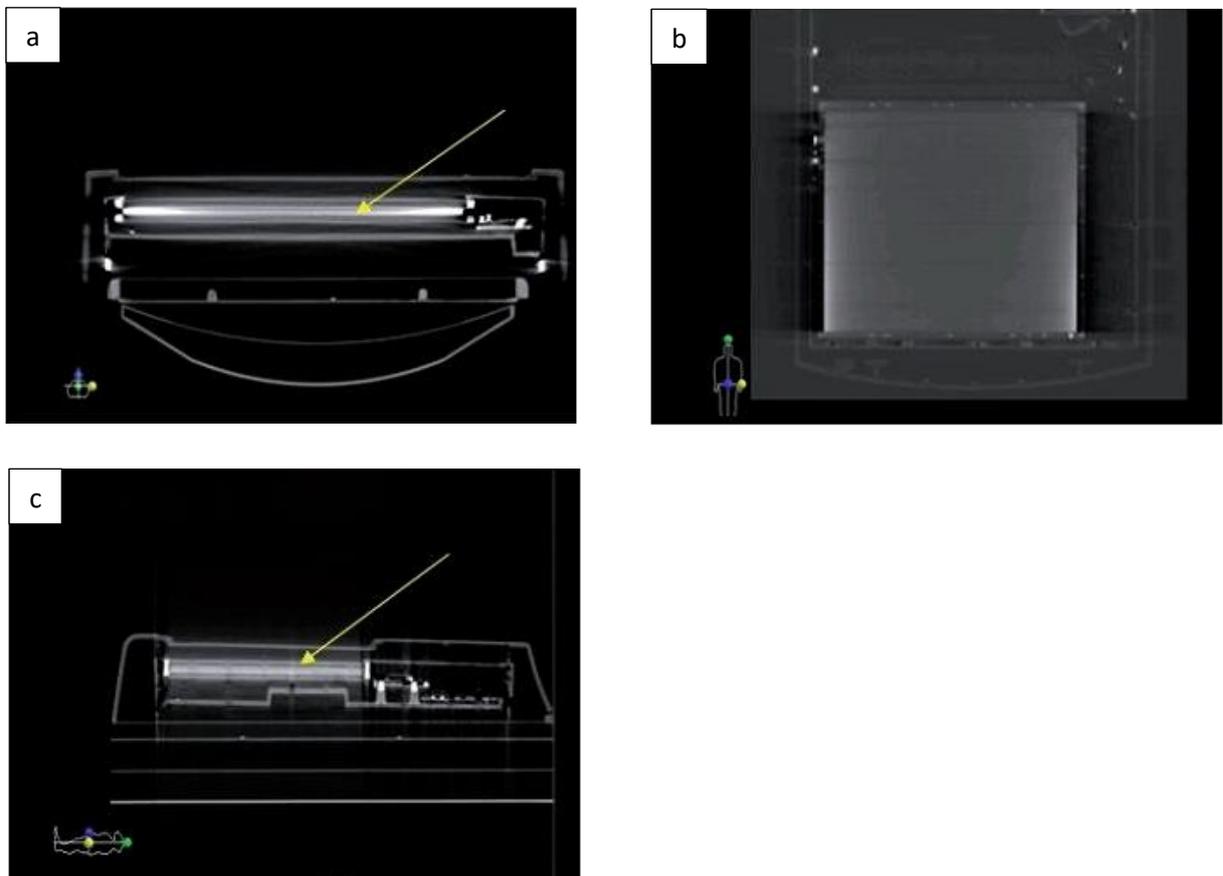


Figura 14. Imágenes obtenidas por TC del EPID. Se muestran cortes axial (a), coronal (b) y sagital (c). La flecha marca la situación aproximada del plano imagen.

6.2 CORRECCIONES INTRODUCIDAS PARA DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO

6.2.1 Correcciones para factores de campo

Las diferencias obtenidas para los factores de campo medidos con el EPID y los calculados con el planificador fueron mayores para tamaños de campo superiores (Tabla 3 y Figura 15). Este efecto era de esperar puesto que, para estos tamaños de campo, existen más fotones de bajas energías, que son los que producen sobrerrespuesta en el silicio del EPID. Por el contrario, para los tamaños de campo menores, la dosis medida por el EPID es menor que la calculada.

Tamaño de campo (cm)	Factor de campo (EPID)	Factor de campo (Pinnacle ³)	Corrección Pinnacle ³ /EPID
2x2	0,838	0,873	1,042
3x3	0,867	0,901	1,039
4x4	0,892	0,924	1,036
5x5	0,914	0,939	1,028
7x7	0,952	0,968	1,017
10x10	1,000	1,000	1,000
12x12	1,026	1,016	0,989
15x15	1,053	1,027	0,975
20x20	1,089	1,042	0,957
25x25	1,119	1,053	0,941
30x30	1,146	1,064	0,928
35x35	1,169	1,072	0,918

Tabla 3. Factores de campo medidos con EPID y calculados con el planificador. De ambas columnas se calcula el factor de corrección necesario.

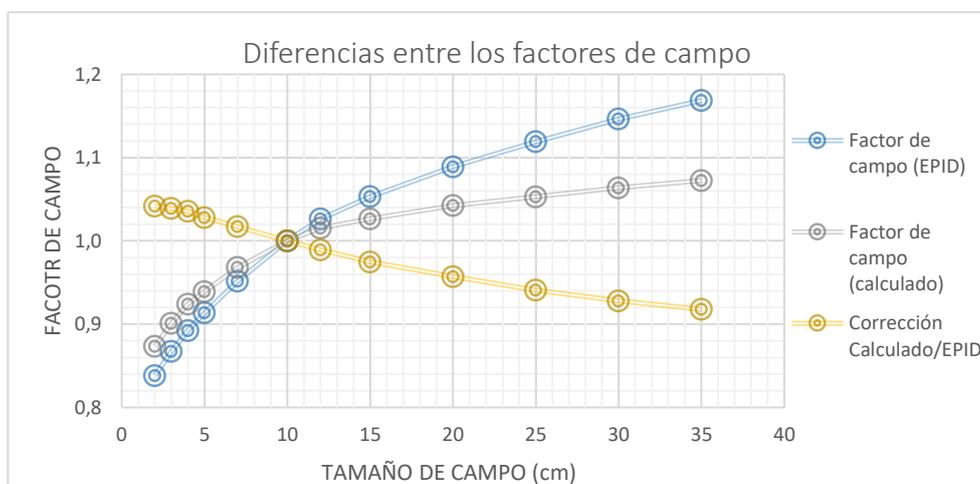


Figura 15. Representación gráfica de los factores de campo medidos con EPID y calculados. Obsérvese cómo el EPID mide factores de campo mayores cuanto mayor es el tamaño de campo, y a la inversa.

6.2.2 Corrección por retrodispersión del brazo del EPID

A diferencia del resultado obtenido por Berry et al [81], quienes obtuvieron un mejor ajuste para las pendientes m de los perfiles con un polinomio de grado 4, los datos obtenidos (Figura 16) se ajustaron mejor a una función potencial:

$$m = -5,9060 y^{-0.5304} + 0.9406 \quad (6.1)$$

donde y es la apertura del colimador desde el isocentro al *gantry*, que coincide con el colimador etiquetado como "Y2" en el acelerador utilizado. Esta parte del perfil (etiquetada como "G" en la Figura 7) será la que se corrija, tomando como válida la zona más próxima a la mesa, puesto que no está afectada por la retrodispersión. En el trabajo de Berry et al, por el contrario, eligen el colimador Y1 y consideran como válida la parte del perfil más próxima al *gantry*.

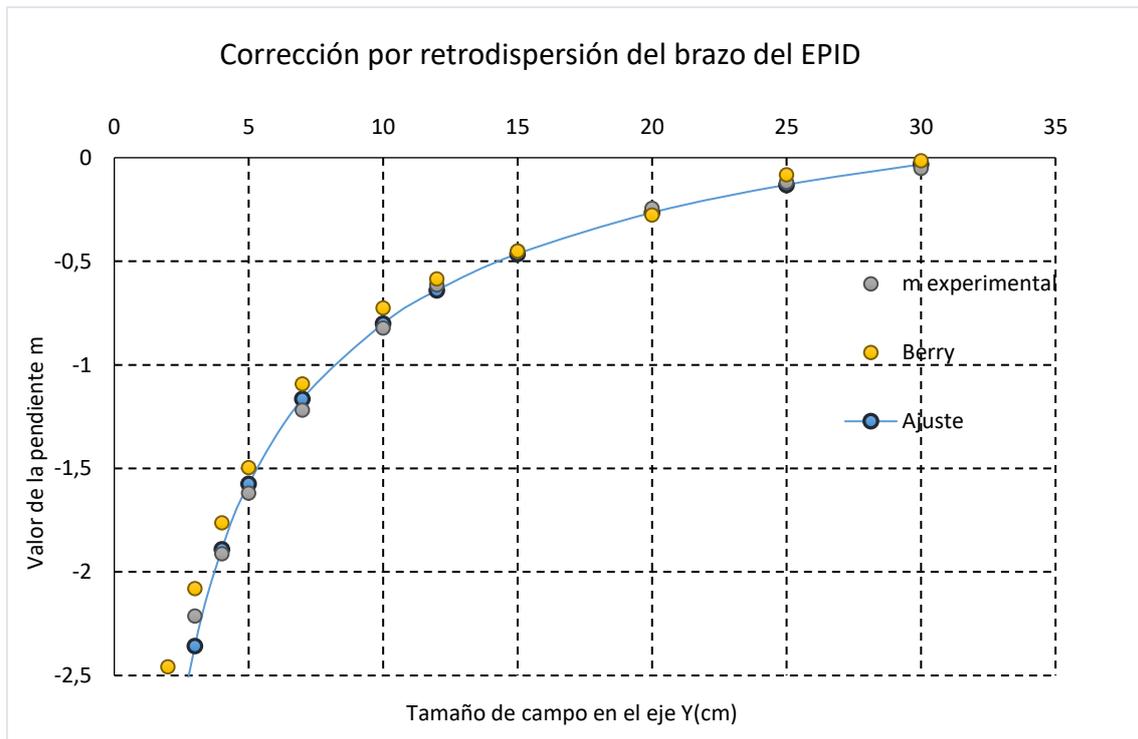


Figura 16. Valores de la pendiente m de los perfiles en el eje Y en función del tamaño de campo en dicho eje.

En la Figura 17, se muestra el perfil en el eje Y (afectado por la retrodispersión) y el efecto de la corrección aplicada. Sin embargo, en las zonas de baja dosis, que se encuentran bloqueadas por el colimador, se sigue observando la asimetría del perfil. El motivo es que la corrección sólo se aplica dentro de la zona delimitada por los colimadores, y no por fuera de estos, de forma análoga al método de Berry.

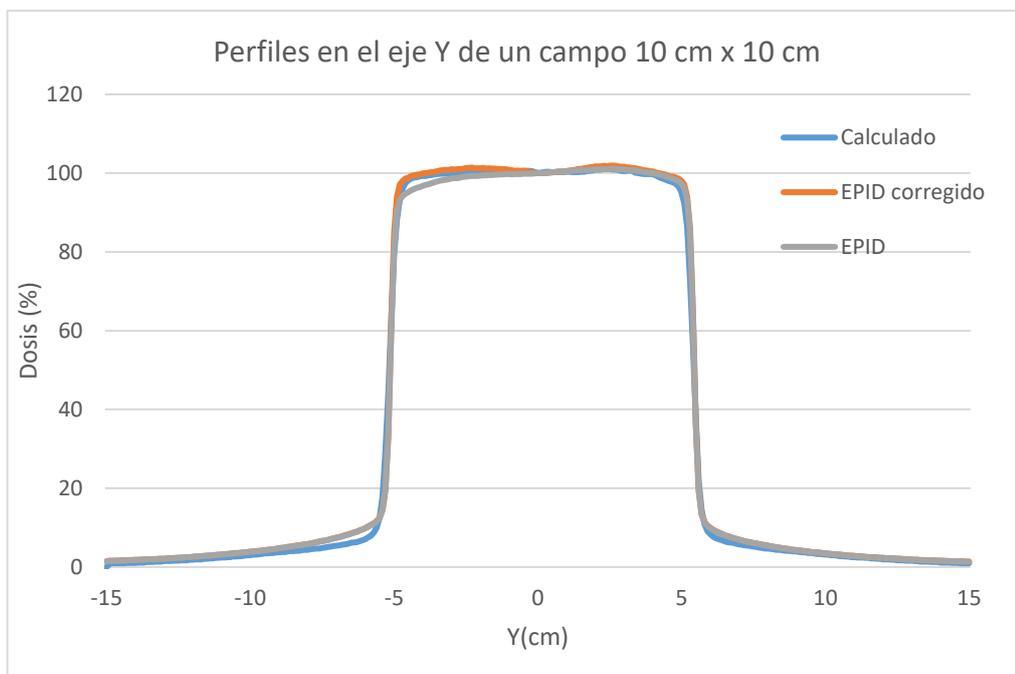


Figura 17. Perfil en el eje Y para un campo 10 cm x 10 cm. Los valores negativos de Y corresponden a la zona más próxima al gantry y, los valores positivos, a la zona más próxima a la mesa.

6.3 CAMPOS DE VALIDACIÓN PARA DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO

La validación del método se realizó mediante la irradiación de tres tipos de campos de tratamiento:

- Campos colimados con MLC.
- Campos de tratamiento con baja modulación, correspondientes a tratamientos de próstata con IMRT.
- Campos de tratamiento con alta modulación, con dos tratamientos pertenecientes a localizaciones de cabeza y cuello (ORL) y otro a un cáncer ginecológico, localizado en el área pélvica.

6.3.1 Campos colimados con MLC

En la Figura 18, se muestran los perfiles tanto en el eje X, a lo largo del cual están dispuestas las láminas del MLC, como en el eje Y, producidos por campos de tres tamaños diferentes: 5 cm x 6 cm (al tener un grosor de 1 cm, en el eje Y no se puede colimar con MLC con un número impar), 10 cm x 10 cm y 20 cm x 20 cm.

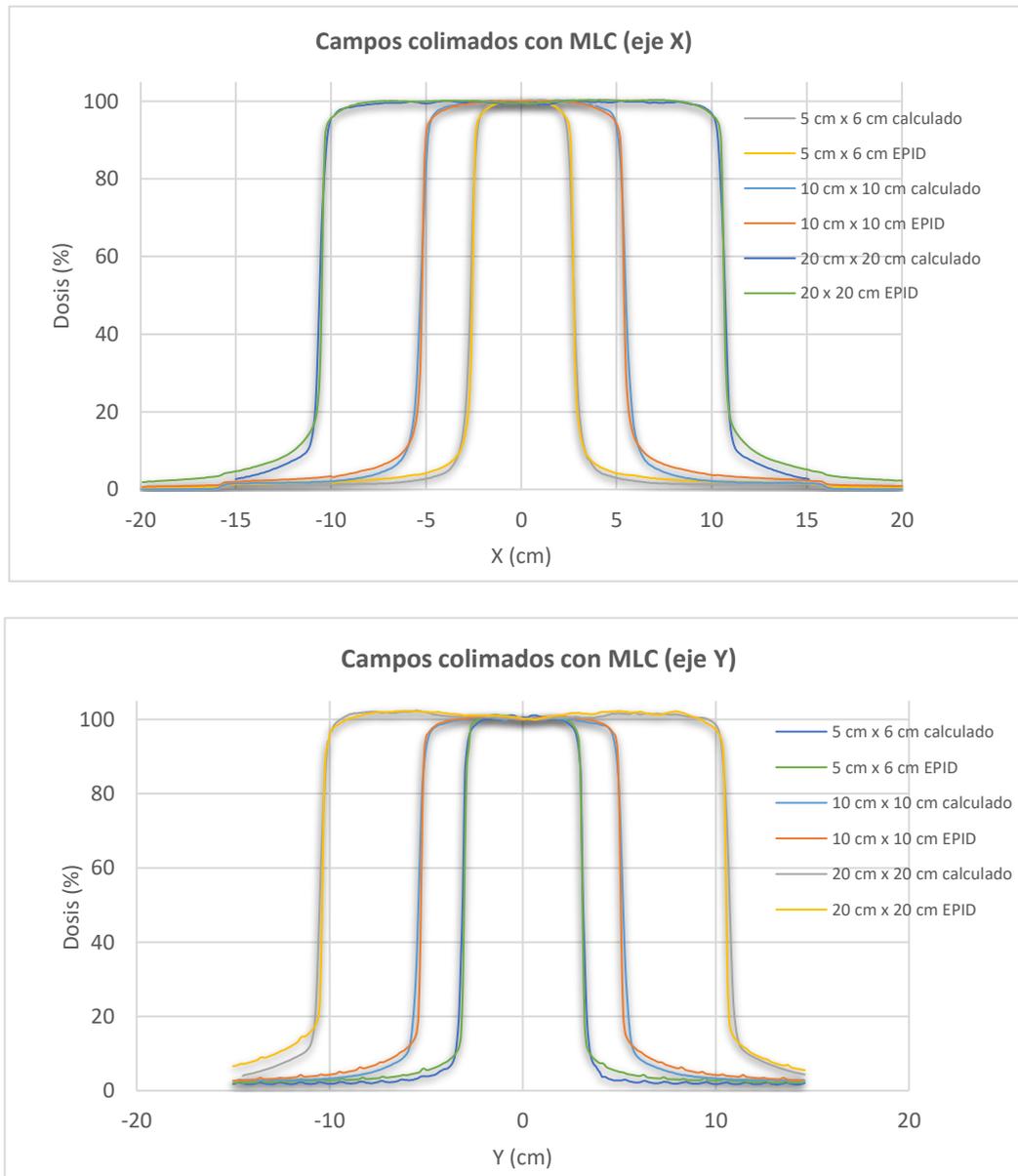


Figura 18. Perfiles a lo largo del eje X (arriba) y del eje Y (abajo) para los campos colimados con MLC que se indican. Se comparan los perfiles obtenidos con el EPID frente a los que se calcularon con el planificador.

En el caso particular del campo 10 cm x 10 cm, por ser el tamaño de campo que se suele tomar como referencia, se efectuó la prueba gamma sin umbral de señal, es decir, con todos los puntos incluidos en la prueba gamma. Seleccionando los parámetros 3 % y 3 mm, el 98,9 % de los puntos superaron la prueba, mientras que seleccionando 2 % y 2 mm, fue superado por el 91,6 %.

En las áreas que se encuentran bajo las láminas del MLC, la diferencia en dosis no supera el 1,5 % (respecto de la dosis máxima del perfil).

6.3.2 Campos de baja modulación

Los resultados del análisis gamma para estos tratamientos se exponen detalladamente, para cada campo de tratamiento, en la Tabla 4. En la Tabla 5, se muestra el promedio de los resultados para cada paciente, así como el promedio de todos los resultados para baja modulación. El 95 % de los puntos supera la prueba, tomando como parámetros 3 % y 3 mm. Estos valores, como puede apreciarse son acordes a los obtenidos con la matriz de cámaras de ionización MatriXX, con los que coinciden además los valores promedio para baja modulación.

Del mismo modo, se evaluó la dosis en el centro de cada campo, tanto en las medidas con EPID y MatriXX como en los planos de dosis calculados, no obteniéndose grandes diferencias en dosis.

Paciente	Campo	EPID		MATRIX	
		Gamma (3 %, 3 mm)	Gamma (2 %, 2 mm)	Gamma (3 %, 3 mm)	Gamma (2 %, 2 mm)
1	1	98,5	89,0	97,0	88,2
	2	98,6	93,6	96,5	83,2
	3	98,9	93,4	98,1	85,2
	4	98,6	91,6	96,0	95,6
	5	99,0	92,2	96,5	83,4
	6	98,7	93,1	99,0	84,2
	7	98,0	79,7	97,3	88,8
2	1	98,4	91,5	98,5	96,1
	2	98,5	91,9	99,1	97,1
	3	98,7	93,4	99,2	97,3
	4	97,8	90,6	98,3	93,2
	5	98,7	93,0	99,1	97,3
	6	98,1	90,2	98,8	97,0
	7	98,4	91,1	98,8	96,6
3	1	97,9	89,8	94,4	85,4
	2	97,6	79,6	96,1	87,6
	3	98,0	72,8	94,4	86,2
	4	97,3	87,4	94,5	85,7
	5	97,6	80,0	96,4	87,9
	6	97,0	82,5	97,6	89,5
	7	95,5	82,5	95,7	88,2
4	1	96,8	84,8	96,5	85,9
	2	94,5	73,0	95,8	89,1
	3	95,7	84,5	97,4	89,6
	4	95,9	83,5	96,9	89,3
	5	96,2	84,2	96,1	87,3
	6	96,6	85,5	96,6	89,4
	7	95,0	83,2	96,7	88,3
5	1	97,2	81,6	98,8	86,6
	2	98,1	86,1	98,6	84,9
	3	96,4	83,7	98,5	83,2
	4	96,6	83,9	98,7	86,7
	5	96,2	82,5	98,9	85,1
	6	96,4	85,5	98,4	84,5
	7	96,5	85,3	99,0	84,1

Tabla 4. Resultados del análisis gamma para los 5 pacientes de próstata, detallados para cada campo de tratamiento.

<i>Paciente</i>	EPID			MATRIX		
	% Gamma (3 %, 3 mm)	% Gamma (2 %, 2 mm)	% Dosis medida - calculada	% Gamma (3 %, 3 mm)	% Gamma (2 %, 2 mm)	% Dosis medida - calculada
<i>Próstata 1</i>	98,6	90,4	-0,7	97,2	86,9	-0,8
<i>Próstata 2</i>	98,4	91,7	-0,6	98,8	96,4	-1,2
<i>Próstata 3</i>	97,3	82,1	-1,2	95,6	87,2	-1,3
<i>Próstata 4</i>	95,8	82,7	-0,7	96,6	88,4	0,1
<i>Próstata 5</i>	96,8	84,1	0,8	98,7	85,0	-0,1
<i>Promedio</i>	97,4	86,2	-0,5	97,4	88,8	-0,6
<i>Desv. est. (%)</i>	1,2	5,2	0,8	1,4	5,0	0,6

Tabla 5. Resultados del análisis gamma para tratamientos de próstata (baja modulación).

6.3.3 Campos de alta modulación

En estos casos, dado que el centro del campo no tiene por qué estar en una zona de dosis homogénea, se evaluó la diferencia de dosis en puntos de alta dosis, cerca del centro del campo, pero buscando áreas de bajo gradiente de dosis. Respecto del análisis gamma (Tabla 6), los resultados son similares a los de baja modulación, coincidiendo, asimismo, las medidas tomadas con EPID con las obtenidas por medio de MatriXX.

<i>Paciente</i>	EPID			MATRIX		
	% Gamma (3 %, 3 mm)	% Gamma (2 %, 2 mm)	% Dosis medida - calculada	% Gamma (3 %, 3 mm)	% Gamma (2 %, 2 mm)	% Dosis medida - calculada
<i>ORL 1</i>	96,5	87,3	-0,6	98,0	87,8	-0,4
<i>ORL 2</i>	99,1	90,7	0,8	99,1	94,3	0,1
<i>Ginecológica 3</i>	99,1	93,6	0,0	98,5	92,0	0,4
<i>Promedio</i>	98,2	90,5	0,1	98,5	91,4	0,0
<i>Desv. est. (%)</i>	1,5	3,5	0,7	0,6	3,7	0,4

Tabla 6. Resultados del análisis gamma en tratamientos de alta modulación. ORL=tratamiento de cabeza y cuello.

6.4 DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO. MODELO DEL EPID

Las medidas realizadas a distintas SDD se muestran en la Tabla 7, exponiéndose los valores obtenidos de las imágenes del EPID, los valores calculados por el planificador utilizando las imágenes de TC del EPID, así como la dosis calculada utilizando el maniquí modelo de la Figura

8 que hace las funciones del EPID. Los valores calculados se comparan frente a los valores registrados por el EPID.

SDD (cm)	Dosis EPID (cGy/UM)	Dosis calculada sobre TC (cGy/UM)	Dif TC frente a EPID (%)	Dosis calculada sobre modelo (cGy/UM)	Dif modelo frente a EPID (%)
105	0,863	0,866	0,3	0,864	0,1
110	0,788	0,789	0,1	0,790	0,2
115	0,722	0,724	0,2	0,724	0,2
120	0,663	0,667	0,5	0,665	0,3
125	0,614	0,614	0,1	0,615	0,1
130	0,567	0,569	0,3	0,567	0,0
135	0,528	0,529	0,2	0,528	0,1
140	0,492	0,495	0,7	0,491	-0,2
145	0,457	0,463	1,2	0,458	0,2
150	0,429	0,432	0,6	0,428	-0,2
155	0,403	0,405	0,5	0,401	-0,5
160	0,378	0,380	0,6	0,376	-0,5

Tabla 7. Comparación de las dosis registradas y calculadas a diferentes SDD.

6.4.1 Obtención de $C(d_{meas}, S, t)$

Los valores de $T_{EPID}(d_{meas}, S, t)$ se obtuvieron del cociente entre la dosis medida con y sin maniquí, a distancia SDD = 140 cm y con un campo de tamaño 10 cm x 10 cm. La obtención de $T_{calc}(d_{meas}, S, t)$ es análoga, pero para dosis calculada. Estos valores se muestran en las tablas que se visualizan a continuación, donde la distancia entre la fuente y la superficie del maniquí se representa por SSD. Al haberse tomado todas las medidas con SDD = 140 cm, es fácil deducir que:

$$d_{meas} = 140 - SSD \text{ (cm)} \quad (6.2)$$

En primer lugar, se muestran los datos obtenidos a partir de las medidas con el EPID, $T_{EPID}(d_{meas}, S, t)$.

$T_{EPID}(d_{meas}, S, t = 5 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
100	3,68888	0,68761	0,76138	0,81808	0,86917	0,91916
97,5	3,74950	0,68703	0,75849	0,81402	0,86242	0,91062
95	3,80666	0,68602	0,75564	0,81002	0,85697	0,90367

Tabla 8. Valores de T_{EPID} para espesor de 5 cm.

$T_{EPID}(d_{meas}, S, t = 10 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
90	3,91202	0,52506	0,58421	0,63478	0,68525	0,73866
95	3,80666	0,52303	0,58739	0,64365	0,70011	0,75878
100	3,68888	0,52517	0,59519	0,65787	0,72080	0,78632

Tabla 9. Valores de T_{EPID} para espesor de 10 cm.

$T_{EPID}(d_{meas}, S, t = 15 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
85	4,00733	0,40465	0,45516	0,50195	0,55112	0,60445
92,5	3,86073	0,41030	0,46670	0,52143	0,57986	0,64214
100	3,68888	0,41424	0,48195	0,54928	0,62084	0,69488

Tabla 10. Valores de T_{EPID} para espesor de 15 cm.

$T_{EPID}(d_{meas}, S, t = 20 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
80	4,09435	0,31969	0,36108	0,40216	0,44701	0,49561
90	3,91202	0,32359	0,37400	0,42626	0,48330	0,54399
100	3,68888	0,33141	0,39850	0,46953	0,54520	0,62261

Tabla 11. Valores de T_{EPID} para espesor de 20 cm.

$T_{EPID}(d_{meas}, S, t = 25 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
75	4,17439	0,24773	0,28143	0,31634	0,35514	0,39767
87,5	3,96081	0,25278	0,29706	0,34528	0,39829	0,45499
99,5	3,70130	0,26380	0,32990	0,40182	0,47732	0,55340

Tabla 12. Valores de T_{EPID} para espesor de 25 cm.

$T_{EPID}(d_{meas}, S, t = 27,7 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
72,3	4,21509	0,21833	0,24839	0,28007	0,31566	0,35461
87,3	3,96462	0,22400	0,26720	0,31441	0,36680	0,42177
96,8	3,76584	0,23276	0,29269	0,35786	0,42701	0,49670

Tabla 13. Valores de T_{EPID} para espesor de 27,7 cm.

Los valores calculados por medio del planificador son los que se muestran a continuación:

$T_{calc}(d_{meas}, S, t = 5 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
100	3,68888	0,73524	0,77851	0,82096	0,83447	0,85269
97,5	3,74950	0,73529	0,77543	0,81976	0,83413	0,84510
95	3,80666	0,73538	0,77457	0,81587	0,83409	0,83952

Tabla 14. Valores de T_{calc} para espesor de 5 cm.

$T_{calc}(d_{meas}, S, t = 10 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
90	3,91202	0,58043	0,61063	0,64851	0,67625	0,68077
95	3,80666	0,58034	0,61413	0,66115	0,67635	0,69120
100	3,68888	0,58034	0,62788	0,66591	0,68538	0,71399

Tabla 15. Valores de T_{calc} para espesor de 10 cm.

$T_{calc}(d_{meas}, S, t = 15 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
85	4,00733	0,46067	0,48438	0,51486	0,54683	0,55591
92,5	3,86073	0,46067	0,49168	0,53543	0,55433	0,57380
100	3,68888	0,46067	0,51226	0,54760	0,57649	0,60327

Tabla 16. Valores de T_{calc} para espesor de 15 cm.

$T_{calc}(d_{meas}, S, t = 20 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
80	4,09434	0,36769	0,38639	0,41072	0,43909	0,45563
90	3,91202	0,36764	0,39745	0,43438	0,45952	0,47798
100	3,68888	0,36995	0,42063	0,46240	0,49005	0,52014

Tabla 17. Valores de T_{calc} para espesor de 20 cm.

$T_{calc}(d_{meas}, S, t = 25 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
75	4,17439	0,29486	0,30976	0,32899	0,35197	0,37019
87,5	3,96081	0,29486	0,32322	0,35351	0,38394	0,40010
99,5	3,70130	0,30361	0,35284	0,39356	0,42260	0,44962

Tabla 18. Valores de T_{calc} para espesor de 25 cm.

$T_{calc}(d_{meas}, S, t = 27,7 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{meas})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
72,3	4,21509	0,26216	0,27534	0,29236	0,31284	0,32933
87,3	3,96462	0,26216	0,29120	0,32120	0,35144	0,36779
96,8	3,76584	0,27000	0,31365	0,35442	0,38082	0,40476

Tabla 19. Valores de T_{calc} para espesor de 27,7 cm.

De donde, por medio de la ecuación (5.11), se calculan los factores de corrección $C(d_{\text{meas}}, S, t)$:

$C(d_{\text{meas}}, S, t = 5 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{\text{meas}})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
100	3,68888	0,93515	0,97800	0,99649	1,04159	1,07795
97,5	3,74950	0,93437	0,97815	0,99300	1,03391	1,07753
95	3,80666	0,93287	0,97557	0,99283	1,02744	1,07642

Tabla 20. Valores de corrección C, para el espesor $t = 5 \text{ cm}$.

$C(d_{\text{meas}}, S, t = 10 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{\text{meas}})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
90	3,91202	0,90459	0,95674	0,97882	1,01330	1,08503
95	3,80666	0,90125	0,95646	0,97353	1,03513	1,09777
100	3,68888	0,90493	0,94793	0,98793	1,05167	1,10131

Tabla 21. Valores de corrección C, para el espesor $t = 10 \text{ cm}$.

$C(d_{\text{meas}}, S, t = 15 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{\text{meas}})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
85	4,00733	0,87840	0,93969	0,97493	1,00786	1,08731
92,5	3,86073	0,89065	0,94919	0,97385	1,04606	1,11911
100	3,68888	0,89922	0,94082	1,00308	1,07692	1,15186

Tabla 22. Valores de corrección C, para el espesor $t = 15 \text{ cm}$.

$C(d_{\text{meas}}, S, t = 20 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{\text{meas}})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
80	4,09434	0,86945	0,93448	0,97915	1,01805	1,08775
90	3,91202	0,88018	0,94099	0,98132	1,05174	1,13810
100	3,68888	0,89581	0,94741	1,01540	1,11255	1,19699

Tabla 23. Valores de corrección C, para el espesor $t = 20 \text{ cm}$.

$C(d_{\text{meas}}, S, t = 25 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{\text{meas}})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
75	4,17439	0,84016	0,90853	0,96155	1,00899	1,07422
87,5	3,96081	0,85731	0,91907	0,97671	1,03736	1,13721
99,5	3,70130	0,86888	0,93499	1,02098	1,12950	1,23083

Tabla 24. Valores de corrección C, para el espesor $t = 25 \text{ cm}$.

$C(d_{\text{meas}}, S, t = 27,7 \text{ cm})$		Tamaño de campo S (cm x cm)				
SSD(cm)	$\ln(d_{\text{meas}})$	5x5	10x10	15x15	20x20	25x25
72,3	4,21509	0,83279	0,90211	0,95796	1,09902	1,07676
87,3	3,96462	0,85441	0,91758	0,97884	1,04369	1,14678
96,8	3,76584	0,86209	0,93316	1,00969	1,12129	1,22715

Tabla 25. Valores de corrección C, para el espesor $t = 27,7 \text{ cm}$.

Como puede apreciarse, para espesores menores, los valores de $C(d_{\text{meas}}, S, t)$ apenas varían con respecto a d_{meas} , especialmente para los tamaños de campo más pequeños. Es un resultado esperable, dado que la proporción de fotones dispersados, que tienen menor energía, es proporcional al espesor de material interpuesto [86].

6.4.2 Obtención de $E(r,t)$

$E(r,t)$ tiene como objeto corregir la respuesta del EPID debido a la variación del espectro energético fuera del eje. Los valores de $E(r,t)$ se muestran en la Figura 19, donde se puede apreciar una clara dependencia de estos valores respecto del espesor de maniquí t añadido, especialmente para distancias de r mayores que 5 cm. Primeramente, se optó por realizar un ajuste mediante una triple gaussiana para cada espesor, obteniéndose valores de correlación superiores a 0,99 en todos los casos. Esta solución requería interpolar los valores de $E(r,t)$ para cada espesor, pero, nuevamente, el tiempo de procesado se dilataba considerablemente.

Por ello, se recurrió nuevamente a la herramienta “*Curve Fitting Tool*” de Matlab, con la finalidad de obtener un buen ajuste de los datos. En este caso, dicho ajuste es más sencillo que el de $C(d_{\text{meas}}, S, t)$, dado que E sólo depende de dos variables.

Para el ajuste, se utilizó la función de la ecuación (5.15), obteniéndose un coeficiente de correlación r^2 de 0,9938. Los valores de a , b y c se muestran en la Tabla 26:

$a_{11} = -0,04128$	$a_{21} = 0,005666 \text{ cm}^{-1}$	$a_{31} = -1,663 \cdot 10^{-5} \text{ cm}^{-2}$	$b_1 = 0,01355 \text{ cm}$	$c_1 = 6,671 \text{ cm}$
$a_{12} = 0,03351$	$a_{22} = -0,001787 \text{ cm}^{-1}$	$a_{32} = -1,723 \cdot 10^{-5} \text{ cm}^{-2}$	$b_2 = -0,02797 \text{ cm}$	$c_2 = 5,044 \text{ cm}$
$a_{13} = 1,006$	$a_{23} = -0,004246 \text{ cm}^{-1}$	$a_{33} = 5,273 \cdot 10^{-5} \text{ cm}^{-2}$	$b_3 = -0,02885 \text{ cm}$	$c_3 = 46,78 \text{ cm}$

Tabla 26. Coeficientes para la obtención de $E(r,t)$ a partir de la ecuación (5.15).

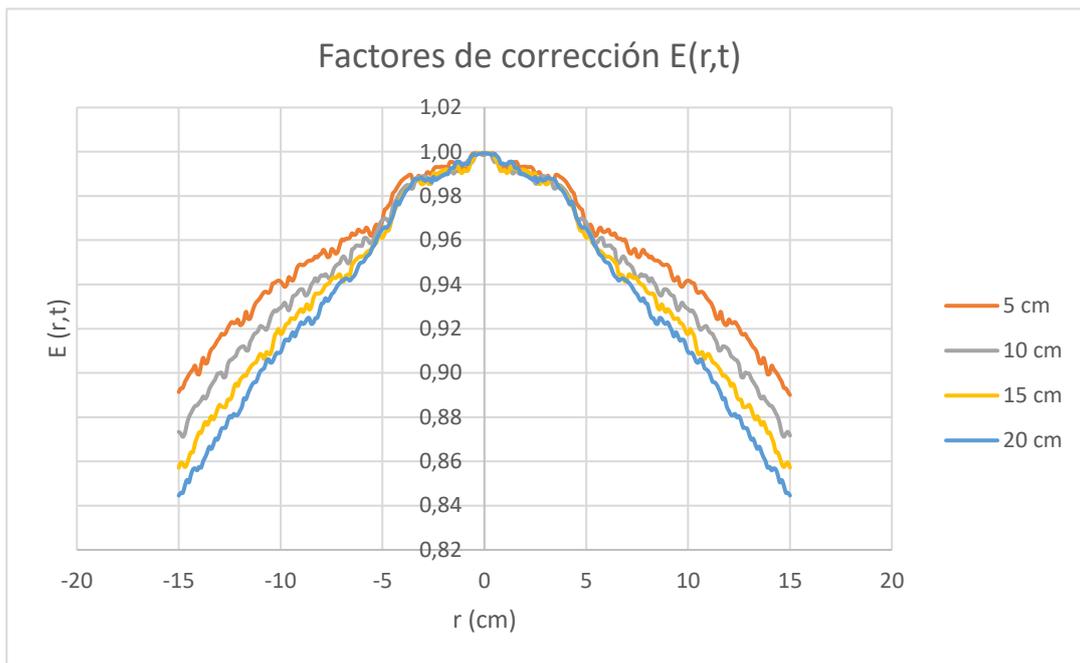


Figura 19. Dependencia de $E(r,t)$ con la distancia r y el espesor t .

6.5 CÁLCULO DE DOSIS EN EL CENTRO DEL CAMPO

Como se ha mencionado en el capítulo dedicado a materiales y métodos, se irradiaron campos de diferentes tamaños en incidencia anteroposterior sobre el maniquí antropomórfico en las localizaciones de cráneo, pulmón y pelvis. Del mismo modo, se administró un tratamiento de cáncer de próstata sobre el maniquí antropomórfico.

Los resultados se muestran en la Tabla 27. Como se puede apreciar, las diferencias son inferiores al 2 %, excepto en el caso del cráneo cuando se irradia con un tamaño de campo de 20 cm x 20 cm.

Descripción del campo de tratamiento	Dosis medida con EPID (cGy)	Dosis calculada (cGy)	Diferencia (%)
Cráneo 5 cm x 5 cm	16,02	16,27	1,2
Cráneo 10 cm x 10 cm	18,97	18,96	-0,4
Cráneo 20 cm x 20 cm	21,37	24,19	12,8
Tórax 5 cm x 5 cm	15,64	15,53	-0,7
Tórax 10 cm x 10 cm	18,22	18,20	-0,5
Tórax 20 cm x 20 cm	23,56	23,83	0,8
Pelvis 5 cm x 5 cm	15,63	15,64	-0,3
Pelvis 10 cm x 10 cm	18,24	18,26	-0,2
Pelvis 20 cm x 20 cm	24,06	23,96	-0,7
IMRT 1	7,49	7,45	-0,3
IMRT 2	7,29	7,18	-1,2
IMRT 3	8,48	8,40	-0,6
IMRT 4	7,42	7,34	-0,7
IMRT 5	8,45	8,33	-1,1
IMRT 6	10,95	10,76	-1,4
IMRT 7	7,49	7,41	-0,7

Tabla 27. Dosis medida en el centro del campo frente a dosis calculada.

6.6 COMPARACIÓN DE LOS PLANOS DE DOSIS Y ANÁLISIS GAMMA

Al igual que en dosimetría pretratamiento, se excluyeron del análisis gamma los valores inferiores al 10 % de la señal.

Los resultados del análisis gamma se muestran en la Tabla 28, donde se puede observar valores próximos o superiores al 95 % si se eligen como parámetros (5 %, 3 mm), a excepción de los campos localizados en el tórax.

Atendiendo exclusivamente a los campos de tratamiento de IMRT, que coinciden con los del paciente 1 de la Tabla 28, se obtienen promedios de 85,62 % para (3 %, 3 mm), 91,73 % con parámetros (4 %, 3 mm) y 95,68 % si se elige (5 %, 3 mm).

Descripción del campo de tratamiento	γ (3 %, 3 mm) (%)	γ (4 %, 3 mm) (%)	γ (5 %, 3 mm) (%)
Cráneo 5 cm x 5 cm	85,67	92,25	96,81
Cráneo 10 cm x 10 cm	76,55	86,83	92,08
Cráneo 20 cm x 20 cm*	79,30	87,44	93,62
Tórax 5 cm x 5 cm	84,63	89,94	92,91
Tórax 10 cm x 10 cm	67,09	83,68	80,26
Tórax 20 cm x 20 cm	72,34	79,38	84,65
Pelvis 5 cm x 5 cm	82,10	92,48	97,69
Pelvis 10 cm x 10 cm	73,81	84,91	92,03
Pelvis 20 cm x 20 cm	74,70	87,31	93,82
IMRT 1	88,61	93,87	97,71
IMRT 2	83,38	90,38	94,95
IMRT 3	87,99	93,46	97,14
IMRT 4	84,11	90,52	94,58
IMRT 5	86,76	91,65	94,93
IMRT 6	85,54	91,37	95,66
IMRT 7	82,95	90,88	94,77

**Región de interés dentro del cráneo, excluyendo el exterior del paciente.*

Tabla 28. Resultado de la comparación de planos de dosis calculados frente a medidos con EPID.

Para evaluar la capacidad del método presentado en la detección de errores, se introdujo un giro de 90° en el maniquí Rando-Alderson y se volvieron a efectuar las medidas con el EPID para los campos de IMRT. De los resultados, que se muestran en la Tabla 29, se aprecia un empeoramiento evidente en los resultados del análisis gamma, bajando del orden de 7 puntos porcentuales en (3 %, 3 mm) y (4 %, 3 mm) y llegando a bajar hasta el 87,31 % en el caso de (5 %, 3 mm).

Descripción del campo de tratamiento	Gamma (3 %, 3 mm) (%)	Gamma (4 %, 3 mm) (%)	Gamma (5 %, 3 mm) (%)
IMRT 1	85,77	91,41	92,49
IMRT 2	84,36	91,3	92,60
IMRT 3	76,20	84,08	87,22
IMRT 4	72,88	79,29	82,14
IMRT 5	80,08	86,91	88,84
IMRT 6	79,18	86,51	88,55
IMRT 7	69,12	77,91	79,33
Promedio	78,23	85,34	87,31

Tabla 29. Resultados de dosimetría de tránsito para campos IMRT introduciendo una rotación de 90°.

7 DISCUSIÓN

7.1 ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES TC DEL EPID

Las imágenes TC obtenidas del EPID desmontado (Figura 14) muestran el área sensible con la que se lleva a cabo la detección de la radiación, con ausencia de artefactos que puedan distorsionar la información de las imágenes. En la reconstrucción con DRR (Figura 20), equivalente a tomar una radiografía, se pueden apreciar, además, los componentes electrónicos del EPID. Estos componentes se corresponden con la electrónica de lectura y con la de control, de acuerdo al manual del fabricante [87]. La ausencia o no de artefactos en estas áreas es irrelevante, dado que la electrónica del EPID nunca debe estar dentro del haz directo para evitar daños por radiación.

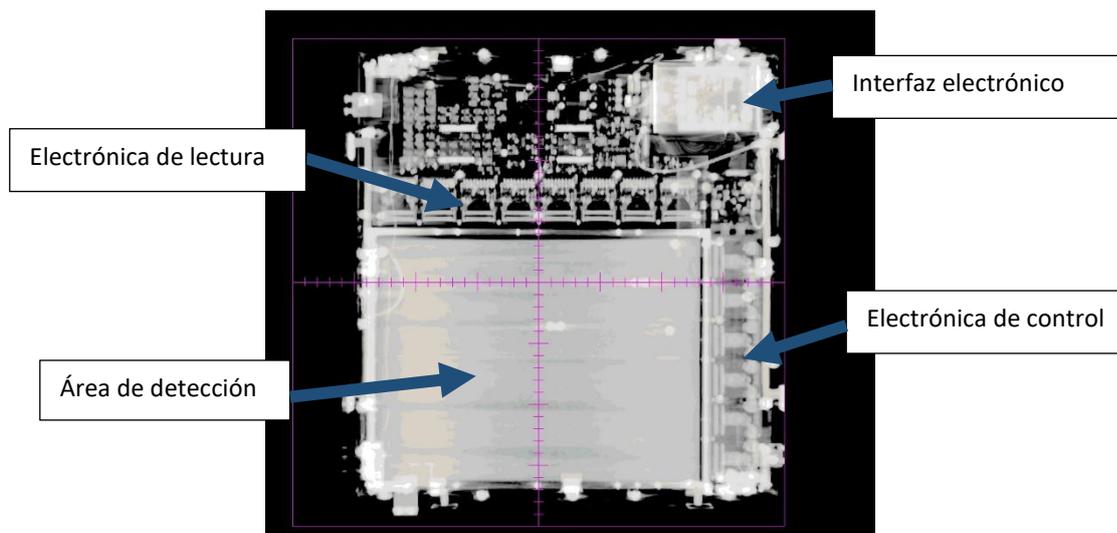


Figura 20. DRR a partir de las imágenes TC del EPID.

El valor de densidad másica del área sensible obtenido, $1,16 \text{ g/cm}^3$, es un valor muy próximo al encontrado por diversos autores siguiendo distintos métodos. Warkentin et al [25] modelaron el EPID como un maniquí de grosor 4,74 cm, el cual estaba compuesto de 2 cm de agua, 1 mm de cobre, $340 \mu\text{m}$ de óxido de gadolinio, 1,1 mm de sustrato vidrio y, finalmente, otros 2,5 cm de agua. Considerando la densidad másica relativa del cobre igual a 8,9, 1,1 para el

vidrio y despreciando el óxido de gadolinio por su menor espesor, se obtendría una densidad másica promedio de $1,20 \text{ g/cm}^3$.

La exactitud en el cálculo de la dosis para estas densidades, muy parecidas a las que presentan las estructuras óseas, ha sido estudiada ampliamente para el algoritmo de cálculo de cono colapsado. Saito et al [88] evaluaron la capacidad de cálculo de este algoritmo para densidades de hasta $1,12 \text{ g/cm}^3$. Su utilización también se considera adecuada en presencia de densidades mayores, como es el caso de las prótesis metálicas [89].

El modelo de la Figura 8, utilizado en este trabajo como maniquí que simula el EPID en condiciones de dosimetría de tránsito, es equivalente a un medio de 229 HU. Su equivalencia a densidad másica relativa, puede obtenerse a partir de la Tabla 2, para el TC utilizado, siendo este valor de $1,164 \text{ g/cm}^3$, muy similar al obtenido a partir de las imágenes TC del EPID. En la Figura 21, se muestra el resultado de tomar un perfil en profundidad del EPID a partir de las imágenes de TC y del modelo de EPID propuesto. Como puede apreciarse, las densidades también son muy similares.

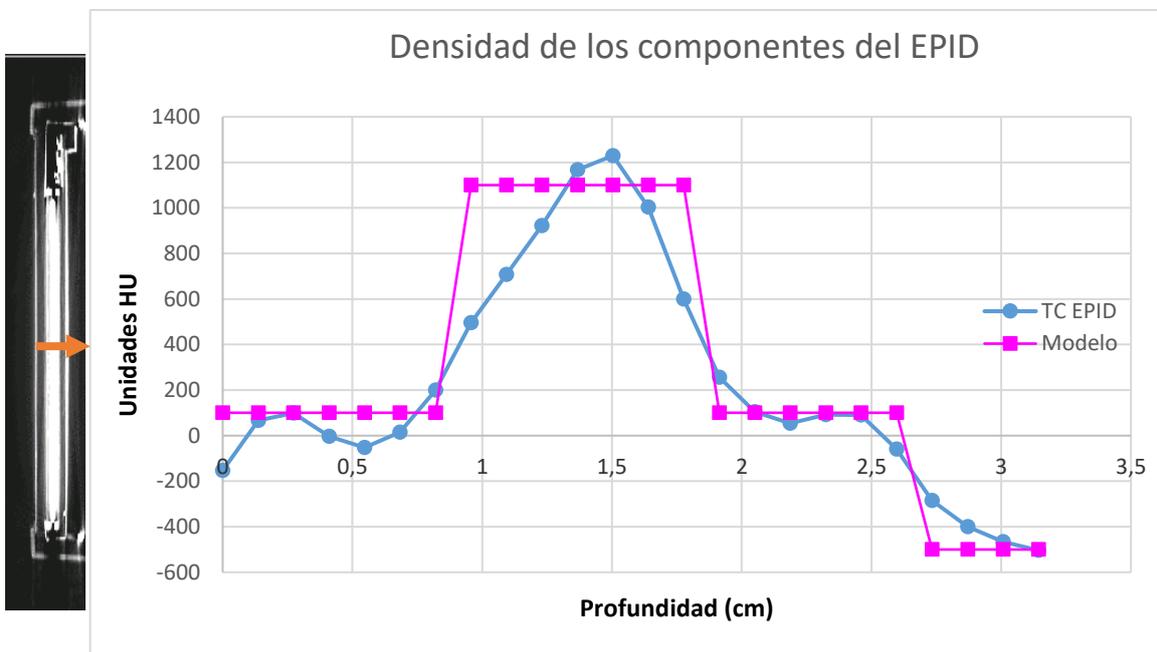


Figura 21. Perfil de números Hounsfield en función de la profundidad para el TC del EPID y el modelo utilizado. A la izquierda se muestra la dirección y sentido en que se tomó el perfil.

La profundidad equivalente obtenida, igual a 3,2 cm, es muy próxima a la obtenida por Khan et al [29]. Dichos autores probaron diversos modelos empíricos, obteniendo un mejor resultado si consideraban una profundidad equivalente igual a 3 cm. Además, modificaron el modelado de 6 MV en el planificador, haciendo uno específico para la predicción de la dosis portal. En el trabajo aquí presentado, por el contrario, no se hizo ninguna modificación del modelado. Por tanto, se utiliza el mismo algoritmo y modelado tanto en el cálculo clínico de dosis en el paciente, como en la predicción de la dosis portal.

Lee et al [30] desarrollaron un método simple, en el cual consideraban el EPID equivalente a un maniquí de agua en el cual se medía a una profundidad de 5 cm para energías nominales de 6 MV. Obtuvieron muy buenos resultados asumiendo que el detector se encontraba situado a una profundidad de unos 4 cm, resultado que es muy similar al obtenido por el método presentado, que fue de 4,3 cm. Lee et al situaron la superficie de la IDU a una distancia de 105 cm desde la fuente y consideraron que la imagen se generaba en un plano situado a 1,5 cm, en lugar de 1 cm, que sería el valor nominal correspondiente para esta SDD. En nuestro caso, sin embargo, la superficie del EPID se encontraba a 104 cm de la fuente, por lo que estaríamos considerando que el plano donde se genera la imagen se encuentra a 2 cm de profundidad, lo que supone una diferencia de 5 mm. Es decir, si Lee et al hubieran situado el EPID a una distancia nominal de 105 cm (con la superficie a 104 cm), de acuerdo a su trabajo, el plano imagen quedaría a una distancia de 105,5 cm. Con el método aquí presentado, se ha buscado una profundidad equivalente a agua, obteniendo que el plano imagen se encuentra a 106 cm de la fuente cuando el EPID se sitúa a 105 cm. La razón por la que, en uno y otro caso, el plano donde se forma la imagen no está situado a 105 cm, sino a una distancia mayor, no es conocida. Podría apuntarse a una deficiencia en el algoritmo de cálculo de la dosis derivada de una anomalía en el transporte de la radiación, máxime cuando se conoce la existencia de una placa de 1 mm de cobre en el EPID, lo que podría producir una incorrecta asignación de densidades en las imágenes de TC. Sin embargo, Lee et al se enfrentan al mismo problema sin haber utilizado imágenes de TC del EPID.

7.2 ANÁLISIS DE LOS FACTORES DE CAMPO EN DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO

Las desviaciones obtenidas en los factores de campo (Tabla 3 y Figura 15) son muy similares a los resultados obtenidos por Greer et al [76], quienes también obtuvieron valores mayores a los medidos en agua para tamaños de campo más grandes. Este fenómeno se debe, principalmente, a que el silicio, al tener un número atómico efectivo mayor que el del agua, presenta sobrerrespuesta frente a los fotones de bajas energías. En estos tamaños de campo, los colimadores secundarios están más abiertos y los fotones producidos por el acelerador encuentran mayor superficie sobre la que son dispersados. Como consecuencia de la dispersión, algunos fotones perderán su energía. Por tanto, cuanto mayor es el tamaño de campo, mayor es el número de fotones de baja energía que se han producido por la dispersión contra los componentes del sistema de colimación. Debe tenerse en cuenta, además, que el algoritmo de Pinnacle³ calcula la dosis absorbida en agua. En el caso de disponer de un sistema de cálculo, como los basados en simulaciones Monte Carlo [90], que calculan la dosis absorbida en el medio, se podría tener en cuenta la distinta absorción de los materiales de alto número atómico.

Nótese que sólo se ha tenido en cuenta la diferencia del factor de campo cuando éste ha sido establecido con los colimadores. Cabe preguntarse qué ocurriría si, como sucede en la mayoría de los casos, es el MLC el que establece la forma final del campo de tratamiento. Lee et al [30] introdujeron esta corrección en su método, desarrollado para tratamiento con IMRT en la modalidad de *step and shoot*. En los casos presentados, donde los tratamientos se realizaron con *sliding window*, no parece ser necesaria ninguna corrección adicional debida al diferente tamaño de campo de los segmentos. En efecto, de acuerdo con LoSasso et al [91], la dispersión producida en el cabezal es independiente de la posición del MLC y se debe exclusivamente a la posición de los colimadores.

7.3 ANÁLISIS DE PERFILES DE DOSIS CON DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO

Tanto en la Figura 17 como en la Figura 18, se aprecia que la penumbra es ligeramente más ancha para los campos calculados que para los medidos con el EPID. A este respecto, debe tenerse en cuenta que la resolución del EPID es de 0,391 mm, mientras que la matriz de cálculo del planificador tiene 1 mm de resolución.

Aunque se ha tenido en cuenta la variación del espectro energético introducida por la presencia del filtro aplanador, la posible variación que introduce el MLC en las áreas bloqueadas por éste no ha sido considerada. La diferencia de dosis encontrada en las zonas bajo el MLC (Figura 18) podría estar relacionada con este hecho. La diferencia es mayor en zona más próxima al borde del campo, que está delimitada por la punta de la lámina, mientras que en las zonas más alejadas la diferencia se hace menor. La zona más próxima a la punta de la lámina contiene mayor proporción de fotones de baja energía, por lo que sería esperable una sobrerrespuesta del EPID.

Por otra parte, la corrección por retrodispersión del brazo (Figura 16) muestra que los valores de la pendiente obtenidos son muy similares a los obtenidos por Berry et al [81], aunque la ecuación del ajuste de la pendiente m (ecuación (6.1)) es algo diferente. Este hecho puede deberse a que los autores tomaron como válida la zona más próxima al *gantry*, que es la que está afectada por el fenómeno de sobrecorrección descrito. En este trabajo, sin embargo, se considera que la parte válida del perfil es la que no está sujeta a la retrodispersión del brazo del EPID.

7.4 EFECTO DE LA DISPERSIÓN DE FOTONES ÓPTICOS

Un efecto no tenido en cuenta en este trabajo es la dispersión de los fotones ópticos en el EPID, cuyo principal efecto sería un emborronamiento de la imagen. En la aplicación dosimétrica del EPID, se percibiría principalmente en las zonas de penumbra. Los autores que han estudiado este tema [24,92–95] introducen una corrección por medio de un kernel que denominan *glare kernel*. La imagen final será la convolución de este kernel con la imagen original. Los estudios mencionados utilizan un EPID más antiguo, el modelo Varian aS500, el cual

proporciona imágenes de 512 x 384 píxeles, siendo el tamaño de píxel 0,784 mm, el doble que en el modelo Varian aS1000.

En los primeros EPIDs [14], también existía una pantalla fluorescente que transformaba los fotones de rayos X en fotones ópticos. Sin embargo, a diferencia del diseño basado en silicio amorfo, estos fotones ópticos se hacían llegar, mediante un espejo y una lente a una cámara CCD. Como consecuencia del diseño, sólo una pequeña fracción de los fotones ópticos alcanzaban la cámara [63,96]. Además, algunos de los fotones emitidos por la pantalla fluorescente, podían experimentar una reflexión en el espejo, sufrir una nueva dispersión en la pantalla y alcanzar la cámara. Esta señal podía suponer más de un 25 % de la señal total [21]. En el diseño basado en silicio amorfo, por el contrario, la proximidad de los fotodiodos a la pantalla centelleadora minimiza o incluso elimina este efecto, tal y como apunta Antonuk [23]. Asimismo, Kirkby et al [94] obtuvieron que la contribución por la dispersión de los fotones ópticos era despreciable. Para la realización de este trabajo, se aplicaron diversos métodos de deconvolución para extraer el *glare kernel*, obteniéndose en todos los casos una función delta de Dirac. Por este motivo, no se introdujo esta corrección.

7.5 ANÁLISIS DE LOS CAMPOS DE IMRT EN DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO

Los resultados, expuestos en la Tabla 4 y Tabla 5 para campos de baja modulación, y en la Tabla 6 para campos muy modulados, muestran un buen funcionamiento del método descrito, tanto en dosimetría relativa, reflejado en la prueba gamma, como en dosimetría absoluta. Los resultados son muy similares a los obtenidos con la matriz de cámaras de ionización.

Debe tenerse en cuenta que, en total, se analizaron 35 campos de baja modulación (7 campos para cada uno de los 5 pacientes) y 50 campos de alta modulación, dado que son 25 campos en total, pero, por limitaciones en el MLC, el acelerador divide cada campo en dos subcampos.

7.6 DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO

En la Tabla 7, se aprecia que la dosis medida disminuye al aumentar la distancia SDD entre la fuente y el EPID. Esta variación es muy similar cuando la dosis es calculada por el planificador utilizando las imágenes TC del EPID, encontrándose variaciones prácticamente dentro del 1 %. Cuando esta dosis se calcula utilizando el modelo de maniquí con distintas densidades, en lugar del TC, las diferencias son aún menores. Por otra parte, la variación de la dosis con la distancia SDD sigue la conocida ley del inverso del cuadrado con la distancia [97], como se puede apreciar en la Figura 22.

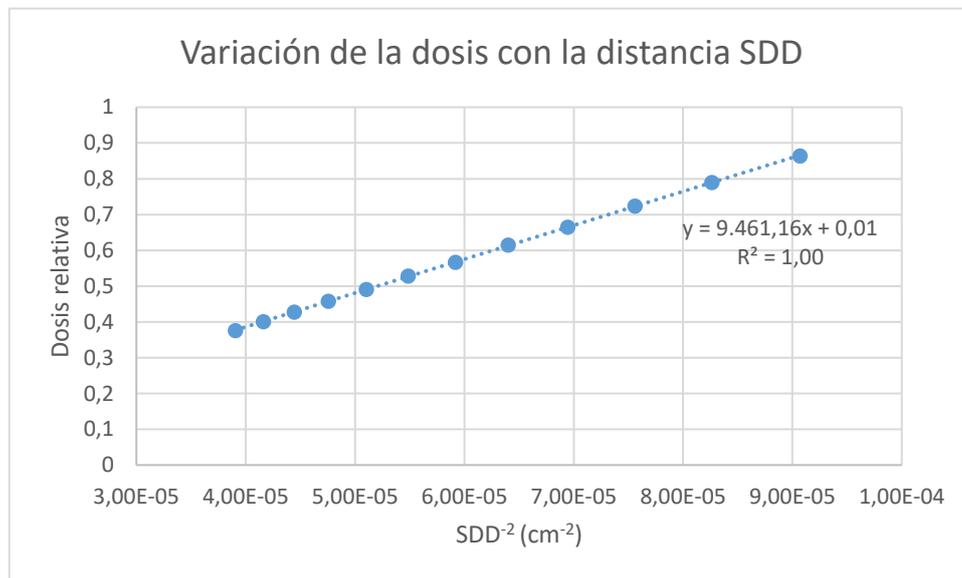


Figura 22. Variación de la dosis respecto de la distancia fuente-detector para los valores de dosis calculados con el modelo de EPID utilizado.

7.6.1 Valores de $C(d_{\text{meas}}, S, t)$

Respecto a los valores de $C(d_{\text{meas}}, S, t)$, se aprecia que son menores cuando los tamaños de campo (S) más pequeños. En estas circunstancias, el haz de radiación tiene menor proporción de fotones de bajas energías y, por tanto, es esperable que se produzca menos sobrerrespuesta en el EPID. Este hecho es coherente con la corrección introducida en dosimetría pretratamiento (Figura 15). Ha de tenerse en cuenta que el sentido del parámetro $C(d_{\text{meas}}, S, t)$ es corregir la desviación entre la dosis medida y la dosis calculada por el planificador en las mismas condiciones y lleva incluido la corrección por la diferente lectura al variar el tamaño de campo.

Valores próximos a la unidad representan, por tanto, coincidencia entre dosis medida y dosis calculada. Sin embargo, valores superiores a 1, indican que el EPID mide valores superiores a los que se han calculado, y viceversa. $C(d_{\text{meas}}, S, t)$ es, por tanto, también una medida de la sobrerrespuesta del EPID.

Por otro lado, también se aprecia que, con espesores menores, la variación de $C(d_{\text{meas}}, S, t)$ respecto de d_{meas} es baja. La variación de $C(d_{\text{meas}}, S, t)$ con respecto a esta distancia tiene su origen en la dispersión de radiación dentro del maniquí. La radiación dispersa, originada fundamentalmente por efecto Compton, es rica en fotones de baja energía, lo que producirá sobrerrespuesta en el EPID. Además, es mayor cuanto mayor sea el espesor del maniquí, de ahí que se observe una influencia menor de d_{meas} con espesores menores. Del mismo modo, para un espesor constante, se observa que existe mayor variación de $C(d_{\text{meas}}, S, t)$ si aumenta la distancia d_{meas} para tamaños de campo mayores, donde nuevamente el haz de fotones es más blando y producirá sobrerrespuesta en el EPID.

7.6.2 Variación del espectro energético del haz fuera del eje ($E(r,t)$)

En la Figura 19 se aprecia que, hasta 5 cm de distancia desde el eje, no hay variación respecto del espesor. Sin embargo, a partir de esta distancia, se aprecian grandes diferencias. Este resultado no coincide con el obtenido por Peca et al [85], quienes apenas apreciaban variaciones y proponían tomar el espesor de 12 cm para obtener esta corrección. Los autores establecían que no había diferencia y que se superaba la prueba gamma (3 %, 3 mm) al comparar los planos de dosis obtenidos con distintos espesores. Esta metodología supone que variaciones del orden del 3 % pasarían desapercibidas. En efecto, en la Figura 19, se aprecian variaciones de este orden hasta unos 10 cm de distancia desde el eje, lo que correspondería a un tamaño de campo de 20 cm x 20 cm. A distancias mayores, la diferencia puede elevarse hasta un 5 %, pero los autores no llegaron a evaluar un tamaño de campo tan grande.

7.6.3 Dosis puntual calculada en el centro del campo de tratamiento

Las diferencias observadas (Tabla 27) entre la dosis calculada mediante el método propuesto y la dosis medida por el EPID se encuentran por debajo del 2 %, salvo en el caso del cráneo irradiado con un campo de tamaño 20 cm x 20 cm (12,8 %). En ese caso, la dosis medida es muy superior a la dosis calculada, algo que no ocurre en los tamaños de campo menores en la misma localización. Puede observarse que el tamaño de campo excede ampliamente la región de maniquí antropomórfico irradiada (Figura 23), algo que no es usual en una situación clínica. Debe tenerse en cuenta, además, que el modelo presentado parte de asumir que el maniquí de medida tiene un espesor t determinado, pero un ancho y una longitud infinitas. Para reproducir una situación similar, se calculó la dosis que recibiría el EPID en el punto central, con una distancia $d_{\text{meas}} = 50$ cm e interponiendo un maniquí de espesor $t = 20$ cm. Se utilizaron distintos tamaños de campo combinados con distintas dimensiones del maniquí interpuesto entre el acelerador y el EPID, calculándose la dosis para 400 UM, como se muestra en la Tabla 30.

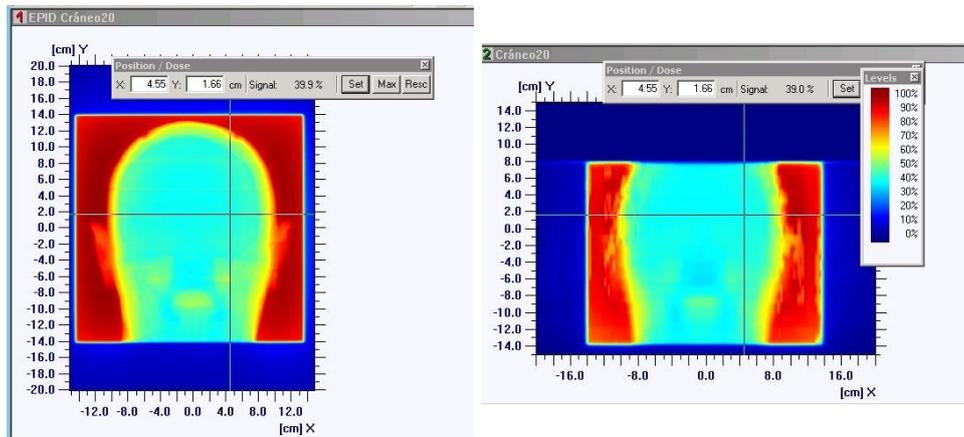


Figura 23. Campo 20 cm x 20 cm en la localización de cráneo. A la izquierda, imagen tomada con el EPID. A la derecha, plano de dosis calculado. La escala de dosis es relativa.

Como puede apreciarse, los tamaños de campo más pequeños no se ven afectados por las dimensiones del maniquí. Sin embargo, con los tamaños de campo mayores, éstos exceden las dimensiones del maniquí, obteniéndose que la dosis calculada es mayor a la dosis medida por el EPID. Nótese que los resultados mostrados en la Tabla 30 son dosis calculadas, sin aplicar ninguna de las correcciones que se exponen en este trabajo, las cuales tienen en cuenta exclusivamente el espesor del maniquí para un mismo tamaño de campo. Por tanto, al aplicar

dichas correcciones, la diferencia entre dosis medida y calculada variará en función de las dimensiones laterales del maniquí.

		TAMAÑO DE CAMPO (cm x cm)				
		5 x 5	10 x 10	15 x 15	20 x 20	25 x 25
Ancho x largo maniquí (cm x cm)	5 x 5	98,37 cGy	106,39 cGy	120,73 cGy	113,87 cGy	115,83 cGy
	10 x 10	98,39 cGy	107,08 cGy	123,43 cGy	118,02 cGy	121,77 cGy
	15 x 15	98,39 cGy	107,12 cGy	124,45 cGy	120,17 cGy	124,90 cGy
	20 x 20	98,39 cGy	107,13 cGy	124,48 cGy	120,27 cGy	125,89 cGy
	25 x 25	98,39 cGy	107,13 cGy	124,48 cGy	120,27 cGy	125,90 cGy

Tabla 30. Dosis calculadas en cráneo con un tamaño de campo de 20 cm x 20 cm con dimensiones variables del maniquí, manteniendo el espesor a 20 cm.

Gimeno et al [98] analizaron una solución comercial de dosimetría in vivo con EPID, basada en algoritmo de cálculo *pencil beam*. Los autores obtuvieron también diferencias en dosis inferiores al 2 % en zonas homogéneas, pero con diferencias de hasta un 15 % en presencia de heterogeneidades. Adicionalmente, el tiempo de cálculo era del orden de una hora, mientras que con el sistema que se presenta en este trabajo, el tiempo de cálculo empleado, con algoritmo de cono colapsado, es el mismo que en una planificación de un paciente, del orden de unos pocos minutos.

7.6.4 Comparación gamma de los mapas de dosis calculado y medido

Atendiendo primeramente a los campos sin modulación de intensidad, se aprecian valores de γ (3 %, 3 mm) muy por debajo del 95 %. Sin embargo, aumentando el parámetro de la dosis hasta el 5 %, se pueden encontrar valores más cercanos al 90 % o incluso al 95 %.

Los resultados son inferiores cuando hay tejido pulmonar presente, como sucede en los campos denominados “Tórax 10 cm x 10 cm” (Figura 24) y “Tórax 20 cm x 20 cm” (Figura 25). En dichas figuras, se puede apreciar que la deficiencia en el análisis gamma no se debe necesariamente a una discrepancia en la dosis de los pulmones, puesto que hay muchos puntos

con valores $\gamma < 1$. Las zonas con valores $\gamma > 1$, que aparecen en rojo en la parte inferior derecha de las figuras mencionadas parecen corresponderse con un ensamblaje deficiente de las láminas del maniquí antropomórfico. Este efecto se aprecia muy claramente en la parte superior izquierda de la Figura 25 donde, en lugar de un pulmón continuo, aparece un patrón de bandas que se corresponde con las distintas láminas del maniquí antropomórfico.

Los campos con IMRT, de menor tamaño, presentan mejores resultados y, además el método aquí expuesto es capaz de detectar errores de posicionamiento del paciente a través de γ (5 %, 3 mm), pues el porcentaje promedio desciende desde el 95,68 % al 87,31 % cuando se introduce un error de forma deliberada.

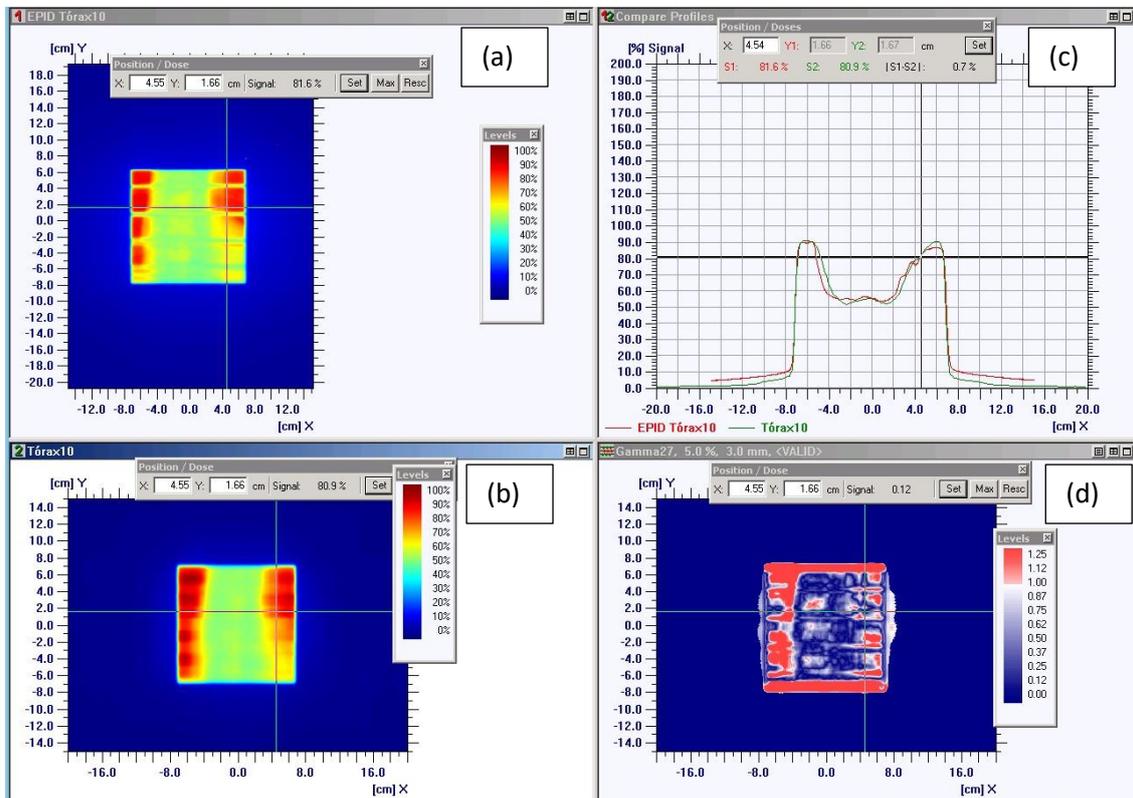


Figura 24. Campo 10 cm x 10 cm en localización de tórax. (a), plano de dosis obtenido con el EPID. (b), plano de dosis calculado. (c), comparación de perfiles de dosis. (d), resultado del análisis γ (5 %, 3 mm).

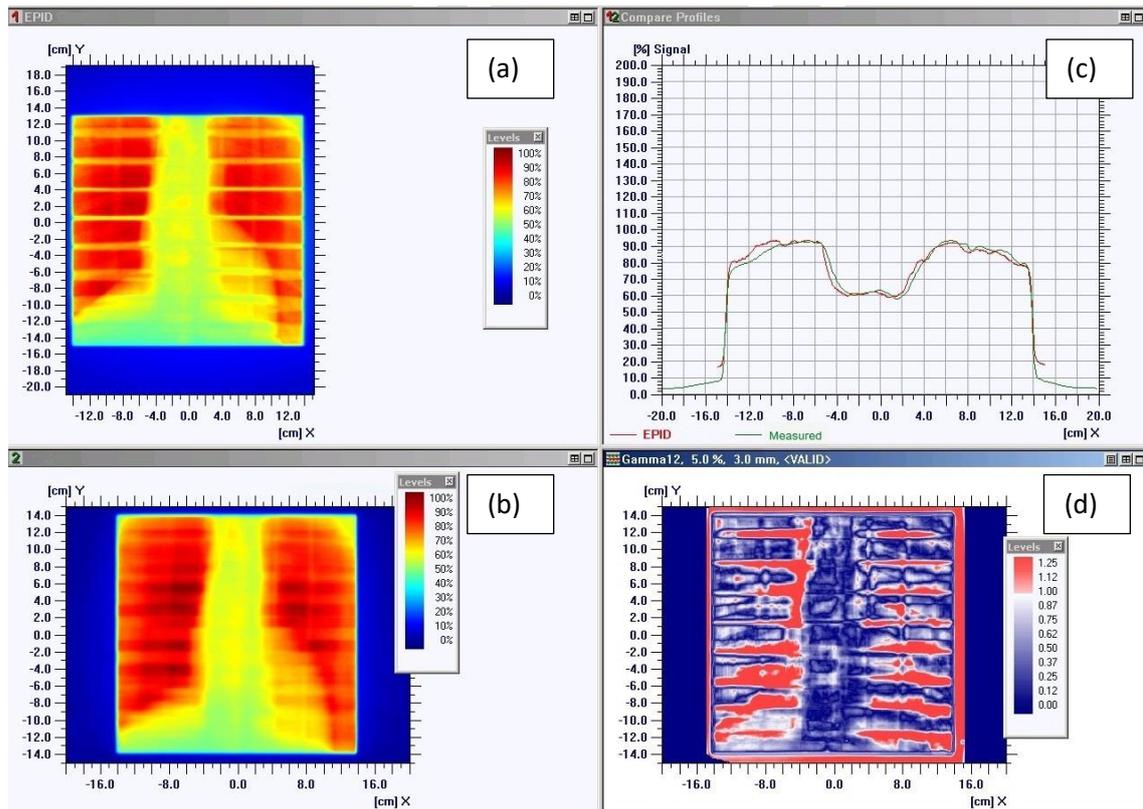


Figura 25. Campo 20 cm x 20 cm en zona torácica. Arriba a la izquierda, se muestra el plano de dosis obtenido con el EPID. Abajo a la izquierda, plano de dosis calculado. Arriba a la derecha, comparación de perfiles de dosis. Abajo a la derecha, resultado del análisis γ (5 %, 3 mm).

Comparando estos resultados con los de otros autores, se encuentran resultados dispares, en función de la metodología utilizada:

- Van Elmpt et al [84], obtuvieron un valor del 87 %, utilizando γ (3 %, 5 mm), para una paciente de cáncer de mama. Debe tenerse en cuenta que la mama es un tejido prácticamente equivalente a agua y que no contiene heterogeneidades.
- Peca et al [85], quienes extienden el método desarrollado previamente por Piermattei et al [16] para su utilización en dosimetría 2D, muestran valores de γ (3 %, 3 mm) por encima del 96,5 %. Los autores no utilizaron su método para dosimetría con campos de IMRT. Además, encuentran diferencias entre dosis medida y calculada del 7 % y 9 % en zonas de pulmón. Por último, cabe destacar que los autores utilizaron el EPID Varian aS500, con una resolución que es justo la mitad de la del Varian aS1000 empleado en este trabajo.
- Kavuma et al [39] aplican el método QCM (*quadratic calibration method*) para la corrección de heterogeneidades, muy similar al utilizado en el trabajo que se presenta. Los valores que muestran son del orden del 90 % para γ (3 %, 3 mm), utilizando campos con cuña dinámica EDW en la zona pélvica. Dichos valores

son más próximos a los mostrados en la Tabla 28. Los autores presentan su método como complementario a la dosimetría pretratamiento.

- En el estudio de un sistema comercial que realizaron Gimeno et al [98] citado anteriormente, los valores de γ (3 %, 3 mm) en 3D, en presencia de heterogeneidades oscilan entre 11,7 % y 61,9 %.
- Los mejores resultados son los mostrados por Chytky et al [99], quienes hicieron uso de simulaciones Monte Carlo y encontraron porcentajes del orden del 97 % con γ (3 %, 3 mm).

En definitiva, los resultados son comparables a los obtenidos por Kavuma et al [39], quienes emplearon un método similar. En un trabajo anterior [38], los autores encuentran mayores discrepancias si, por ejemplo, en un campo pélvico existe aire en el recto, modificándose así la densidad de la zona irradiada. Atendiendo a nuestros resultados en la zona de pulmón, no es esperable encontrar estas discrepancias, manteniéndose inferiores al 5 %. Según Fidanzio et al [100], las incertidumbres en dosimetría de tránsito son muy altas, por lo que son esperables valores del índice gamma lejos de los habitualmente utilizados para dosimetría pretratamiento.

Se puede, por tanto, establecer el porcentaje del 95 % para γ (5 %, 3 mm) como valor por debajo del cual se debe investigar el origen de las discrepancias. McDermott et al [101], proponen como metodología de trabajo, realizar dosimetría in vivo durante las tres primeras sesiones de tratamiento, realizar el análisis γ (3 %, 3 mm) y, en función del resultado, omitir la dosimetría pretratamiento. Se trataría, pues, de un método complementario y no necesariamente sustitutivo de la dosimetría pretratamiento en IMRT.

En la dosimetría pretratamiento de IMRT, es habitual tomar como referencia que el 95 % de los puntos superen el criterio γ (3 %, 3 mm). Sin embargo, este criterio se ha mostrado como insuficiente a la hora de detectar errores de relevancia clínica según algunos autores [102,103], lo que podría apuntar a la implementación de controles complementarios, como el cálculo redundante de unidades de monitor [104] o el control mediante dosimetría in vivo.

El control de calidad pretratamiento no puede, por tanto, garantizar el riesgo nulo de error, por lo que la dosimetría in vivo será más precisa y determinante en los próximos años.

8 CONCLUSIONES

8.1 DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO

Se ha desarrollado un procedimiento de dosimetría portal pretratamiento basado en el algoritmo de cono colapsado e introduciendo las correcciones necesarias a partir de datos experimentales. El procedimiento está destinado a tratamientos dinámicos de IMRT. La verificación pretratamiento se realiza con el mismo sistema de cálculo y modelado de energía que los utilizados para el cálculo clínico de la dosimetría del paciente. A diferencia de otros procedimientos pretratamiento, se verifica no sólo la transmisión de los datos a través de la red de radioterapia, sino también el cálculo dosimétrico y el propio planificador.

Realizando exclusivamente la calibración del EPID, de acuerdo con las instrucciones del fabricante, se puede realizar dosimetría relativa, es decir, comparar valores normalizados de dosis sin tener en cuenta el valor absoluto de la misma [31]. En la dosimetría pretratamiento es necesario, además, realizar una dosimetría absoluta, lo que requiere de una medida adicional del plan de tratamiento con maniquí y cámara de ionización. Sin embargo, empleando el método desarrollado en este trabajo [58,105], es posible prescindir de estas medidas adicionales y realizar dosimetría absoluta con el EPID.

La retrodispersión del brazo se corrige por el método expuesto por Berry et al [81], el cual es un método sencillo de implementar y que no requiere modificar el procedimiento de calibración dosimétrica.

Los factores de campo medidos por el EPID difieren de los datos medidos en agua, debido a la no equivalencia a agua del EPID. Su corrección se realiza a través de una tabla de búsqueda de valores y depende de la colimación secundaria, pero no del MLC. Según LoSasso et al [91], en los tratamientos de IMRT dinámicos, la dispersión producida por la cabeza del acelerador es independiente del MLC y únicamente depende del tamaño de campo que delimitan los colimadores.

Los resultados obtenidos, contrastados con una matriz de cámaras de ionización, muestran buena coincidencia tanto en la dosis absoluta como en el análisis gamma (3 %, 3 mm),

proporcionando valores del índice gamma de 97,4 % en campos de baja modulación y de 98,2 % en tratamientos complejos que requieren una alta modulación.

Reducir el número de medidas necesarias en la verificación de un tratamiento supone una mayor eficiencia en la utilización de recursos, así como una reducción de los tiempos de espera del paciente. En definitiva, mayor eficiencia económica y mayor calidad de los tratamientos.

8.2 DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO

Partiendo de la experiencia proporcionada por la dosimetría pretratamiento, se desarrolló un método de dosimetría de tránsito. Al realizar un TC del EPID, se pudo conocer la densidad relativa promedio del área sensible a la radiación. Con esta información, se dibujó un maniquí con capas de diferentes densidades que, superpuesto a las imágenes de TC de un maniquí antropomórfico, simula la presencia del EPID. De este modo, se calculó la dosis sobre el plano del EPID tras atravesar el paciente.

La dificultad de este planteamiento radica en que el espectro energético de la radiación después de atravesar el paciente se ve modificado por factores tales como el tamaño de campo, la presencia de regiones con distinta densidad y espesor o la distancia entre la salida del haz de radiación y el EPID. Dado que el algoritmo de cono colapsado calcula la dosis absorbida en agua [106], no es capaz de prever la respuesta del EPID frente a la variación del espectro energético. Por ello, es necesario introducir diversas correcciones.

En su aplicación como dosimetría in vivo, a la vista de los resultados, no puede ser un control de calidad sustitutivo a la dosimetría pretratamiento, sino un control complementario que permita detectar discrepancias en la dosis debidas a factores que no se tienen en cuenta en el cálculo dosimétrico, como pueden ser la presencia de elementos que no estaban presentes en las imágenes de simulación, la elección de un inmovilizador erróneo en la sala de tratamiento o un mal posicionamiento del paciente. Errores, todos ellos, que pueden pasar desapercibidos durante el cálculo dosimétrico.

El umbral de alarma se puede establecer cuando el 95 % de los puntos del plano de dosis de un campo de tratamiento no superen el análisis gamma (5 %, 3 mm).

En definitiva, los métodos que se presentan en este trabajo, tanto para dosimetría pretratamiento como de tránsito, se pueden implementar con las herramientas habituales con las que cuenta un Servicio de Radiofísica.

9 FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Este trabajo abre la puerta a investigaciones futuras, en las que se deben abordar los siguientes retos:

- Mejorar la precisión y exactitud en dosimetría in vivo, orientándolo a ser un sustitutivo del control de calidad pretratamiento y un control del tratamiento en tiempo real.
- Automatizar la evaluación de la dosimetría in vivo, que pudiera permitir detectar y corregir errores mientras el paciente se encuentra en su posición de tratamiento. Se debería establecer también un umbral de alarma para que avise automáticamente al radiofísico responsable de que se ha superado el valor seleccionado.
- Evaluar la posibilidad de implementar los métodos presentados, tanto de pretratamiento como de dosimetría de tránsito, en tratamientos de VMAT.
- Investigar la detección de desviaciones de dosis en lesiones afectadas por el movimiento respiratorio.
- Desarrollar el procedimiento descrito para los nuevos aceleradores que ofrecen energías sin filtro aplanador (FFF, *flattening filter free*). La ausencia de este elemento, a diferencia de los aceleradores convencionales, no produce endurecimiento del haz en las direcciones transversales.

10 BIBLIOGRAFÍA

- [1] OMS | Cáncer. WHO 2017. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/> (accessed September 4, 2017).
- [2] Baskar R, Lee KA, Yeo R, Yeoh K-W. Cancer and Radiation Therapy: Current Advances and Future Directions. *Int J Med Sci* 2012;9:193–9. doi:10.7150/ijms.3635.
- [3] Jackson SP, Bartek J. The DNA-damage response in human biology and disease. *Nature* 2009;461:1071–8. doi:10.1038/nature08467.
- [4] Yorke E, Alecu R, Ding L, Fontenla D, Kalend A, Kaurin D, et al. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy: Report of Task Group 62 of the Radiation Therapy Committee. Madison: Medical Physics Publishing; 2005.
- [5] Landberg T, Chavaudra J, Dobbs J, Hanks G, Johansson K-A, Möller T, et al. ICRU Report 50: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. *J ICRU* 1993. doi:10.1093/jicru/os26.1.Report50.
- [6] Landberg T, Chavaudra J, Dobbs J, Gerard J-P, Hanks G, Horiot J-C, et al. ICRU Report 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). *J ICRU* 1999;os32.
- [7] Grégoire V, De Neve W, Van Herk M, Deluca PM, Gahbauer RA, Jones DTL. ICRU REPORT 83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *J ICRU* 2010;10. doi:10.1093/jicru/10.1.
- [8] Holmberg O. Accident prevention in radiotherapy. *Biomed Imaging Interv J* 2007;3. doi:10.2349/bij.3.2.e27.
- [9] Austin MJ, Bergstrand ES, Bokulic T, Campos de Araujo AM, Cygler JE, Grey JE, et al. Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy. Viena: 2013. ISBN: 9789201416100.
- [10] Van Dam J, Marinello G. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. 1st ed. Brussels, Belgium: ESTRO; 2006. ISBN: 908045329.
- [11] Leunens G, Van Dam J, Dutreix A, van der Schueren E. Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 1. Entrance dose measurements, a reliable procedure. *Radiother Oncol* 1990;17:141–51.
- [12] Leunens G, Van Dam J, Dutreix A, van der Schueren E. Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 2. Determination of the target absorbed dose. *Radiother Oncol* 1990;19:73–87.
- [13] Knoll GF. Radiation Detection and Measurement. 3rd ed. New York, USA: John Wiley & Sons, Inc.; 1999. ISBN: 0471073385.
- [14] van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiother Oncol* 2008;88:289–309. doi:10.1016/j.radonc.2008.07.008.
- [15] Wendling M, McDermott LN, Mans A, Sonke J-J, van Herk M, Mijnheer BJ. A simple backprojection algorithm for 3D in vivo EPID dosimetry of IMRT treatments. *Med Phys* 2009;36:3310–21. doi:10.1118/1.3148482.
- [16] Piermattei A, Fidanzio A, Stimato G, Azario L, Grimaldi L, D’Onofrio G, et al. In vivo dosimetry by an aSi-based EPID. *Med Phys* 2006;33:4414. doi:10.1118/1.2360014.
- [17] Boyer AL. A review of electronic portal imaging devices (EPIDs). *Med Phys* 1992;19:1. doi:10.1118/1.596878.
- [18] Kirby MC, Glendinning AG. Developments in electronic portal imaging systems. *Br J Radiol* 2006;79:S50–65. doi:10.1259/bjr/21517185.
- [19] van Herk M. Physical aspects of a liquid-filled ionization chamber with pulsed polarizing voltage. *Med Phys* 1991;18:692–702. doi:10.1118/1.596662.
- [20] Morton EJ, Swindell W, Lewis DG, Evans PM. A linear array, scintillation crystal-photodiode

- detector for megavoltage imaging. *Med Phys* 1991;18:681–91. doi:10.1118/1.596661.
- [21] Heijmen BJM, Pasma KL, Kroonwijk M, Althof GM, De Boer JCJ, Visser AG, et al. Portal dose measurement in radiotherapy using an electronic portal imaging device (EPID). *Phys Med Biol* 1995;40:1943–55. doi:10.1088/0031-9155/40/11/012.
- [22] Partridge M, Symonds-Tayler JR, Evans PM. IMRT verification with a camera-based electronic portal imaging system. *Phys Med Biol* 2000;45:N183–96. doi:10.1088/0031-9155/45/12/402.
- [23] Antonuk LE, El-Mohri Y, Huang W, Jee KW, Siewerdsen JH, Maolinbay M, et al. Initial performance evaluation of an indirect-detection, active matrix flat-panel imager (AMFPI) prototype for megavoltage imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;42:437–54. doi:10.1016/S0360-3016(98)00210-7.
- [24] McCurdy BM, Luchka K, Pistorius S. Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* 2001;28:911–24. doi:10.1118/1.1374244.
- [25] Warkentin B, Steciw S, Rathee S, Fallone BG. Dosimetric IMRT verification with a flat-panel EPID. *Med Phys* 2003;30:3143–55. doi:10.1118/1.1625440.
- [26] Van Esch A, Depuydt T, Huyskens DP. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiother Oncol* 2004;71:223–34. doi:10.1016/j.radonc.2004.02.018.
- [27] Hogstrom KR, Mills MD, Meyer JA, Palta JR, Mellenberg DE, Meoz RT, et al. Dosimetric evaluation of a pencil-beam algorithm for electrons employing a two-dimensional heterogeneity correction. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1984;10:561–9. doi:10.1016/0360-3016(84)90036-1.
- [28] Dorje T. Limitation of pencil beam convolution (PBC) algorithm for photon dose calculations in inhomogeneous medium. *J Cancer Treat Res* 2014;2:1–4. doi:10.11648/j.jctr.20140201.11.
- [29] Khan RFH, Ostapiak OZ, Szabo JJ. An empirical model of electronic portal imager response implemented within a commercial treatment planning system for verification of intensity-modulated radiation therapy fields. *J Appl Clin Med Phys* 2008;9:135–50.
- [30] Lee C, Menk F, Cadman P, Greer PB. A simple approach to using an amorphous silicon EPID to verify IMRT planar dose maps. *Med Phys* 2009;36:984–92. doi:10.1118/1.3075817.
- [31] Martínez Ortega J, Quintana Paz A, Medrano J, Ispizua M. Predicción de la imagen portal con un algoritmo de superposición en la verificación de tratamientos de IMRT. *Rev Física Médica* 2011;12:103–12.
- [32] Grein EE, Lee R, Luchka K. An investigation of a new amorphous silicon electronic portal imaging device for transit dosimetry. *Med Phys* 2002;29:2262–8. doi:10.1118/1.1508108.
- [33] Kirkby C, Sloboda R. Consequences of the spectral response of an a-Si EPID and implications for dosimetric calibration. *Med Phys* 2005;32:2649–58. doi:10.1118/1.1984335.
- [34] Piermattei A, Grimaldi L, D’Onofrio G, Cilla S, Viola P, Craus M, et al. In-vivo portal dosimetry by an ionization chamber. *Phys Med* 2005;21:143–52. doi:10.1016/S1120-1797(05)80003-1.
- [35] McDermott LN, Wendling M, van Asselen B, Stroom J, Sonke JJ, van Herk M, et al. Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT pre-treatment dose verification. *Med Phys* 2006;33:3921–30. doi:10.1118/1.2230810.
- [36] Kairn T, Cassidy D, Sandford PM, Fielding AL. Radiotherapy treatment verification using radiological thickness measured with an amorphous silicon electronic portal imaging device: Monte Carlo simulation and experiment. *Phys Med Biol* 2008;53:3903–19. doi:10.1088/0031-9155/53/14/012.
- [37] van Zijtveld M, Dirx M, Breuers M, de Boer H, Heijmen B. Portal dose image prediction for in vivo treatment verification completely based on EPID measurements. *Med Phys* 2009;36:946. doi:10.1118/1.3070545.
- [38] Kavuma A, Glegg M, Metwaly M, Currie G, Elliott A. A novel method for patient exit and entrance dose prediction based on water equivalent path length measured with an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* 2010;55:435–52. doi:10.1088/0031-9155/55/2/007.
- [39] Kavuma A, Glegg M, Metwaly M, Currie G, Elliott A. Calculation of exit dose for conformal and dynamically-wedged fields, based on water-equivalent path length measured with an amorphous silicon electronic portal imaging device. *J Appl Clin Med Phys* 2011;12.
- [40] Mans A, Wendling M, McDermott LN, Sonke JJ, Tielenburg R, Vijlbrief R, et al. Catching errors with

- in vivo EPID dosimetry. *Med Phys* 2010;37:2638–44. doi:10.1118/1.3397807.
- [41] Spreeuw H, Rozendaal R, Olaciregui-Ruiz I, González P, Mans A, Mijnheer B, et al. Online 3D EPID-based dose verification: Proof of concept. *Med Phys* 2016;43:3969–74. doi:10.1118/1.4952729.
- [42] Olaciregui-Ruiz I, Rozendaal R, Mijnheer B, van Herk M, Mans A. Automatic in vivo portal dosimetry of all treatments. *Phys Med Biol* 2013;58:8253–64. doi:10.1088/0031-9155/58/22/8253.
- [43] Mijnheer B, Beddar S, Izewska J, Reft C. In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Med Phys* 2013;40:70903. doi:10.1118/1.4811216.
- [44] McCowan PM, Van Uytven E, Van Beek T, Asuni G, McCurdy BMC. An in vivo dose verification method for SBRT–VMAT delivery using the EPID. *Med Phys* 2015;42:6955–63. doi:10.1118/1.4935201.
- [45] Van Uytven E, Van Beek T, McCowan PM, Chytyk-Praznik K, Greer PB, McCurdy BMC. Validation of a method for in vivo 3D dose reconstruction for IMRT and VMAT treatments using on-treatment EPID images and a model-based forward-calculation algorithm. *Med Phys* 2015;42:6945–54. doi:10.1118/1.4935199.
- [46] Rodríguez Romero R, Castro Tejero P, Martínez Ortega J. Equipos de control de posicionamiento guiado por imagen en radioterapia. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 81–111. ISBN: 9788490228722.
- [47] Zelefsky MJ, Kollmeier M, Cox B, Fidaleo A, Sperling D, Pei X, et al. Improved clinical outcomes with high-dose image guided radiotherapy compared with non-IGRT for the treatment of clinically localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012;84:125–9. doi:10.1016/j.ijrobp.2011.11.047.
- [48] Kissick MW, Mackie TR. Task Group 76 Report on “The management of respiratory motion in radiation oncology” [*Med. Phys.* 33, 3874-3900 (2006)]. *Med Phys* 2009;36:5721–2. doi:10.1118/1.3260838.
- [49] Foroudi F, Pham D, Bressel M, Gill S, Kron T. Intrafraction Bladder Motion in Radiation Therapy Estimated From Pretreatment and Posttreatment Volumetric Imaging. *Int J Radiat Oncol* 2013;86:77–82. doi:10.1016/j.ijrobp.2012.11.035.
- [50] Petrongari MG, Landoni V, Saracino B, Gomellini S, Arcangeli S, Iaccarino G, et al. Dose escalation using ultra-high dose IMRT in intermediate risk prostate cancer without androgen deprivation therapy: preliminary results of toxicity and biochemical control. *J Exp Clin Cancer Res* 2013;32:103. doi:10.1186/1756-9966-32-103.
- [51] Ottosson S, Zackrisson B, Kjellén E, Nilsson P, Laurell G. Weight loss in patients with head and neck cancer during and after conventional and accelerated radiotherapy. *Acta Oncol* 2013;52:711–8. doi:10.3109/0284186X.2012.731524.
- [52] Cacicedo J, Casquero F, Martinez-Indart L, del Hoyo O, Gomez de Iturriaga A, Navarro A, et al. A prospective analysis of factors that influence weight loss in patients undergoing radiotherapy. *Chin J Cancer* 2014;33:204–10. doi:10.5732/cjc.013.10009.
- [53] Lee H, Ahn YC, Oh D, Nam H, Noh JM, Park SY. Tumor Volume Reduction Rate during Adaptive Radiation Therapy as a Prognosticator for Nasopharyngeal Cancer. *Cancer Res Treat* 2016;48:537–45. doi:10.4143/crt.2015.081.
- [54] Fox J, Ford E, Redmond K, Zhou J, Wong J, Song DY. Quantification of tumor volume changes during radiotherapy for non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;74:341–8. doi:10.1016/j.ijrobp.2008.07.063.
- [55] Feng M, Kong F-M, Gross M, Fernando S, Hayman JA, Ten Haken RK. Using fluorodeoxyglucose positron emission tomography to assess tumor volume during radiotherapy for non-small-cell lung cancer and its potential impact on adaptive dose escalation and normal tissue sparing. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;73:1228–34. doi:10.1016/j.ijrobp.2008.10.054.
- [56] Ramm U, Damrau M, Mose S, Manegold KH, Rahl CG, Böttcher HD. Influence of CT contrast agents on dose calculations in a 3D treatment planning system. *Phys Med Biol* 2001;46:2631–5.
- [57] Pulliam KB, Howell RM, Followill D, Luo D, White RA, Kry SF. The clinical impact of the couch top and rails on IMRT and arc therapy. *Phys Med Biol* 2011;56:7435–47. doi:10.1088/0031-9155/56/23/007.
- [58] Martínez Ortega J, Gómez González N, Castro Tejero P, Pinto Monedero M, Tolani NB, Núñez Martín L, et al. A Portal Dosimetry Dose Prediction Method Based On Collapsed-Cone Algorithm

- Using The Clinical Beam Model. *Med Phys* 2017;44:333–41. doi:10.1002/mp.12018.
- [59] Ahnesjö A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol* 1999;44:R99–155. doi:10.1088/0031-9155/44/11/201.
- [60] Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1989;16:577. doi:10.1118/1.596360.
- [61] MATLAB® Primer R2012a. 8th ed. Mathworks; 2012. ISBN: 1584885238.
- [62] Boudry JM. Radiation damage of amorphous silicon, thin-film, field-effect transistors. *Med Phys* 1996;23:743–54. doi:10.1118/1.597668.
- [63] Munro P, Bouius DC. X-ray quantum limited portal imaging using amorphous silicon flat-panel arrays. *Med Phys* 1998;25:689. doi:10.1118/1.598252.
- [64] Childress N, Chen Q, Rong Y. Parallel/Opposed: IMRT QA using treatment log files is superior to conventional measurement-based method. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16:4–7. doi:10.1120/jacmp.v16i1.5385.
- [65] Siochi RAC, Molineu A, Orton CG. Patient-specific QA for IMRT should be performed using software rather than hardware methods. *Med Phys* 2013;40:70601. doi:10.1118/1.4794929.
- [66] Ramsey C, Dube S, Hendee WR. It is necessary to validate each individual IMRT treatment plan before delivery. *Med Phys* 2003;30:2271–3. doi:10.1118/1.1600740.
- [67] Smith JC, Dieterich S, Orton CG. It is STILL necessary to validate each individual IMRT treatment plan with dosimetric measurements before delivery. *Med Phys* 2011;38:553–5. doi:10.1118/1.3512801.
- [68] van Elmpt W, Ezzell GA, Orton CG. EPID dosimetry must soon become an essential component of IMRT quality assurance. *Med Phys* 2009;36:4325–7. doi:10.1118/1.3213082.
- [69] Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656–61. doi:10.1118/1.598248.
- [70] Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, Hartmann G, Knöös T, Rosenwald J-C, et al. QUALITY ASSURANCE OF TREATMENT PLANNING SYSTEMS PRACTICAL EXAMPLES FOR NON-IMRT PHOTON BEAMS. *ESTRO Mounierlaan Brussels* 2004;83:12–1200. ISBN: 908045327.
- [71] Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT n.d. doi:10.1118/1.3514120.
- [72] Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics* 2004;24:1679–91. doi:10.1148/rg.246045065.
- [73] Nance JW, Schoepf UJ, Ebersberger U. The Role of Iterative Reconstruction Techniques in Cardiovascular CT. *Curr Radiol Rep* 2013;1:255–68. doi:10.1007/s40134-013-0023-y.
- [74] Martínez Ortega J, Rodríguez Romero R, Castro Tejero P. Equipos de tratamiento en teleterapia. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 264–73. ISBN: 9788490228722.
- [75] Greer PB. Correction of pixel sensitivity variation and off-axis response for amorphous silicon EPID dosimetry. *Med Phys* 2005;32:3558. doi:10.1118/1.2128498.
- [76] Greer PB, Popescu CC. Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2003;30:1618–27. doi:10.1118/1.1582469.
- [77] Ko L, Kim JO, Siebers J V. Investigation of the optimal backscatter for an aSi electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* 2004;49:1723–38. doi:10.1088/0031-9155/49/9/010.
- [78] Moore J a, Siebers J V. Verification of the optimal backscatter for an aSi electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* 2005;50:2341–50. doi:10.1088/0031-9155/50/10/011.
- [79] Rowshanfarzad P, McCurdy BMC, Sabet M, Lee C, O'Connor DJ, Greer PB. Measurement and modeling of the effect of support arm backscatter on dosimetry with a Varian EPID. *Med Phys* 2010;37:2269–78. doi:10.1118/1.3369445.
- [80] Bailey DW, Kumaraswamy L, Podgorsak MB. An effective correction algorithm for off-axis portal dosimetry errors. *Med Phys* 2009;36:4089–94. doi:10.1118/1.3187785.
- [81] Berry SL, Polvorosa CS, Wu CS. A field size specific backscatter correction algorithm for accurate EPID dosimetry. *Med Phys* 2010;37:2425–34. doi:10.1118/1.3468578.
- [82] Nijsten SMJJG, van Elmpt WJC, Jacobs M, Mijnheer BJ, Dekker ALAJ, Lambin P, et al. A global calibration model for a-Si EPIDs used for transit dosimetry. *Med Phys* 2007;34:3872–84. doi:10.1118/1.2776244.

- [83] Francois P, Boissard P, Berger L, Mazal A. In vivo dose verification from back projection of a transit dose measurement on the central axis of photon beams. *Phys Medica* 2011;27:1–10. doi:10.1016/j.ejmp.2010.06.002.
- [84] van Elmpt WJC, Nijsten SMJJG, Mijnheer BJ, Mincken AWH. Experimental verification of a portal dose prediction model. *Med Phys* 2005;32:2805–18. doi:10.1118/1.1987988.
- [85] Peca S, Brown DW. Two-dimensional in vivo dose verification using portal imaging and correlation ratios. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15:117–28.
- [86] Swindell W, Evans PM. Swindell_et_al-1996-Medical_Physics.pdf. *Med Phys* 1996;23:63–73. doi:10.1118/1.597792.
- [87] Varian Medical Systems. “PortalVision™ aS500 Rel.6. Reference Manual,” 2000.
- [88] Saito AI, Li JG, Liu C, Olivier KR, Dempsey JF. Accurate heterogeneous dose calculation for lung cancer patients without high-resolution CT densities. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10:92–103.
- [89] Reft C, Alecu R, Das IJ, Gerbi BJ, Keall P, Lief E, et al. Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63. *Med Phys* 2003;30:1162–82. doi:10.1118/1.1565113.
- [90] Andreo P. Dose to “water-like” media or dose to tissue in MV photons radiotherapy treatment planning: still a matter of debate. *Phys Med Biol* 2015;60:2619–2619. doi:10.1088/0031-9155/60/6/2619.
- [91] LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 1998;25:1919–27. doi:10.1118/1.598381.
- [92] Steciw S, Warkentin B, Rathee S, Fallone BG. Three-dimensional IMRT verification with a flat-panel EPID. *Med Phys* 2005;32:600–12. doi:10.1118/1.1843471.
- [93] Greer PB, Cadman P, Lee C, Bzdusek K. An energy fluence-convolution model for amorphous silicon EPID dose prediction. *Med Phys* 2009;36:547–55. doi:10.1118/1.3058481.
- [94] Kirkby C, Sloboda R. Comprehensive Monte Carlo calculation of the point spread function for a commercial a-Si EPID. *Med Phys* 2005;32:1115–27. doi:10.1118/1.1869072.
- [95] Wang S, Gardner JK, Gordon JJ. Monte Carlo-based adaptive EPID dose kernel accounting for different field size responses of imagers. *Med Phys* 2009;36:3582–95. doi:10.1118/1.3158732.
- [96] Munro. Portal Imaging Technology: Past, Present, and Future. *Semin Radiat Oncol* 1995;5:115–33. doi:10.1054/SRAO00500115.
- [97] Andreo P, Burns DT, Nahum AE, Seuntjens JP, Attix FH. *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry*. WILEY-VCH; 2017. ISBN: 3527409211.
- [98] Gimeno J, Pujades MC, García T, Carmona V, Lliso F, Palomo R, et al. Commissioning and initial experience with a commercial software for in vivo volumetric dosimetry. *Phys Medica* 2014;30:954–9. doi:10.1016/j.ejmp.2014.06.004.
- [99] Chytky-Praznik K, VanUytven E, vanBeek TA, Greer PB, McCurdy BMC. Model-based prediction of portal dose images during patient treatment. *Med Phys* 2013;40:31713. doi:10.1118/1.4792203.
- [100] Fidanzio A, Cilla S, Greco F, Gargiulo L, Azario L, Sabatino D, et al. Generalized EPID calibration for in vivo transit dosimetry. *Phys Medica* 2011;27:30–8. doi:10.1016/j.ejmp.2010.02.002.
- [101] McDermott LN, Wendling M, Sonke JJ, van Herk M, Mijnheer BJ. Replacing Pretreatment Verification With In Vivo EPID Dosimetry for Prostate IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67:1568–77. doi:10.1016/j.ijrobp.2006.11.047.
- [102] Jin X, Yan H, Han C, Zhou Y, Yi J, Xie C. Correlation between gamma index passing rate and clinical dosimetric difference for pre-treatment 2D and 3D volumetric modulated arc therapy dosimetric verification. *Br J Radiol* 2015;88:20140577. doi:10.1259/bjr.20140577.
- [103] Nelms BE, Chan MF, Jarry G, Lemire M, Lowden J, Hampton C, et al. Evaluating IMRT and VMAT dose accuracy: Practical examples of failure to detect systematic errors when applying a commonly used metric and action levels. *Med Phys* 2013;40:111722. doi:10.1118/1.4826166.
- [104] Clemente-Gutiérrez F, Pérez-Vara C. Dosimetric validation and clinical implementation of two 3D dose verification systems for quality assurance in volumetric-modulated arc therapy techniques. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16:5190. doi:10.1120/jacmp.v16i2.5190.
- [105] Martinez Ortega J, Gomez Gonzalez N, Castro Tejero P, Pinto Monedero M, Tolani N, Nuñez Martin L, et al. EP-1496: A portal dosimetry dose prediction method based on CT images of Electronical Portal Imaging Device. *Radiother Oncol* 2017;123:S802. doi:10.1016/S0167-8140(17)31931-X.

- [106] Seco J, Evans PM. Assessing the effect of electron density in photon dose calculations. *Med Phys* 2006;33:540–52. doi:10.1118/1.2161407.
- [107] Betti OO, Munari C, Rosler R. Stereotactic radiosurgery with the linear accelerator: treatment of arteriovenous malformations. *Neurosurgery* 1989;24:311–21.
- [108] Shen J, Lian X, Sun Y, Wang X, Hu K, Hou X, et al. Hypofractionated electron-beam radiation therapy for keloids: retrospective study of 568 cases with 834 lesions. *J Radiat Res* 2015;56:811–7. doi:10.1093/jrr/rrv031.
- [109] Minten MJM, Mahler E, den Broeder AA, Leer JWH, van den Ende CH. The efficacy and safety of low-dose radiotherapy on pain and functioning in patients with osteoarthritis: a systematic review. *Rheumatol Int* 2016;36:133–42. doi:10.1007/s00296-015-3337-7.
- [110] Martínez Ortega J, Castro Tejero P. Introducción a la braquiterapia. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 256–63.
- [111] Bentzen SM, Boone JM, Brandan ME, Burns DT, Dawson P, Fantuzzi E, et al. ICRU Report 90: Key Data for Ionizing-Radiation Dosimetry: Measurement Standards and Applications. *J ICRU* 2014;14. doi:10.1093/jicru/ndw043.
- [112] Sánchez Rubio P, Martínez Ortega J, Monedero Pinto M. Magnitudes y unidades radiológicas. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 21–31.
- [113] Khan FM. Structure of Matter. In: Khan FM, editor. *Phys. Radiat. Ther.* 4th ed., Baltimore, USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2010, p. 1–10.
- [114] Nath R. Neutrons from high-energy x-ray medical accelerators: An estimate of risk to the radiotherapy patient. *Med Phys* 1984;11:231. doi:10.1118/1.595497.
- [115] Followill DS, Nüsslin F, Orton CG. Point/counterpoint. IMRT should not be administered at photon energies greater than 10 MV. *Med Phys* 2007;34:1877–9. doi:10.1118/1.2734751.
- [116] Khan FM. Dose Distributions and Scatter Analysis. In: Khan FM, editor. *Phys. Radiat. Ther.* 4th ed., Baltimore, USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2010, p. 140–57.
- [117] Castro Tejero P, Sánchez Rubio P, Garayoa Roca J. Concepto de simulación en radioterapia. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 178–87.
- [118] Castro Tejero P, Sánchez Rubio P, Garayoa Roca J. Posicionamiento, referenciación y dispositivos de inmovilización. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 188–96.
- [119] Martínez Ortega J, Núñez Martín L. Conceptos y herramientas de la dosimetría clínica en teleterapia. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 216–27.
- [120] Montes Uruén A, Núñez Martín L, Martínez Ortega J, Sánchez Rubio P. Planificación de tratamientos de teleterapia. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 228–40.
- [121] Montes Uruén A, Núñez Martín L, Rodríguez Romero R, Martínez Ortega J. Técnicas avanzadas de planificación. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 241–8.
- [122] Montes Uruén A, Núñez Martín L, Martínez Ortega J. Control de calidad en las planificaciones de tratamientos radioterápicos. In: Núñez Martín L, editor. *Elem. radiofísica para técnicos Super. en Radioter. y Dosim.* 1st ed., Madrid: Elsevier Inc.; 2016, p. 249–55.
- [123] Coolens C, Childs PJ. Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scale. *Phys Med Biol* 2003;48:1591–603. doi:10.1088/0031-9155/48/11/308.
- [124] Gossman MS, Graves-Calhoun AR, Wilkinson JD. Establishing radiation therapy treatment planning effects involving implantable pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11:33–45. doi:10.1120/jacmp.v11i1.3115.
- [125] Law MYY, Liu B. DICOM-RT and Its Utilization in Radiation Therapy. *RadioGraphics* 2009;29:655–67. doi:10.1148/rg.293075172.

11 APÉNDICE

En este apéndice se exponen los conceptos más habituales utilizados en la Física Médica aplicada a la Radioterapia. Un especialista en Radiofísica Hospitalaria puede prescindir de su lectura.

11.1 RADIOTERAPIA

La radioterapia es un tratamiento médico que utiliza las radiaciones ionizantes para destruir células, generalmente tumorales. Las radiaciones ionizantes utilizadas pueden ser de diversos tipos, según la finalidad del tratamiento. Si la radiación consiste en un haz de fotones, se utilizan rayos X o rayos gamma. En otros casos, se utiliza radiación de partículas, como es el caso de los electrones, protones, neutrones o incluso iones pesados. La finalidad de la irradiación es dañar las moléculas de ADN, imposibilitando que el tumor siga creciendo y llegando incluso a su destrucción completa. En ocasiones, se administra radioterapia tras una cirugía con la intención de destruir posibles residuos tumorales que permanezcan en el lecho quirúrgico.

Una gran mayoría de los tratamientos corresponden a patologías oncológicas. Sin embargo, existen algunas patologías no oncológicas susceptibles de tratarse con radioterapia, como pueden ser las malformaciones arteriovenosas (MAV) [107], los queloides [108] o incluso el tratamiento de la artritis reumatoide [109].

La radioterapia se divide, a su vez, en otros dos subtipos:

- Teleterapia [74]. En esta modalidad de tratamiento, la radiación ionizante procede de una fuente externa al paciente. Tradicionalmente, se utilizaban las unidades de ^{60}Co , isótopo emisor de rayos gamma. Actualmente, el uso de aceleradores lineales de electrones es mayoritario. Estos aceleradores permiten elegir entre diversas energías de rayos X de alta energía, aunque también pueden emitir radiación de electrones para el tratamiento de lesiones más superficiales. La utilidad de este trabajo se centra en los rayos X de alta energía utilizados en teleterapia.

- Braquiterapia [110]. Es una técnica de tratamiento en la que se utilizan fuentes radiactivas encapsuladas que se insertan dentro del tumor o cerca de la zona de tratamiento, consiguiéndose una irradiación muy local.

La radioterapia, a la vez que destruye células malignas, también puede destruir células pertenecientes a zonas sanas, pudiendo afectar incluso a órganos vitales. Por este motivo, se requiere de una gran precisión y de una exhaustiva cadena de control de calidad.

11.2 DOSIS ABSORBIDA

Para cuantificar el depósito de energía en un punto de un medio material debido a la radiación ionizante, se define la magnitud **dosis absorbida**. De acuerdo con la Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medidas (conocida por sus siglas en inglés, ICRU), la dosis absorbida se define [111,112] como la energía media impartida por unidad de masa. Matemáticamente:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (11.1)$$

Donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante en un elemento de masa dm . La energía impartida ϵ en un volumen dado de un medio material es el balance total de todos los depósitos de energía en ese volumen. Dada una interacción i , la energía depositada vendrá dada por:

$$\epsilon_i = \epsilon_{in} - \epsilon_{out} + Q \quad (11.2)$$

siendo ϵ_{in} la suma de las energías de las partículas ionizantes incidentes (excluyendo la energía debida a su masa en reposo), ϵ_{out} la suma de las energías de todas las partículas ionizantes que abandonan el lugar de interacción (excluyendo también la energía debida a su masa en reposo) y Q el cambio producido en las energías en reposo de los núcleos y todas las partículas elementales implicadas en la interacción.

La unidad de medida de dosis absorbida en el Sistema Internacional es el Gray (Gy), que es equivalente a 1 J/kg.

Por simplicidad en la nomenclatura, y dado que no puede haber confusión con otras magnitudes, en este trabajo se emplea la palabra “dosis” en lugar de “dosis absorbida”.

11.3 TELETERAPIA

La teleterapia, como se ha expuesto anteriormente, es un tipo de radioterapia en el cual el tratamiento se administra por medio de una fuente de radiaciones ionizantes que está situada en el exterior del paciente. Las fuentes más utilizadas históricamente fueron las de ^{60}Co , que producen una emisión gamma con una energía media de 1,25 MeV [113]. Sin embargo, en los últimos años, estas unidades han sido sustituidas por aceleradores lineales de electrones.

El acelerador produce fotones de rayos X con energías medias superiores a las del ^{60}Co , por medio de un haz de electrones acelerados por un campo eléctrico (con un potencial de entre 6 MV y 18 MV habitualmente) que colisionan con un material metálico. La radiación de frenado así producida presenta un espectro energético de rayos X con una energía media de aproximadamente un tercio del potencial acelerador. Es decir, un haz de electrones, acelerado por un potencial de 6 MV, produce fotones de una energía promedio de unos 2 MeV. Para designar al espectro energético así producido, se suele utilizar la expresión “energía nominal de 6 MV” o, incluso, “energía de 6 MV”. El término, evidentemente, no es correcto, dado que la energía debería medirse en MeV, pero es una forma breve de referirse al espectro energético generado por el potencial correspondiente. La generación de los rayos X en el acelerador se discute más adelante.

Utilizar energías mayores permite acceder a volúmenes situados a mayor profundidad, depositando menos dosis en la piel del paciente y en los tejidos más superficiales. Sin embargo, potenciales superiores a 10 MV producen reacciones nucleares en los componentes metálicos de la cabeza del acelerador [114], generándose de este modo una radiación secundaria de neutrones, los cuales incidirán sobre zonas sanas del paciente, siendo su efecto biológico más pernicioso que la radiación de fotones. Aunque existe una gran controversia [115] sobre este tema, la tendencia generalizada es evitar la utilización de energías nominales superiores a los 10 MV en tratamientos que requieren un tiempo muy prolongado de radiación.

El tiempo de irradiación es el tiempo necesario para que se deposite una dosis prefijada, habitualmente prescrita por un oncólogo radioterápico. Teóricamente, el acelerador debería

emitir a una tasa de dosis perfectamente constante. Sin embargo, la tasa de fluencia de fotones emitidos puede oscilar durante el tiempo de irradiación. Por tanto, si se tomara el tiempo para controlar la dosis depositada en un punto, esa dosis se vería afectada por la variación en la emisión del acelerador. Por ello, el tiempo necesario se mide en **unidades de monitor (UM)**. Una unidad de monitor es el depósito de una dosis conocida en un punto determinado de un maniquí de agua. A modo ilustrativo, 1 UM deposita una dosis del orden de 1 cGy si la distancia entre la fuente de radiación y la superficie del agua es de 1 m, el campo de irradiación es un cuadrado de 10 cm x 10 cm a 1 m de la fuente y la profundidad de medida se encuentra en torno a 1,4 cm para un potencial acelerador de 6 MV. Debe tenerse en cuenta que este valor puede variar significativamente entre distintos modelos de aceleradores e incluso entre aceleradores del mismo modelo. Además, para un mismo valor de unidades de monitor, la dosis depositada también puede presentar grandes variaciones, dependiendo de varios factores, tales como [116]:

- La distancia fuente-superficie. Es la distancia entre la fuente de rayos X y la superficie del maniquí de agua (utilizado para medidas de calibración o de control de calidad) o de la piel del paciente.
- El tamaño de campo. La fluencia se ve afectada por las dimensiones del tamaño de campo. Tamaños de campo superiores producen además radiación secundaria en la cabeza del acelerador.
- La profundidad a la que se encuentra el punto donde se quiere estimar, medir o calcular la dosis.
- La presencia en el paciente de tejidos u órganos con densidades diferentes a la del agua. En tratamientos radioterápicos, es muy habitual tener que irradiar zonas en las que se encuentran estructuras óseas, cavidades de aire, tejido pulmonar, etc.

11.4 EL FLUJO DE TRABAJO EN TELETERAPIA

El tratamiento con teleterapia es un proceso muy complejo en el que intervienen varios profesionales sanitarios: médicos especialistas en Oncología Radioterápica, físicos especialistas en Radiofísica Hospitalaria, personal de enfermería y técnicos superiores especialistas en Radioterapia.

Desde que un paciente es diagnosticado de una patología susceptible de ser tratada con radioterapia hasta que éste comienza su tratamiento, se desencadena un proceso que consta de las siguientes etapas:

1. **Primera consulta.** La realiza el médico especializado en Oncología Radioterápica. En ella, se valora la indicación clínica del tratamiento radioterápico y se informa al paciente sobre el tratamiento, así como de los posibles efectos secundarios. El paciente debe firmar un consentimiento informado.

2. **Simulación** [117]. El simulador es una unidad de tomografía computarizada (TC) en la que se decide qué posición tendrá el paciente durante el tratamiento. También se decide qué tipo de inmovilización se va a utilizar, fabricándolos de modo personalizado si fuera preciso. A continuación, se adquieren las imágenes de TC en la misma posición de tratamiento y con los inmovilizadores seleccionados. Debe tenerse en cuenta que, en todas las sesiones de tratamiento, el paciente deberá estar siempre en la misma posición. Para facilitar la colocación en la sala de tratamiento, se realizan unos tatuajes en la piel del paciente [118], que serán el origen de coordenadas.

3. **Delimitación de órganos críticos y zonas de tratamiento.** Una vez adquiridas las imágenes de TC, el oncólogo radioterápico delimita los órganos de riesgo en los cuales hay que minimizar la dosis, así como el volumen de tratamiento, que comprende el tumor macroscópico (si existe) y las zonas en las que se sospecha que puede haberse extendido la enfermedad. A todo ello, se le añade un margen geométrico para incluir las incertidumbres debidas al posicionamiento del paciente, así como al movimiento interno de los órganos (respiración, llenado de la vejiga, etc.). A este volumen de tratamiento se le denomina PTV (*Planning Target Volume*).

4. **Prescripción dosimétrica** [119]. El oncólogo radioterápico prescribe qué dosis debe recibir el PTV y, a su vez, delimita la dosis máxima admisible para cada uno de los órganos de riesgo.

5. **Planificación del tratamiento** [120,121]. Con la prescripción dosimétrica y las imágenes de TC, el radiofísico realiza la planificación del tratamiento. Esta fase consiste en diseñar un tratamiento personalizado para cada paciente, estableciendo los distintos parámetros geométricos que tendrá el acelerador durante la sesión de tratamiento. También calculan las unidades de monitor necesarias para depositar la dosis necesaria en el PTV. Los cálculos son extremadamente complejos y se realizan con un programa informático, denominado *sistema de planificación* o *planificador*, que calcula la dosis producida por cada

campo de tratamiento sobre el TC de planificación. La información del TC para el cálculo de la dosis es esencial, puesto que contiene los valores de densidad electrónica y másica de cada órgano. Esta densidad está relacionada con distintos niveles de absorción y de dispersión al recibir los rayos X producidos por el acelerador.

6. **Evaluación del plan de tratamiento.** El oncólogo radioterápico evalúa si el tratamiento cumple la prescripción dosimétrica, discutiendo otras alternativas con el radiofísico en caso de que no fuera posible alcanzar los objetivos propuestos.

7. **Control de calidad.** Una vez aprobado el plan para tratamiento, se sigue un proceso de control de calidad [122] que verifica la exactitud del cálculo de dosis del planificador. En técnicas de elevada complejidad, este control de calidad implica medidas experimentales de dosis sobre un maniquí de medida.

8. **Puesta en tratamiento.** El primer día de tratamiento, se coloca al paciente sobre la mesa del acelerador y se reproduce la geometría con la que se realizó el TC de simulación. Se tomarán imágenes radiológicas, mediante sistemas de guiado por imagen [46], en el propio acelerador para asegurarse del correcto posicionamiento del paciente y se administrará la primera sesión del tratamiento.

Habitualmente, el tratamiento no se administra en una sola sesión, sino que se fracciona en varias sesiones, a razón de 5 por semana, hasta completar el tratamiento. Por ejemplo, un tratamiento de cáncer de próstata, se prescribe en algunos centros a 78 Gy repartidos en 39 sesiones, de modo que se reciben 2 Gy por cada sesión de tratamiento. De este modo, se minimizan los efectos secundarios debidos a la irradiación de tejidos sanos del paciente.

11.5 EL ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES PARA USO MÉDICO

Está destinado, como se ha mencionado anteriormente, a la producción de rayos X de alta energía con los que se administra el tratamiento. En la Figura 26 se muestra el acelerador utilizado para este trabajo, Varian 21EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, EE. UU.).

Para repartir adecuadamente la dosis y que ésta no se deposite sólo en la entrada del paciente, los tratamientos se dividen a su vez en varios campos o puertas de entrada. Para ello, el brazo o *gantry* gira alrededor del paciente y deposita una fracción de la dosis diaria con cada

campo de tratamiento. De este modo, se puede conseguir que los haces de radiación se superpongan y, por tanto, la dosis se suma sólo en las zonas de interés.



Figura 26. Acelerador lineal de electrones utilizado para tratamientos de radioterapia. 1, gantry. 2, cabezal. 3, tubo de rayos X. 4, EPID. 5, mesa de tratamiento o camilla.

11.5.1 Producción de los rayos X

Hay dos procesos mediante los cuales se pueden generar rayos X:

- **Mediante desexcitaciones atómicas.** Se produce una transición electrónica en las capas más internas de un átomo excitado. En este caso, se producen rayos X monoenergéticos.
- **Por radiación de frenado (*bremmstrahlung*).** Es el resultado de la interacción entre un electrón acelerado a alta velocidad y un núcleo atómico. La trayectoria del electrón se ve modificada por la atracción coulombiana que en él produce el núcleo atómico, que tiene carga positiva. La energía así perdida se emite en forma de radiación.

Un mismo electrón puede experimentar una o varias interacciones dentro de un material, por lo que puede perder toda su energía cinética en una sola interacción o bien ir perdiendo su energía de forma paulatina, tras sucesivas interacciones. Además, esta pérdida de

energía es directamente proporcional al cuadrado del número atómico del medio material por el que transcurre la trayectoria del electrón. Es decir, la producción de radiación de frenado será más alta en materiales de alto número atómico.

En los aceleradores lineales de electrones, los rayos X se producen mediante radiación de frenado. En la Figura 27, se muestra el interior del *gantry* y del cabezal de un acelerador. El cañón de electrones es un filamento por el cual circula una corriente eléctrica. Debido al efecto termiónico, los electrones forman una nube alrededor del filamento. Para producir la aceleración, se debe aplicar un campo electromagnético dentro de la guía de ondas, que es donde los electrones son acelerados. A continuación, en el modelo descrito, se produce una deflexión de 270° por medio de un campo magnético (*bending magnet* en la Figura 27). La finalidad de esta deflexión es separar los electrones por su energía cinética, de forma que sólo incidan con el material blanco (*target*) los que tengan una determinada energía. A continuación, el haz de electrones incide sobre el *target*, atravesándolo, y produciendo los rayos X de frenado. El punto donde se generan los rayos X, se conoce como foco o fuente y es el punto desde el cual se toman todas las distancias que tengan como origen la cabeza del acelerador. Por ejemplo, se suele designar distancia fuente-superficie (en inglés, SSD), a la distancia entre este punto y la superficie de un maniquí de medida. Para evitar la radiación de fuga, el cabezal se encuentra completamente blindado, a excepción de la zona por donde se emiten los rayos X.

Como puede observarse, la producción de rayos X en el acelerador lineal guarda ciertas similitudes con el tubo de rayos X utilizado en radiodiagnóstico, aunque ha de tenerse en cuenta que las energías utilizadas son unas 10 veces mayores [74]. Mientras que en un tubo de rayos X se utilizan voltajes de hasta 100 kV, en el acelerador lineal se utilizan voltajes entre los 4 MV y los 25 MV. No obstante, en el mercado actual, los potenciales de aceleración más utilizados son 6 MV, 10 MV, 15 MV y 18 MV. Otra diferencia es que, mientras que en los tubos de rayos X los fotones se emiten por reflexión sobre por el *target*, en los aceleradores, los rayos X son emitidos a través de éste.

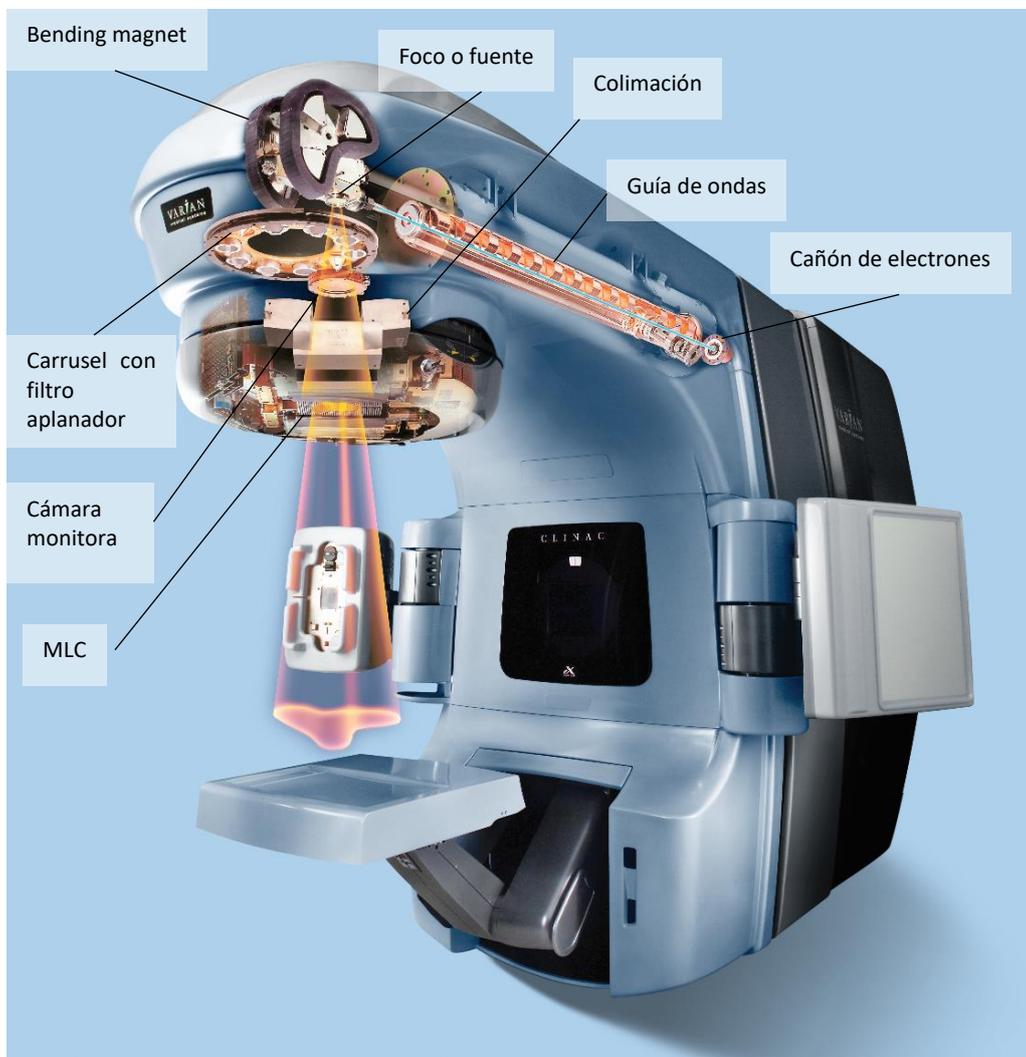


Figura 27. Interior del gantry y cabezal del acelerador. Imagen cortesía de Varian Medical Systems.

Los rayos X generados por radiación de frenado muestran un espectro multienergético (Figura 28 **Error! No se encuentra el origen de la referencia.**). Obsérvese que no hay fotones con energías superiores a 6 MeV, dado que este valor es la energía cinética alcanzada por los electrones antes de la colisión con el *target*. Los fotones de 6 MeV proceden de colisiones en las que los electrones pierden totalmente su energía. Lo más habitual es que los electrones pierdan sólo parte de su energía en forma de rayos X, disipándose el resto en forma de calor. Este hecho explica por qué son más probables energías de fotones intermedias.

La forma del espectro energético es característica de cada acelerador para cada potencial de aceleración. Cuando se interponen algunos materiales de alto número atómico entre la fuente de rayos X y el paciente, los fotones de energías más bajas son absorbidos por el material interpuesto. De este modo, el espectro se ve alterado, presentando un número relativo mayor de fotones más energéticos. Este fenómeno se conoce como *endurecimiento del haz*.

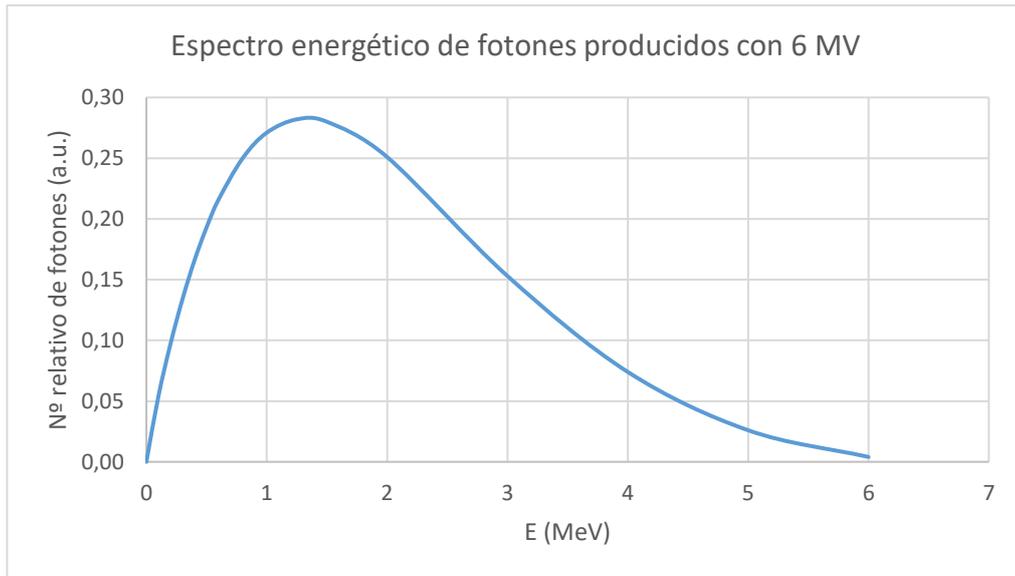


Figura 28. Espectro energético de los fotones producidos en un acelerador cuando los electrones son acelerados con un potencial de 6 MV.

Estos aceleradores también permiten retirar el *target* e irradiar directamente con el haz de electrones. La irradiación con haces de electrones está destinada, fundamentalmente, a la irradiación de lesiones superficiales, puesto que el escaso poder de penetración de los electrones permite evitar la irradiación de órganos situados por debajo de estas lesiones. Debido a su escaso poder de penetración, no es viable la aplicación de métodos de dosimetría in-vivo como el expuesto en este trabajo para este tipo de tratamientos.

11.5.2 Aceleración de los electrones en la guía de ondas

Para conseguir las altas energías de rayos X utilizadas en teleterapia, se necesitan potenciales aceleradores elevados, correspondientes al rango del megavoltaje. Por tanto, ya no es válido el diseño del tubo de rayos X de diagnóstico, en el cual la aceleración se lleva a cabo dentro del propio tubo, en una longitud razonablemente reducida. En el acelerador lineal, en cambio, se necesita utilizar ondas electromagnéticas de alta frecuencia (unos 3000 MHz, correspondiente al rango de las microondas) para acelerar los electrones.

El campo electromagnético se genera a través de un magnetrón o de un klistrón, dependiendo del modelo y del fabricante. El acelerador utilizado en este trabajo, por ejemplo,

utiliza un klistrón. El magnetrón es un dispositivo que produce microondas. Funciona como un oscilador de alta potencia, generando pulsos de varios microsegundos de duración. El klistrón, en cambio, es un amplificador de microondas, por lo que necesita un circuito oscilador de baja potencia para generar las microondas.

La guía de ondas consiste en un tubo de cobre cuyo interior está dividido por discos de cobre o diafragmas de apertura y distancia variables. La guía de ondas requiere, además, la presencia de alto vacío. Cuando los electrones se inyectan en la sección aceleradora, éstos poseen una energía inicial de unos 50 keV. Estos electrones interactúan con el campo electromagnético y van ganando energía progresivamente, ya que se genera una onda estacionaria en el interior de la guía.

11.5.3 Sistema de colimación

Dentro del cabezal, también se encuentra el sistema de colimación (Figura 27), que delimita el haz de radiación para concentrarlo sólo en la zona de tratamiento. El colimador primario, de forma cónica, está situado a la salida del haz y restringe el tamaño de campo al máximo que puede proporcionar el acelerador. No es visible desde el exterior.

Los colimadores secundarios son móviles y restringen la irradiación exclusivamente a la zona de interés. Está formado por dos pares ortogonales de colimadores, y se pueden mover individualmente. Este sistema de colimación sólo es capaz de delimitar campos rectangulares. Dado que la zona de tratamiento suele ser un volumen de geometría arbitraria, es necesario añadir una colimación adicional que proteja las zonas sanas a la vez que deje pasar la radiación al volumen de interés. Esta función la cumple el colimador multilamina (MLC, *Multileaf Collimator*).

Adicionalmente, el sistema de colimación puede girar alrededor del eje central del cabezal para adaptarse mejor a la zona de tratamiento. La intersección de su eje de giro con el eje de giro del *gantry* es un punto al que se denomina isocentro, el cual suele estar situado a una distancia de 1 m desde la fuente de radiación.

11.5.4 Posicionamiento del paciente

Dentro del cabezal, también se encuentra un dispositivo muy importante para el correcto posicionamiento del paciente: el telémetro. Consiste en una escala luminosa que se proyecta sobre la piel del paciente para situarlo a la distancia correcta desde la fuente. Asimismo, también existe la denominada luz de campo, que simula, mediante un haz luminoso, la forma del campo de tratamiento sobre la piel del paciente.

La mesa de tratamiento (Figura 26) es el elemento sobre el que se sitúa el paciente convenientemente inmovilizado. Consta de una superficie plana, en la que predominan materiales radiotransparentes que no produzcan atenuaciones de los rayos X cuando el *gantry* está situado por debajo de la mesa. Sin embargo, hay que tener en cuenta la presencia de materiales no radiotransparentes para retirarlos de la trayectoria del haz o, si esto no es posible, introducir las correcciones necesarias en el cálculo de la dosis. Dado que es necesario una gran precisión en el tratamiento, el paciente debe encontrarse en la misma posición durante todas las sesiones de tratamiento. Para ello, se utilizan dispositivos de inmovilización, como el mostrado en la Figura 26.

En el modelo que se muestra, se dispone de un tubo de rayos X dispuesto ortogonalmente al cabezal. Este tubo permite la adquisición de imágenes, bien de forma estática, bien haciendo girar el *gantry*, a la vez que se adquieren imágenes de rayos X de kilovoltaje. Posteriormente, estas imágenes se procesan automáticamente, generándose una imagen de TC. En dicha figura, también destaca el EPID (*Electronic Portal Imaging Device*), que permite obtener una imagen bidimensional con los fotones que atraviesan al paciente. Esta imagen se puede obtener antes del tratamiento o incluso durante el mismo para observar la correcta posición del paciente. El EPID también puede utilizarse como dosímetro, siendo este uso la base del trabajo aquí desarrollado. Debido a su importancia, se le dedicará un apartado posteriormente.

11.6 CARACTERÍSTICAS DOSIMÉTRICAS DE LOS HACES DE FOTONES

El medio de referencia en el que se obtienen las medidas dosimétricas es siempre el agua. Si se toma un perfil en a lo largo de la dirección del haz de fotones, como se muestra en la Figura 29, la curva obtenida se denomina “porcentaje de dosis en profundidad” (PDP). En dicha figura puede apreciarse cómo el punto de máxima dosis no está en la superficie del agua, sino a una profundidad de aproximadamente 1 cm. A este punto de máxima dosis se le denomina d_{max} y se utiliza para normalizar la curva del PDP, asignándole el valor del 100 %.

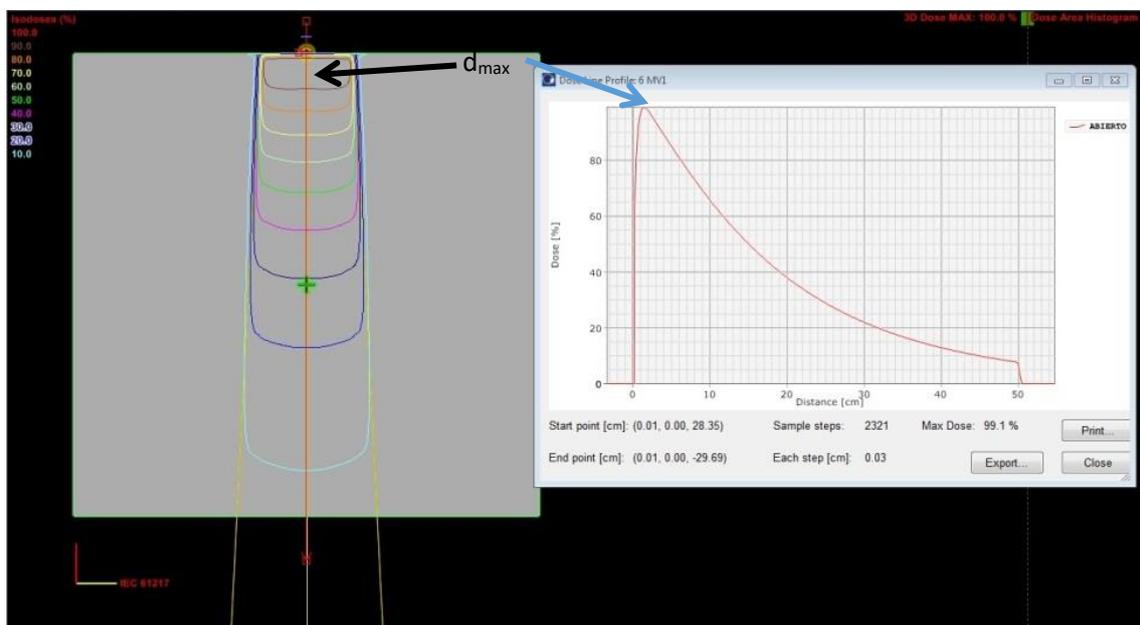


Figura 29. Perfil de dosis en profundidad (PDP).

Si, por el contrario, se toma el perfil, en cualquiera de las direcciones transversales a la dirección del haz de fotones, como se aprecia en la Figura 30, la gráfica obtenida se denomina perfil de dosis. La forma plana de estos perfiles se debe a la presencia del filtro aplanador (situado en el carrusel de la Figura 27), aunque no todos los aceleradores incorporan este elemento. El filtro aplanador permite que el haz de fotones tenga una distribución homogénea en las direcciones transversales a profundidades de unos 5 cm o 10 cm, de lo contrario, el haz tendría un perfil gaussiano. Sin embargo, el filtro aplanador también provoca algunas inhomogeneidades en el haz, especialmente notables a bajas profundidades, como el que se muestra en la Figura 31 tomado a profundidad d_{max} en un haz de 6 MV. En dicha figura se

aprecian dos protuberancias conocidas como “cuernos” por su forma característica. Además, el filtro aplanador introduce un efecto de endurecimiento del haz que, por su propio diseño, no es homogéneo a lo largo del perfil. Por ello, el espectro energético varía considerablemente desde el punto central del perfil (eje), donde el haz de rayos X está más filtrado y las zonas más alejadas de este punto, donde el haz está menos filtrado, produciendo, por tanto, un espectro más blando y más rico en fotones de bajas energías.

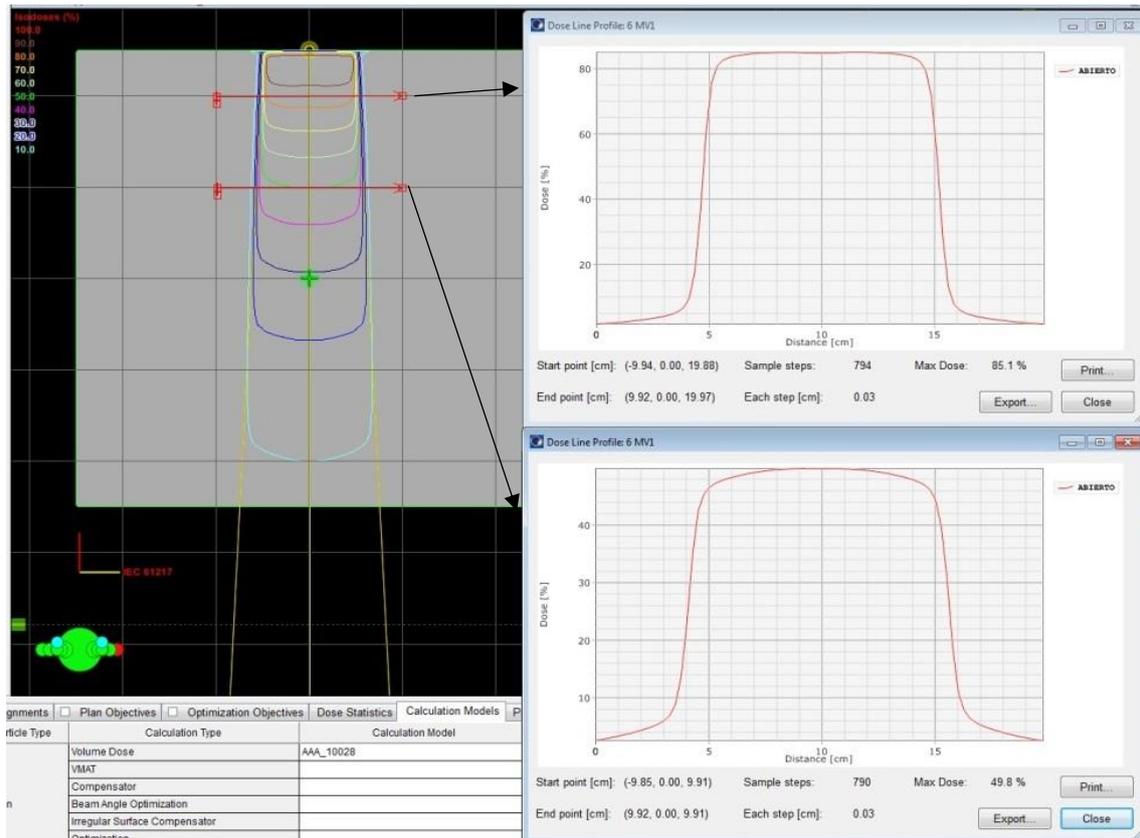


Figura 30. Perfil de dosis de un haz de fotones de 6 MV al incidir en un maniquí de agua. Se muestran dos perfiles a distintas profundidades.



Figura 31. El mismo perfil de la Figura 30, pero a profundidad d_{max} . Se señala, mediante dos barras verticales, la presencia de dos protuberancias, denominadas “cuernos”.

11.7 TÉCNICAS DE TRATAMIENTO EN TELETERAPIA

Dentro de la teleterapia con rayos X, se utilizan distintas técnicas, que se pueden resumir en dos grandes grupos:

- **Técnicas conformacionales.** En ellas, se configura un campo de radiación y la fluencia de fotones es prácticamente uniforme en toda su apertura. La dosis se puede confinar en las zonas de interés combinando distintas angulaciones de incidencia.
- **Técnicas de intensidad modulada (IMRT, *Intensity Modulated Radiation Therapy*).** La fluencia de fotones no es uniforme en toda la apertura del campo de radiación, sino que se logra modular, generalmente, como suma de pequeños campos de tratamiento con distinta fluencia (segmentos). Estos pequeños campos de tratamiento se coliman por medio del MLC. A su vez, la IMRT presenta varias modalidades:
 - *Step and shoot.* La radiación se interrumpe entre uno y otro segmento. Es decir, se irradia con una posición del MLC, se interrumpe la irradiación mientras se posiciona el MLC en su siguiente posición y, cuando éste está en su posición correcta, se reanuda la irradiación.
 - *Sliding window.* No existe interrupción entre segmentos, produciéndose una irradiación continua a la vez que se produce el movimiento del MLC.
 - Técnicas volumétricas. En ellas, el *gantry* gira a la vez que se administra el tratamiento. Dentro de este grupo se incluirían tratamientos de VMAT (*Volumetric-arc therapy*), IMAT (*Intensity-modulated arc therapy*) o la tomoterapia helicoidal.

11.8 EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN Y EL CÁLCULO DE DOSIS

El sistema de planificación [119] o planificador es un programa informático capaz de simular las condiciones geométricas en las que se va a administrar el tratamiento. Sobre la imagen de TC, simula las distintas angulaciones del *gantry* del acelerador, así como las posiciones del sistema de colimación y del MLC (Figura 32). En la parte izquierda de dicha figura,

pueden apreciarse los campos de tratamiento (líneas rojas y verdes) en visión tridimensional (arriba) y superpuestos sobre un corte de TC axial (abajo a la izquierda) y sobre un corte coronal (abajo a la derecha). En la ventana superior derecha, se muestra una vista desde el haz, correspondiente a lo que vería un observador situado en la fuente del acelerador. Se puede apreciar el PTV en el cuello del paciente y la forma del campo producida por el MLC. En la ventana inferior derecha, se muestra una vista de la sala de tratamiento en el momento en que se irradia con el campo representado en color rojo.

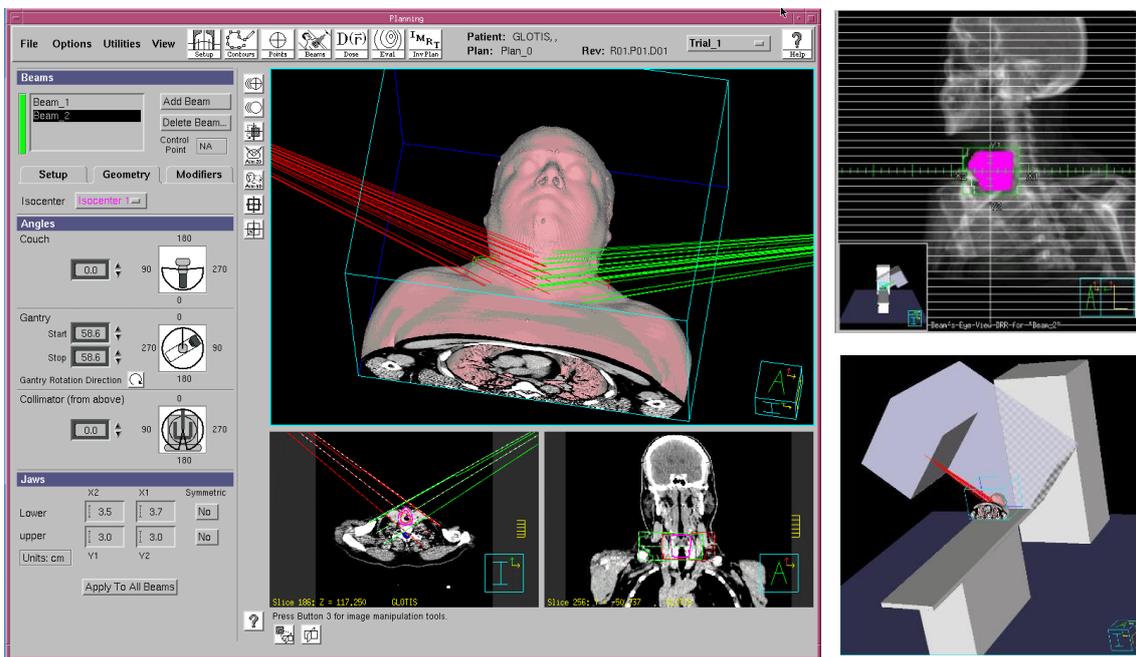


Figura 32. Capturas de pantalla del sistema de planificación donde se muestran las distintas herramientas.

Este programa informático también realiza el cálculo de dosis. Para ello, utiliza la información almacenada en el TC. Los niveles de gris de cada píxel corresponden a distintos valores de absorción del haz de rayos X con el que se realizó el TC. Estos niveles de gris vienen dados por los llamados unidades Hounsfield (HU), que se definen de la siguiente forma:

$$H_x = 1000 \cdot \frac{\mu_x - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \quad (11.3)$$

donde μ_x es el coeficiente de atenuación lineal del haz de fotones para el medio x y μ_{agua} es el coeficiente de atenuación lineal del haz de fotones en agua. La escala HU asigna el número -1000 al aire, 0 para el agua y 1000 para el hueso.

La información contenida en las unidades Hounsfield, por tanto, está relacionada con la absorción experimentada por el haz de fotones en cada vóxel. El sistema de planificación utiliza una curva que convierte los valores HU a densidad electrónica o densidad másica, dependiendo del algoritmo de cálculo. Habitualmente, los TC adquieren imágenes de 12 bits, lo que comprendería un rango comprendido entre -1024 HU y 3071 HU ($2^{12} = 4096$ valores distintos). Sin embargo, es habitual encontrar estructuras con valores de HU mayores, correspondientes, por ejemplo, a prótesis metálicas implantadas en el paciente. Por este motivo, muchos TC permiten la adquisición en rango extendido [123], utilizando 16 bits en la adquisición de imágenes, lo que posibilita un mayor rango de valores HU (65536). Esta característica es útil en aquellos pacientes que tienen implantados marcapasos [124] o prótesis de titanio o de acero, materiales a los que corresponden aproximadamente 8000 HU y 12000 HU, respectivamente.

El planificador utiliza la información contenida en las imágenes de TC, en forma de valores HU, para tener en cuenta la distinta absorción de los tejidos frente a la radiación. Para ello, se basa en algoritmos de cálculo que tienen en cuenta la física de radiaciones, siendo el más utilizado por su precisión y velocidad de cálculo el algoritmo de cono colapsado [60].

Una vez realizado el cálculo, el planificador es capaz de mostrar un mapa de dosis superpuesto con las imágenes de TC, resultado de las contribuciones de todos los campos de tratamiento. Estas curvas reciben el nombre de curvas de isodosis (Figura 33). En el caso que se muestra, puede observarse que la distribución no es satisfactoria, ya que las zonas de mayor dosis quedan fuera del PTV.

Otra herramienta muy importante del planificador es cálculo de radiografías digitalmente reconstruidas (DRR, *Digitally Reconstructed Radiography*). A partir de la información sobre la distinta absorción de los tejidos que se encuentra incluida en las imágenes de TC, se puede simular la imagen que se obtendría si se tomara una radiografía del paciente. Un ejemplo de DRR se puede ver en la Figura 32, en la parte superior derecha, donde además se superpone la forma que debe tener el campo de tratamiento. Las DRR se transfieren a la unidad de tratamiento, donde se comparan frente a las imágenes radiológicas obtenidas con el EPID, y se calculan las correcciones necesarias para que el posicionamiento del paciente sea el adecuado.

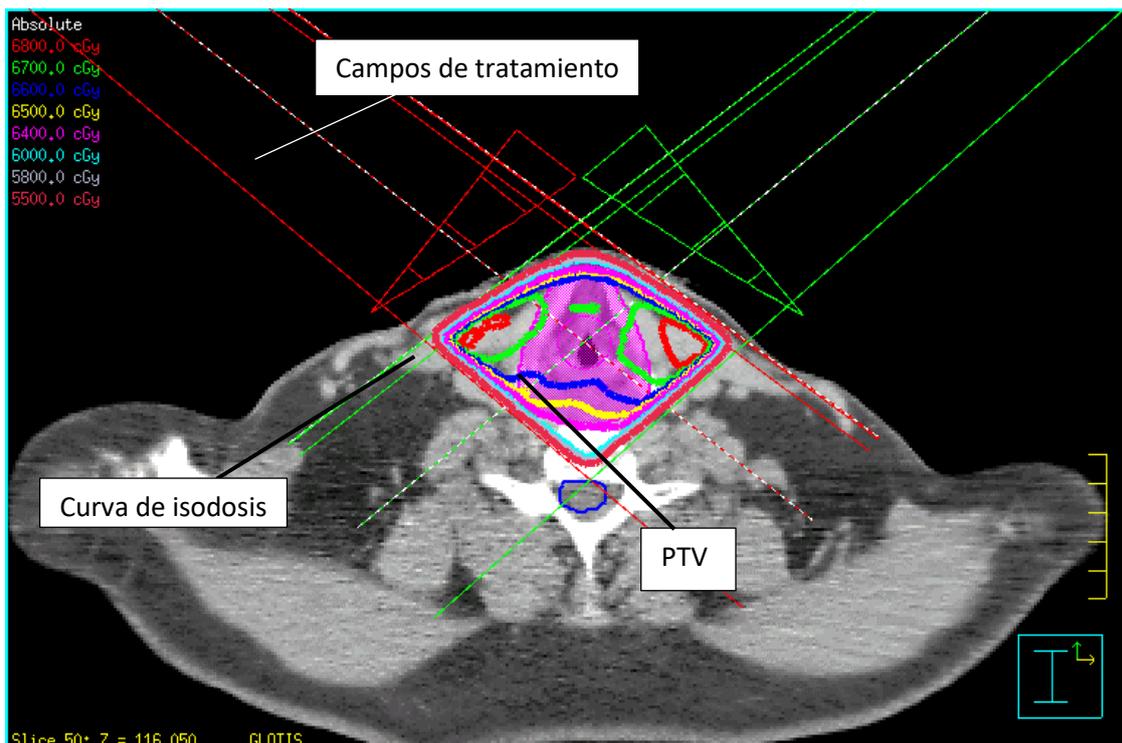


Figura 33. Ejemplo de distribución de curvas de isodosis superpuestas con un corte de axial de TC.

11.9 EL ESTÁNDAR DICOM PARA IMÁGENES MÉDICAS

DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) es el estándar de comunicación y gestión de imágenes médicas y datos relacionados. Está establecido por la asociación estadounidense de fabricantes NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*). La versión actual es la DICOM 3.0, que fue publicada en 1993.

Permite la comunicación entre diferentes equipos médicos especificando, entre otros aspectos:

- Protocolos de comunicación de red, así como la sintaxis de los comandos y de la información asociada que se puede intercambiar.
- El formato de los ficheros de imágenes médicas.

Los ficheros contienen una cabecera con datos identificativos del paciente, tipo de imagen obtenida, parámetros del dispositivo con el que fue tomada, etc. En el cuerpo del fichero se encuentra la imagen, habitualmente en formato JPEG. De este modo, todas las imágenes quedan etiquetadas con, al menos, los datos identificativos del paciente. Permiten el

almacenamiento de imágenes de diversos equipos, como pueden ser radiografías convencionales, imágenes de TC, de resonancia magnética, angiografías...etc.

La información que contiene cada uno de los campos del ficheros se estructura en etiquetas, que se identifican por un código numérico de dos grupos de 4 números separados por una coma (xxxx,xxxx). Por ejemplo, (0010,0010) corresponde al nombre del paciente y (0010,0020) a su número de identificador único que, habitualmente, es el número de historia clínica.

El desarrollo del estándar permite, además, entregar al paciente sus estudios de imagen grabados en formato electrónico con un programa incorporado que permite su lectura. Este hecho permite, no sólo que el paciente pueda disponer de sus imágenes médicas, sino también la capacidad de mostrárselas a otros profesionales médicos.

Además de los equipos médicos diseñados por los fabricantes, existen diversos programas informáticos de libre distribución que permiten leer ficheros DICOM, e incluso modificarlos.

Este protocolo tiene una versión modificada específicamente para radioterapia, el protocolo DICOM-RT [125], que incluye, además de las imágenes, toda la información concerniente al plan de tratamiento: los volúmenes delimitados por el oncólogo radioterápico, los puntos de referencia, la matriz de dosis calculada y, por último, todos los parámetros geométricos y dosimétricos que han de transmitirse al planificador. Entre estos últimos se encuentran, por ejemplo, las angulaciones que debe tener el *gantry* en cada campo de irradiación o el número de unidades de monitor para ese mismo campo de tratamiento.

11.10 SISTEMAS DE INFORMACIÓN Y COMUNICACIONES EN RADIOTERAPIA

La transmisión de las imágenes TC, así como de toda la información del plan de tratamiento, hace necesario el establecimiento de una red informática específica del área de radioterapia. En la Figura 34 se muestra un ejemplo de lo que podría ser una red típica en un servicio de radioterapia.

En el ejemplo de la Figura 34, las imágenes de TC se guardan en el servidor de imágenes médicas del hospital, llamado PACS (*Picture Archiving and Communication System*). La

comunicación se realiza mediante el protocolo DICOM citado anteriormente. En radioterapia, también se pueden utilizar otras modalidades de imagen, como la resonancia magnética (RM) o la tomografía por emisión de positrones (PET, *Positron Emission Tomography*) combinada en el mismo equipo con un TC, equipo conocido como PET/TC. Su utilización en radioterapia está muy extendida, pero su aplicación queda fuera del alcance de este trabajo, dado que sólo se han utilizado imágenes de TC.

Las imágenes de TC se importan al sistema de planificación, donde se realiza la delimitación de volúmenes y la planificación del tratamiento. De ahí, se envía por medio de DICOM-RT a un servidor que constituye el sistema de verificación y registro. En este sistema se almacena toda la información relevante del tratamiento, como son los distintos giros del *gantry* del acelerador, número de campos de tratamiento, posiciones del MLC y número de unidades de monitor.

Finalmente, el operador, desde la consola del acelerador, descarga las instrucciones y efectúa el tratamiento.

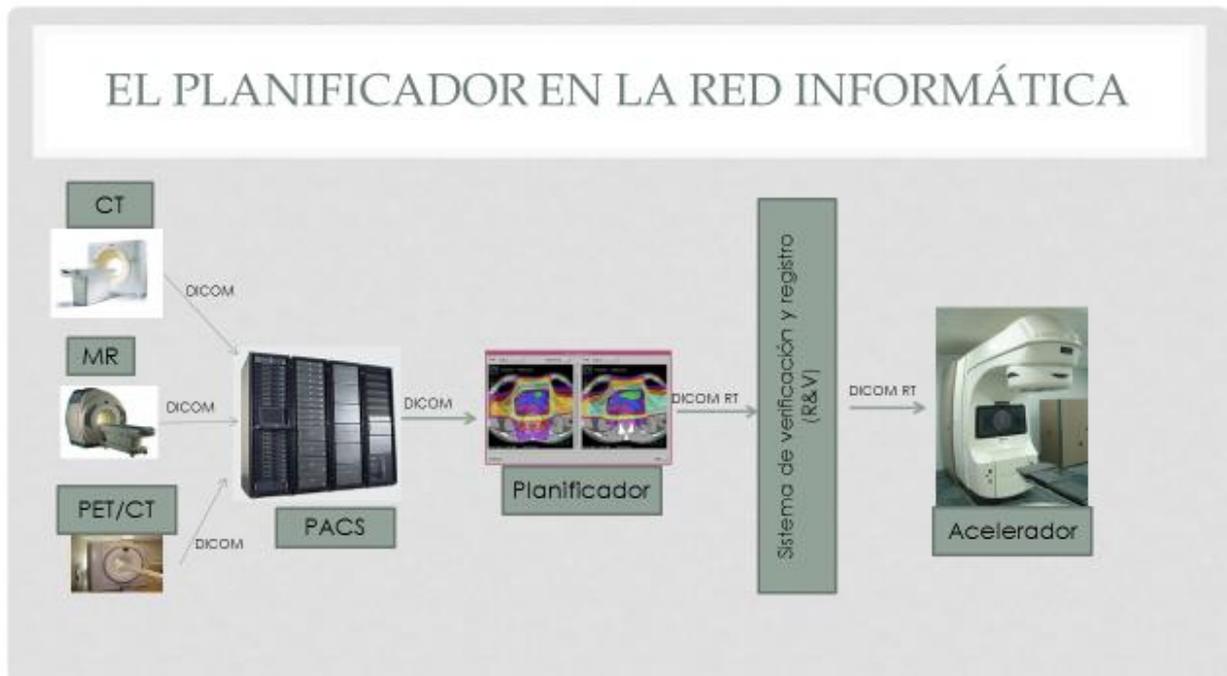


Figura 34. Ejemplo de red informática de un servicio de radioterapia.

Índice de tablas

Tabla 1. Principales tipos de dosímetro utilizados para dosimetría in vivo.....	22
Tabla 2. Equivalencia entre número HU y densidad másica relativa (ρ).	34
Tabla 3. Factores de campo medidos con EPID y calculados con el planificador. De ambas columnas se calcula el factor de corrección necesario.....	60
Tabla 4. Resultados del análisis gamma para los 5 pacientes de próstata, detallados para cada campo de tratamiento.	65
Tabla 5. Resultados del análisis gamma para tratamientos de próstata (baja modulación).....	66
Tabla 6. Resultados del análisis gamma en tratamientos de alta modulación. ORL=tratamiento de cabeza y cuello.	66
Tabla 7. Comparación de las dosis registradas y calculadas a diferentes SDD.	67
Tabla 8. Valores de T_{EPID} para espesor de 5 cm.	68
Tabla 9. Valores de T_{EPID} para espesor de 10 cm.....	68
Tabla 10. Valores de T_{EPID} para espesor de 15 cm.....	68
Tabla 11. Valores de T_{EPID} para espesor de 20 cm.....	68
Tabla 12. Valores de T_{EPID} para espesor de 25 cm.....	68
Tabla 13. Valores de T_{EPID} para espesor de 27,7 cm.....	68
Tabla 14. Valores de T_{calc} para espesor de 5 cm.....	69
Tabla 15. Valores de T_{calc} para espesor de 10 cm.....	69
Tabla 16. Valores de T_{calc} para espesor de 15 cm.....	69
Tabla 17. Valores de T_{calc} para espesor de 20 cm.....	69
Tabla 18. Valores de T_{calc} para espesor de 25 cm.....	69
Tabla 19. Valores de T_{calc} para espesor de 27,7 cm.....	69
Tabla 20. Valores de corrección C, para el espesor $t = 5$ cm.....	70
Tabla 21. Valores de corrección C, para el espesor $t = 10$ cm.....	70

Tabla 22. Valores de corrección C, para el espesor $t = 15$ cm.....	70
Tabla 23. Valores de corrección C, para el espesor $t = 20$ cm.....	70
Tabla 24. Valores de corrección C, para el espesor $t = 25$ cm.....	70
Tabla 25. Valores de corrección C, para el espesor $t = 27,7$ cm.....	70
Tabla 26. Coeficientes para la obtención de $E(r,t)$ a partir de la ecuación (5.15).....	71
Tabla 27. Dosis medida en el centro del campo frente a dosis calculada.....	73
Tabla 28. Resultado de la comparación de planos de dosis calculados frente a medidos con EPID.	74
Tabla 29. Resultados de dosimetría de tránsito para campos IMRT introduciendo una rotación de 90°	75
Tabla 30. Dosis calculadas en cráneo con un tamaño de campo de 20 cm x 20 cm con dimensiones variables del maniquí, manteniendo el espesor a 20 cm.	86

GLOSARIO

ADN, ácido desoxirribonucleico

ALE, acelerador lineal de electrones

CU (*Calibrated Units*), valores de píxel de la imagen cuando el EPID está calibrado

DICOM-RT, protocolo de imágenes médicas DICOM adaptado a la radioterapia

DRR (*Digitally Reconstructed Radiography*), radiografía reconstruida digitalmente

EPID (*Electronic Portal Imaging Device*), dispositivo electrónico de imagen portal

HUPHM, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

ICRU (*International Commission of Radiological Units*), Comisión Internacional de Unidades Radiológicas

IDU (*Image Detection Unit*), unidad de detección de imagen

IMAT (*Intensity-Modulated Arc Therapy*), arcoterapia de intensidad modulada

MAV, malformación arteriovenosa

NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*), Asociación Nacional Americana de Fabricantes Eléctricos

ORL, otorrinolaringológico

PACS (*Picture Archiving and Communication System*), Sistema de archivo y comunicación de imágenes

PDP, porcentaje de dosis en profundidad

PET (*Positron Emission Tomography*), tomografía por emisión de positrones

PTV (*Planning Target Volume*), volumen de planificación del tratamiento

RM, resonancia magnética

SDD (*Source-Detector Distance*), distancia fuente-detector

SSD (*Source-Surface Distance*), distancia fuente superficie

VMAT (*Volumetric-arc Therapy*), arcoterapia volumétrica