



Daniel Venencia

1. INTRODUCCIÓN

En la última década, IMRT/VMAT se ha convertido en un estándar de tratamiento. La posibilidad de generar distribuciones de dosis cóncavas, disminuir la dosis en los OARs circundantes, la reducción de los tiempos de tratamiento, sistemas de colimación multiláminas como estándar en todos los nuevos aceleradores lineales y la simplificación de los controles de calidad paciente específico son algunos de los motivos por los cuales IMRT/VMAT se ha convertido en la modalidad de tratamiento predominante en la mayoría de los servicios de Radioterapia. Las ventajas clínicas de IMRT/VMAT son tan evidentes en los beneficios a los pacientes que reciben tratamientos radiantes que la justificación de su uso es inobjetable. Sin embargo, este uso generalizado de IMRT/VMAT podría estar acompañado de un aumento significativo del riesgo por la utilización de estas técnicas de tratamiento. La falta de equipamiento específico, mayor exigencia a las máquinas de tratamiento, ausencia de personal entrenado, no existencia de auditorías externas específicas y desconocimiento

de esta compleja modalidad de tratamiento son algunos de los motivos que deben generar preocupación. De allí que como Físicos Médicos debemos focalizarnos en intensificar todos aquellos procedimientos que permitan una aplicación segura.

2. VERIFICACIÓN DE DOSIS CALCULADA - E2E TESTS

Luego de que el modelo de cálculo ha sido generado es necesario realizar validaciones básicas de la dosis calculada por el TPS respecto a valores medidos. Es necesario para ello establecer las diferentes regiones de análisis, así como la complejidad del haz y/o plan para así establecer valores de tolerancias y metodologías de comparación basados en diferencias de dosis y/o distancia a coincidencia (DTA) Venselaar et al., (2001), Figura 1.

Dado que los haces de IMRT o VMAT contienen pequeños segmentos con separaciones mínimas entre láminas opuestas, la dosimetría de campos pequeños con el sistema MLC debe ser especialmente verificada.

El proceso de comisionamiento de IMRT es muy complejo. Este incluye la determinación y evaluación de un gran

número de parámetros físicos, algunos dependientes de la modalidad de tratamiento: Step&Shoot (S&S), dinámico (dMLC) oVMAT

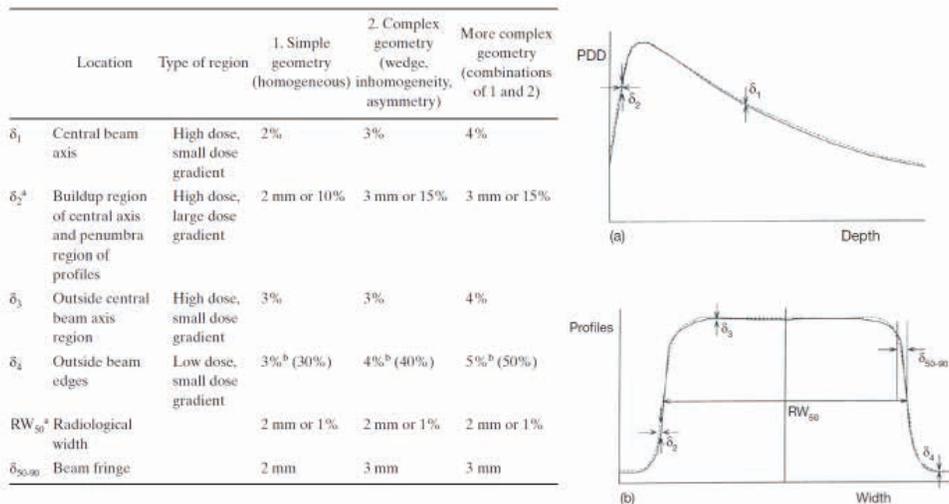


Figura 1 – Método de evaluación y tolerancias en haces de fotones.

Fuente: Venselaar et al., (2001).

Errores en la entrega del haz o falta de calidad en los datos dosimétricos pueden degradar el resultado final del haz de tratamiento, de allí que es necesario establecer controles globales antes de incluir una nueva variable como es la información anatómica del paciente. Recomendaciones de criterio de evaluación para distribuciones de dosis compuestas de IMRT, puede verse en la Tabla 1.

MEASUREMENT METHOD	REGION	TOLERANCE
Ion Chamber	Low-gradient targetregion OAR region	2% of prescribed dose 3% of prescribed dose
Plannar/Volumetric Array	All regions	2% 2mm ² , no pass rate tolerance but areas that do not pass need to be investigated
End-to-End	Low-gradient targetregion	5% of prescribed dose

Tabela 1 – Dimensões, em mm, da ampola utilizada pelo NIST edo frasco 10R Schott utilizado pelo LNMRI.

² Application of a 2%2mm gamma criterion can result in the Discovery of easily correctable problems with IMRT commissioning that may be hidden in the higher (and ubiquitous) 3%3 mm passing rates.⁽³⁹⁾

Fonte: Smilowitz et al. (2015).

La verificación en IMRT / VMAT debe ser realizada en campos individuales y planes compuestos. Cabe destacar que muchas veces es necesario un ajuste fino de parámetros dosimétricos específicos que afectan especialmente a haces de intensidad modulada (transmisión MLC, dosimetric leaf gap, número de segmentos, etc.). Estos ajustes pueden ser necesarios para mejorar los resultados de predicción del modelo de cálculo de dosis (IAEA, 2008). La verificación de haces de IMRT/VMAT debe incluir verificaciones con diferentes grados de complejidad que incluyan el MLC como sistema de delimitación del haz.

Es importante considerar que las diferencias entre mediciones y cálculo pueden ser causada por la incertidumbre en las mediciones, limitaciones del cálculo de dosis del TPS y limitaciones en el mecanismo de entrega del haz.

Como último paso en el proceso de verificación E2E tenemos la utilización de maniqués antropomorfos, la cual ha sido ampliamente estudiada. Las evaluaciones y resultados del uso de maniqués antropomorfos son una guía para otros nuevos usuarios.

Las verificaciones iniciales deberían incluir la comparación de dosis puntual calculada versus dosis medición con cámara de ionización en un medio homogéneo, Figura 2.

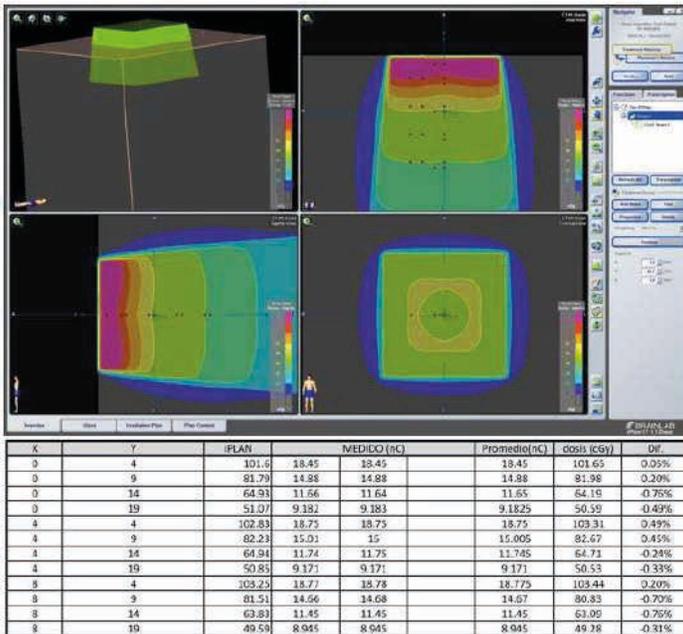


Figura 2 – Ejemplo de verificación de dosis puntual en CAX y off axis en maniqué homogéneo paracampos no modulados.

Fuente: Venencia (2010).

La dosis calculada debe corresponder a la dosis media en un volumen que represente el de la cámara de ionización y se debe utilizar una planilla de cálculo para la determinación de las variaciones. En el caso de campos abiertos la dosis debe verificarse en tamaños de campo utilizados en la generación del modelo de cálculo de dosis y otros tamaños no incluidos. Las mediciones deben ser realizadas sobre el eje central y off axis.

En particular, debemos verificar PDD y rendimiento de campos pequeños (menores a $2 \times 2 \text{cm}^2$). El TRS-1583, IAEA, (2008) provee una guía y ocho tests para la verificación de TPS en campos no modulados, utilizando un maniquí específico de tórax (Maniquí CIRS Modelo 002LFC).

Cada uno de estos Tests está acompañado con una Tabla para registrar variación de dosis puntuales basado en criterios Test específico de coincidencia, Figura 3.

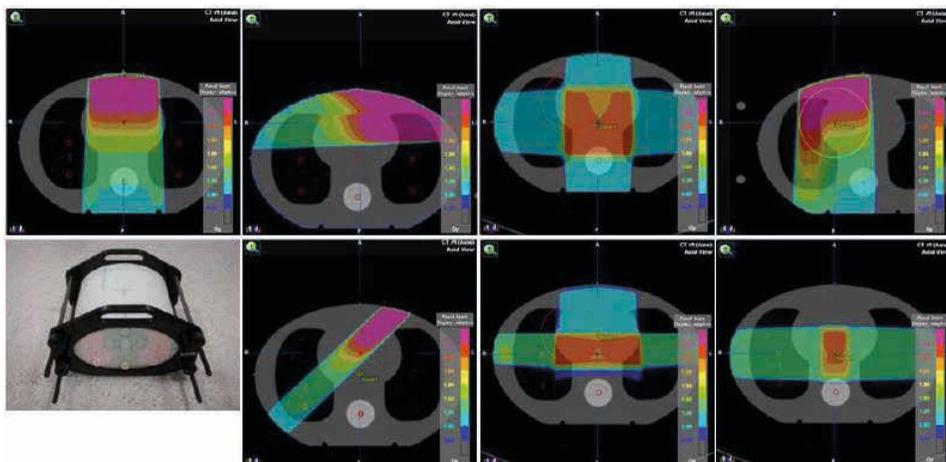


Figura 3 – Tests recomendados pelo TRS-1583 IAEA.

Fuente: TRS#430.

La utilización de patrones estándares de IMRT en modalidad de entrega de dosis en ángulos fijos de gantry es una modalidad de verificación del proceso de comisionamiento y los mismos puede ser una referencia para controles futuros del sistema completo. La generación de patrones estándares pueden ser realizada a partir de suma de segmentos en S&S o editando los archivos ASCII de la fluencia óptima con un editor de texto y asignando valores de intensidad a cada beamlet del haz (“cell index value”) en el caso de dMLC. Ezzell et al. (2003) propusieron la utilización de un patrón tipo “SILLA”, Figura 4.

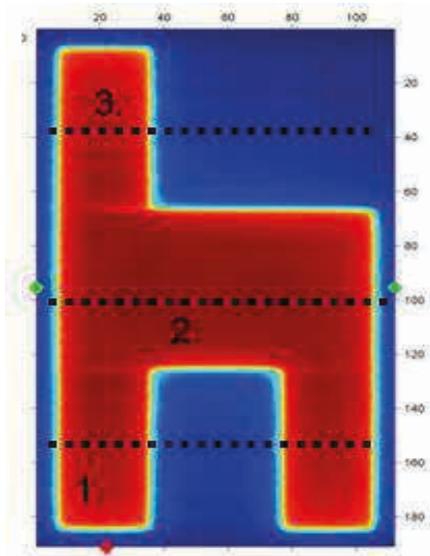


Figura 4 – Patrón SILLA y regiones de análisis.

Fuente: Venencia and Besa (2004).

El análisis de esta forma estándar incluye 3 regiones principales con características particulares. La parte inferior (Figura 4-1) nos indica el ajuste del TPS en la región de la penumbra y manejo de transmisión de láminas, así como mínima separación entre laminas; la parte central (Figura 4-2) nos indica el ajuste del TPS de la penumbra superior (Figura 4-3) nos indica la forma en la que el TPS ajusta la transmisión entre laminas, así como ajuste de penumbra. Otros patrones han sido propuestos en la literatura en particular los propuestos por el autor Venencia and Besa. (2004), correspondientes a campo abierto, pozo, cuña, pirámide y cuña, Figura 5 y Figura 6.

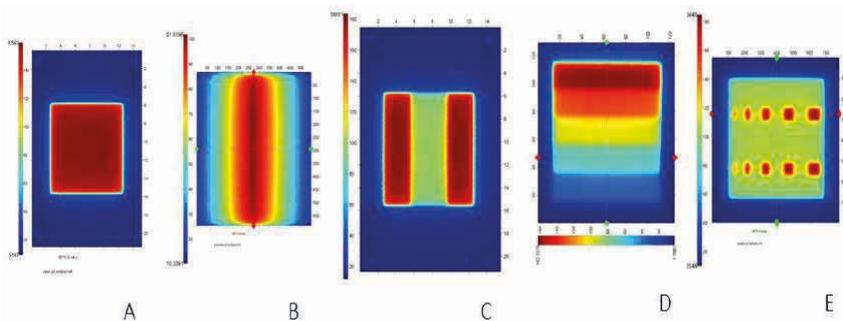


Figura 5 – Patrones estándares IMRT dMLC A. Campo uniforme, B. Pirámide, C. Pozo, D. Cuña y E. Picos.

Fuente: Venencia and Besa (2004).

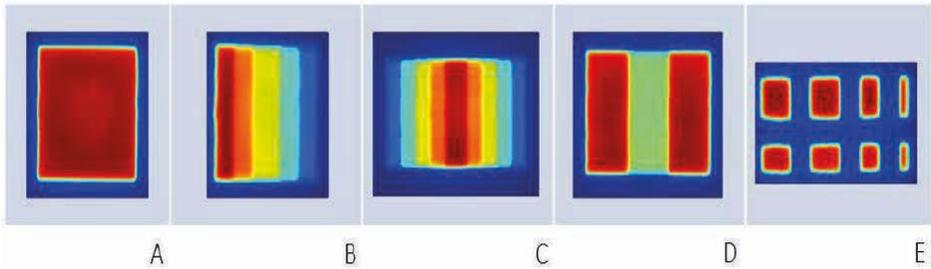


Figura 6 – Patrones estándares IMRT S&S A. Campo uniforme, B. Cuña, C. Pirámide, D. Pozo y E. Picos.

Fuente: Autor.

Los archivos de fluencia óptima correspondientes a estos patrones estándar se pueden solicitar al autor.

El TG-119 de la AAPM Ezzell et al., (2009) desarrolló un conjunto de Tests sitio específicos comunes a tratamientos clínicos. Estos Tests son un conjunto de problemas de optimización que requieren patrones de modulación simple y complejos. Estos Tests representan un chequeo completo del sistema con diferentes niveles de complejidad. Sin embargo, los Tests del TG-119 no permiten distinguir entre las fuentes de errores. En este trabajo 10 Centros de USA planificaron y entregaron 5 planes utilizando su TPS y equipo de tratamiento, basados en guías de restricciones dosis/volumen para cada Test. Los dos primeros Tests corresponden a cálculos simples AP-PA abiertos y el otro con 5 bandas con niveles variables de dosis. Los 3 restantes corresponden a sitios clínicos de próstata, cabeza y cuello (Figura 7a y 7b) y forma C-Shape (Figura 8). Este último con dos grados de complejidad.

TABLE III. Treatment plan statistics for mock prostate.

Planning parameter	Plan goal (cGy)	Mean (cGy)	Standard deviation (cGy)	Coefficient of variation
Prostate D95	>7560	7566	21	0.003
Prostate D5	<8300	8143	156	0.019
Rectum D30	<7000	6536	297	0.045
Rectum D10	<7500	7303	150	0.020
Bladder D30	<7000	4394	878	0.200
Bladder D10	<7500	6269	815	0.130

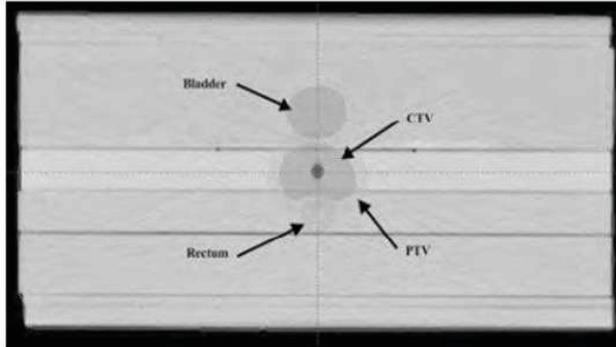


Figura 7a – Tests próstata, restricciones dosis volumen en PTV y OARs.

Fuente: Ezzell et al., (2009).

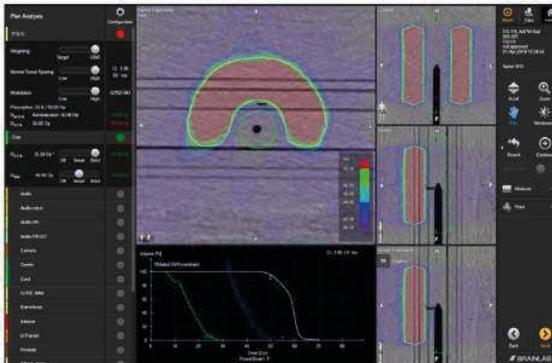


TABLE V. Treatment plan statistics for CShape (easier).

Planning parameter	Plan goal (cGy)	Mean (cGy)	Standard deviation (cGy)	Coefficient of variation
PTV D95	5000	5010	17	0.003
PTV D10	<5500	5440	52	0.010
Core D10	<2500	2200	314	0.141

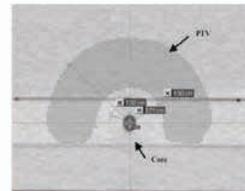


Figura 7b – Tests cabeza y cuello, restricciones dosis volumen en PTV y OARs.

Fuente: Ezzell et al., (2009).

TABLE IV. Treatment plan statistics for mock head and neck.

Planning parameter	Plan goal (cGy)	Mean (cGy)	Standard deviation (cGy)	Coefficient of variation
PTV D90	5000	5028	58	0.013
PTV D99	>4650	4704	52	0.011
PTV D20	<5500	5299	93	0.018
Cord maximum	<4000	3741	250	0.067
Parotid D50	<2000	1798	184	0.102

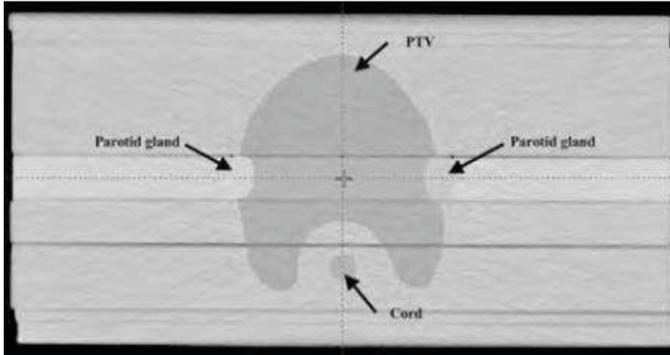


Figura 8 – Test C-Shape TG-119, restricciones dosis volumen en PTV y OAR (core).

Fuente: Ezzell et al., (2009).

La información DICOM de este Tests pueden ser obtenidos del sitio WEB <http://www.aapm.org/pubs/tg119>. En este trabajo se reportan comparaciones de dosis puntuales, mediciones en zonas de alta y baja dosis, así como análisis gamma de distribuciones de dosis mediciones con diferentes sistemas de control de calidad.

La utilización de maniqués antropomorfos como verificación E2E ha sido ampliamente reportada en la literatura, Loughery et al., (2019). El IROC (Imaging and Radiation Oncology Core, MD Anderson) ofrece una amplia variedad de maniqués antropomorfos como servicio de auditoria externa. Entre ellos el maniqué de cabeza y cuello (H&N), Molineu et al., (2005) fue diseñado para evaluar planificación y entrega de tratamientos con IMRT/VMAT, Figura 9.

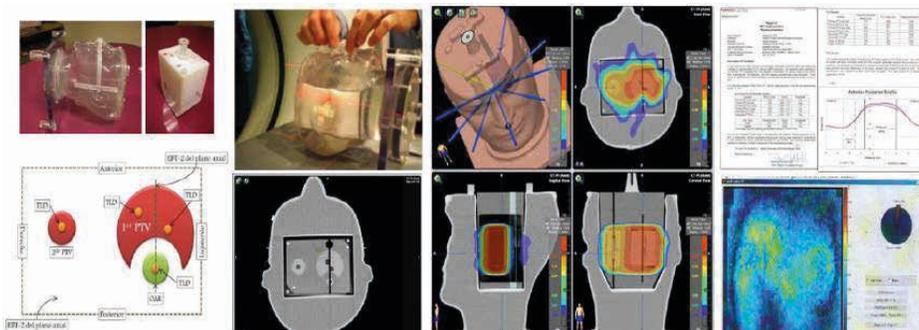


Figura 9 – Maniquí cabeza y cuello del IROC para verificación de planificación y entrega de tratamientos de cabeza y cuello con IMRT/VMAT.

Fuente: Autor.

El maniquí está construido en plástico y materiales equivalentes al agua. Contiene en su interior filmes radiocrómicos perpendiculares y dosímetros termo luminiscentes (TLDs) distribuidos para medir distribuciones de dosis absoluta. El maniquí contiene dos blancos y estructura crítica y debe ser inmobilizado y escaneado siguiendo el protocolo de tratamiento de cabeza y cuello de la Institución. La planificación del tratamiento debe ser realizada siguiendo una prescripción de dosis pre establecida y el maniquí debe ser irradiado de acuerdo al protocolo de la Institución. El maniquí H&N viene acompañado de otro maniquí para irradiación de TLD en condiciones de referencia y dosis establecida. Una vez irradiado el maniquí es enviado al IROC junto a una descripción del tratamiento realizado y las matrices de distribución de dosis calculada para su análisis. Este maniquí H&N es geométrico y no incorpora anatomía exacta de pacientes. El IAEA ha realizado múltiples esfuerzos tendientes a implementar auditorías remotas de técnicas de IMRT/VMAT para verificar la cadena completa de imágenes, planificación y entrega de estos tratamientos Wesolowska et al., (2019).

La utilización de un maniquí sólido cuadrado con inserto de agua sólida para PTV y OAR conteniendo films radiocrómico y 4 TLDs fue propuesta y los resultados de 16 hospitales en este estudio piloto los resultados fueron publicados, concluyendo que su implementación era adecuada y capaz de detectar entregas de IMRT/VMAT subóptimas.

Posteriormente el IAEA desarrolló y testeó un control dosimétrico E2E como una metodología de auditoría en IMRT/VMAT utilizando un maniquí antropomorfo de cabeza y cuello con características anatómicas reales y heterogeneidades. Kazantsev et al., (2020). La auditoría utiliza un maniquí antropomorfo disponible comercialmente, capaz de contener cámaras de ionización en diferentes posiciones de los PTV y OARs y la posibilidad de utilizar un film radiocrómico en un plano coronal.

Para participar en esta auditoría, el usuario debe cumplir una auditoría pre visita. El

maniquí posee además insertos de diferentes densidades para verificar la curva de conversión de números de Hounsfield versus densidad electrónica del TAC. Junto con al maniquí se entregan un conjunto de estructuras DICOM, en archivo digital, correspondientes a 3 PTVs con diferentes niveles de dosis y OARs que pueden ser transferidas al TAC del maniquí.

Los volúmenes de cabeza y cuello y los OARs deben respetar límites de dosis siguiendo los lineamientos del RTOG 00-22 Eisbruch et al., (2010). El conjunto de estructuras DICOM, posee además información de las diferentes posibles posiciones de la cámara de ionización, Figura 10.

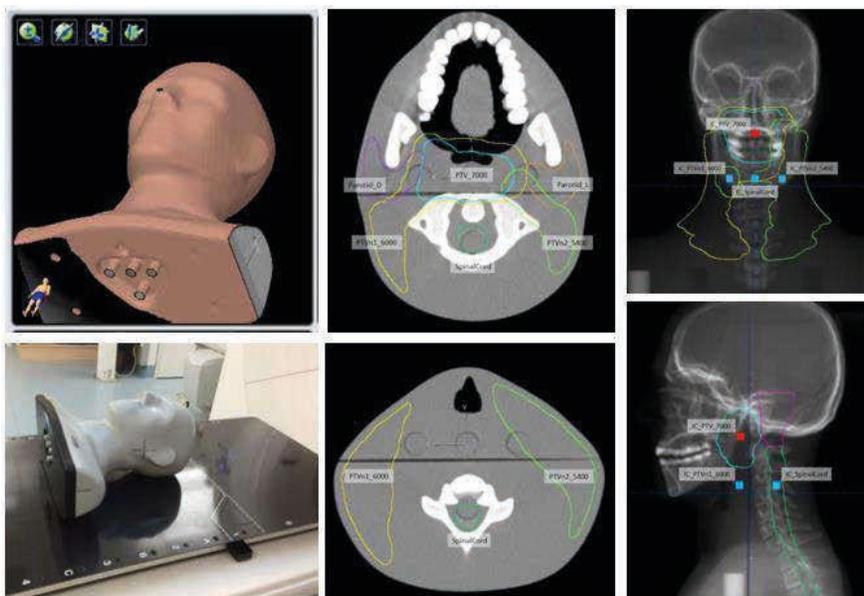


Figura 10 – Maniquí cabeza y cuello SHANE con algunas de las estructuras delineadas y posiciones de cámara de ionización.

Fuente: IAEA(2015).

Existen técnicas especiales de IMRT/VMAT que pueden requerir verificaciones especiales no incluidas en los Tests anteriores. Tal es el caso de la verificación de tratamiento de radiocirugía de múltiples metástasis cerebrales. Esta modalidad de tratamiento utiliza un único isocentro para el tratamiento de múltiples blancos a diferentes distancias del mismo. Parámetros relacionados al off axis así como el impacto de la distancia al isocentro y/o rotaciones requieren de métodos específicos de control de calidad relacionados a verificaciones con dosimetría 3D.

3. HINTS

Los controles E2E deben tener un carácter progresivo en complejidad. Los controles E2E no tienen por objetivo controlar y establecer las limitaciones del TPS. No es recomendable realizar una verificación E2E sobre datos anatómicos de pacientes ya que es tan grande el número de variables involucradas que se hace muy difícil determinar el origen de variaciones obtenidas. Los controles de la máquina de tratamiento o controles de calidad paciente específico no pueden suplantar Test E2E

De allí entonces la propuesta de controles dosimétricos E2E podrían estar establecidos por:

- Verificación de PDD y rendimiento de campos cuadrados y rectangulares, con especial atención a campos pequeños ($2 \times 2 \text{ cm}^2$ o menor)
- Verificación de Tests IAEA TRS-1583
- Verificación de dosis puntual y distribución en formas estándares IMRT
- Test TG-119. Verificación dosis puntual y distribución de dosis
- Próstata
- Cabeza y Cuello
- C-Shape simple y compleja
- Auditoría externa con maniquí antropomórficos
- IROC (Imaging and Radiation Oncology Core, MD Anderson USA) Head and Neck Test.
- IAEA Shane
- Verificación de técnicas especiales

Todo Departamento de Física Medica debe ajustar sus controles E2E a las posibilidades de cada lugar. Sin embargo, limitaciones logísticas o económicas no pueden justificar la no realización de controles E2E.

(a) Métodos de comparación de dosis calculada versus medición

La comparación entre dosis medición y calculada debe considerar en primera medición la dimensionalidad de la comparación. En comparaciones puntuales (1D) es importante considerar que una medición representa una señal promedio en un volumen de allí que la dosis calculada debería ser el promedio en el volumen de agua que representa el detector. La resolución del cálculo de dosis debe ser menor al volumen del detector donde se evaluará el valor medio. Este tipo de comparación debe ser realizada en regiones de bajo gradiente y está directamente relacionado con el detector utilizado. Las cámaras de ionización (CI) son el detector indicado para la medición de dosis; sin embargo, su tamaño puede no ser adecuado en algunos casos. Las CI grandes (ejemplo tipo Farmer 0,6cc) o similares tienen la ventaja de cortos tiempos de estabilización y alta colección de cargas, aunque baja resolución.

Las CI pequeñas (ejemplo PinPoint PTW 31014) poseen alta resolución, sin embargo, poseen largos tiempos de estabilización y baja colección de cargas. En un trabajo comparativo (Venencia et al., 2010) de medición de dosis absoluta en 50 planes IMRT con CI tipo Farmer y PinPoint se observó que los valores medios coincidían en un 0,5% con un aumento en la dispersión de los resultados con cámara PinPoint, Figura 11. Otro tema a considerar es la precisión de posicionamiento del detector; en especial cuando debemos realizar mediciones en pequeños volúmenes de alto gradiente, donde la posición del detector es crítica y muchas veces son necesarios métodos estereotáxicos de verificación, Figura 12.

$0.51 \pm 0.61\% [-1.54, 0.88]$ para cámara Farmer
 $0.02 \pm 0.93\% [-1.25, 2.47]$ para cámara PinPoint

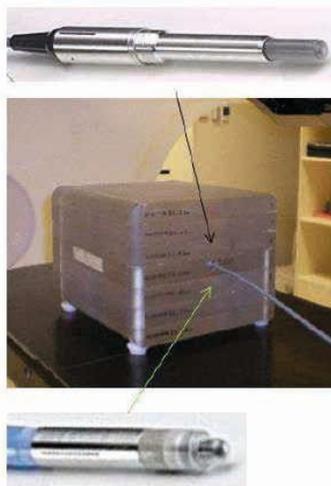
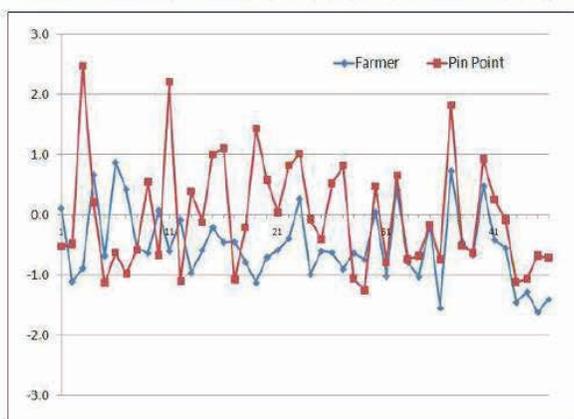


Figura 11 – Resultados de medición de dosis en plan compuesto de IMRT con cámara de ionización tipo Farmer y PinPoint.

Fuente: Venencia et al (2010).

La comparación entre distribuciones de dosis (2D) calculadas y mediciones requiere de considerar diversos aspectos relacionados con el método de medición, registro, resolución, normalización y metodología de comparación. Entre las metodologías de medición de una distribución de dosis 2D podemos mencionar los filmes (radiográfico o radiocrómico), detectores CR, arreglo 2D de detectores (CI o diodos), detectores electrónicos (dosimetría portal), detectores de transmisión, etc. Cada uno de estos sistemas de medición requiere consideraciones especiales de implementación y uso. En particular, la dosimetría fílmica es uno de los métodos más utilizados y en los últimos años, debido a la desaparición de las reveladoras, los films radiocrómicos han ocupado un rol predominante.

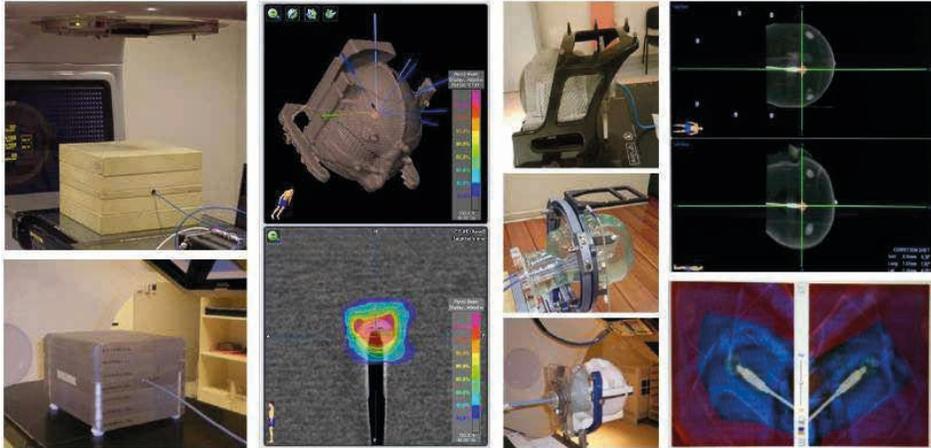


Figura 12 – Medición de dosis en planes de IMRT. Maniquí de agua sólida para planes con volúmenes grandes de regiones de alta dosis y bajo gradiente. Maniquí para verificación de dosis en planes compuestos de IMRT de volúmenes pequeños de alta dosis y bajo gradientes típicos en radiocirugía.

Fuente: Venencia et al (2010).

La ventaja de estos detectores 2D es que permiten insertarlos en materiales agua equivalente y adquirir mediciones sin necesidad de un proceso de revelado. Sin embargo, su utilización requiere de un adecuado manejo de su digitalización (Scanner) y asociación entre densidad óptica y dosis.

El registro de dos distribuciones de dosis implica identificar puntos idénticos en ambas imágenes que nos permitan superponerlas en un mismo sistema de coordenadas.

Los campos de IMRT (S&S y dMLC) suelen no tener bordes definidos que simplifiquen la elección manual de puntos comunes a ambas distribuciones y este error se ve incrementado generalmente porque el método de medición puede tener una resolución diferente al cálculo, Figura 13.

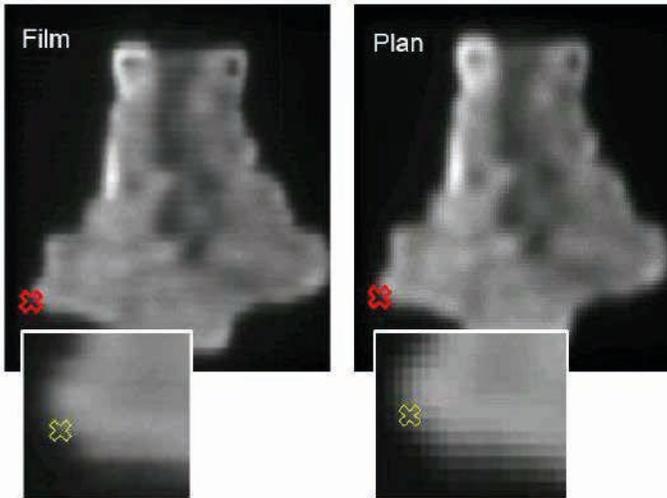


Figura 13 – Diferencias entre distribuciones de dosis medición (film) y calculada (TPS) y error en la posición de puntos de registro por falta de definición de bordes.

Fuente: Venenecia et al (2003).

Por otro lado, diferencias en la grilla de cálculo de dosis generan distribuciones de pixeles variable que pueden impactar en la comparación, Figura 14.

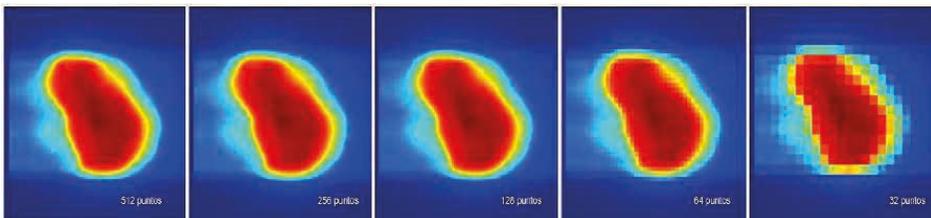


Figura 14 – Diferencias entre distribuciones de dosis calculadas con diferentes grillas de cálculo.

Fuente: Vennencia et al (2003).

Fuera de la comparación visual existen otros métodos de registro que incluyen: utilización de plantillas, maniquís con referencias, conversión de coordenadas del sistema de planificación a coordenadas de píxel (fila y columna), fusión automática o referencias externas generadas por el MLC. La utilización de referencias externas a las fluencias de campos de IMRT tiene la ventaja de un registro mas exacto (independiente de bordes y diferencias de resolución). En el caso de campos individuales de IMRT utilizando la información de fluencia óptima pueden generarse puntos externos que serán parte del cálculo de dosis y de la irradiación del campo a verificar, Figura 15.

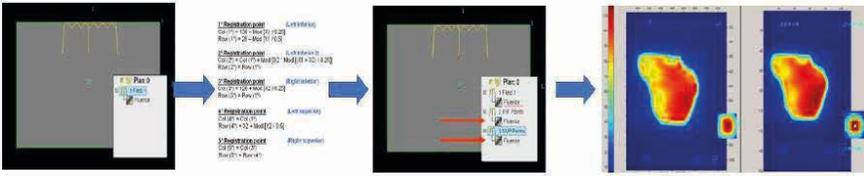


Figura 15 – Generación de puntos de registro mediante lectura de fluencia óptima. Puntos de registro sobre distribución de campo de IMRT medição con film radiográfico y cálculo de dosis.

Fuente: Venencia et al (2003).

En el caso de un plan compuesto es posible generar puntos de registro a través de campos no coplanares, Figura 16.

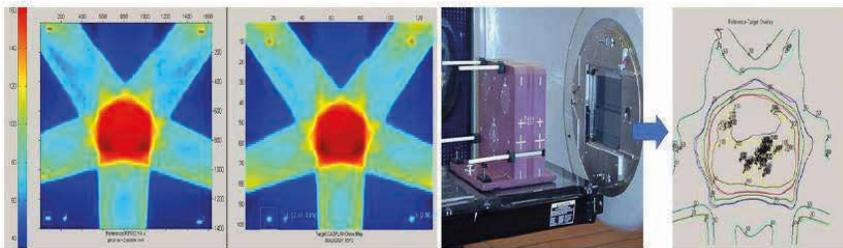


Figura 16 – Puntos de registro generados por el MLC para la comparación de distribución del plantotal. Superposiciones de distribuciones de dosis.

Fuente: Venencia et al (2003).

Una vez registrada ambas distribuciones debe elegirse un punto o pequeña región como normalización, generalmente correspondiente a una zona de alta dosis y bajo gradiente. Existen diversas formas de comparación entre dos distribuciones de dosis y antes de la realización de la misma debemos diferenciar entre regiones de alta dosis y bajo gradiente, Figura 17.

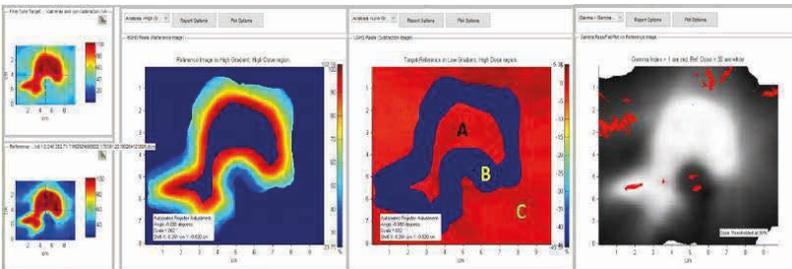


Figura 17 – Comparación entre distribución de dosis calculada y medição. A) Región de alta dosis y bajo gradiente, B) Región de alto gradiente y alta dosis C) Región de baja dosis y bajo gradiente. Comparación a través de análisis gamma.

Fuente: Autor.

Regiones de alta dosis y alto gradiente y regiones de baja dosis y bajo gradiente. En regiones de alto gradiente y alta dosis (Figura 17-B) la diferencia de dosis es extremadamente sensible a falta de alineación espacial. Esta sensibilidad conduce a grandes diferencias de dosis que exceden las tolerancias, aún cuando la variación de la distancia es clínicamente irrelevante. En estas regiones la comparación es realizada a través de distancia mínima de coincidencia (DTA). Regiones de alta y baja dosis y bajo gradiente la comparación es priorizada por diferencias de dosis (Figura 17-A y 17-C). La combinación de ambos criterios de comparación es incluida dentro del análisis gamma (Low et al., 1998). Dentro de un análisis gamma es importante diferenciar entre gamma global y local. Gamma global es cuando el criterio de diferencia de dosis es respecto al valor máximo o dosis de prescripción, siendo la dosis de referencia de dosis la misma para todos los pares de puntos. Gamma local es cuando la diferencia de dosis para todos los pares de puntos es normalizada a la dosis planeada en el punto local. Este criterio es más estricto y es el que se elige como parte del proceso de comisionamiento.

La comparación entre distribuciones de dosis calculadas tridimensionales (3D) y mediciones pseudo tridimensionales (PSEUDO 3D) se obtienen a partir de la medición con arreglos de detectores 2D, en planos (Delta4, Octavius, etc.) o superficies (ArcCheck, etc.) y métodos matemáticos de reconstrucción volumétrica de la dosis. A partir de una distribución de dosis medición PSEUDO 3D es posible realizar comparaciones de variación de dosis, DTA, gamma 3D y comparación entre histogramas dosis volumen que pueden ser parte de Test E2E, Figura 18.

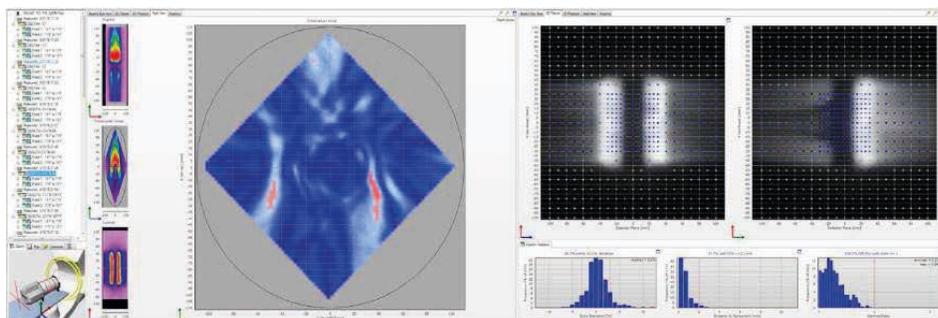


Figura 18 – Comparación entre distribución de dosis calculada 3D y medición PSUEDO 3D en Test E2E TG-119 plan C-Shape mediante sistema Delta4 (ScandiDos).

La reconstrucción volumétrica de la dosis se obtiene a partir de medición de dosis en dos planes 2D de diodos semiconductores.

Fuente: Venencia (2018).

La comparación entre distribuciones de dosis calculadas y mediciones tridimensionales (3D) requiere de métodos sofisticados de medición y comparación. Dada la complejidad este tipo de mediciones es por lo general utilizado en técnicas especiales, como radiocirugía.

La dosimetría con gel es generalmente la utilizada en la medición de dosis 3D y la misma requiere de una calibración del GEL a utilizar, así como de una resonancia magnética nuclear. La respuesta de GEL dosimétricos depende del tipo de material y requiere de procedimientos específico Vedelago et al., (2021). Algunos ejemplos son la aplicación de dosimetría de GEL en SBRT de vertebra, Figura 19 y radiocirugía de múltiples metástasis, Figura 20.

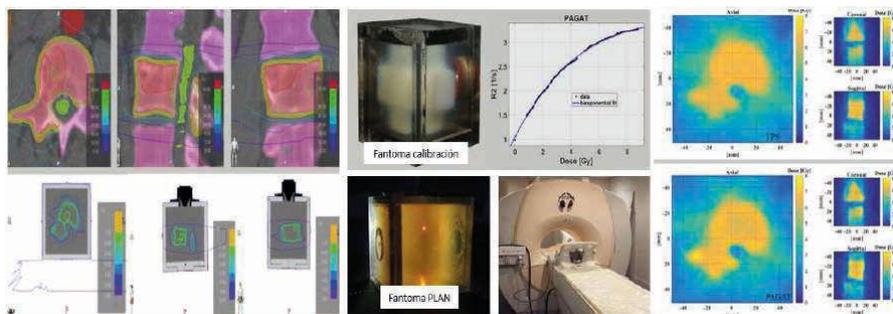


Figura 19 – Comparación entre distribución de dosis 3D calculada y medición mediante dosimetría de GEL. Plan de tratamiento. Maniquí y curva de calibración. Maniquí para irradiación del plan de tratamiento y equipo de RNM. Distribución de dosis calculada y medición.

Fuente: Chacon and Venencia (2019).

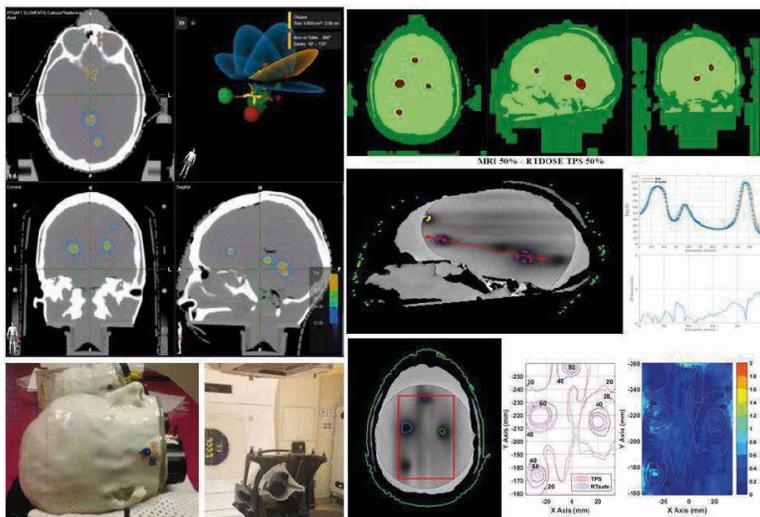


Figura 20 – Comparación entre distribución de dosis 3D calculada y medición mediante dosimetría de GEL (RTSAFE) para el tratamiento de múltiples metástasis con radiocirugía.

El maniquí es construido a partir de una impresión 3D de un paciente y relleno con un GEL sensible a la radiación. A partir de una RNM del maniquí irradiado es posible obtener la distribución de dosis 3D.

Fuente: Venencia et al (2017).

Dosimetría Fílmica (ver mais detalles en el Dosimetría Fílmica (ver mais detalles en el capítulo 20).

4. DOSIMETRÍA CON FILMES RADIOCRÓMICOS

La dosimetría fílmica es sin lugar a duda el método más difundido y común en la medición de distribuciones de dosis en 2D. Este sistema dosimétrico está compuesto por film radiocrómicos, un digitalizador escáner y un software para el análisis . Algunas de las características que hacen atractivo este sistema dosimétrico son: su reacción radiocrónica de coloración del film por la absorción de la radiación sin requerir el uso de químicos ni una habitación oscura para revelado así como poca sensibilidad a la luz visible y rayos ultravioleta. Su composición química los hace poco dependientes de la energía tanto para haces de fotones como para haces de electrones en un espectro de energía clínico. Los films radiocrómicos han sido adaptados en un rango dinámico de radioterapia con sensibilidad a la dosis entre 1 cGy a 50 Gy y se suelen escanear a color donde se prefiere el canal rojo ya que es más sensible que los demás (es decir el azul o verde).

La dosimetría fílmica requiere de cuidados especiales que permitan obtener distribuciones de dosis reales donde el escáner juega un papel fundamental porque con esta herramienta se va a digitalizar el film. Entre los escáneres más comunes encontramos el VIDAR Dosimetry Pro RED y el Epson 10000XL. En este último es necesario realizar un procesamiento de la imagen para sustraer el canal verde, rojo y azul. Algunas de las recomendaciones para el uso de estos escáneres son:

- Selección de la resolución o puntos por pulgada (dpi). Cuanto mayor sean, mayor es la resolución y más tiempo tomara en digitalizar la imagen. Emplee esa misma resolución tanto para la calibración del sistema dosimétrico como para el uso cotidiano.
- Influencia en la dirección de escaneo. Los films radiocrómicos EBT2 responde de forma distinta según la orientación con la barra de escaneo se reporta por el fabricante que la orientación vertical (Portrait) tiene una mayor respuesta que la orientación horizontal (Landscape). Esta variación en la orientación se presenta por la forma de construcción de la capa activa del film; por tal motivo se recomienda para los films EBT2 mantener una orientación fija la digitalización de la película con una etiqueta en sus esquinas. Esta influencia ha sido corregida en los filmes EBT3, debido a que poseen una construcción simétrica de capas, Figura 28.

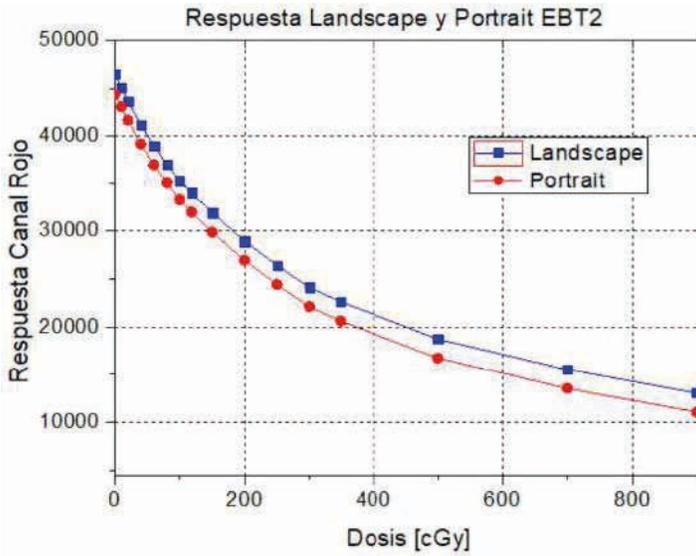


Figura 28 – Variación de la intensidad de pixel de acuerdo a la orientación de escaneo con EBT2 y EBT3.

Fuente: Medicina, Venencia and Garrigó, (2014).

- La uniformidad de la respuesta del escáner debido a que los detectores no siempre responden con la misma sensibilidad. Las posibles causas son: eficiencia geométrica, falta de uniformidad de la luz, fugas de luz en los bordes, las diferencias entre las reflexiones producidas en los bordes y el centro del escáner. Todas estas razones causan en general una mayor respuesta del escáner en el centro que en los bordes. y para disminuir estas posibles variaciones se sugiere elegir una región central de escaneo, Figura 29.

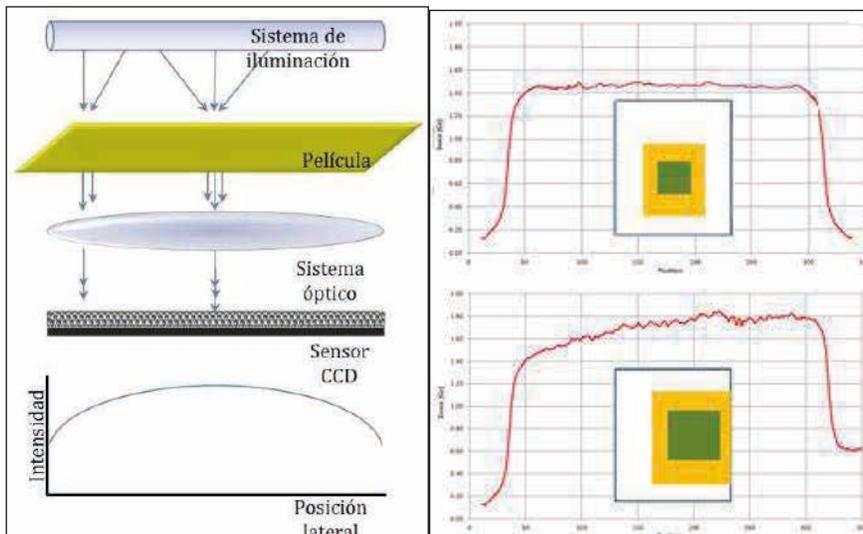


Figura 29 – Diagrama esquemático del sistema de lectura en modo de transmisión, ejemplo para el escáner EPSON 10000XL posición central y posición lateral.

Fuente: Autor.

- Las condiciones de escaneado deben ser similares tanto para la calibración como para el análisis de sus controles máquina específico y paciente específico. Se puede realizar la lectura en el modo de transparencia (transmisión) usando una resolución de 75 dpi, digitalizando la imagen a color de 48 bits de profundidad (16 bits por canal). Para ello es necesario deshabilitar todos los filtros y correcciones del escáner. Tener la precaución de dejar calentar la lámpara del escáner por 1 minuto y realizar varios escaneos sin película, para lograr estabilizar la lámpara. Repetir escaneos del mismo film y tome el promedio de esas repeticiones (siempre en el mismo lugar de la bandeja de escaneo).

La Curva de calibración tiene el propósito de establecer una relación entre los niveles de grises de la película escaneada y el valor de dosis asociado a este. La literatura recomienda como mínimo 12 valores de dosis que incluyan un valor mínimo de cero dosis (0 cGy), el máximo valor de dosis deberá sobrepasar la máxima dosis con la que se irradian los pacientes por sesión (tener en cuenta el rango dinámico del film). Existe un método tradicional de irradiar placas individuales, Figura 30. Sin embargo, también es posible utilizar cuña estática o dinámica para tener un gradiente de dosis del film.

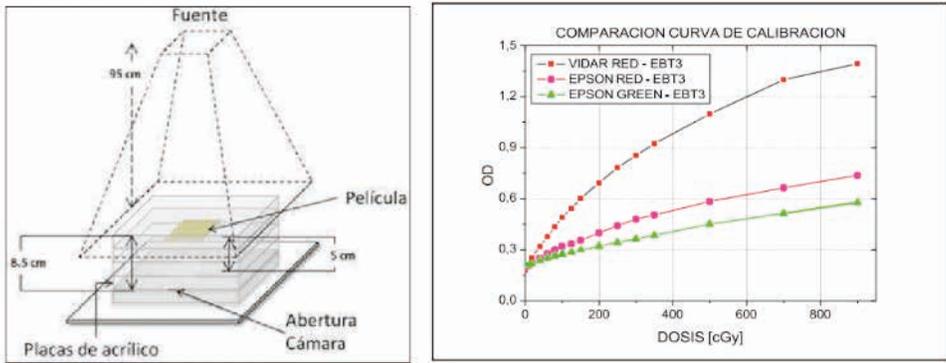


Figura 30 – Curva de calibración de densidad óptica en función de la dosis para el sistema dosimétrico independiente por film EBT3 – Epson XL10000 y Vidar Dosimetry Pro RED.

Fuente: Autor.

Un ejemplo del uso de este sistema dosimétrico es en la medición de planes paciente específico para tratamiento de IMRT, donde se incluyen un registro de las imágenes del mismo plano, obtenida por el TPS y por sistemas dosimétricos como films radiocrómicos. La normalización debe realizarse en un punto de alta dosis y poco gradiente, (Índice gamma con $\Delta D=3\%$ y $DTA=3\text{mm}$), Figura 31.

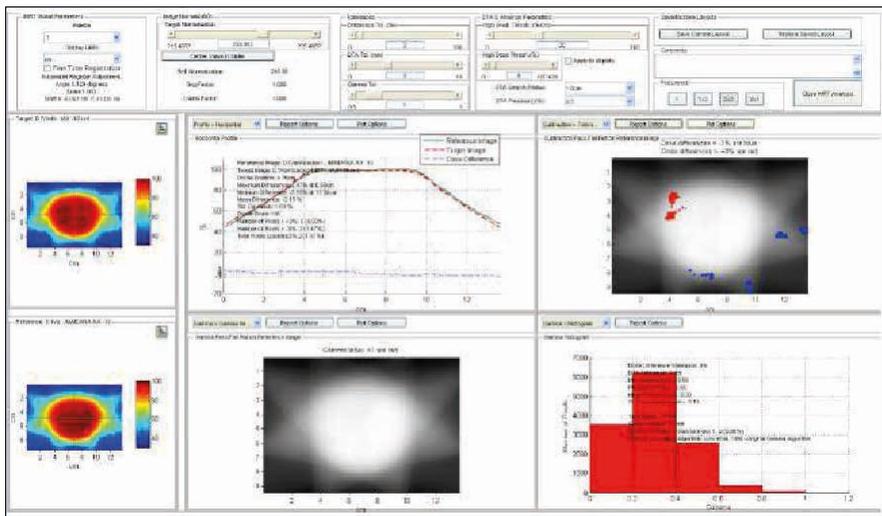


Figura 31 – Comparación entre distribución de dosis medición con film radiocrómico EBT3 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con $D=3\%$ y $DTA=3\text{mm}$). Análisis con software RIT v5.3.

Fuente: Medicina, Venencia and Garrigó, (2014).

En un trabajo Venencia et al (2017) donde se incluyeron 50 controles paciente específico, comparando filmes radiocrómicos EBT3 y filmes Radiográficos EDR2 con escáner VIDAR Dosimetry Pro RED y software RIT 113v5.3, se encontró que el valor medio del índice gamma entre la distribución de dosis media calculada y dosis medición para film EBT3 – VIDAR Dosimetry Pro RED fue de $1.02 \pm 0,6\%$ con un rango de [0%, 2,5%] comparado con film EDR2 - VIDAR la variación fue $1.53 \pm 1.2\%$ con un rango de [0, 3,5], Figura 32.

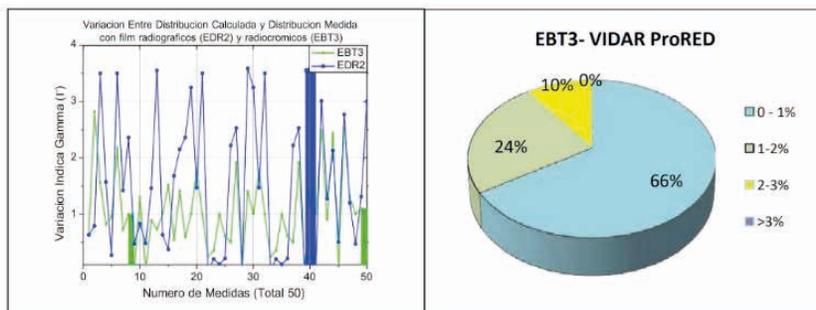


Figura 32 – Verificación distribución de dosis total, con film radiocrómicos (EBT3) y films radiográficos (EDR2).

Fuente: Medicina, Venencia and Garrigó, (2014).

Para el caso de verificación de plan total se realizó un estudio sobre 590 planes de IMRT [23]. En este se encontró que la variación entre la distribución de dosis calculada y medición fue de $1,6 \pm 1.3\%$ [0%, 4,9%].

En este trabajo se incluyeron films radiográficos (EDR2) y radiocrómicos (EBT3), Figura 33.

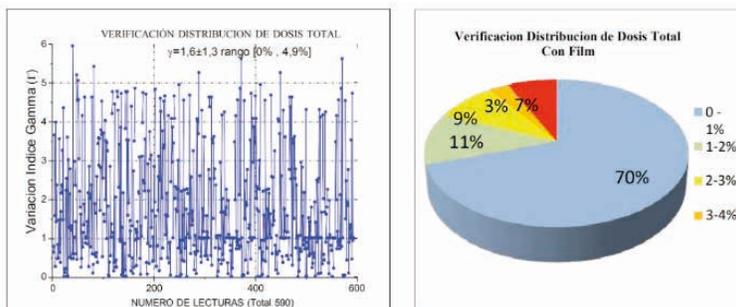


Figura 33 – Variación entre distribución de dosis medición y calculada en 590 planes de IMRT, utilizando film radiocrómicos (EBT3) y films radiográficos (EDR2). 70% de los planes muestran una variación <1% y solo 5% con una variación entre 5% y 6%.

Fuente: Medicina, Venencia and Garrigó, (2014).

Dicas:

- La dosimetría filmica es sin lugar a duda el método más difundido y común en la medición de distribuciones de dosis en 2D (Medina et al., 2013; Medina et al., 2014). La dosimetría filmica requiere de cuidados especiales que permitan obtener distribuciones de dosis reales y el escáner juega un papel fundamental. Entre los escáneres más comunes para dosimetría filmica encontramos el VIDAR Dosimetry Pro RED y el Epson 10000XL. Algunas recomendaciones:
 - Selección de la resolución o puntos por pulgada (dpi). Cuanto mayor sean, mayor es la resolución y más tiempo tomara en digitalizar la imagen.
 - Emplee esa misma resolución tanto para la calibración del sistema dosimétrico como para el uso cotidiano.
 - Los films radiocrómicos EBT2 responde diferente según la dirección de escaneo por tal motivo se recomienda mantener una orientación fija la digitalización de la película con una etiqueta en sus esquinas. Esta influencia ha sido corregida en los filmes EBT.
 - La uniformidad de la respuesta del escáner debido a que los detectores no siempre responden con la misma sensibilidad. Por lo general se recomienda utilizar la zona central donde hay una mayor respuesta.
 - Tener la precaución de dejar calentar la lampara del escáner por 1 minuto y realizar varios escaneos sin película, para lograr estabilizar la lampara. Repetir escaneos del mismo film y tome el promedio de esas repeticiones (siempre en el mismo lugar de la bandeja de escaneo).
 - Utilizar al menos 12 valores de dosis para la curva de calibración de los filmes que incluyan un valor mínimo de cero dosis (0 cGy), el máximo valor de dosis deberá sobrepasar la máxima dosis a utilizar.

REFERÊNCIAS

CHACON, D, VENENCIA D., "Planning and Verification of a Spine SBRT Treatment Using Polymer Gel Dosimetry" et al. 61th Annual Meeting, San Antonio, Texas, USA, 2019.

DAS, I. J.; CHENG, C-W.; WATTS, R. J.; AHNESJÖ, A. et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics*, v. 35, n. 9, p. 4186-4215, 2008.

de ALMEIDA, C. E. (ed.). *Bases Físicas de um Programa de Garantia da Qualidade em IMRT*. Rio de Janeiro: CEBIO/UERJ, 2012.

EISBRUCH, A.; HARRIS, J.; GARDEN, A. S.; CHAO, C. K. S. et al. Multi-institutional trial of accelerated hypofractionated intensity-modulated radiation therapy for early-stage oropharyngeal cancer (RTOG 00-22). *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 76, n. 5, p. 1333-1338, 2010.

ESSERS, M.; DE LANGEN, M.; DIRKX, M. L.; HEIJMEN, B. J. Commissioning of a commercially available system for intensity-modulated radiotherapy dose delivery with dynamic multileaf collimation. *Radiotherapy and Oncol.*, v. 60, n. 2, p. 215-224, 2001.

EZZELL, G.; BURMEISTER, J. W.; DOGAN, N.; LOSASSO, T. J. et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med. Phys.*, v. 36, n. 11, p. 5359-5373, 2009

EZZELL, G.; GALVIN, J. M.; LOW, D.; PALTA, J. R. et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med. Phys.*, v. 30, n. 8, p. 2089-2115, 2003.

IAEA. TECDOC-1583. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. Report of the Coordinated Research Project (CRP) on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radioterapy. Vienna, Austria: IAEA, 2008.

KAZANTSEV, P.; LECHNER, W.; GERSHKEVITSH, E.; CLARK, C. H. et al. IAEA methodology for on-site end-to-end IMRT/VMAT audits: an international pilot study. *Acta Oncológica*, v. 59, n. 2, p. 141-148, 2020.

LOUGHERY, B.; KNILL, C.; SILVERSTEIN, E.; ZAKJEVSKII, V. et al. Multi-institutional evaluation of end-to-end protocol for IMRT/VMAT treatment chains utilizing conventional linacs. *Medical Dosimetry*, v. 44, n. 1, p. 61-66, 2019.

LOW, D.; HARMS, W. B.; MUTIC, S.; PURDY, J. A. A Technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*, v. 25, n. 5, 1998.

MEDINA, L.; ADRADA, A.; FILIPUZZI, M.; GARRIGÓ, E.; VANENCIA, C. SU-E-T-121: Dosimetric Characterization of Gafchromic Film EBT3 Using Vidar Dosimetry Pro Advantage RED and EPSON Expression 10000XL Scanners. *Medical Physics*, v. 41, n. 6, p. 250, 2014.

MEDINA, L.; VENENCIA, D.; GARRIGÓ, E. Comparación de control de calidad de tratamientos de IMRT paciente específico mediante films radiocrómicos, films radiográficos y arreglo bidimensional de cámaras de ionización. Tesis Maestría. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Universidad Nacional de Buenos Aires (FCEN-UBA), 2013.

MOLINEU, A.; FOLLOWILL, D. S.; BALTER, P. A.; HANSON, W. F. et al. Design and implementation of an anthropomorphic quality assurance phantom for intensity-modulated radiation therapy for the Radiation Therapy Oncology Group. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 63, n. 2, p. 577-583, 2005.

SMILOWITZ, J. B.; DAS, I. J.; FEYGELMAN, V.; FRAASS, B. A. et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of treatment Planning Dose Calculation – Megavoltage Photon and Electron Beams. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 16, n. 5, p. 14-34, 2015.

IAEA TRS 430 Course, ARCAL LXXXIII, RLA/6/051, Colombia Regional training course on “Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer” (2006)

IAEA Meeting “End-to-End” Audit System for Dose Delivery Using Intensity Modulated Radiation Therapy through On-Site Visits to Radiation Therapy Centres (2015).

VEDELAGO, J.; CHACÓN, D.; ROMERO, M.; VANENCIA, D.; MATTEA, F.; VALENTE, M. Dose response of Fricke- and PAGAT-dosimetry gels in kilovoltage and megavoltage photon beams: Impact of LET on sensitivity. *Phys. Med.*, v. 84, p. 41-49, 2021.

VENENCIA D., et al. Influence of Ionization chamber size for intensity modulation treatment planning modeling. In: 47th Annual Meeting, American Association on Medical Physics, Seattle, USA, July 2005.

VENENCIA D., et al. Plan and film registration in IMRT treatments. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Sydney, Australia, 2003

VENENCIA, D., et al. Experience of total plan dose verification in Step&Shoot and sliding windows IMRT. In: International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS), Vienna, Austria, 9 to 12 November 2010.

VENENCIA, D.; BESA, P. Commissioning and quality assurance for intensity modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 5, n.3, p. 37-54, 2004.

VENENCIA D (2010) “Comisionamiento de un LINAC para IMRT”, D. Venencia, V Congreso Latinoamericano de Física Medica ALFIM, Curso de IMRT, Cusco, Perú, 2010

VENENCIA D et al “Dosimetric Comparison Between Single Isocenter Brain Metastases Treatment Using Dynamic Conformal Arcs (Elements) and VMAT (RapidARC)” , 59th Annual Meeting, Denver, USA, 2017

VENENCIA D. Experiencia clínica con el uso de Delta4 como herramienta de QA”, XXIII Congreso Brasileiro de Física Medica, Porto Alegre, Brasil, 2018.

VENSELAAR, J.; WELLWWEERD, H.; MIJNHEER, B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiotherapy and Oncology*, v. 60, n. 2, p.191-201, 2001.

WESOŁOWSKA, P.; GEORG, D.; LECHNER, W.; KAZANTSEV, P. et al. Testing the methodology for a dosimetric end-to-end audit of IMRT/VMAT: results of IAEA multicentre and national studies. *Acta Oncológica*, v. 58, n. 12, p. 1731-1739, 2019.