

Evaluación de la coincidencia luz-radiación con el giro de gantry empleando el sistema de imagen portal

Light-radiation congruence with gantry angle using the electronic portal imaging device

Fernando Tato de las Cuevas, Fernando Fernández Belmonte, Antonio Dámaso Catalán Acosta, Iván Ribot Fernández

Servicio de Física Médica Complejo Hospitalario Universitario de Canarias (Tenerife) Carretera Cuesta Taco, n 0 38320 Santa Cruz de Tenerife.

Fecha de Recepción: 12/08/2018 - Fecha de Aceptación: 22/03/2019

En el presente trabajo se presentan una plantilla y un programa de elaboración propias, con el objetivo de realizar la prueba de coincidencia luz-radiación en aceleradores lineales de electrones (ALEs) de una manera rápida y precisa, empleando el sistema de imagen portal (EPID). La validación del conjunto plantilla-programa se realiza mediante comparación con película radiográfica, un programa externo y desplazando el sistema de colimación. Posteriormente, se realiza un estudio de la influencia del giro de gantry en la prueba de coincidencia en tres ALEs. Para la valoración de la coincidencia con el giro de gantry, además de los parámetros tradicionales, se propone un nuevo parámetro, que evalúa la coincidencia de las áreas luminosa e irradiada. La variación de la coincidencia con el giro de gantry obtenida para los tres ALEs empleados no es significativa. Los resultados del estudio permiten concluir que una sola serie de medidas (para gantrys 0°, 90° y 270°) es suficiente para realizar una evaluación de la coincidencia con una incertidumbre menor de 1 mm. Es decir, el conjunto desarrollado permite una evaluación de la prueba para varios ángulos de gantry con una incertidumbre asumible.

Palabras clave: Control de calidad, coincidencia luz-radiación, sistema de imagen portal, EPID.

In the present work, a template and an own software are presented in order to perform the light-radiation congruence test in linear accelerators (LINAC) in a fast and precise way, using the electronic portal imaging device (EPID). The validation of the set template-software is carried out by means of comparison with radiographic film, an external software and displacing the collimation system. Subsequently, a study of the influence of the gantry rotation on the coincidence test in three LINACs is carried out. For the assessment of the coincidence with the gantry angle, in addition to the traditional parameters, a new parameter is proposed that evaluates the coincidence of the light and radiated areas. The variation of the coincidence with the gantry angle obtained for the three employed LINACs is not significant. The results of the study allow us to conclude that a single series of measurements (for 0°, 90° and 270° gantry) is enough to perform an evaluation of the congruence with an uncertainty of less than 1 mm. In other words, the developed set allows an evaluation of the test for several gantry angles with an assumable uncertainty.

Key words: Quality assurance, x-ray/Light field congruence, electronic portal imaging device, EPID.

Introducción

La verificación de la coincidencia del campo de luz-campo de radiación (CLR) ha sido una prueba ampliamente realizada dentro de los programas de control de calidad de los aceleradores lineales de electrones de uso clínico (ALE).¹⁻³

En los protocolos de control de calidad de los ALE se recomienda la realización de la prueba de CLR con diferentes periodicidades.^{1,2,4,5} El protocolo espa-

ñol¹ recomienda su realización con una periodicidad mensual (análisis cualitativo) y semestral (este último análisis es de manera cuantitativa y para diferentes ángulos de gantry). El protocolo de la AAPM (American Association of Physics in Medicine)² recomienda de forma general su realización anual, y mensual en el caso de que el campo luminoso se emplee en las puestas de tratamientos.

Tradicionalmente, para la realización de la prueba de CLR se ha empleado la película radiográfica,⁶ siendo desplazada posteriormente por la película radiocrómi-

* Correspondencia
fernandotat@gmail.com

ca. Los inconvenientes principales de estos dos sistemas son el procesado de la película radiográfica, y el coste y tiempo de análisis de ambos tipos de películas.

Hay diversas publicaciones⁷⁻⁹ que emplean el sistema de imagen portal (EPID, Electronic Portal Imaging Device) como medio de adquisición de la imagen para valorar la prueba de CLR. El empleo del EPID reduce el tiempo empleado en la prueba de manera significativa. Estas publicaciones emplean una plantilla que consta de marcas radiopacas fijas, es decir, se modifica la posición del sistema de colimación hasta que el límite de campo luminoso coincide con estas marcas. Estos trabajos evalúan los resultados de la prueba para un ángulo de gantry de 0°.

En este trabajo se presenta un programa informático de elaboración propia, que permite analizar las imágenes adquiridas con el EPID. Se emplea una plantilla en la que se desplazan los elementos radiopacos hasta los límites del campo, y tiene la capacidad de realizar la prueba a diferentes ángulos de gantry. Asimismo, se ha primado que la plantilla sea de fácil elaboración y manejo, de manera que la implantación y realización de la prueba de CLR sea rápida y sencilla. En el trabajo se evalúa la precisión, exactitud y sensibilidad del programa y plantilla, comparando los resultados obtenidos con la técnica tradicional que emplea película radiográfica.

Por otro lado, algunas guías^{1,5} proponen la realización de la prueba de CLR a diferentes ángulos de gantry. La influencia de la gravedad en los sistemas de colimación, la posible variación de los focos de la luz y de radiación, sumada a la escasez de bibliografía que aporte resultados de la CLR para ángulos de gantry distintos de 0°, han sido los factores principales para plantearse la realización de esta prueba en los 3 ALEs del centro, a ángulos de gantry 0, 90 y 270°. Con el fin de evaluar cambios de la coincidencia con el giro de gantry, además de los parámetros tradicionales, se propone un nuevo parámetro que evalúa las áreas luminosa e irradiada.

Material y métodos

Programa y plantilla

A continuación, se describen los componentes del conjunto programa-plantilla desarrollados (CPP en adelante), así como el equipamiento necesario para proceder a su validación.

Equipamiento

Plantilla

La plantilla empleada tiene como base un papel, en el que se traza una cruzeta con una esfera radioo-

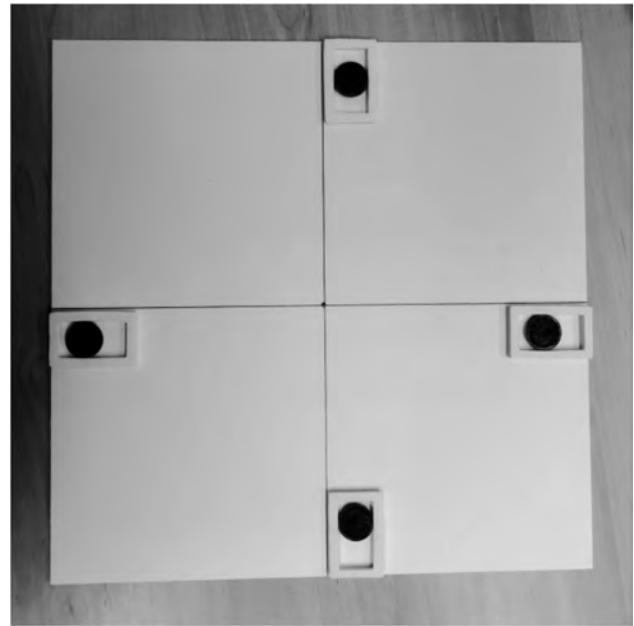


Fig. 1. Plantilla empleada en las medidas de coincidencia luz-radiación.

paca (BB; Bearing ball) en su centro, que se emplea para centrar la misma con la proyección luminosa del crosshair del cabezal. Estos elementos de la plantilla se encuentran plastificados. Posteriormente, se sitúan

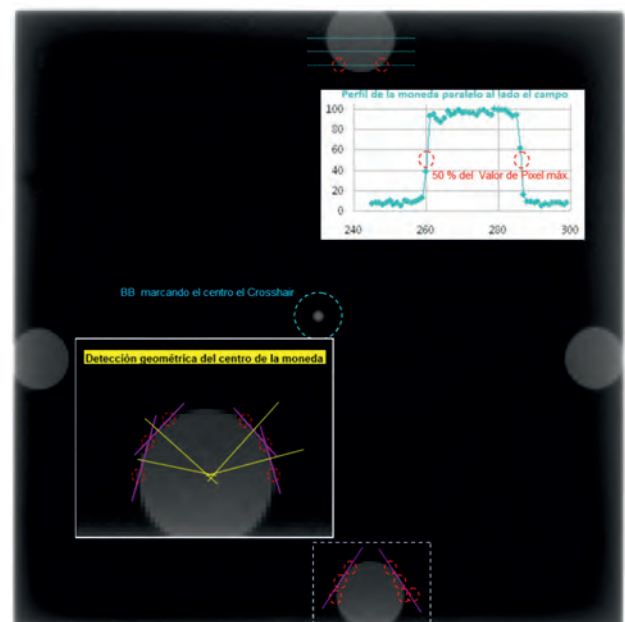


Fig. 2. Imagen portal de la prueba de coincidencia obtenida con el conjunto programa-plantilla con dibujos explicativos. En el disco superior aparecen los tres perfiles que se emplean para detectar los 6 puntos del borde del disco. En el ROI ampliado del disco inferior se detalla el cálculo del centro del mismo.

los 4 discos radiopacos móviles (de 10.6 mm de radio) que se desplazan a lo largo de unas guías plásticas, para hacer coincidir su borde exterior con el límite de campo luminoso. Las guías están realizadas con una impresora 3D.

ALE y EPID

El ALE empleado en la validación del CPP es un Elekta Synergy (Elekta, Crawley, UK) con sistema de colimación multiláminas (Multi leaf Collimator, MLC) Agility y energía de 6 MV. El EPID incorporado es el iView GT (Elekta, Crawley, UK). La distancia foco-detector es fija, de 160 cm. El área sensitiva del panel es de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, con una matriz de 1024×1024 píxeles, con un tamaño lateral de pixel de 0.4 mm. Los discos radiopacos presentan una atenuación de aproximadamente un 4.5% para la energía empleada (6 MV).

Disposición experimental

Se emplea un tamaño de campo en el isocentro de $20 \times 20 \text{ cm}^2$. La plantilla se fija a la superficie exterior de la carcasa del EPID. La mesa de tratamiento se retira antes de realizar las adquisiciones.

Programa

Funcionamiento del programa

Una vez se adquiere la imagen con el EPID, se exporta vía DICOM. El programa, desarrollado en el entorno MATLAB (MathWorks, Inc), analiza la imagen siguiendo los pasos:

- Lectura de los parámetros DICOM de la imagen e inserción en la interfaz gráfica del programa (ver Fig. 3).
- Cálculo del ángulo del campo de radiación respecto de la matriz del EPID:
 - Se trazan dos perfiles verticales, uno a cada lado del campo y a 1 cm hacia el interior del límite del mismo.
 - Con los perfiles verticales se obtienen los límites de campo, calculando el 50% del valor de píxel (VP).
 - Se emplean las posiciones de los límites de campo en el lado G (Gantry), para obtener el ángulo mediante una simple transformación trigonométrica.

- Si el ángulo medido es superior a 0.1° , se procede al giro de la imagen.
- Cálculo de los límites del campo de radiación:
 - Se traza un perfil en la dirección horizontal y ligeramente desplazado del centro de la imagen (para así evitar el BB y los discos radiopacos).
 - Se obtienen las dos posiciones correspondientes al 50% del VP máximo. Se realizan los mismos pasos para el perfil en la dirección vertical. A partir de las posiciones del 50% VP se obtiene el centro del campo de radiación (CR).
- Cálculo del centro del BB:
 - En una ROI de 20×20 píxeles y centrada en el plano de imagen, se obtiene la posición del VP máximo que corresponde a la posición aproximada del BB (BB_{pos}).
 - En cada una de las direcciones (vertical y horizontal) se trazan tres perfiles paralelos y centrados en el punto BB_{pos} , separados entre sí un píxel (el segundo perfil pasa por el punto BB_{pos}).
 - Ajuste de cada uno de los perfiles a curvas Gaussianas. Se promedia la posición del máximo de las tres curvas gaussianas en cada una de las direcciones, esto proporciona la posición de la proyección luminosa del crosshair sobre la superficie del EPID (CC).
- Detección de los centros de los discos radiopacos:
 - Se selecciona un ROI cuadrado de 25 mm de ancho centrado en la posición teórica aproximada del disco (ver Fig. 2).
 - Se trazan tres perfiles paralelos a cada borde de campo en el ROI, garantizando su paso por el disco radiopaco. Se obtienen 6 puntos correspondientes al borde de cada uno de los discos con precisión de subpíxel a partir de los valores del 50% del PV mínimo.
 - A partir de los 6 puntos de la circunferencia del borde del disco se obtiene el centro promedio del disco (basándose en la propiedad geométrica de que una recta perpendicular a una cuerda de un círculo pasa por su centro). A partir del radio del disco (medido con una precisión de 0.1 mm) se obtiene la posición del límite del campo lumi-

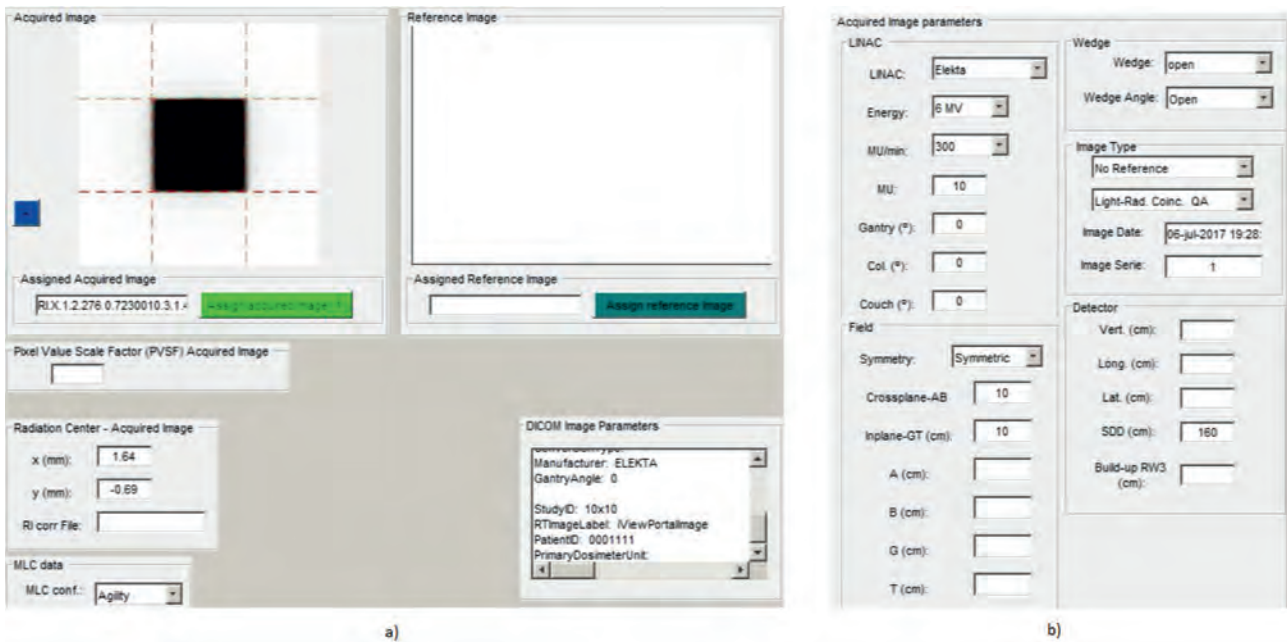


Fig. 3. Interfaz gráfica del programa de análisis de Coincidencia Luz-radiación. Aparecen insertados los parámetros de la imagen obtenidos a partir de los parámetros DICOM.

noso. De estos valores se calcula el centro del campo luminoso (CL).

El programa proporciona:

1. La distancia de la coincidencia luz-radiación en el plano del isocentro para cada uno de los lados del campo Gantry, Table, Left, Right (G, T, L y R).
2. La posición y distancia entre los 3 centros: luminoso, radiación y de la proyección luminosa del crosshair.
3. Visualización de la imagen adquirida con los límites de campo luminoso y radiación insertados en ella (ver Fig. 3 y Fig. 4).
4. Finalmente, el programa exporta los resultados a un libro de cálculo.

Validación del conjunto programa-plantilla a gantry 0°

Se realizan 3 procesos diferentes para validar el CPP desarrollado: 1) la comparación con el método tradicional de las películas radiográficas, 2) la comparación con un programa de análisis de imagen externo y 3) analizando la respuesta del programa al desplazar el sistema de colimación.

Comparación con película radiográfica

En el proceso participan 3 operadores, se realizan 9 pruebas de coincidencia Luz-radiación (3 pruebas por cada uno de los operadores) para los lados G y T. Los parámetros del ALE son: campo 20 × 20 cm y ángulo de gantry 0°. En las adquisiciones se emplean las dos metodologías siguientes:

1. Empleando el EPID y el CPP propio, siguiendo la metodología arriba descritas.
2. Empleando películas radiográficas. Se emplean películas Kodak EDR2 (Carestream, Inc., New York). Las películas se sitúan sobre la superficie de la mesa, en el plano del isocentro. Cada operador marca con una aguja a ambos lados de cada esquina del campo luminoso y en su límite. Las películas son procesadas con un procesador automático Konica Minolta SRX-101A. Para la lectura y análisis de las películas se emplea un scanner Vidar VXR-16 y el programa RIT113. El límite del campo de radiación es determinado a partir del 50% de la dosis central. La distancia campo luminoso-radiación es medida con las herramientas del programa RIT.

Comparación con programa externo

Para la validación del algoritmo de análisis de imágenes, se emplea la plantilla desarrollada y el EPID

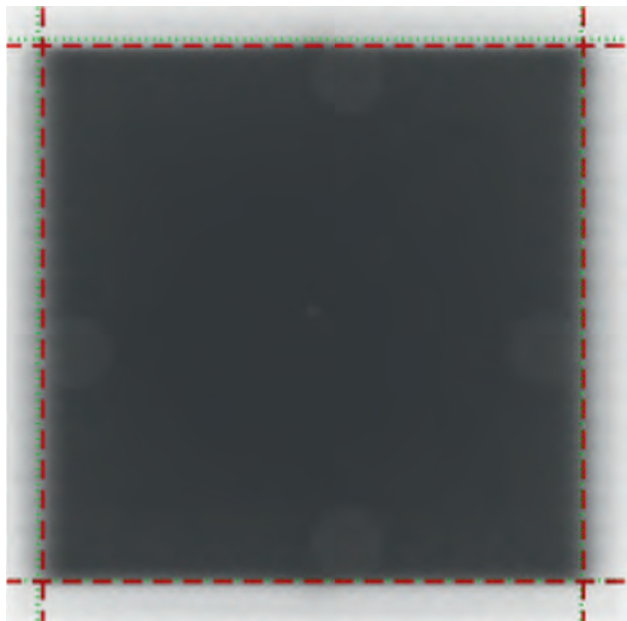


Fig. 4. Imagen portal de la prueba de coincidencia obtenida con el conjunto programa-plantilla. Las líneas verdes delimitan el límite de campo luminoso y las rojas el límite de campo de radiación.

del ALE Elekta a gantry 0°. Se adquieren un total de 5 imágenes. Las imágenes se analizan con el programa desarrollado y con el programa ImageJ, empleándose las herramientas del paquete básico del mismo:

- Con las herramientas del programa se estima la posición del centro de los discos. Con la ayuda del diámetro del disco se calcula la posición del límite del campo luminoso.
- La posición del límite del campo de radiación se realiza trazando perfiles y calculando la posición del 50% del VP.

El análisis de cada una de las imágenes, empleando las herramientas del ImageJ, requiere un tiempo aproximado de 15 minutos. Los resultados obtenidos se comparan con el CPP.

Desplazamiento del sistema de colimación

Con el fin de evaluar la sensibilidad del CPP a desviaciones campo luz-campo de radiación, se realizan pruebas de CLR empleando diferentes desplazamientos del sistema de colimación respecto del campo nominal 20 × 20:

1. Se posicionan los discos según la proyección del campo luminoso para el campo nominal 20 × 20

(sin error de desplazamiento del sistema de colimación).

2. Se irradia el campo.
3. Se conforma un nuevo campo para cada uno de los desplazamientos del sistema de colimación (respecto del campo nominal) de: -2, -1, -0.7, -0.5, -0.3, 0, +0.3, +0.5, +0.7, +1 y +2 mm (desviaciones respecto del campo nominal), y que afectan a los cuatro lados del campo.
4. Se irradia el campo sin modificar la posición de los discos (sólo se posicionan inicialmente según el campo nominal).
5. Se conforma el campo a un 30 × 30, con el fin de que la posición del sistema de colimación se aleje del campo 20 × 20.

Se realizan los pasos 3 a 5 un total de 5 veces, con el fin de minimizar los errores de posicionamiento de los colimadores. Se calcula la coincidencia luz-radiación promedio para cada uno de estos desplazamientos. La diferencia entre el valor medido de la coincidencia luz-radiación y su valor esperado proporciona el error del CPP, que da cuenta de la sensibilidad del sistema.

Estudio de la coincidencia luz-radiación con el giro gantry en los aceleradores del centro

Una vez validado positivamente el programa, con el objetivo de poder evaluar posibles cambios en los resultados de la prueba de coincidencia luz-radiación con el giro de gantry, se realizan un total de 20 test CLR para cada uno de los ALEs del centro.

Cada test consiste en la adquisición y análisis con el CPP (empleando el EPID) de 3 imágenes CLR, una para cada ángulo de gantry (0°, 90° y 270°), adquiriéndose un total de 60 imágenes por ALE. Estas imágenes son adquiridas en un período de 20 días, y son analizadas por el programa desarrollado.

Equipamiento

ALES y EPID

Se han empleado tres ALEs. Dos de ellos son Varian CLINAC 2100 (Varian, Inc., Palo Alto, Ca), denominados ALE 1 y ALE 2 en adelante, con MLC Millenium (de 120 láminas), equipados con el sistema de imagen portal, (Electronic Portal Imaging Device, EPID) as500. La matriz del panel es de 40 × 30 cm, con 512 × 384 píxeles, y un tamaño de píxel de 0.784 mm, la distancia foco-detector es variable.

El tercer ALE (denominado ALE 3) es un Elekta Synergy, empleado en la primera parte del trabajo (la validación del CPP).

La energía empleada en los 3 ALEs es de 6 MV. Previa a la realización de las medidas se realiza un control de calidad completo de cada uno de los ALEs, encontrándose estos en tolerancia según el protocolo nacional.¹ Durante este tiempo no se ha producido ninguna intervención del Servicio Técnico, de manera que no han sido afectados los focos de luz o radiación por motivo de una intervención entre las medidas efectuadas.

Disposición experimental

Se emplea la misma disposición experimental que para el proceso de validación. Se realizan adquisiciones para 0°, 90° y 270° de gantry. Una vez el ángulo de gantry se encuentra en la posición deseada y antes de cada nueva adquisición, la plantilla es centrada de nuevo y los discos desplazados.

Adquisición de imágenes

En los ALEs 1 y 2 (Varian) la irradiación de los campos se realiza en modo clínico, lo que facilita la exportación de las imágenes desde la red ARIA (Varian, Inc., Palo Alto, Ca) a una carpeta local. La adquisición se realiza a una distancia foco-detector de 105 cm, que es la mínima distancia del foco a la que se permite situar el panel en el modo clínico. El modo de adquisición empleado por el EPID es "Integrated Image".

En el ALE 3 (Elekta) se realiza la exportación DICOM de las imágenes desde la estación iView. Las imágenes exportadas de los tres ALEs tienen aplicadas las correcciones por ruido electrónico, de píxel y de uniformidad.

Análisis de los datos

Evaluación de la coincidencia luz-radiación

Se realiza el cálculo de la coincidencia luz-radiación para cada uno de los semiejes. Este cálculo se realiza restando el tamaño del campo de radiación del luminoso para cada uno de los cuatro lados de campo, este parámetro se denotará CLRC (Coincidencia luz-radiación clásica, denotado así por la definición habitual de coincidencia^{1,10}).

$$CLRC_k = TCL_k - TCR_k \quad (1)$$

siendo TCL_k y TCR_k los tamaños de campo luminoso y de radiación del lado k .

Evaluación de la coincidencia luz radiación y comparación para diferentes ángulos de gantry

Para evaluar cómo varía CLR al girar el gantry se calculan las diferencias $\Delta CLRC$ (ec. (2)). Debido a que los valores de $CLRC$ están signados, se encuentra que $\Delta CLRC$ no determina correctamente cuándo mejora o empeora la coincidencia.

$$\Delta CLRC_k = CLRC_{kGantry\ Final} - CLRC_{kGantry\ Inicial} \quad (2)$$

Debido a esta limitación de $\Delta CLRC$, se introduce un nuevo parámetro, de carácter geométrico, que determina la coincidencia de las áreas de los campos luminoso y de radiación. Este parámetro ($CLRA$) se define a partir del área luminosa nominal, del área irradiada y del área de coincidencia, y permite comprobar si CLR mejora o empeora con el giro de gantry. $CLRA$ sigue la expresión:

$$CLRA = \frac{AN - ANC}{AN} \cdot 100 \quad (3)$$

siendo AN el Área Nominal (en este caso $20 \times 20 \text{ cm}^2$); ANC el Área de No Coincidencia, es el área radiada o iluminada donde no se solapan dichos campos.

Desarrollando la expresión (3) se puede escribir $CLRA$ en función de las distancias entre los límites del campo luminoso y radiación y el ancho nominal del campo.

Siendo, S el tamaño de campo nominal (en este caso 200 mm); $d_k = CLRC_k/S$, se puede escribir $CLRA$ como (ver apéndice):

$$CLRA = \left\{ 1 - \sum_{k=G,T,L,R} |d_k| - \frac{1}{2} \sum_{k,j \neq k=G,T,L,R} |d_k d_j| \cdot [1 + \text{sign}(d_k) + \text{sign}(d_j) - \text{sign}(d_k \cdot d_j)] \right\} \cdot 100 \quad (4)$$

Dado que los valores de d_k son del orden de una centésima, se pueden despreciar los términos cuadráticos en d_k , obteniendo:

$$CLRA = \left(1 - \sum_{k=G,T,L,R} |d_k| \right) \cdot 100 \quad (5)$$

Que también se puede expresar como:

$$CLRA = \{1 - 0.005 \cdot [|(CLRC_G)| + |(CLRC_T)| + |(CLRC_L)| + |(CLRC_R)|]\} \cdot 100 \quad (6)$$

Es decir, $CLRA$ varía de forma aproximadamente lineal con el promedio de los valores absolutos de la coincidencia en cada uno de los lados. Es importante resaltar que, por tanto, lo que determina que la coincidencia en cierto lado k mejore o empeore es el cambio de su valor absoluto. El valor del parámetro $CLRA$ va desde cero, cuando los campos luminoso y de radiación no se solapan en absoluto, hasta uno, cuando la coincidencia es total y ambos campos solapan perfectamente.

Al girar el gantry, el cambio en la coincidencia luz-radiación quedaría:

$$\Delta CLRA = CLRA_{Gantry\ Final} - CLRA_{Gantry\ Inicial} \quad (7)$$

Desplazamiento de los centros con el giro de gantry

Para cada una de las series de imágenes se evalúa cómo afecta el giro de gantry a la posición de los centros, campo luminoso (CL), campo de radiación (CR) respecto del centro del crosshair (CC). Se emplea el centro CC como referencia por claridad.

Se calculan los desplazamientos relativos entre los siguientes centros al girar el gantry de 0 a 90° y de 0 a 270°: 1) Campo de radiación vs Luminoso. 2) Crosshair vs radiación.

Resultados

Validación del conjunto programa-plantilla a gantry 0°

Resultados de la validación con película radiográfica

Se analizan las diferencias del parámetro de coincidencia CLRC (ec. 1) mediante el CPP y película. En la Fig. 5 se puede observar el valor promedio de la CLRC para cada método y la dispersión de las medidas (expresada como 2 veces la desviación estándar en todo el documento), las discrepancias de CLRC entre ambos métodos son menores de 1 mm, para los dos lados del campo analizados; G y T.

La irradiación de una película radiográfica, procesado y análisis, tiene una duración de una hora aproximadamente. El tiempo para la realización de la prueba (irradiación y análisis) con el EPID y el CPP es de siete minutos.

Resultados de la validación con programa externo

Se ha llevado a cabo el análisis de 5 imágenes CLR, adquiridas con el EPID, con dos programas; con el

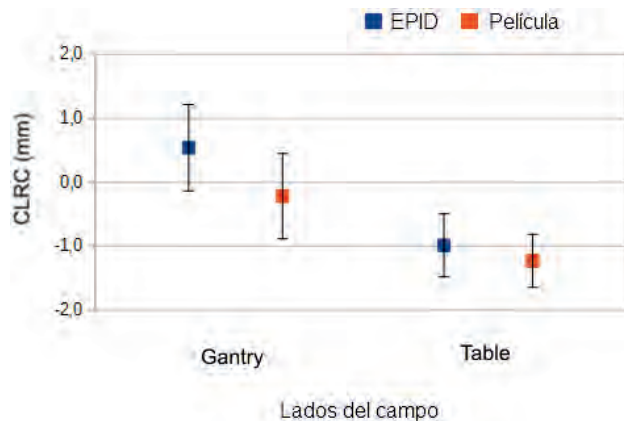


Fig. 5. Coincidencia Luz-radiación (CLRC) evaluada mediante EPID y película para los lados del campo G y T. Se muestra el promedio (de las nueve imágenes, tres de cada operador) y la incertidumbre (2 veces la desviación estándar).

ImageJ y con el programa desarrollado. El cálculo de la posición de los centros de los discos y de los límites de campo luminoso por ambos métodos conduce a discrepancias de menos de 1 píxel. Los tiempos de análisis de la imagen con el CPP e ImageJ son de 2 y 15 minutos, respectivamente.

Resultados de la validación con el desplazamiento del sistema de colimación

En la Fig. 6 se representa el valor medido de la coincidencia luz-radiación cuando se desplaza el sistema de colimación. Se observa que para desplazamientos de 0.3 mm, la magnitud de las incertidumbres es mayor que la de las medidas. También se observa que la cuarta parte de los desplazamientos menores de 1 mm presentan una discrepancia con los valores nominales mayor que la incertidumbre de medida. Sin embargo, para desplazamientos mayores o iguales a 1 mm el valor absoluto de la diferencia entre la CLRC medida y la nominal es siempre menor que 0.3 mm, siendo el promedio de esta diferencia -0.08 ± 0.3 mm (el signo negativo indica que el campo de radiación es mayor al campo luminoso).

Resultados de la coincidencia luz-radiación con el giro gantry en los aceleradores del centro

Coincidencia Luz-Radiación (CLRC y CLRA)

CLRC a gantry 0°

Tras la adquisición de las imágenes en los tres ALEs (20 series de medidas por ALE), se calcula en primer lugar el parámetro de coincidencia luz-radiación

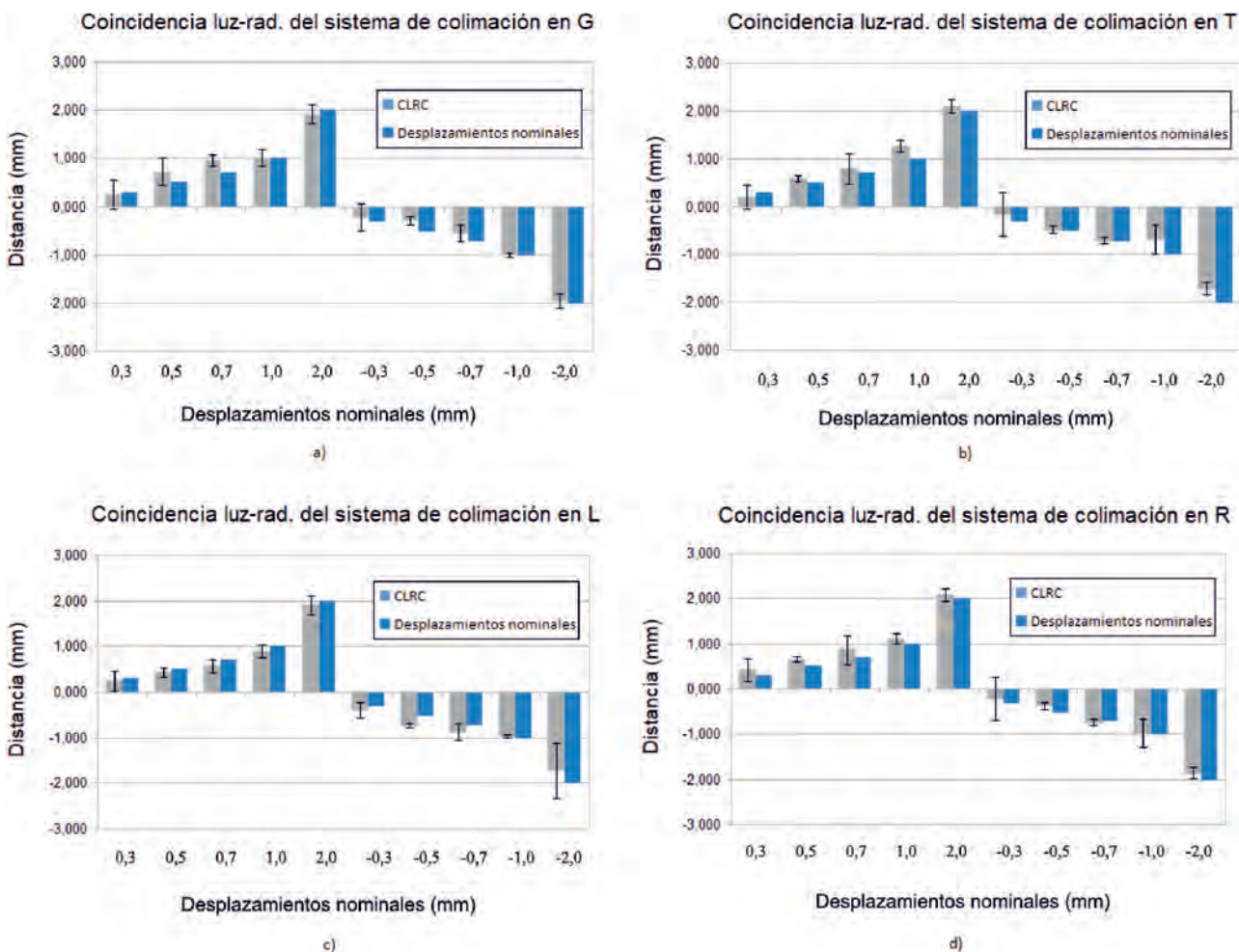


Fig. 6. Coincidencia luz-radiación (CLRC) del conjunto CPP realizando un desplazamiento del sistema de colimación (–2, –1, –0.7, –0.5, –0.3, +0.3, +0.5, +0.7, +1 y +2 mm) en cada uno de los cuatro lados (G, T, L y R). Las barras de error representan 2 veces la desviación estándar.

(CLRC) (ver Tabla 1). Se observa que los valores de CLRC y sus incertidumbres a gantry 0° son menores

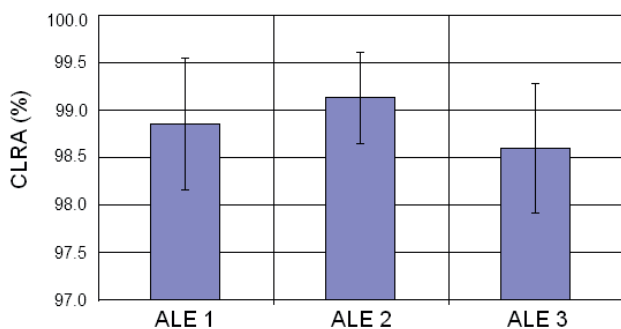


Fig. 7. Coincidencia luz-radiación mediante evaluación de áreas, CLRA (medida en %) a gantry 0° para los tres aceleradores.

de 1.2 mm, por tanto por debajo de la tolerancia más ampliamente establecida para la prueba, de 2 mm.^{1,2}

Para evaluar la coincidencia para gantry 0° y los cuatro lados (G, T, L y R), se analizan también los valores absolutos de CLRC, ya que al no cancelarse los valores debido a los signos, se puede comparar con un único parámetro la coincidencia luminoso-radiación en los 3 ALEs. Concretamente, los valores $\langle |CLRC| \rangle$ son: 0.6 ± 0.8 mm, 0.2 ± 0.9 mm y 0.7 ± 0.9 mm, para los ALE 1, 2 y 3, respectivamente. Las incertidumbres son mayores que los valores medios, lo que indica que la discrepancia de CLRC a gantry 0° no es significativa en ninguno de los tres ALEs.)

CLRA a gantry 0° y su comparación con CLRC

El parámetro Coincidencia luz-radiación mediante evaluación de áreas (CLRA, ecuación 6), se ha definido buscando una herramienta que permita comparar

la variación de coincidencia entre dos configuraciones distintas del acelerador (como es el ángulo de gantry), sin embargo, también es posible estudiar sus valores medios a un gantry fijo. Dado que es aproximadamente lineal con el promedio de los valores absolutos de $CLRC$ en los lados G , T , R y L ($\langle |CLRC| \rangle$), a partir de la ecuación (6) se puede obtener:

$$CLRA = \left\{ 1 - \left[\langle |CLRC| \rangle \cdot \frac{4}{200} \right] \right\} \cdot 100 \quad (8)$$

Empleando la expresión (8), los valores promedio de $CLRA$ a gantry 0° son: $98.9 \pm 0.7 \%$, $99.1 \pm 0.5 \%$ y $98.6 \pm 0.7 \%$, para los ALE 1, 2 y 3, respectivamente (ver Fig. 7 y Tabla 1).

Resultados de la variación de $CLRC$ y $CLRA$ con el gantry

En la Tabla 1 se muestran los valores de $CLRC$ y $CLRA$ para los tres ángulos de gantry. En la Tabla 2 se

detallan los cambios de estos parámetros con el giro del gantry (de 0° a 90° y de 0° a 270°); la variación de $CLRC$, calculada como la variación de su valor absoluto al girar el gantry ($\langle \Delta |CLRC_{G_{fin-G_{ini}}} \rangle$), y $\Delta CLRA$ (ecuación 7).

Teniendo en cuenta los valores medios e incertidumbres, se puede afirmar que no existen discrepancias significativas entre el campo luminoso y el de radiación al girar el gantry en ninguno de los dos parámetros ($\langle \Delta |CLRC_{G_{fin-G_{ini}}} \rangle$ y $\Delta CLRA$).

Resultados del desplazamiento de los centros con el giro de gantry

Se analizan las posiciones promediadas de los centros luminoso (CL) y de radiación (CR) respecto al centro del crosshair (CC) en ambas direcciones del EPID, y en todos los casos (en las tres angulaciones de gantry y para los tres ALEs). En las Fig. 8 se representan las posiciones de estos centros. Se observa que el giro de gantry produce una variación de las posiciones de CR

Tabla 1. Coincidencia luz-radiación para los tres ángulos de gantry y el promedio de ellos, en los tres ALEs. Se detallan los resultados de la fórmula clásica de coincidencia ($CLRC$), los promedios de sus valores absolutos ($\langle |CLRC| \rangle$), promediando para los cuatro lados del campo) y los valores medios de la coincidencia $CLRA$. Las incertidumbres están expresadas como el doble de la desviación estándar.

	Parámetro	Lado	Gantry 0°	Gantry 90°	Gantry 270°	Prom. Gantrys
ALE 1	$CLRC$ (mm)	G	0.8 ± 1.0	0.0 ± 0.9	0.0 ± 1.4	$0.3 \pm$
		T	-0.6 ± 0.7	0.0 ± 0.9	0.0 ± 0.6	$-0.2 \pm$
		L	-0.6 ± 0.8	-0.4 ± 0.8	-0.4 ± 0.8	$-0.5 \pm$
		R	0.3 ± 0.8	1.2 ± 0.8	1.2 ± 0.9	$0.9 \pm$
	$\langle CLRC \rangle$ (mm)	Prom. 4 lados	0.6 ± 0.8	0.4 ± 0.8	0.4 ± 1.0	0.5 ± 0.9
$CLRA$ (%)	N/A	98.9 ± 0.7	98.6 ± 0.6	98.7 ± 0.8	98.7 ± 0.7	
ALE 2	$CLRC$ (mm)	G	0.1 ± 1.1	0.0 ± 1.1	0.0 ± 1.2	0.0 ± 1.1
		T	0.6 ± 0.5	0.0 ± 0.6	0.0 ± 0.5	0.2 ± 0.6
		L	-0.1 ± 1.0	-0.4 ± 1.0	-0.4 ± 0.9	-0.3 ± 1.0
		R	-0.2 ± 0.8	1.2 ± 0.4	1.2 ± 0.4	0.8 ± 0.6
	$\langle CLRC \rangle$ (mm)	Prom. 4 lados	0.2 ± 0.9	0.4 ± 0.8	0.4 ± 0.8	0.3 ± 0.8
$CLRA$ (%)	N/A	99.1 ± 0.5	98.9 ± 0.6	98.8 ± 0.7	99.0 ± 0.6	
ALE 3	$CLRC$ (mm)	G	0.5 ± 0.9	0.0 ± 1.0	0.0 ± 1.1	0.2 ± 1.0
		T	-0.7 ± 0.6	0.0 ± 1.0	0.0 ± 0.5	-0.2 ± 0.7
		L	0.7 ± 0.8	-0.4 ± 0.7	-0.4 ± 0.7	-0.1 ± 0.7
		R	-1.0 ± 1.2	1.2 ± 1.5	1.2 ± 1.5	0.5 ± 1.4
	$\langle CLRC \rangle$ (mm)	Prom. 4 lados	0.7 ± 0.9	0.4 ± 1.1	0.4 ± 1.0	0.2 ± 1.0
$CLRA$ (%)	N/A	98.6 ± 0.7	98.2 ± 0.9	98.7 ± 0.8	98.5 ± 0.8	

Tabla 2. Variación de la coincidencia luz-radiación al girar el gantry de 0° a 90° y de 0° a 270° en los tres ALEs. Se detalla la variación de los valores absolutos medios de la fórmula clásica de coincidencia (*CLRC*) y la de los valores medios de la variación de la coincidencia *CLRA*. Las incertidumbres están expresadas como el doble de la desviación estándar.

	Parám. Coinc.	Lado	Gantry (90-0)	Gantry (270-0)
ALE 1	$\Delta CLRC $ (mm)	G	0.5 ± 0.7	0.5 ± 0.6
		T	0.1 ± 0.7	0.3 ± 0.7
		L	0.3 ± 0.7	0.2 ± 1.0
		R	0.2 ± 0.9	0.3 ± 0.9
	$\Delta CLRA$ (%)	N/A	-0.3 ± 0.7	-0.2 ± 0.9
ALE 2	$\Delta CLRC $ (mm)	G	0.5 ± 0.7	0.4 ± 0.7
		T	0.1 ± 0.8	0.3 ± 0.7
		L	0.5 ± 0.7	0.5 ± 0.6
		R	0.3 ± 1.0	0.4 ± 0.9
	$\Delta CLRA$ (%)	N/A	-0.2 ± 1.0	-0.3 ± 1.0
ALE 3	$\Delta CLRC $ (mm)	G	0.5 ± 0.6	0.1 ± 0.7
		T	0.2 ± 0.7	0.6 ± 0.6
		L	0.5 ± 0.8	0.3 ± 0.8
		R	0.0 ± 0.8	0.3 ± 0.8
	<i>CLRA</i> (%)	N/A	-0.4 ± 0.8	0.1 ± 0.6

y CL de menos de 1 mm en ambas direcciones (con incertidumbres menores de 0.8 mm).

Discusión

Validación del conjunto programa-plantilla a gantry 0°

Los resultados obtenidos en la validación del conjunto programa-plantilla mediante la película radiográfica, proporcionan discrepancias en la coincidencia menores de 1 mm, esto indica que ambos sistemas son muy similares. La validación con película se ha realizado para los lados G y T, porque éstos están colimados mediante mandíbulas (en lugar de MLC), y su proyección luminosa es más nítida y menos fluctuante (sigue una línea recta más claramente).

La validación del algoritmo realizando los desplazamientos del sistema de colimación, muestra que el sistema propuesto es fiable para desplazamientos iguales o mayores de 1 mm. Los errores para desplazamientos menores de 1 mm podrían ser compatibles con la propia incertidumbre del posicionamiento del sistema de colimación del ALE, pero en cualquier caso, no se puede asegurar la validez del CPP para estos desplazamientos.

El proceso de adquisición, exportación y análisis de las imágenes con el CPP es rápido (del orden de 7 min). El proceso de análisis con el ImageJ ronda los 15 minutos, por lo que el empleo del CPP en el análisis implica una clara ventaja en tiempo.

Coincidencia luz-radiación con el giro gantry en los aceleradores del centro

Evaluación de la coincidencia (CLRC y CLRA)

Estudiando $\langle \Delta|CLRC_{G\text{ fin-G ini}}| \rangle$, se puede evaluar un cambio en la coincidencia en un lado del campo como consecuencia a un cambio en los parámetros del ALE (como es el ángulo de gantry), sin embargo, no es posible determinar si empeora o mejora al carecer de signo los datos de los que se nutre. Para evaluar la variación de la coincidencia en los cuatro lados se recurre a la expresión *CLRA* (ecuación 7), teniendo la ventaja de agrupar los promedios de las desviaciones de los cuatro lados del campo bajo una única variable.

Dado que se han empleado campos de 20 × 20 cm, una diferencia entre límites de campo de 2 mm implica un error relativo de un 1 %. Viendo los datos de *CLRA* y $\Delta CLRA$ en las tablas 1 y 2 (respectivamente), se puede decir que la coincidencia empeora cuando gira el gan-

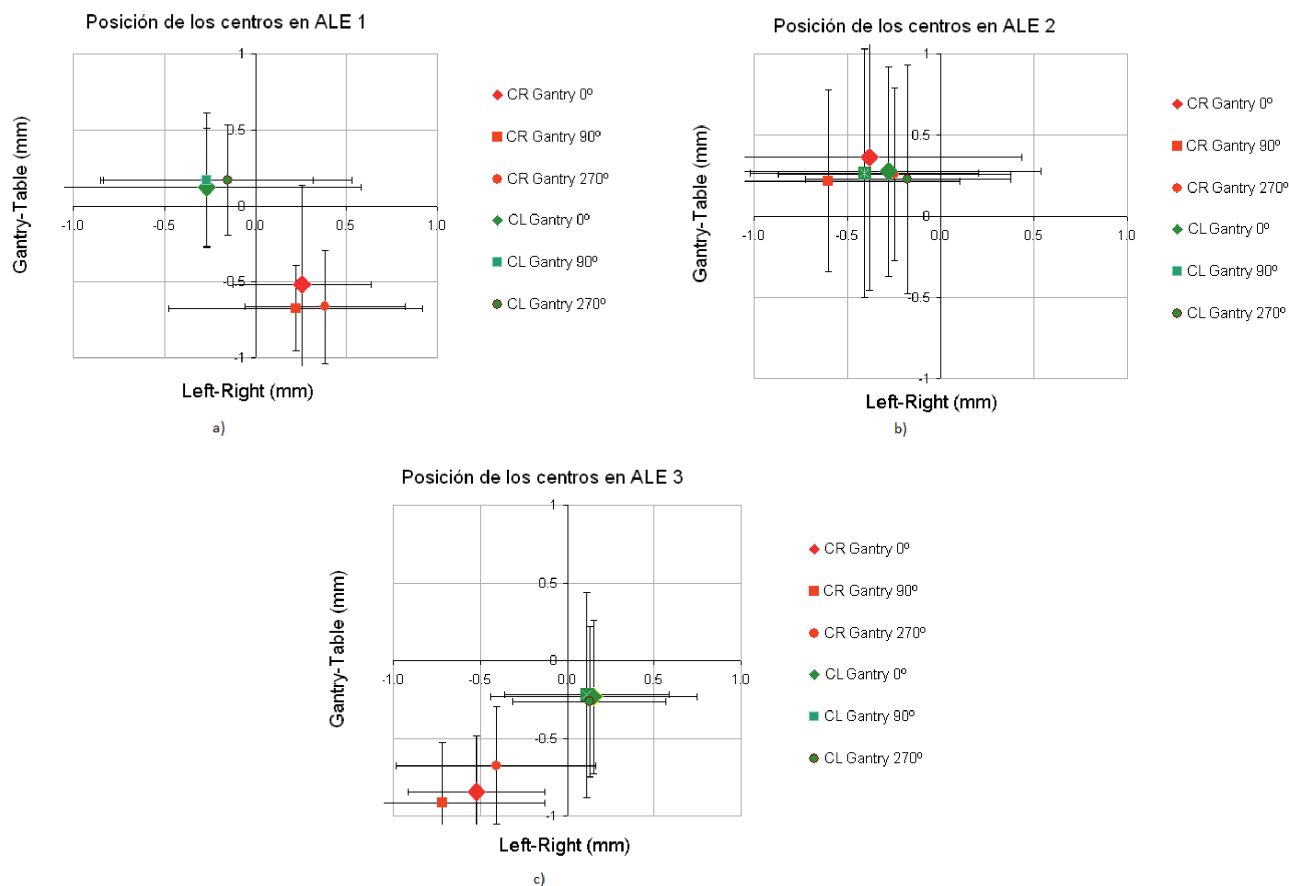


Fig. 8. Posiciones relativas de los centros luminoso (CL) y de radiación (CR) respecto al centro del crosshair para los ángulos de gantry 0°, 90° y 270° en cada uno de los ALEs. Se indican las barras de error (2 veces la desviación estándar).

try desde 0° a 90° y a 270° en 5 de los 6 casos ($CLRA$ tiene un valor menor a 90° y 270° que a 0°).

Ninguno de los cambios de $CLRA$ son significativos (Tabla 2), lo que indica que el giro de gantry no afecta de modo apreciable a la coincidencia de los campos luminoso y de radiación. Se puede decir lo mismo a cerca de los cambios del parámetro $CLRC$ y su significación estadística (Tabla 2).

Es importante hacer notar que la tolerancia de los aceleradores está definida para el parámetro de coincidencia $CLRC$ y que no hay definido un estándar de tolerancia para el parámetro $CLRA$. No existe una correlación directa entre $CLRC$ y $CLRA$. Se puede garantizar que la prueba de CLR está dentro de tolerancia en los cuatro lados G , T , R y L , cuando $CLRA > 99\%$. Igualmente, cuando $CLRA < 96\%$, se puede asegurar que, al menos en una dirección, CLR está fuera de tolerancia, ya que se estarían superando necesariamente los 2 mm de diferencia entre los límites de los campos. El carecer $CLRA$ de la información del lado de la coincidencia presenta el punto débil de que uno de los lados podría estar fuera de tolerancia (determinada por $CLRC$) y no ser detectado por $CLRA$. El parámetro

$CLRA$ se introduce por la conveniencia de comparar la coincidencia total, en los cuatro lados del campo, de dos irradiaciones diferentes. La utilidad de $CLRA$ radica en su empleo como indicador global de los cambios en la coincidencia luz-radiación con el giro de gantry en un LINAC a lo largo del tiempo.

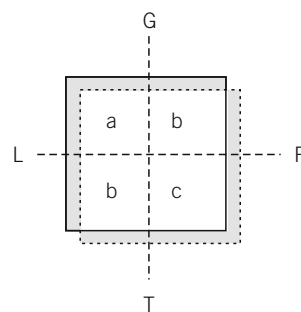


Fig. 9. Superposición del campo luminoso (línea continua) y el campo de radiación (línea punteada) empleada en la definición del parámetro $CLRA$. Aparecen delimitadas tres tipos zonas: a, b y c según cómo sea la superposición de los campos.

Validación del conjunto programa-plantilla para diferentes ángulos de gantry

Las incertidumbres en la colocación de la plantilla a gantry 90 y 270° hacen necesaria una validación del conjunto programa-plantilla en estas condiciones. Cualquiera de las veinte series de medidas para los tres ángulos de gantry, *CLRC* y *CLRA* tienen, con respecto al valor medio, una desviación menor de 2 mm y un 1%, respectivamente, además proporcionan unos resultados del parámetro *CLRC* siempre dentro de tolerancia. Este resultado hace válido el conjunto CPP desarrollado para una evaluación de la prueba de CLR para los tres ángulos de gantry con una sola serie de medidas. En la institución a la que pertenecen los autores, la prueba de CLR para estos tres ángulos de gantry, se realiza con una periodicidad semestral (siguiendo el protocolo nacional 1) y cuando se realiza una intervención técnica.

Posición de centros de los campos

Los desplazamientos del centro luminoso (CL) y de radiación (CR) al girar el gantry, son siempre menores a 1 mm para todos los ALEs (en ambas direcciones; GT y LR). Sus incertidumbres estadísticas son mayores que los desplazamientos, con lo que la diferencia de posición entre CL y CR no cambia significativamente al girar el gantry.

Si se habla de las distancias de CL y CR respecto del CC, se obtiene que la distancia promedio CR-CC es mayor que la distancia CL-CC (ver Fig. 8). Esto ocurre así en los tres aceleradores, pero no es un resultado estadísticamente significativo.

Conjunto programa-plantilla y metodología

En diversas publicaciones⁷⁻⁹ se realiza la prueba de CLR desplazando el sistema de colimación para ajustar el campo luminoso a los marcadores radiopacos de una plantilla. Para la institución donde se realiza el presente trabajo, el empleo de una plantilla que conste de marcadores radiopacos fijos tiene dos inconvenientes principalmente: 1) Para el ALE 3 (Elekta con cabezal Agility) no es una metodología fácilmente implantable (ya que no es posible el ajuste manual del tamaño de campo). 2) Para los ALE 1 y 2 (Varian CLINAC 2100) integrados en la red ARIA, el empleo del modo de adquisición "Service" (el cual permite el ajuste manual del tamaño de los campos), en lugar del "Clínico", no registra automáticamente las imágenes del EPID en la red, teniendo éstas más difícil su accesibilidad e identificación.

Conclusiones

Los resultados obtenidos de la validación del conjunto plantilla-programa elaborados (comparativa con la película radiográfica, con el programa ImageJ, y con los desplazamientos del sistema de colimación), apuntan a que el CPP desarrollado es una herramienta válida en la comprobación de la coincidencia del campo luminoso con el de radiación.

La manufacturación y manejo de la plantilla empleada es sencilla. Por otro lado, el CPP permite que el tiempo empleado total para la realización de la prueba sea razonable (7 min. para gantry 0°). Otra ventaja del CPP es la rápida portabilidad de las imágenes, gracias a emplearse el modo clínico de adquisición y por consiguiente la red.

Se ha definido un parámetro CLRA, que permite la evaluación de una manera sencilla y cuantitativa de la evolución global del parámetro de la coincidencia con el cambio de gantry. No permite asegurar, sin embargo, que la prueba de coincidencia esté en tolerancia.

Los resultados del estudio en los tres ALEs permiten concluir que una sola serie de medidas (para los ángulos de gantry 0°, 90° y 270°) es suficiente para realizar una evaluación de la coincidencia luz-radiación con una incertidumbre menor de 1 mm. Es decir, considerando una tolerancia de 2 mm,^{1,2} el conjunto programa-plantilla desarrollado permite la evaluación de la prueba de coincidencia luz-radiación para diferentes ángulos de gantry con una incertidumbre asumible.

El estudio de la prueba de CLR para los tres ALEs (Varian CLINAC 2100 y Elekta Synergy) indica que la coincidencia luz-radiación tiene unos valores dentro de tolerancia para los tres ángulos de gantry analizados. Tampoco se producen cambios significativos al girar el mismo.

Apéndice

En este apéndice se detalla la deducción de la ec. 4. Partiendo de dos rectángulos de dimensiones conocidas, la diferencia de áreas entre ambos siempre puede expresarse como una unión de rectángulos. Esto significa que el Área de No Coincidencia (ANC) entre el campo luminoso (CAL) y de radiación (CAR) puede escribirse como una suma de términos cuadráticos en las dimensiones de CAL y CAR.

Al superponer el CAL y el CAR se obtiene una figura semejante a la Fig. 9.

Donde la línea continua representa el CAL y la línea punteada el CAR. Si se divide el plano con dos ejes que pasen por el centro del CAL, se puede separar el cálculo del ANC en cuatro partes. Cada una de estas zonas puede ser de tres tipos: de tipo "a", con el CAL exterior al CAR; de tipo "c", donde ocurre justo al contrario; y

de tipo “b”, donde el CAL excede al CAR en un lateral y el CAR excede al CAL en otro.

Si el CAL es un cuadrado de lado S y las diferencias entre las posiciones de los límites de los campos son $CLRC_k = S \cdot d_k$ (para $k = G, T, L, R$) entonces, para el tipo “a” el ANC es:

$$ANC_a = S^2 \cdot [1/2 \cdot |d_L| + 1/2 \cdot |d_G| - |d_L \cdot d_G|]$$

donde $d_L > 0$ y $d_G > 0$.

Para el tipo “c” el ANC será:

$$ANC_c = S^2 \cdot [1/2 \cdot |d_R| + 1/2 \cdot |d_T| + |d_R \cdot d_T|]$$

donde $d_L < 0$ y $d_G < 0$.

Y para el tipo “b” el ANC será, para la esquina GR:

$$ANC_b = S^2 \cdot [1/2 \cdot |d_R| + 1/2 \cdot |d_G| - |d_R \cdot d_G|]$$

donde $d_L > 0$ y $d_G < 0$.

Mientras que el tipo “b” para la esquina LT:

$$ANC_b = S^2 \cdot [1/2 \cdot |d_L| + 1/2 \cdot |d_T| - |d_L \cdot d_T|]$$

donde $d_L < 0$ y $d_G > 0$.

Se observa que en cada cuadrícula el ANC tiene una parte lineal con d_k que, cuando se sumen las cuatro contribuciones dará este término:

$$ANC_{lineal} = S^2 \cdot \{|d_r| + |d_L| + |d_G| + |d_T|\}$$

No importa cuáles sean los signos de las d_k (ni por tanto qué tipos de esquinas “a”, “b” o “c” presente la superposición de los campos CAL y CAR) esta parte de ANC tiene siempre la misma forma analítica.

Sin embargo, cada esquina aporta un término cuadrático con forma $\pm |d_n \cdot d_m|$ cuyo signo depende de su tipo concreto. Para obtener una expresión analítica general se debe reescribir este término de tal modo que dicho signo quede determinado por los valores de d_n y d_m . Una forma de hacerlo es buscar los parámetros α , β y η tales que:

$$ANC_{a, cuad} = -S^2 \cdot |d_L \cdot d_G| = S^2 \cdot |d_L \cdot d_G| \cdot \{\alpha + \beta \cdot \{sign(d_L) + sign(d_G)\} + \eta \cdot sign(d_L \cdot d_G)\}$$

$$ANC_{c, cuad} = S^2 \cdot |d_R \cdot d_T| = S^2 \cdot |d_L \cdot d_G| \cdot \{\alpha + \beta \cdot \{sign(d_R) + sign(d_T)\} + \eta \cdot sign(d_R \cdot d_T)\}$$

$$ANC_{b, cuad} = -S^2 \cdot |d_L \cdot d_T| = S^2 \cdot |d_L \cdot d_G| \cdot \{\alpha + \beta \cdot \{sign(d_L) + sign(d_T)\} + \eta \cdot sign(d_L \cdot d_T)\}$$

Resolviendo el sistema de ecuaciones para las tres posibles combinaciones de signos de las parejas d_n y d_m se obtiene $\alpha = -1/2$, $\beta = 1/2$ y $\eta = 1/2$.

Esto permite escribir, de forma compacta, para cualquier par de campos:

$$ANC = S^2 \cdot \left\{ \sum_{k=G, T, L, R} |d_k| - \frac{1}{2} \sum_{k, j < k = G, T, L, R} |d_k - d_j| \cdot [1 - sign(d_k) - sign(d_j) - sign(d_k - d_j)] \right\}$$

De donde se deduce automáticamente la expresión que hemos usado para la coincidencia de áreas:

$$CLRA = \left\{ 1 - \sum_{k=G, T, L, R} |d_k| + \frac{1}{2} \sum_{k, j \neq k = G, T, L, R} |d_k \cdot d_j| \cdot [1 - sign(d_k) - sign(d_j) - sign(d_k - d_j)] \right\} \cdot 100$$

Bibliografía

1. Pinza Molina C, Lliso Valverde F. Control de Calidad En Aceleradores de Electrones Para Uso Médico. Madrid: SEFM; 2009.
2. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys 2009;36(9):4197-212. doi:10.1118/1.3190392
3. Meijer G, van Kleffens H, Mijnheer B. Quality Control of Medical Linear Accelerators: NCS; 1996.
4. W.P.M. Mayles RL. Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy. York: IPEM; 1999. doi:10.1088/0031-9155/45/3/501
5. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics. Quality Control of Medical Electron Accelerators. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics; 2014.
6. Ho A, Thomadsen B, Paliwal B. On visual interpretation of light localization/radiation field coincidence films. Med Phys 1995;22(2):237-8. doi:10.1118/1.597601
7. Polak W, O'Doherty J, Jones M, et al. Automated x-ray / light field congruence using the LINAC EPID panel. Med Phys 2013;031718(3):031718. doi:10.1118/1.4793263
8. Dunscombe P, Humphreys S, Leszczynski K. A test tool for the visual verification of light and radiation fields using film or an electronic portal imaging device. Med Phys 1999;26(2):239-43. doi:10.1118/1.598522
9. Prisciandaro JI, Herman MG, Kruse JJ. Utilizing an electronic portal imaging device to monitor light and radiation field congruence. J Appl Clin Med Phys 2003;4(4):315-20. doi:10.1120/1.1621374
10. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys 2009;36(9):4197-212. doi:10.1118/1.3190392

VersaHD.

Powered by high definition dynamic radiosurgery.

Versa HD™ with Monaco® gives you the clinical flexibility of high definition dynamic radiosurgery (HDRS) and conventional RT in a single platform. HDRS means you can deliver stereotactic treatments within standard RT time slots, regardless of anatomy or complexity. And, with advanced image guidance tools and up to 5x less transmission to non-targeted regions, you have assurance of end-to-end precision.

Discover how Versa HD can help you meet operational efficiencies while achieving better outcomes for patients.

elekta.com/VersaHD



Focus where it matters.

4513 371 1539 03.17

 Elekta