



### Procedimiento para el uso de la radiografía computarizada en el control dosimétrico de calidad de las unidades de cobaltoterapia

Karel L. Faedo Nieto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>karel.faedo@gmail.com,

#### RESUMEN

El objetivo de este trabajo es describir un procedimiento para el uso de la radiografía computarizada (CR, siglas en inglés) en la caracterización dosimétrica del haz de radiación de los equipos de Cobaltoterapia. Con el propósito de su diseño se estudiaron la uniformidad de la respuesta y el nivel de exposición útil en la CR. Se seleccionó además el filtro de la imagen adecuado, realizando posteriormente el cálculo del modelo matemático por el método de polinomios para la conversión de los valores de píxeles en valores de dosis relativa. Los métodos matemáticos necesarios se implementaron en Matlab en forma de una aplicación que sirve como asistente para el procesamiento de las imágenes de CR en tales fines. Se ejecutó un estudio de precisión de la CR en el cálculo de los parámetros de control de la calidad del haz de radiación por la norma ISO 5725 y se determinaron las diferencias entre los perfiles obtenidos por un arreglo de detectores y aquellos obtenidos de la aplicación del procedimiento propuesto en la utilización de las imágenes de CR en un control dosimétrico. Como resultado se obtuvo una discrepancia menor al 1 %, localizada puntualmente en los valores centrales del perfil, con un máximo de 2 % para los valores menores al 20 % del valor máximo de dosis. La aplicación del procedimiento diseñado permite la utilización de la radiografía computarizada en los controles de la calidad de los equipos de teleterapia de Cobalto 60.

**PALABRAS CLAVES:** RADIOGRAFIA COMPUTARIZADA, CONTROL DE LA CALIDAD, DOSIMETRÍA.

## 1. INTRODUCCIÓN

La caracterización dosimétrica del haz de radiación en los equipos de teleterapia de Cobalto 60 se encuentra dentro de las acciones que se ejecutan dentro de los controles de la calidad que se le realizan a estas unidades. Estos controles son de gran importancia puesto que a partir de los mismos se obtiene información del estado del equipo que entrega las dosis de radiaciones prescritas.

Una de las tendencias, dentro del control de calidad en radioterapia, es la realización de la caracterización dosimétrica del haz de radiaciones de los equipos de teleterapia a partir del análisis de imágenes digitales generadas por la irradiación del haz a un detector de imagen bajo condiciones predefinidas [1][21]. La rapidez de la realización de los controles de calidad y la gran resolución espacial que se obtiene, son dos de las ventajas que muestra este método sobre los tradicionales.

Entre los sistemas de imágenes digitales presentes en los hospitales con servicio de radioterapia se encuentra la radiografía computarizada (CR por sus siglas en inglés), sin embargo, para la utilización de este sistema de imágenes médicas en los controles de calidad de los equipos de teleterapia de Cobalto 60, es necesario establecer una serie organizada de procesos que aseguren su buen uso con dicho fin [1][2]. Estos procesos van desde la obtención de la imagen hasta el procesamiento de la misma para la extracción de los perfiles de dosis normalizada que permitan realizar los cálculos de los diferentes parámetros del control dosimétrico de la calidad.

El presente trabajo tiene como objetivo la descripción de un procedimiento para el uso de la radiografía computarizada (CR) en la realización de los controles dosimétricos de la calidad de los equipos de Cobalto 60. La propuesta se basa en los resultados experimentales ejecutados sobre un equipo de CR de la firma Fujifilm a controles realizados a unidades de teleterapia de Cobalto 60.



## 2. MATERIALES Y METODOS

El equipo sobre el que se realizó el estudio es una CR de la firma Fujifilm, modelo FCR Capsula X, CR IR 357 V. Las placas de imagen (IP por su siglas en inglés) utilizadas para las pruebas fueron de tipo ST-VI de 35.4 x 43 cm (14 x 17 pulgadas) del mismo fabricante de la CR.

El chasis utilizado fue del tipo PC de Fujifilm, diseñado para la obtención de imágenes portales en radioterapia [13]. Debido a las altas tasas de dosis que se aplican en radioterapia y a la sobre respuesta que presenta el material de la IP a las bajas dosis [1][7], este tipo de chasis incorpora una lámina de 0.5 mm de plomo en su parte frontal (lado de la exposición) y un mecanismo (plato de compresión) en la parte posterior que pone en contacto la IP sobre la parte frontal del chasis en su interior en el momento de la exposición con el objetivo de asegurar una máxima resolución y contraste [13].

Para la exposición de las IP se utilizaron las unidades de Cobalto 60 Theratron Phoenix de la firma Theratronics y Therabalt modelo ACS tipo 80 de la firma UJP, ambas unidades de diferentes tecnologías, años de fabricación y con fuentes radioactivas con diferentes niveles de actividad. El equipo Phoenix usa un mecanismo neumático de aire comprimido para el movimiento de la fuente y los colimadores son manejados por un sistema mecánico de forma manual. El Therabalt en cambio usa un sistema de resorte para el movimiento de la fuente y los colimadores son controlados por software. Ambas unidades son isocéntricas con una distancia fuente al isocentro de 80 cm.

Todas las imágenes obtenidas de las irradiaciones de las IP fueron exportadas a Matlab para su procesamiento y evaluación. Una aplicación fue diseñada en este asistente matemático para la realización de estas tareas.

### 2.1. Prueba de uniformidad

Un estudio de la uniformidad de la respuesta del sistema IP-chasis-lector fue realizado, en este sentido se diseñó un experimento que consistió en irradiar una IP con un campo de radiación homogéneo en un equipo de rayos X, en sesiones distintas y a tres niveles de exposición diferentes. Para la irradiación se configuró un tamaño de campo mayor a las dimensiones de la IP en 2 cm. La IP se posicionó a 180 cm de distancia fuente imagen. Para cada una de las exposiciones se obtuvo una imagen y se realizó el borrado de la IP.

Luego de cada exposición se introdujo un tiempo de espera de 10 minutos antes de realizar la lectura de la IP. En todos los casos el menú utilizado en el lector de la CR fue QC/TEST AVE 4.0 con EDR semiautomático. El chasis utilizado en el examen fue del tipo PC de Fujifilm. Las imágenes fueron filtradas con un filtro pasabajo de Gauss con frecuencia de corte de 20. Los perfiles de los ejes fundamentales de cada una de las imágenes fueron extraídos y normalizados con respecto a su media para su evaluación.

### 2.2. Prueba para el nivel de dosis

Debido al principio de funcionamiento de los equipos de teleterapia de Cobalto 60, una exposición muy baja, que se obtiene con tiempos de exposición de la fuente radioactiva muy cortos, generaría una imagen influenciada por el movimiento de la fuente de la posición de blindaje a la posición de exposición y de esta a la posición de blindaje. Por otro lado, debido a las características de la radiografía computarizada, una exposición alta saturaría la imagen, impidiendo realizar las mediciones correspondientes de los parámetros del control de la calidad.

Para la utilización de las imágenes de CR en los controles de calidad del haz de radiación de un equipo de teleterapia de Cobalto 60, la IP deberá ser expuesta a un nivel de exposición apropiado, que no provoque ninguno de los dos fenómenos anteriormente descritos.



Para la determinación del nivel de exposición máximo que saturaba la IP contenida en un chasis tipo PC, se realizó un experimento que consistió en la exposición de una misma IP a diferentes niveles de dosis con un campo de 10 x 10 cm en un mismo equipo de Cobalto 60. Por cada nivel de exposición seleccionado se realizó la lectura de la IP y el borrado de la misma. El procesamiento de la IP en el lector de placas de la CR se realizó introduciendo un tiempo de demora de 10 minutos luego de la exposición. Para el procesamiento en el lector se utilizó el menú QC/TEST AVE 4.0 con modo EDR FIX = 5.

Los perfiles en los ejes centrales de las imágenes resultantes de cada prueba anteriormente descrita fueron evaluados. El tiempo de exposición se aumentó en pasos de 0.01 minutos para cada una de las imágenes obtenidas hasta apreciar un perfil saturado.

El mismo experimento fue realizado para cada una de las dos unidades de Cobalto 60 en estudio.

### 2.3. Selección del filtro de la imagen

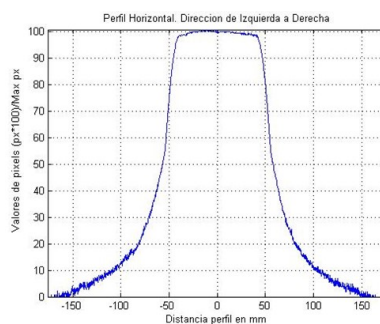


Figura 1: Perfil de píxeles normalizados, obtenido de una IP radiada por una unidad de Cobalto 60 con un campo de 10 x 10 cm.

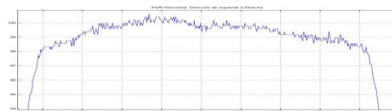


Figura 2: Detalle del perfil de la figura 1.

Para la selección del filtro se tuvieron en cuenta los requisitos siguientes:

- 1.-El filtro no deberá introducir variaciones de fase en la señal del perfil.
- 2.-El filtro no debe consumir mucho tiempo de ejecución.
- 3.- Al aplicarse el filtro sobre la señal deberá haberla transformado en una señal suave, sin saltos bruscos de sus valores en correspondencia a la variación de estos con respecto a la distancia, que permitan calcular con precisión los parámetros del control de calidad.

En la selección del filtro se diseñaron filtros de imágenes pasabajos siguiendo las metodologías más conocidas. El filtro de medianas, el filtro de Butterworth, el filtro de Gauss y el filtro de promedios fueron evaluados en el cumplimiento de cada uno de los requerimientos [8][9]. La selección de los parámetros de control de cada uno de los filtros se realizó comparando los perfiles de las imágenes filtradas con los perfiles de la imagen original. En las pruebas realizadas para el filtrado de la imagen de CR se diseñó un filtro de medianas con un tamaño de ventana de 11 x 11, un filtro de promedio con un tamaño de ventana de 11 x 11, un filtro de Butterworth de orden 1 y frecuencia de corte 120, y un filtro de Gauss con frecuencia de corte igual a 7.



Para la evaluación del cumplimiento de los requerimientos 1 y 3 del filtro de imagen, se extrajeron, de una misma imagen filtrada por cada uno de los filtros diseñados, el perfil sobre cada uno de los ejes geométricos de la imagen.

Para la evaluación del cumplimiento del requisito 2 se realizó la medición del tiempo de demora, que se tomaba cada uno de los filtros en la etapa de filtrado de una imagen. En la prueba se realizaron 10 mediciones del tiempo de demora en la aplicación de cada uno de los filtros y se determinó el promedio del tiempo para cada uno.

## 2.4. Cálculo del Modelo

Cada uno de los píxeles de la imagen de CR contiene información relevante para los controles de la calidad. La posición en la imagen y sus dimensiones facilitan su ubicación en la IP, mientras el valor de cada uno contiene información de la dosis recibida en la exposición de la placa de imagen (IP). Sin embargo, el muestreo de la imagen en un perfil revela que no existe una relación lineal entre los valores de dosis y los valores de los píxeles. Es por esta razón que una vez obtenida la imagen es necesario llevar a cabo su conversión en una imagen representativa de la dosis equivalente o un mapa de dosis relativa, a partir de la cual se puedan obtener los perfiles de dosis relativa y se puedan calcular los parámetros del control de la calidad.

Un mapa de dosis relativa se define en el presente trabajo como una matriz de datos de dosis  $M$ , donde cada uno de sus elementos  $M(i,j)$  representa el valor de dosis normalizada con respecto a un valor de un elemento en la matriz. Para su compatibilidad con la referencia establecida en el estudio de las dosis fuera del eje del haz de radiación, cada uno de los elementos de la matriz estará referenciado en por ciento con respecto al valor de la dosis del elemento ubicado en la posición central de la matriz.

La matriz  $M$ , al ser mostrada como una imagen, permite discernir las diferentes regiones del campo de radiación. Es a partir de este mapa de dosis que se pueden leer los perfiles que caracterizan el haz de radiación y es sobre estos últimos que se realizan los cálculos de los parámetros de control de la calidad.

Para el cálculo de la relación píxeles a dosis se diseñó un experimento que consistió en la irradiación, en un mismo equipo de teleterapia de Cobalto 60, de un arreglo de detectores modelo starcheck maxi de la firma PTW y de una placa de imagen (IP) por separado.

El arreglo de detectores es un dispositivo diseñado para la realización de las mediciones en las pruebas de control de la calidad a los aceleradores lineales y a las unidades de Cobalto 60. Cuenta con 707 detectores distribuidos geométricamente para obtener los perfiles crossplane, inplane y los perfiles diagonales con una distancia entre detectores de 3 mm y un volumen de cada detector de 0.053 cm<sup>3</sup>.

El arreglo se posicionó de forma tal que los ejes perpendiculares al eje del haz coincidieran con sus ejes fundamentales (crossplane e inplane). La placa de imagen (IP) se colocó en un chasis Fujifilm tipo PC de dimensiones 35,4 x 43 cm diseñados para imágenes portal en radioterapia. Para la irradiación de la IP y del detector multicanal se utilizó un haz de tamaño de campo 10 cm x 10 cm, a una distancia fuente superficie de 80 cm con el colimador en 0 grados.

Para irradiar la IP y obtener la imagen en el lector de la CR, se seleccionó un tiempo y nivel de exposición apropiados para evitar la saturación de la imagen y se siguieron estrictamente los procedimientos de posicionamiento, lectura y procesamiento de la placa de imagen (IP) descritos más adelante en el presente trabajo. La imagen resultante fue filtrada con un filtro pasabajo de Gauss [8].

Como resultado de los procesos antes mencionados se obtuvo una imagen, no saturada, cuyos ejes geométricos centrales coinciden con los del detector multicanal empleado para la medición de la dosis, haciendo que los perfiles de la imagen leídos en estos ejes coincidan con los perfiles de dosis obtenidos en los ejes principales del detector multicanal.





Los valores de dosis obtenidos del detector multicanal starcheck maxi fueron ordenados en forma ascendente. Los valores de los píxeles obtenidos en los perfiles de la imagen de CR filtrada correspondientes a los valores de dosis normalizados leídos en el detector multicanal fueron extraídos y organizados según su correspondiente equivalente en el perfil de dosis. Para el estudio del modelo y su cómputo solo se tuvieron en cuenta los píxeles leídos dentro del área central irradiada de 30 cm x 30 cm.

La figura 3 muestra la gráfica de los valores de dosis leídos en el arreglo de detectores, normalizados en por ciento con respecto al valor de dosis en el eje del haz, en su relación con respecto a los valores de píxeles correspondientes en la imagen de CR.

Para la construcción del modelo predictivo se seleccionó el método de polinomios para darle solución al problema planteado [14][15]. La elección de este método se sustentó en el tipo de relación que existe entre los valores de dosis incidente en la placa IP y los valores de los píxeles en la imagen que se genera.

Con el objetivo de seleccionar el polinomio que mejor respondiera a la relación píxel-dosis se realizó el cálculo de los polinomios de orden 2 hasta el polinomio de orden 10. Del análisis gráfico de la respuesta de cada uno de estos polinomios se seleccionaron los polinomios de 3er a 7mo orden. A cada uno de estos polinomios se le aplicaron las pruebas estadísticas con la finalidad de seleccionar desde este punto de vista el que mejor permita la modelación de los valores de dosis relativa a partir de los valores de píxeles en las imágenes de CR. La prueba F Total, las pruebas de significación y las pruebas parciales fueron aplicadas con tal finalidad. Los gráficos de probabilidad de distribución normal [14,15], el test de Durbin-Watson [15] y la prueba de Goldfied y Quandt [15] fueron utilizados como herramientas estadísticas en la comprobación de los supuestos del modelo.

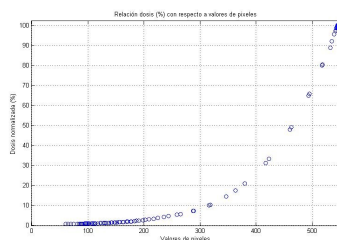


Figura 3: Relación entre los valores de dosis normalizada y los valores de píxeles de una imagen de CR.

## 2.5. Estudio de precisión

Con el objetivo de determinar la precisión del procedimiento descrito, en la medición de los parámetros de control de la calidad de los equipos de Cobalto 60, utilizando imágenes de radiografía computarizada se realizó la siguiente prueba. Se expusieron dos IP de 35.4 por 43.0 cm de dimensión, cada una en 4 ocasiones con un campo de 10 cm x 10 cm a una misma distancia fuente imagen, con un tiempo de exposición de 0.03 minutos en un equipo de teleterapia de Cobalto 60. Para la irradiación, cada IP se colocó dentro de chasis tipos PC diseñados para el trabajo con imágenes en radioterapia. Antes la realización de la primera exposición se ejecutó un borrado de cada IP y se comprobó la ejecución efectiva de este proceso. Luego de cada exposición se esperaron 10 minutos antes de realizar la lectura de la IP en la unidad de la CR. Para el procesamiento de la IP se seleccionó en el software de la radiografía computarizada el menú QC/TEST AVE 4.0 con EDR FIX con sensibilidad S= 5.

Como resultado de este proceso se obtuvieron 8 imágenes no saturadas cuyos ejes centrales geométricos coincidían con los ejes perpendiculares al eje del haz de radiación.

Para realizar el estudio se aplicó, a cada una de las imágenes obtenidas en el experimento previamente descrito, los procedimientos de cálculo detallados en el presente trabajo. De forma general, para cada una de las imágenes, el estudio implicó: la realización del filtrado de las imágenes, su conversión a mapa



de dosis relativa con un modelo previamente calculado, la obtención de los perfiles en los ejes centrales de dicho mapa y el cálculo de cada uno de los parámetros de control de la calidad. Todos estos procedimientos se realizaron haciendo uso de funciones implementadas en Matlab.

Los datos de precisión fueron calculados de acuerdo con la norma ISO 5725 en su parte 2 [11]. En su forma conceptual en dicha parte del estándar se concibe la medición de la precisión a partir de dos medidas: la desviación estándar de repetibilidad y la desviación estándar de la reproducibilidad. Para la determinación en este estudio de ambas desviaciones estándar se concibieron los diferentes niveles de los ensayos  $q$  como los resultados de cada uno de los parámetros de control de la calidad calculados, el número de laboratorios  $p$  como el número de IP diferentes que se utilizaron en el experimento y el número de réplicas  $n$  la cantidad de imágenes por IP adquiridas.

Los resultados del experimento que siguieron las condiciones de repetibilidad se obtuvieron con el mismo procedimiento de medición, en un mismo equipo de CR, con un mismo menú de lectura y con una misma IP. El experimento bajo estas condiciones se realizó exponiendo la IP con un haz de radiación con características similares en distancia fuente-superficie, tiempo de exposición, tamaño del campo, planitud, simetría y penumbra. Los tiempos de espera entre la exposición y la lectura de la IP fueron de 10 minutos en todos los casos. Las condiciones de reproducibilidad difieren con las condiciones de repetibilidad en cuanto al uso de diferentes IP. Todo el experimento se ejecutó durante un mismo día.

Para el caso específico de este estudio no se realizó el examen crítico de los datos para tratar datos atípicos que se establece en la norma ISO utilizada. En su aplicación solo se limitó al cálculo de las desviaciones estándar para un nivel de ensayo específico de cada uno de los parámetros del control de la calidad. Esta es la razón por la que los resultados de las desviaciones estándar de repetibilidad y reproducibilidad son condicionadas a este aspecto.

## 2.6. Diferencias entre los perfiles obtenidos por diferentes métodos

Un experimento fue realizado con el objetivo de valorar la diferencia entre los perfiles de dosis normalizada leídos con instrumentos de rutina de constancia dosimétrica y los perfiles obtenidos de las imágenes de CR calibradas en dosis relativa (mapa de dosis relativa).

Esta vez se expusieron una IP y un arreglo de detectores modelo starcheck maxi de la firma PTW con un campo de radiación de dimensión 10 cm x 10 cm, a 80 cm de distancia fuente superficie en un equipo de teleterapia de Cobalto 60, cada uno por separado. Antes de la irradiación, la IP fue insertada en un chasis tipo PC de la firma Fujifilm, diseñado para su utilización en radioterapia. El arreglo de detectores se ubicó para la exposición en el mismo lugar donde se ubicaría el chasis con la IP, de forma tal que los ejes perpendiculares al eje del haz coincidieran con los detectores del arreglo que se ubican a todo lo largo de los ejes geométricos centrales del equipo de medición. Cada uno de los procesos, desde la obtención de la imagen hasta su conversión en mapa de dosis relativa, se realizó siguiendo el procedimiento presentado en el presente trabajo. Para la conversión de los valores de píxeles en valores de dosis se utilizó un modelo polinómico, previamente calculado, en un estudio similar utilizando el mismo conjunto IP-chasis-lector de placas.

Debido al cumplimiento estricto del procedimiento de obtención de la imagen, el perfil de dosis leído en el detector (starcheck maxi) coincide con los perfiles de píxeles leídos de las imágenes de CR en los ejes geométricos de la imagen. La relación en por ciento de la diferencia entre cada uno de los valores del perfil del mapa de dosis y su correspondiente por posición del perfil del arreglo de detectores, fue calculada, tomando como referencia al valor de este último.



### 2.7. Adaptación de las pruebas de control de la calidad y reporte de los resultados

Un estudio de las formas de cálculo de las pruebas del control dosimétrico de la calidad fue realizado con el fin de optimizarlas en su obtención a partir de las imágenes digitales. Se concibió además las formas de reporte de los resultados de cada control.

## 3. RESULTADOS

### 3.1. Prueba de Uniformidad

Como resultado del experimento de uniformidad se encontraron diferencias menores al 1 % entre los perfiles obtenidos. Estas diferencias se encontraron en el área alejada del centro de la imagen. Se apreciaron no uniformidades descritas previamente por Olch[1] y Day [17] localizadas cerca de los bordes de la imagen. Los perfiles obtenidos de las imágenes en la dirección principal de lectura de la CR (eje X en la imagen) mostraban variaciones de baja frecuencia, dentro de la tolerancia para el uso de la CR como medio diagnóstico mientras los perfiles en la dirección del eje Y de la imagen mostraban una respuesta más homogénea.

De la prueba anteriormente expuesta se pudo concluir que, aun cuando el equipo responda dentro de los niveles de tolerancia para la uniformidad de la imagen, es necesario, para utilizar la CR para la realización de los controles de la calidad en radioterapia, realizar un procedimiento de corrección de la no uniformidad.

### 3.2. Prueba para el nivel de dosis

En la prueba del nivel de dosis se obtuvo una saturación de la imagen para un tiempo de exposición de 0.07 minutos para el equipo 1 y de 0.04 minutos para el equipo 2. El rendimiento de las fuentes radioactivas eran 1.49355 Gy/min y 2.74650 Gy/min para la unidades de tratamiento de Cobalto 60 número 1 y 2 respectivamente en el momento de la prueba.

Los valores mostrados pueden servir de referencia para el cálculo de la dosis específicamente para los componentes utilizados en el presente estudio. En cualquier caso se recomienda realizar un estudio similar y seleccionar como dosis óptima la equivalente a un tiempo de exposición 0.01 minutos menor a la que satura la imagen. Este valor de dosis deberá ser el utilizado para la calibración de los valores de píxeles en valores de dosis y para la realización de las pruebas de control de la calidad.

### 3.3. Filtrado de la imagen

Los filtros de promedio, de Butterworth y de Gauss cumplieron muy bien con los requerimientos 1 y 3 anteriormente expuestos para el filtro de imagen. En el cumplimiento del requisito 2 el filtro de promedios y de Gauss fueron en ese orden los de mejor resultado.

De los resultados anteriores se seleccionó el filtro de Gauss por realizar un excelente acondicionamiento de la imagen con un tiempo de ejecución bastante aceptable.



### 3.4. Cálculo del modelo

Como resultado del estudio realizado se seleccionó el polinomio de 4to orden como el más apropiado para la modelación de las imágenes obtenidas de la irradiación de una IP tipo ST-VI utilizando un chasis tipo PC procesada en un lector modelo CR-IR 357, todos estos componentes de la firma Fujifilm.

En la práctica se recomienda contar con una herramienta que permita el cálculo del modelo, su almacenamiento y su posterior aplicación a la imagen para su conversión en mapa de dosis relativa.

### 3.5. Estudio de precisión

La tabla 1 muestra los resultados de los cálculos de las desviaciones estándar de la repetibilidad  $S_r$  y las desviaciones estándar de la reproducibilidad  $S_R$  para cada uno de los parámetros de control de calidad calculados en el experimento.

### 3.6. Diferencias entre los perfiles obtenidos por diferentes métodos

La figura 4 muestra la gráfica con el perfil de dosis normalizada resultante de la lectura del detector (en la figura señalado como Starcheck Maxi) y los perfiles de dosis normalizadas obtenidos de su extracción del mapa de dosis relativa. Resalta la similitud que existe entre los perfiles, solo detectándose en el gráfico diferencias en las zonas de dosis que se encuentran por debajo del 20 % de la dosis relativa en el eje del haz. Como resultado del cálculo de la relación de las diferencias se obtuvo una discrepancia menor al 1 % en los valores centrales del perfil, con un máximo de 2 % para los valores menores al 20 % del valor máximo de dosis. Los valores del perfil que se extienden por debajo del 20 % de la dosis no son relevantes para los cálculos de los parámetros de control de la calidad.

	FWHM (mm)		Planitud (%)		Simetría (%)		Penumbra (mm)		Penumbra (mm)	
	X	Y	X	Y	X	Y	-X	+X	-Y	+Y
$S_r$	0.074	0.070	0.094	0.17	0.22	0.54	0.11	0.054	0.14	0.11
$S_R$	0.12	0.12	0.26	0.25	0.79	0.68	0.16	0.13	0.35	0.24

Cuadro 1: Resultados de los estudios de precisión para cada uno de los parámetros del control de la calidad.

### 3.7. Adaptación de las pruebas de control de la calidad y reporte de los resultados

A continuación se detallan las pruebas de control de la calidad y la concepción de procedimientos de obtención específicos utilizando imágenes digitales. En su elaboración no se realizaron variaciones en sus formulas de cálculo tradicionales.

#### Tamaño de campo

El tamaño del campo del haz es calculado en el perfil de dosis relativa que será obtenido del tratamiento de la imagen en la etapa de procesamiento. Está definido como la distancia que existe entre los puntos que se encuentran al 50 % del valor de dosis en el eje del haz.[3][6]



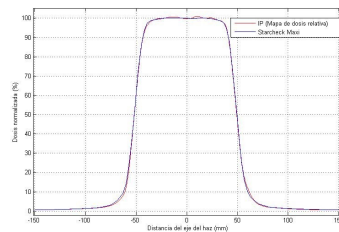


Figura 4: Perfil de dosis relativa obtenido del mapa de dosis relativa y perfil de dosis relativa obtenida en el arreglo de detectores.

La coincidencia del campo de luz con el campo de radiación puede ser verificada a partir de la determinación del tamaño del campo. El tamaño del campo luminoso es el que previamente se configuró para obtener la imagen.

El campo luminoso será proyectado simétricamente haciendo coincidir el centro geométrico de este con el centro geométrico de la IP. Debido a esto se puede calcular tomando como referencia el centro geométrico de la imagen (centro geométrico de la IP) los bordes del campo luminoso y debido a la obtención del mapa de dosis relativa se puede obtener el borde del campo del haz.

En esta prueba se reporta el tamaño del campo del haz (dosimétrico), el tamaño del campo luminoso del colimador, la diferencia entre estos valores y la diferencia entre la posición del campo luminoso y la del haz de radiación, para cada uno de los ejes geométricos.

### Constancia de planitud

La planitud del haz de radiación está definida como la variación porcentual máxima permisible de la dosis dentro del 80 % del tamaño del campo del perfil del campo en un plano transversal al eje del haz a una profundidad definida o acordada [6] y es calculada buscando el valor de dosis máxima ( $D_{max}$ ) y el valor de dosis mínima ( $D_{min}$ ) dentro del 80 % del centro del perfil de dosis del haz de radiación y aplicando la siguiente ecuación: [6]

$$P = \frac{100 * (D_{max} + D_{min})}{(D_{max} + D_{min})} \quad (1)$$

El resultado de esta prueba se calcula para cada eje geométrico de la IP, que coincide, debido a su posicionamiento con respecto a la unidad de teleterapia y a la fuente, con cada uno de los ejes del haz. Se calcula sobre el perfil de dosis obtenido del mapa de dosis relativa. Se reporta como el porcentaje de la planitud para cada uno de los ejes.

### Constancia de simetría

Con esta prueba se mide el grado de simetría que presenta el haz de radiaciones con respecto al eje central y está definido como la desviación porcentual máxima entre la dosis a ambos lados del campo en el 80 % de su ancho total (tamaño del campo) [6]. Para su determinación se mide la dosis en los puntos extremos del 80 % central del perfil ( $D_{i80\%}$  y  $D_{d80\%}$ ) y la dosis en el eje ( $D_{eje}$ ) y se calcula a partir de la siguiente fórmula:

$$S = \frac{100 * (D_{i80} + D_{d80})}{D_{eje}} \quad (2)$$

El resultado de esta prueba se calcula para cada eje geométrico de la IP, que coincide, debido a su posicionamiento con respecto a la unidad de teleterapia y a la fuente, con cada uno de los ejes del haz.



Se reporta para cada uno de los ejes del haz y se calcula sobre el perfil de dosis obtenido del mapa de dosis relativa.

### Medición de penumbras

La penumbra es la región en el borde del haz de radiación donde la dosis cambia abruptamente en función de la distancia desde el eje central del haz y está relacionado con el estado del colimador.

La penumbra se define como la distancia en milímetros que tiene la proyección del haz de radiaciones entre los puntos correspondientes al 80 % y el 20 % de la dosis en una profundidad predefinida en un maniquí de agua. [6]

El cálculo de esta prueba se realiza sobre los perfiles de dosis obtenidos a partir del mapa de dosis relativa para los dos ejes geométricos del IP. Se reporta su medición para cada eje en cada lado de este.

## 4. DISCUSION

A partir de los resultados de los experimentos anteriormente detallados, se propone a continuación un procedimiento para la utilización de la CR en la realización de los controles de la calidad dosimétricos de los equipos de Cobalto 60.

### 4.1. Procedimiento para la utilización de la CR en los controles dosimétricos de la calidad

de las unidades de tele terapia de cobalto 60

#### CONDICIONES PREVIAS Y MANEJO DE LA IP

La utilización de las imágenes de radiografía computarizada en la realización de los controles de la calidad implica desde el punto de vista de procesamiento la conversión (calibración) de los valores de píxeles en valores de dosis normalizada y en la práctica requiere la manipulación continua de los chasis que contienen las IP, y del lector donde se procesan. En este sentido deberá ser utilizado para los controles de la calidad el mismo conjunto IP- chasis – lector de IP con el que se realizó la calibración (modelación). La IP, antes de cada uno de los procedimientos de obtención de la imagen y del cálculo del modelo, deberá ser borrada en el lector y deberá ser leída de nuevo con el objetivo de comprobar que no exista alguna imagen latente. El lector de la radiografía computarizada además deberá cumplir con la tolerancia de los controles de la calidad establecidos para su uso recomendado por [7]. (uniformidad, linealidad, respuesta de auto rango dinámico, resolución espacial, calidad de borrado de la IP, etc). Para tales fines existen procedimientos de ajuste de este sistema de imágenes que brinda el fabricante [22] que deberán realizarse con el fin de tener el equipo en óptimas condiciones para la ejecución de los controles de calidad. La placa de imagen (IP) antes de la irradiación en una unidad de Cobalto 60 deberá colocarse en un chasis o casete diseñado para aplicaciones en radioterapia. En el caso de Fujifilm se utiliza un chasis tipo PC diseñados para imágenes portal en radioterapia, con dimensiones mayores al tamaño del campo a evaluar.

De forma independiente debe realizarse una caracterización de la homogeneidad (corrección de la uniformidad) de la respuesta del conjunto chasis- IP-unidad lectora. Para la corrección de la uniformidad se realiza en la unidad de lectura, el borrado de la IP que será utilizada en los controles, luego se realiza una lectura de la IP para asegurarse que la misma ha sido borrada. Luego de estos pasos, se irradia la IP en conjunto con el chasis, que serán utilizados en las pruebas, con un campo homogéneo en un equipo de rayos X. Para la irradiación se posiciona la IP a 180 cm de distancia fuente imagen. Las dimensiones del campo para el ajuste deberán exceder en 2 cm las dimensiones del chasis de la IP.

El posicionamiento de la IP con respecto al tubo de rayos X será aquel que permita que el ánodo se ubique sobre la parte inferior de la IP, haciendo coincidir el centro señalado por el colimador con el centro



geométrico del chasis que contiene la IP. Para la exposición se selecciona una técnica en el equipo de rayos X de 80 kV, 100 mA y 50 mAs. Luego de la exposición se esperaran 10 minutos antes de realizar su procesamiento en el lector de la CR. Para la lectura de la IP será seleccionado el menú QC/TEST AVE 4.0 con EDR semiautomático.

Como resultado del procedimiento descrito anteriormente se obtendrá una imagen que se utilizará para generar un mapa para la corrección de la no uniformidad en las imágenes que se obtendrán en los procedimientos de control de la calidad.

### EL PROCEDIMIENTO DE CONTROL DE LA CALIDAD

El flujo del proceso de control de calidad (C.C.) (ver diagrama 1) inicia con la obtención de la imagen, que posteriormente deberá ser procesada para la extracción de los perfiles de dosis relativa, para más tarde, realizar los cálculos de los diferentes parámetros de control de la calidad. Finalmente el proceso termina con un reporte donde se resume el resultado de cada uno de los controles realizados.

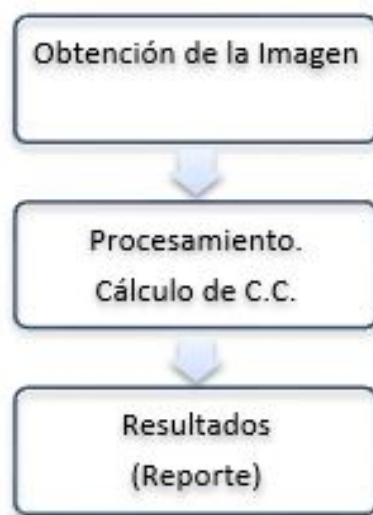


Figura 5: Flujo del proceso de control de la calidad.

### I Obtención de la imagen

Para la obtención de la imagen en la CR es necesario seguir una serie de procedimientos con el fin de evitar la saturación de la imagen, propiciar una referencia geométrica con respecto al haz de radiación del equipo y asegurar que el procesamiento que realiza el lector de la CR a la imagen obtenida en la IP, sea el que no tenga procesamiento de frecuencia, así como el que presente un proceso de transformación (LUT) lineal. Los procedimientos a seguir para obtener una imagen válida para la realización del control de calidad de los equipos de Co 60 se describen a continuación.

#### I.A Ubicación de la IP para la realización de los controles

La placa de imagen (IP) será ubicada de forma tal que el centro geométrico de esta coincida con el isocentro geométrico de la unidad de Cobalto 60, colocándola siempre de forma tal que el eje del haz de radiación quede perpendicular a ella. En este momento el eje mecánico del gantry recorrerá toda la IP por su eje geométrico vertical. El campo de luz del colimador será configurado para obtener un campo de radiación de forma cuadrada con dimensiones preestablecidas para el control, haciendo coincidir su centro (donde se cortan los ejes del retículo) con el centro geométrico de la IP. En este momento las marcas del retículo estarían marcando los ejes horizontal y vertical de la IP. La marca del chasis que señala el lado superior de la imagen deberá estar orientada hacia el gantry. Este procedimiento asegura



una referencia geométrica de la IP con respecto al equipo de teleterapia y con respecto al campo de luz que señala la forma del campo del haz de radiación.

### I.B Exposición de la IP

Para la selección del nivel de exposición se puede localmente llevar a cabo una prueba que consiste en obtener el nivel de dosis que sature la IP. Para esto se expone una misma IP a diferentes niveles de dosis en un mismo equipo de Cobalto 60. Por cada nivel de exposición seleccionado se realiza la lectura de la IP y el borrado de la misma. La lectura se realiza utilizando un menú de procesamiento común para todas las pruebas. (QC/TEST AVE 4.0 con modo EDR FIX = 5) Las imágenes para cada una de las dosis aplicadas serán almacenadas.

Los perfiles en los ejes centrales de las imágenes resultantes de la prueba anteriormente descrita serán evaluados. Se deberá ir aumentando el nivel de exposición en pasos de 0.01 minutos hasta que se aprecie en el perfil de dosis un nivel de saturación. (ver figura 5) Para los procedimientos posteriores de calibración y ejecución de los controles de la calidad se seleccionará un nivel de dosis menor al que provocó la saturación de la imagen. Se recomienda en este caso seleccionar el paso de dosis anterior (tiempo de exposición 0.01 minutos menor).

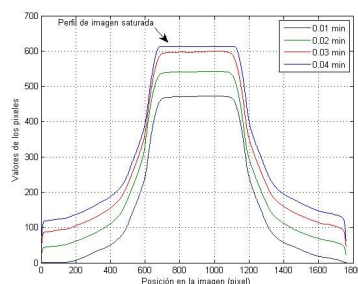


Figura 6: Perfiles de las imágenes de CR obtenidos de la radiación de una IP con diferentes tiempo de exposición.

En cualquier caso se recomienda evitar tiempos de exposición de 0.01 min para la realización de las pruebas. Este nivel de dosis es con el que se realizarán todos los procedimientos de modelación y control de la calidad. El resultado de las pruebas realizadas en el presente trabajo puede ser tomado como referencia a la hora de seleccionar el nivel de dosis.

Este procedimiento solo deberá realizarse una sola vez, antes del cálculo del modelo (calibración). El modelo que se obtendrá estará condicionado al nivel de dosis seleccionado.

### I.C Lectura de la IP

Luego de irradiada la IP deben esperarse 10 minutos antes de leerlas en el scanner de la CR. Esta medida se toma debido al decaimiento de hasta el 25 % de la señal que sucede en el material de la IP antes de los 10 minutos inmediatamente después de irradiada [7].

### I.D Menú de procesamiento en la consola de la CR

El menú de procesamiento para los equipos de CR de Fujifilm deberá ser el QC/TEST AVE 4.0 y el modo de reconocimiento de exposición (EDR por sus siglas en inglés) Fix con L =4 (Latitud) y S= 5 (Sensitividad). El menú AVE 4.0 es el recomendado para la realización de pruebas de control en el equipo de radiografía computarizada, no aplica procesamiento de frecuencia a la imagen y presenta una LUT lineal. Procesar la lectura de la IP con estos requerimientos permite obtener una imagen que no sea saturada por el procesamiento digital que se le aplica [2]. Con este procedimiento se termina el proceso de la obtención de la imagen.





## II Procesamiento de la imagen

De forma general el procesamiento de la imagen implica, en una primera parte: el filtrado de la imagen, la corrección de las no uniformidades en la respuesta de la IP y del lector de la CR, la conversión de la imagen en un mapa de dosis relativa, la extracción de los perfiles en los dos ejes centrales geométricos fundamentales y finalmente involucra en un segundo momento el cálculo de cada uno de los parámetros del control de la calidad a partir del perfil obtenido del mapa de dosis. Todas estas tareas fueron implementadas en Matlab en forma de una solución como asistente en la realización de los controles dosimétricos de la calidad.

En la siguiente etapa del proceso del control de la calidad las acciones se resumirían en:

1. La lectura desde la solución informática de la imagen de uniformidad obtenida para la corrección de las no-uniformidades.
2. La lectura desde la solución informática de la imagen correspondiente al control de la calidad (La IP expuesta en la unidad de teleterapia de de Cobalto 60)
3. La ejecución en la aplicación de los controles de la calidad.

La aplicación devolverá un reporte con los resultados de los controles de la calidad calculados a partir de la imagen.

### IMPLEMENTACIÓN DE LAS TAREAS EN MATLAB

Las tareas generales a implementarse son:

1. Leer y mostrar imágenes en formato DICOM.
2. Corrección de la no uniformidad
3. Obtención del modelo.
4. Obtención del mapa de dosis relativa
5. Obtención de los perfiles sobre el mapa de dosis relativa.
6. Cálculo de los parámetros de control de calidad.  
De forma adicional se tiene como tarea
7. Mostrar el mapa de dosis sobre el que se trazan las curvas de isodosis relativas transcendentales.

Las tareas 1,2 y 3 serán realizadas en el proceso de calibración para la conversión de los valores de píxeles en valores de dosis relativa. Este procedimiento solo hay que realizarlo en una ocasión para la obtención del modelo. Dicho modelo describirá la relación existente entre los valores de píxeles y los valores de dosis relativa en la IP determinada, a un nivel de exposición máximo predeterminado, seleccionado en el procedimiento descrito en Exposición de la IP, y en un lector de CR específico.

Las tareas 1, 2, 4, 5, 6 y 7 serán ejecutadas en ese mismo orden en el proceso de control de la calidad.

### II.1 Leer y mostrar imágenes en formato DICOM

La imagen que entrega el equipo de CR está en formato DICOM, en escala de grises. Para la lectura de la imagen y de sus características específicas se creó la función `opendcm` a la que hay que pasarle como argumento la dirección donde se encuentra la imagen. Dicha función utiliza las funciones `dicomread` y `dicominfo` de las herramientas de procesamiento de imagen (Imaging Processing Toolbox) de Matlab. Para una imagen en escala de grises, la función `dicomread` devolverá un arreglo de  $M \times N$  elementos correspondientes a los valores de cada uno de los píxeles de la imagen con  $M$  filas y  $N$  columnas, por otro lado la función `dicominfo` devuelve información relacionada con la imagen como resolución, la modalidad, etc.

Para mostrar la imagen se utiliza la función `imagesc` de Matlab a la cual se le pasa como parámetro el arreglo obtenido de la función `dicomread`. La función `imagesc` realiza un escalado de la imagen en el rango completo del mapa de colores (`colormap`) que estemos utilizando, mostrando la imagen en colores (ver figura 6).

La figura 6 muestra la visualización de la imagen por el método descrito, el color azul muestra la zona con niveles de radiación más baja, mientras el color rojo muestra la zona con niveles más altos de exposición.

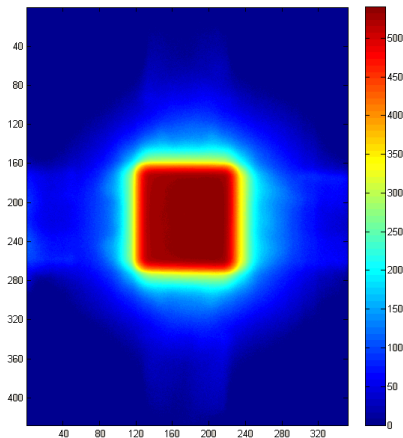


Figura 7: Imagen obtenida en una CR de una IP radiada con un equipo de Cobalto 60 en un campo de 10 x 10 cm, mostrada con la función `imagesc` de matlab.

### II.2 Corrección de la no uniformidad

Para la corrección de las no uniformidades se sigue un procedimiento básico de ajuste que se aplica a este sistema de imágenes médicas [7]. En este sentido, se realiza el filtrado de la imagen obtenida y luego se calcula la media para los valores de los píxeles de la misma, desestimando para el cálculo a los valores que se encuentran cercanos (dentro de los 5 mm) a los bordes.

Para la obtención de un mapa de corrección se divide la media resultante del cálculo anterior con cada uno de los elementos de la imagen. La corrección de la uniformidad se ejecuta en la multiplicación elemento por elemento de la imagen con no uniformidades con el mapa de corrección.

### II.3 Obtención del modelo

Para la obtención de los valores de dosis relativa, a partir de los valores de píxeles de la imagen, es necesario obtener los perfiles de dosis absolutos en un control realizado en la forma tradicional (utilizando cámaras de ionización, arreglos de detectores, etc.) y obtener una imagen bajo las mismas condiciones sobre las que se obtuvieron los datos antes mencionados. Es preciso que la ubicación de los perfiles obtenidos de la forma tradicional coincida con la ubicación de las mitades geométricas de la IP, condición que se logra con el procedimiento para la obtención de la imagen anteriormente descrito.

El procedimiento previo al cálculo del modelo que relaciona los valores de píxeles con los valores de dosis relativa involucra la corrección de la no uniformidad, el filtrado de la imagen, la lectura de los perfiles de dosis obtenidos con instrumento de medición dedicados (arreglo de detectores, cámara de ionización) y la obtención de los perfiles de píxeles de la imagen de CR.

### II.4 Filtrado de la Imagen

A continuación se describe la implementación en Matlab de cada uno de los filtros utilizados.

#### Filtro de Medianas

En Matlab este filtrado sobre la imagen se implementó utilizando la función `medfilt2` de las herramientas de procesamiento de imágenes (Imagen Processing Toolbox)[18], a la cual se le pasa como parámetros la imagen a ser filtrada y el tamaño de la ventana.

#### Filtro de promedios

Este filtro puede implementarse de diversas formas, en el presente trabajo se utilizó la función `filter2`, a la cual se le pasa como parámetros la imagen a ser filtrada y la matriz representativa del filtro de dos dimensiones.



Butterworth

Este filtro en Matlab, se implementa siguiendo paso a paso la descripción de la ejecución de cada uno de estos tipos de filtros, utilizando como paso final la función `ifft2` que entrega la inversa de la transformada de Fourier en 2-D de la matriz que se le entregue como argumento [18].

### Filtro de Gauss

La implementación en Matlab de este filtro utiliza la función `fspecial` de las herramientas de procesamiento de imagen de dicho asistente matemático (Imaging processing toolbox), a la cual se le pasa como argumentos el tipo de filtro que se utiliza (Gaussian) y los parámetros de este, luego se recurre a la función `imfilter` para la aplicación del filtro ya creado por `fspecial`.

Con el objetivo de facilitar el empleo de cada uno de los filtros de imagen anteriormente descritos se diseñó la función `i2filter`, a la cual hay que pasarle como argumentos la imagen a filtrar, el tipo de filtro a emplear y los parámetros específicos del filtro. La función entrega una imagen a la que se ha aplicado el filtro especificado.

## II.5 Perfiles en valores de píxeles

Para la obtención y graficado de los perfiles se diseñaron las funciones `getprofiles` y `plotprofiles` respectivamente. La función `getprofiles` requiere como argumentos de entrada la imagen (matriz de valores de píxeles) y las coordenadas del punto central de los perfiles. Dicha función utiliza para la lectura del perfil la función `improfile` de las herramientas de procesamiento de imagen (Imaging Processing Toolbox) de Matlab. Por otro lado la función `plotprofiles` requiere como argumentos de entrada los datos de la imagen, entregados por la función `opendcm` anteriormente descrita, los perfiles extraídos de la imagen y las coordenadas del punto central de los perfiles.

## II.6 Perfiles de dosis

El perfil de dosis es tomado en procedimientos de control de la calidad realizados de forma tradicional, en mediciones realizadas con cámaras de ionización, arreglos de detectores, etc. En el procedimiento propuesto es necesaria que estas adquisiciones sean realizadas a una distancia fija entre los puntos de medición.

Para la entrada de los datos de las mediciones de las dosis se concibieron dos modos. Uno que permite la introducción punto a punto de la dosis por parte del usuario y otro que permite la lectura de la dosis desde los ficheros que entregan los arreglos de detectores (`starcheck maxi`).

Para la introducción de los datos de los perfiles de dosis punto a punto por el usuario se diseñó la función `getDoseProfiledata` a la que se le pasa como argumentos el número de puntos de medición que posee el perfil y la dirección de este (`crossplane` o `inplane`). La función además posibilita la creación de un fichero que almacena los datos de cada uno de los perfiles y las características con que fueron adquiridos los datos. Para la lectura de los ficheros creados por este modo se creó la función `readprofile` a la cual se le pasa como argumento la dirección del fichero con la información de los perfiles.

Para la lectura de los ficheros con los datos de las dosis adquiridas con el detector multicanal se implementó la función `fprofilereader` a la que hay que pasarle como parámetros la dirección donde se encuentra el fichero generado por el arreglo de detectores. `Fprofilereader` utiliza la función de MATLAB `xlsread` para la lectura del fichero y devuelve un arreglo de cells con los datos de los encabezados de los escaneos de dosis realizados por el arreglo de detectores y un arreglo de cells con los valores de las lecturas de dosis en cada una de las direcciones.

## II.7 Organización de los datos

La distancia entre los datos del perfil obtenido de las imágenes de radiografía computarizada es muy pequeña (0.2 mm) comparado con la existente entre los datos del perfil de dosis. Por otro lado, los datos de cada uno de los perfiles por si mismos no están organizados adecuadamente para el cálculo del modelo. Para lidiar con estos inconvenientes se diseñaron tres funciones, `cutprofiles`, `matchPDprofiles`, y `sortPair`.



La función `cutprofiles` retira de los perfiles a modelar los valores de dosis que están fuera de una distancia de 150 mm del centro del perfil y a cada lado de este. Este valor de distancia límite se toma teniendo en cuenta que la modelación se realizará sobre perfiles obtenidos en un campo de 10 x 10 cm. A la función se le pasa como parámetros el perfil en píxeles de la imagen, el perfil de dosis obtenido por los métodos tradicionales (arreglos de detectores, cámara de ionización, etc.), la distancia existente entre los datos de cada uno de los perfiles y la distancia desde el eje del perfil a la cual se quiere cortar. La función además ajusta cualquier deslizamiento que pudiera existir entre los perfiles y devuelve dos perfiles que coinciden en posición y extensión geométrica.

La función `matchPDprofiles` se encarga de tomar del perfil de píxeles los valores que coinciden en posición con los perfiles de dosis, requiere que se le pasen como argumentos los perfiles de píxeles y de dosis y la distancia entre los puntos de los perfiles de píxeles y la distancia entre los valores de los perfiles de dosis. La función `matchPDprofiles` entrega un perfil de píxeles que contiene la misma cantidad de datos que el perfil de dosis y si se le pasan como argumentos los perfiles procesados por `cutprofiles` se asegura que cada uno de los datos del perfil en píxeles corresponde en valor y posición a cada uno de los datos del perfil de dosis.

Finalmente con el objetivo de ordenar los datos en sentido ascendente se diseñó la función `sortPair` a la que hay que pasarle como argumentos los perfiles de dosis y píxeles una vez procesados por las funciones `cutprofiles` y `matchPDprofiles`. Dicha función utiliza en su implementación la función `sort` de MATLAB para la organización de los valores del perfil de píxeles y luego a partir de la posición donde se encontraba cada uno de los valores del perfil de píxeles sin ordenar se ordena el perfil de dosis.

## II.8 Cálculo del modelo

Con el objetivo de facilitar la obtención de modelos matemáticos que permitan el cálculo de la dosis relativa a partir de los valores de los píxeles de una imagen de radiografía computarizada se diseñó la función `calcMdModel`, a la que hay que pasarle como argumentos un perfil en valores de píxeles de una imagen de CR, los valores de dosis correspondientes a los valores de píxeles de la imagen y el modo en que se requiere que se ejecute la modelación. La función `calcMdModel` calcula modelos polinómicos. En su implementación dicha función utiliza como base las funciones `polyfit`, de Matlab y `polyconf` de las herramientas estadísticas del asistente antes mencionado [20] y en su modo de ejecución por defecto, muestra la respuesta de la modelación de los polinomios de primer al décimo orden y entrega el modelo seleccionado por el usuario a través de una interfaz gráfica. Finalmente la función `calcMdModel` permite que el modelo resultante y los valores límites para los cuales es válido se almacenen en un archivo.

Para salvar el modelo se diseñó la función `saveMdModel` que permite almacenar, además de los modelos polinómicos, modelos diseñados por el usuario en código Matlab.

## II.9 Obtención del mapa de dosis relativa

El mapa de dosis se obtiene al convertir la imagen en píxel a partir del modelo calculado. Al obtener de este mapa un perfil a todo lo largo de sus ejes horizontal y vertical se obtiene el perfil en dosis relativa con respecto a la dosis detectada en el eje del haz para cada una de las direcciones representativas del campo de radiación, *crossplane* e *inplane*. El diagrama 2 muestra de forma general los procesos que se ejecutan para la obtención del mapa de dosis relativa.

A la imagen resultante de los procedimientos de exposición de la IP se le aplican los procesos de corrección de la no uniformidad y filtrado previamente descrito en el presente trabajo.





Figura 8: Pasos a seguir para la obtención del mapa de dosis relativa.

Posteriormente se realiza la conversión de los valores de píxeles en valores de dosis relativa. La transformación de los valores de píxeles en valores de dosis relativa se realiza a partir de la aplicación de un modelo. Como resultado de esta conversión se obtiene un mapa de dosis a partir de la cual se obtendrán los perfiles de dosis relativa.

La implementación de cada uno de los pasos anteriormente descritos conllevó a la aplicación de la función `i2filter` previamente descrita para el filtrado de la imagen, al diseño de la función `setMdModel` que permite la lectura de los modelos guardados y de sus valores límites correspondientes, para la selección del modelo anteriormente calculado con el cual se convertirán los valores de píxeles a valores de dosis relativa y a la ejecución de la función `polyval` de Matlab para la aplicación del modelo a la imagen filtrada. La función `setMdModel` permite leer además los modelos que no son polinómicos introducidos por los usuarios, para los que, se utiliza la función `eval` de Matlab. La función `eval` evalúa las expresiones en Matlab que se le pasan como argumentos.

### II.10 Obtención de los perfiles sobre el mapa de dosis relativa

Para la obtención de los perfiles sobre el Mapa de dosis relativa se utilizan las funciones `getprofiles` y `plotprofiles` anteriormente descritas en la extracción de los perfiles de las imágenes de CR. Debido a que estos perfiles se toman del mapa de dosis, el perfil obtenido será entonces el perfil de dosis relativa.

### II.11 Cálculo de los parámetros del control de la calidad

Los diferentes parámetros del control de la calidad son calculados por definición a partir de los perfiles extraídos del mapa de dosis relativa. Fue diseñada una función para el cálculo de cada uno de los parámetros.

### II.12 Mostrar mapa de dosis con curvas de isodosis relativas trascendentes

Una vez obtenido el modelo y realizada la conversión de la imagen en un mapa de dosis, es importante la localización física dentro del campo de radiación de los límites de radiación relativa más significativos en los cálculos de los controles de calidad del haz. Estos límites al trazarse sobre la imagen forman curvas y



son conocidos como curvas de isodosis. Para el trazado de estas curvas se emplea la función `imcontour` de las herramientas de procesamiento de Imagen de Matlab, a la cual se le pasa como parámetros la imagen de la cual se obtendrán estas curvas, y un vector con los valores significativos dentro de la imagen que determinan los límites que queremos trazar.

La figura 7 muestra el mapa de dosis con las curvas de isodosis transcendentales en el cálculo de los parámetros de control de calidad del haz de radiación, además sobre este mapa de curvas de isodosis se trazan dos rectas simbolizando la localización donde se realizó la lectura de los perfiles de dosis y el centro de imagen. Para facilitar la localización geométrica de las curvas y los perfiles se muestran las distancias desde el

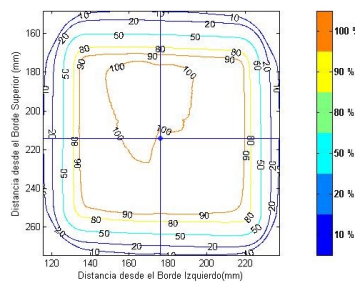


Figura 9: Mapa de dosis con las curvas de isodosis y la ubicación del centro de imagen y de los perfiles de dosis relativa.

borde superior de la IP y desde el borde izquierdo en milímetros. El mapa de isodosis va acompañado de una leyenda en colores con los niveles relativos de dosis y a cada curva se le inserta una etiqueta con el valor de la dosis relativa que representa.

### II.13 Interfaz de usuario

Con el objetivo de agrupar las funciones descritas anteriormente en un ambiente confortable y fácil de usar para el usuario fue diseñada una interfaz gráfica.

La interfaz se compone de una ventana principal que está dividida en dos áreas fundamentales; una ubicada en la parte superior, donde se encuentran los menús y la barra de herramientas superior y otra que ocupa el área central, donde se muestra la imagen DICOM cargada o el mapa de dosis calculado. Es sobre esta última área donde se señalizan además sobre la imagen la ubicación del centro geométrico o dosimétrico y las posiciones de los perfiles según corresponda en la operación.



Figura 10: Esbozo de la interfaz gráfica de usuario.

Es a través de los menús que se tienen acceso a todas las funciones disponibles en la aplicación, mientras a partir de la barra de herramientas se tienen acceso a las funciones principales en dependencia del estado de la operación en que se encuentre el control de la calidad. La figura 8 muestra un esbozo de la interfaz de usuario.

## 5. CONCLUSIONES

El procedimiento descrito permite la utilización de la radiografía computarizada (CR) de la firma Fujifilm en la realización de los controles dosimétricos de la calidad de las unidades de teleterapia de Cobalto 60. La implementación de las tareas de procesamiento de los datos en Matlab y de una interfaz gráfica para su ejecución facilita el proceso de control de la calidad con este método.

Aún cuando el procedimiento se redacta basado en los resultados de los estudios realizados sobre las CR de la firma Fujifilm una extensión del mismo para la utilización de CR de otros fabricantes no es complicada. Los estudios en sistemas de otras firmas deberán estar encaminados a la selección del menú a utilizar para la lectura de la IP en el lector de la CR.

## 6. REFERENCIAS

- [1] Olch, A.J., Evaluation of a computed radiography system for megavoltage photon beam dosimetry. Med. Phys., 2005. 32: p. 2987-2999
- [2] Liu, H.L.L., R.R. Reeve, D.M. Shepard, S. J. and Willis, Ch.E., Measurement of CT radiation profile width using CR imaging plates. American Association of Physicists in Medicine, 2005.
- [3] Khan, F.M., The Physics of Radiation Therapy Third ed. 2003: Lippincott William and Wilkins.
- [4] Podorsak, E.B., Andreo, P. Evans et al., ed. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. 2005: Viena.
- [5] IAEA, Setting up a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects. Vol. Pub 1296. 2008, Viena: IAEA.
- [6] OIEA-TECDOC-1151, ed. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de Control de Calidad. 2000.



- [7] Seibert J. Anthony, B.T.M.e.a., ed. AAPM Technical Report No 93 Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems. . 2006, American Association of Physicists in Medicine
- [8] Pratt, W.K., Digital Image Processing: PIKS Inside. 2001, John Wiley & Sons Inc.
- [9] Gonzalez, R.C., Digital Imaging Processing, Addison-Wesley Publishing Company.
- [10] ISO 5725-1:1994. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results -Part 1: General principles and definitions. International Organization for Standardization.
- [11] ISO 5725-2:1994. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results -Part 2: Basic method for the determination of repeatability and reproducibility of a standard measurement method. International Organization for Standardization.
- [12] ISO 5725-6:1994. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - Part 6: Use in practice of accuracy values. International Organization for Standardization.
- [13] FDA, Fuji IP Cassette type PC. Premarket notification and FDA Letter K070920, H.a.H. Services. 2007.
- [14] Rawling, J.P.S.G.D., David A, ed. Applied Regression Analysis: a research tool. Second ed. Springer texts in statistics. 1998, Springer-Verlag.
- [15] J.P. González, e.a., Análisis de regresión y series cronológicas. 2004, Habana: Editorial Feliz Varela.
- [16] Shalabh, IIT Kanpur."Regression Analysis".Cap 12 Polynomial Regression Models.
- [17] Day, R.A.e.a., On the use of computed radiography plates for quality assurance of intensity modulated radiation therapy dose distributions. Med. Phys., 2011. 38 No 2.
- [18] R. C. Gonzalez, R.E.Woods., S. L. Eddings, Digital Image Processing using Matlab 2004, Pearson Prentice Hall.
- [20] Marques de Sá, J.P., Applied Statistics Using SPSS, STATISTICA, MATLAB and R, Springer.
- [21] Silvestre P, I.G.Y., F., Uso del sistema imagen portal electrónica iViewGT para control de calidad del haz de radiación de un acelerador lineal de uso clínico. Revista Cubana de Física., 2010. 27 , No. 2B.
- [22] Fujifilm, Fuji Computed Radiography CR-357 Capsula X Service Manual. 2012.