

Óscar Ripol Valentín

Búsqueda de un modelo
simplificado y un nuevo
procedimiento de calibración de un
dispositivo electrónico de imagen
portal (EPID) para dosimetría
portal

Departamento
Pediatria, Radiología y Medicina Física

Director/es
Hernández Vitoria, Araceli

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>

Tesis Doctoral

**BÚSQUEDA DE UN MODELO
SIMPLIFICADO Y UN NUEVO
PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN
DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO
DE IMAGEN PORTAL (EPID) PARA
DOSIMETRÍA PORTAL**

Autor

Óscar Ripol Valentín

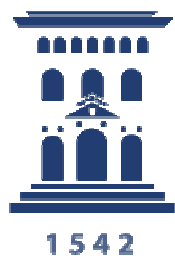
Director/es

Hernández Vitoria, Araceli

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Pediatría, Radiología y Medicina Física

2015



**Universidad
Zaragoza**

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE PEDIATRÍA, RADIOLOGÍA Y
MEDICINA FÍSICA

Búsqueda de un modelo simplificado y un nuevo procedimiento de calibración de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) para dosimetría portal

Óscar Ripol Valentín

TESIS DOCTORAL

Zaragoza, 2015

Doña Araceli Hernández Vitoria, Profesora Titular del Departamento de
Pediatría, Radiología y Medicina Física de la Universidad de Zaragoza

Certifica:

Que D. Óscar Ripol Valentín, licenciado en Ciencias Físicas, ha realizado bajo
su dirección y en el Departamento de Pediatría, Radiología y Medicina Física
de la Universidad de Zaragoza el trabajo "Búsqueda de un modelo simplificado
y un nuevo procedimiento de calibración de un dispositivo electrónico de
imagen portal (EPID) para dosimetría portal", que se recoge en esta memoria y
constituye su Tesis Doctoral para optar al grado de Doctor por la Universidad
de Zaragoza.

Y para que así conste, de acuerdo con la legislación vigente, firmo el presente
certificado.

Zaragoza, 15 de Octubre de 2015



Profa. Araceli Hernández Vitoria



Departamento de
Pediatría, Radiología
y Medicina Física
Universidad Zaragoza

Agradecimientos

En primer lugar, no por orden cronológico, sino que por méritos propios, a mi padre, a mi madre y a mi hermana. Por haber creído en mi, en contra de todas las evidencias que yo me encargaba de manifestar de forma irrefutable.

A mis profesores, que me enseñaron a ser curioso y a aprender. A todo aquel que ha conseguido que aprendiera algo. En especial, a Araceli, la tutora de esta tesis, por su infinita paciencia.

A mis compañeros de trabajo y amigos, que han entendido mis ausencias, muchas veces, poco consideradas. En especial a Carlota y Ángel, que nunca dicen que no.

A mis princesitas del Puyalón, Xarea y Violeta, por los ratos de estar con su padre que les ha robado esta tesis.

Título: Búsqueda de un modelo simplificado y un nuevo procedimiento de calibración de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) para dosimetría portal

Resumen:

La dosimetría portal consiste en la utilización de dispositivos de imagen portal para obtener información de la fluencia de la radiación o de la dosis administrada por un acelerador lineal de electrones durante un tratamiento radioterápico. El uso de esta técnica se ha generalizado tras la aparición de los dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) basados en Silicio amorfo.

La dosimetría portal basada en este tipo de dispositivos de Silicio amorfo es una herramienta idónea para las tareas de control de calidad en radioterapia. Sin embargo, las soluciones comerciales para realizarla no siempre están disponibles. Debido a esto, uno de los objetivos de este trabajo fue la caracterización dosimétrica de un *EPID OptiVue™ 1000 ST* (Siemens Medical Solutions, Concord, California) y el desarrollo de un modelo simple de dosimetría portal.

En la primera parte del trabajo se estudian las características dosimétricas de dicho *EPID* y se propone un método ágil y sencillo para la calibración en dosis del dispositivo, con un modelo matemático que incorpora un coeficiente de transformación a dosis absorbida y correcciones por retraso de la imagen y de la forma de campo. Se desarrolló una aplicación informática que realizara de forma automatizada tanto el proceso de calibración, como la transformación de las imágenes en planos de dosis, y se validaron los resultados comparándolos con los obtenidos midiendo con cámaras de

ionización. La comparación de los planos de dosis obtenidos con el EPID y los medidos con las cámaras de ionización fue satisfactoria.

El dispositivo estudiado ha mostrado excelentes propiedades para la dosimetría sin material dispersor entre la fuente del haz y el *EPID*. Su respuesta es lineal y reproducible, con bajo ruido. La aplicación desarrollada resultó versátil y flexible y aceptable para su introducción en la práctica diaria.

No obstante, a pesar del avance de la investigación en el campo de la dosimetría portal, continúan existiendo problemas que no han sido resueltos completamente. Los modelos de dosimetría portal existentes utilizan la información proporcionada por las imágenes obtenidas con el *EPID* y las transforman en distribuciones de dosis. Para producir estas imágenes, el dispositivo necesita corregir las diferencias en la sensibilidad entre sus píxeles individuales. Actualmente, todos los sistemas de dosimetría portal, sin excepción, están utilizando un método de calibración basado en un campo de inundación, es decir, un campo de radiación que cubre toda la superficie del EPID. La calibración basada en FF consiste en la corrección de las imágenes adquiridas dividiendo las imágenes en bruto por la imagen del FF. Este es un método sencillo y viable para obtener imágenes del paciente. Sin embargo, existen algunos inconvenientes al usarlo en tareas de dosimetría. La distribución de la fluencia en el haz no es completamente homogénea y se incluye tanto en las imágenes en bruto como en la imagen *FF*, por lo que estas características del haz se eliminan durante la corrección. En consecuencia, la forma de la fluencia del haz tiene que ser restaurada y es introducida multiplicando directamente la imagen corregida por un perfil diagonal del haz medido por otro método, con una cámara de ionización o un diodo en un maniquí de agua. Por lo tanto, una imagen adquirida en condiciones geométricas diferentes a las mantenidas al obtener la de calibración FF, daría

lugar a artefactos en la imagen y errores dosimétricos. Además, la imagen de calibración de *FF* se obtiene a partir del mismo haz de radiación que se pretende medir más tarde. Esta solución ha sido criticada abiertamente por ser un procedimiento inconsistente y auto referenciado.

El objetivo principal de este trabajo ha sido el desarrollo de un nuevo método de calibración de la sensibilidad de los píxeles de un EPID para dosimetría portal. Los esfuerzos realizados se han orientado a adaptar la teoría de calibración de campo completo (WF) a las propiedades especiales del EPID. Se revisaron los postulados y las aproximaciones de la teoría original y se realizó la derivación matemática del nuevo enfoque de la teoría. Se estudiaron los resultados obtenidos con este tipo de calibración variando la distancia de la fuente al dispositivo de imagen usada durante la calibración y los efectos de las aproximaciones introducidas en el desarrollo del nuevo método. Adicionalmente, se introdujo una corrección de la respuesta fuera del eje, que se aplica inmediatamente después de la corrección WF, con el fin de que los resultados se pudieran comparar con los obtenidos mediante otros métodos. Para validar los resultados se obtuvieron imágenes introduciendo desplazamientos laterales y verticales en la posición del dispositivo. Estas imágenes fueron corregidas usando el nuevo método y, también, utilizando el método de *FF* convencional. Los resultados obtenidos con ambos métodos fueron comparados y se estudiaron los efectos de la introducción de los desplazamientos señalados anteriormente. Finalmente, los perfiles obtenidos a partir de imágenes corregidas usando métodos basados en WF y *FF* para una serie de campos de diferentes tamaños, se compararon con los perfiles medidos usando una cámara ionización en un maniquí de agua para haces con esos mismos tamaños de campo. Los perfiles obtenidos de imágenes procesadas con el método WF coincidieron razonablemente con los obtenidos

utilizando un método convencional y con los medidos usando una cámara de ionización.

El método de corrección basado en una calibración de campo completo ha demostrado ser un procedimiento factible y coherente, fácilmente automatizable, tan útil como el método de corrección convencional, basado en FF, pero sin los problemas asociados a éste. El nuevo método es capaz de calcular directamente la sensibilidad de los píxeles del *EPID*, de forma independiente del haz de radiación y sin necesidad de irradiarlo con una fuente externa, además, permite la corrección de imágenes del *EPID* cuando el dispositivo está en cualquier posición sin que aparezcan artefactos en la imagen o distorsiones de la distribución de la fluencia de radiación medida.

Title: Investigation of a simplified model and a new calibration procedure for an electronic portal imaging device (EPID) for portal dosimetry

Abstract:

Portal dosimetry consists of using portal imaging devices to obtain information from the fluence of radiation or dose delivered by a linear electron accelerator during a radiotherapy treatment. The use of this technique has been generalized after the appearance of electronic portal imaging devices (EPID) based on amorphous silicon.

Portal dosimetry, based on this kind of devices, is an appropriate tool for quality assurance tasks in radiotherapy. However, commercial applications are not always available. Because of this, one of the aims of this work was the dosimetric investigation of an EPID OptiVue [™] 1000 ST (Siemens Medical Solutions, Concord, California) and the development of a simple model of portal dosimetry.

In the first part of this work, the dosimetric characteristics of an EPID are studied and a quick and simple method for dose calibration of the device is proposed. The involved mathematical model incorporates a conversion coefficient into absorbed dose, as well as delay image and field shape corrections. A software application which performs automatically the calibration procedures and the image processing into dose planes was developed. This application was validated by comparing the results with those obtained by measuring with ion chambers. The comparison of the dose planes obtained using the EPID and measured with ionization chambers was satisfactory.

This device has shown excellent properties for dosimetry without scattering material between the radiation source and the EPID. Detector

response is linear and reproducible, with low noise. The developed application is versatile, flexible and suitable for daily practice.

However, despite the progress of the investigation in portal dosimetry, there are still problems which have not been completely resolved. Current models of portal dosimetry use the information provided by the images obtained using an EPID and transform them into dose information. In order to produce these images, the device needs to correct for differences in sensitivity among individual pixels. Currently, all portal dosimetry systems, without exception, are using a calibration method based on a flood field (FF), that is, a radiation field that covers the entire sensitive surface of the EPID. This calibration, based on FF, corrects acquired images by dividing the raw images by the image of the FF. This is a simple and feasible method to obtain images of the patient anatomy. However, there are some drawbacks when we use it for dosimetry tasks. The distribution of the fluence in the beam is not completely homogeneous and is included in both the raw and the FF images, due to this, these beam characteristics are cleared during the correction. Thus, the distribution of the beam fluence must be restored and is usually introduced directly by multiplying the corrected image by a diagonal profile of the beam measured using another method, usually with an ion chamber or a diode in a water phantom. Therefore, an image acquired in different geometric conditions to those used to obtain the FF calibration image, would result in image artefacts and dosimetric errors. In addition, the FF calibration image is obtained from the same radiation beam that will be measured later using the EPID. This solution has been openly criticized for being an inconsistent and self-referenced procedure.

The main goal of this work was the development of a new calibration method of pixel sensitivity of an EPID for portal dosimetry purposes. This work

is centred on adapting the theory of wide field (WF) calibration to the EPID special properties. The postulates and approximations of the original theory were reviewed and a mathematical derivation of the new theoretical approach was done. The results obtained with this type of calibration varying the distance from source to the imager used for the calibration and the effects of the approximations introduced in the development of this new method were studied. Furthermore, a correction for the off-axis response was applied immediately after the WF correction, in order to compare the results using this method with those obtained by other methods. Some images were obtained by introducing lateral and vertical shifts in the position of the device. These images were corrected using the new method and also using the conventional FF method. The results obtained using both methods were compared and the effects of the introduction of displacement mentioned above were studied. Finally, the profiles obtained from images of a set of fields with different sizes were corrected using WF-based and FF-based procedures, and they were compared with the profiles measured with an ion chamber in a water phantom using the same set of fields. The profiles obtained from images processed with WF method reasonably agreed with those obtained using a conventional method and those measured using an ionization chamber.

The correction method based on wide-field calibration has proved to be a feasible and consistent procedure, easily automated, as useful as the conventional correction method based on FF, but without the problems associated with it. The new method is able to determine explicitly the pixel sensitivity function, independently of the radiation beam and without irradiating it with an external source. Besides, this allows correction of EPID images for sensitivity at any detector position without cause image artefacts or distortions in the measured distribution of the radiation fluence.

Siglas y acrónimos usados en el texto

AAPM	Asociación Americana de Físicos Médicos (del inglés <i>American Association of Physicists in Medicine</i>)
ASCII	Código Estándar Estadounidense para el Intercambio de Información (del inglés <i>American Standard Code for Information Interchange</i>)
aSi	Silicio Amorfo (del inglés <i>Amorphous Silicon</i>)
ASTRO	Sociedad Americana de Oncología Radioterápica (del inglés <i>American Society for Radiation Oncology</i>)
CBCT	Tomografía Computarizada de Haz Cónico (del inglés <i>Cone Beam Computed Tomography</i>)
CSV	Formato de texto separado por comas (del inglés <i>comma-separated values</i>)
CU	Unidades Calibradas (del inglés <i>Calibrated Units</i>)
Desv. Est.	Desviación Estándar
DF	Campo de fondo (del inglés <i>Dark Field</i>)
DFD	Distancia desde la fuente de radiación al detector
DFI	Distancia desde la fuente de radiación al dispositivo de imagen
DFI_{ref}	Distancia desde la fuente de radiación al dispositivo de imagen de referencia para la calibración
DFS	Distancia desde la fuente de radiación a la superficie
DICOM	Formato de Comunicación e Imagen Digital en Medicina (del inglés <i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>)

DICOMRT	Formato de Comunicación e Imagen Digital en Medicina (del inglés <i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>) específico para radioterapia
DICOMRTDose	Formato de Comunicación e Imagen Digital en Medicina (del inglés <i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>) específico para contener información sobre la dosis en radioterapia
EPID	Dispositivo Electrónico de Imagen Portal (del inglés <i>Electronic Portal Image Device</i>)
FF	Campo de inundación (del inglés <i>Flood Field</i>)
FFF	Fichero de corrección de la Forma de Campo
HU	Unidades Hounsfield (del inglés <i>Hounsfield Units</i>)
IAS	Sistema de Adquisición de Imagen (del inglés <i>Image Acquisition System</i>)
IDE	Entorno de Desarrollo Integrado (del inglés <i>Integrated Development Environment</i>)
IGRT	Radioterapia Guiada por la Imagen (del inglés <i>Image-guided radiation therapy</i>)
IMRT	Radioterapia de Intensidad Modulada (del inglés <i>Intensity-modulated radiotherapy</i>)
IRM	Imagen de Resonancia Magnética
LINAC	Acelerador lineal de electrones de uso clínico (del inglés <i>Linear Accelerator</i>)
MLC	Colimador multilamina (del inglés <i>Multileaf Collimator</i>)
MU	Unidades Monitoras (del inglés <i>Monitor Units</i>)

OBI	Equipos de imagen fijado al acelerador de electrones de uso clínico (del inglés <i>On-board imager</i>)
OPG	Formato general en modo texto del programa OmniPro IMRT (del inglés <i>OmniPro Generic Format</i>)
PDIP	Predicción de Imagen de dosimetría Portal (del inglés <i>Portal Dose Image Prediction</i>)
PET	Tomografía por Emisión de Positrones (del inglés <i>Positron Emission Tomography</i>)
RFE	Respuesta Fuera del Eje
ROI	Región de Interés (del inglés <i>Region of Interest</i>)
RT	Radioterapia
RW3	Material plástico equivalente a agua (del inglés Rigid water)
SD	Desviación Estándar (del inglés Standard Deviation)
SDK	Kit de Desarrollo de Software (del inglés <i>Software Development Kit</i>)
SEOM	Sociedad Española de Oncología Médica
TC	Tomografía computarizada
TFT	Transistores de Película Delgada (del inglés <i>Thin Film Transistor</i>)
TIFF	Formato de ficheros de imagen dotado de Etiquetas (del inglés <i>Tagged Image File Format</i>)
TPS	Sistema de Planificación de Tratamientos (del inglés <i>Treatment Planning System</i>)
VMAT	Arcoterapia volumétrica (del inglés <i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>)
WF	Campo completo (del inglés <i>Wide Field</i>)

XML Lenguaje de Marcas Extensible (del inglés *Extensible Markup Language*)

ÍNDICE GENERAL

Agradecimientos	v
Resumen:.....	vii
Abstract:	xi
Siglas y acrónimos usados en el texto	xv
ÍNDICE GENERAL	xix
Lista de tablas	xxv
Lista de figuras.....	xxvi
1. Introducción.....	1
1.1 Radioterapia Externa	3
1.1.1 El acelerador lineal de electrones y nuevas técnicas de radioterapia	5
1.1.2 Dispositivos electrónicos de imagen portal	6
1.1.3 El AS1000	10
1.2 Dosimetría portal.....	12
1.2.1 Inconvenientes del <i>aSi EPID</i>	12
1.2.2 La calibración del <i>EPID</i>	13
1.2.3 Actualidad de la dosimetría portal.....	16
1.2.4 Justificación de los objetivos.....	21

1.3 Objetivos.....	24
1.3.1 Objetivo principal: desarrollo de un nuevo método de calibración de la sensibilidad de los píxeles de un EPID para dosimetría portal.....	24
1.3.2 Objetivo secundario: caracterización dosimétrica de un <i>EPID</i> y desarrollo de un modelo simple de dosimetría portal.	24
1.4 Estructura de la tesis	25
2. CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN EPID Y DESARROLLO DE UN MODELO SIMPLE DE DOSIMETRÍA PORTAL	27
2.1 Introducción	27
2.2 Material.....	28
2.3 Método.....	29
2.3.1 Linealidad, reproducibilidad y ruido de la respuesta del <i>EPID</i>	29
2.3.2 Estudio de la influencia del “ <i>Build-up</i> ” y el tamaño de campo en la respuesta del <i>EPID</i>	30
2.3.3 Estudio del efecto memoria (<i>Ghosting</i>) y de la demora de imagen (<i>Image Lag</i>)	32
2.3.4 Modelo matemático de calibración en dosis	33
2.3.5 Ajuste de la demora en la imagen ($G_{trad}(t)$) (<i>Image Lag</i>)	35
2.3.6 Calibración de dosis (CF)	35
2.3.7 Corrección por forma de campo ($FF(x,y)$).....	36

2.3.8 Aplicaciones desarrolladas.....	37
2.3.9 Verificación de las distribuciones de dosis	40
2.4 Resultados y Discusión	40
2.4.1 Linealidad, reproducibilidad y ruido de la respuesta del EPID.....	40
2.4.2 Estudio de la influencia del “Build-up” y el tamaño de campo en la respuesta del EPID.....	42
2.4.3 Estudio del efecto memoria y de la demora de imagen	45
2.4.4 Modelo matemático de calibración en dosis.....	46
2.4.5 Software desarrollado	47
2.4.6 Verificación de los distribuciones de dosis	48
2.5 Herramienta informática desarrollada	55
2.6 Conclusiones.....	56
3. UN NUEVO MÉTODO DE CALIBRACIÓN DE LA SENSIBILIDAD DEL EPID PARA DOSIMETRÍA PORTAL, INDEPENDIENTE DEL ACELERADOR	59
3.1 Desarrollo teórico	59
3.1.1 Introducción.....	59
3.1.2 Postulados	61
3.1.3 Glosario de variables	62
3.1.4 Desarrollo de la teoría.....	64
3.2 Material y métodos.....	87
3.2.1 Material	87

3.2.2 Métodos.....	89
3.2.2.1 Adecuación del procedimiento de calibración a un <i>EPID</i>	89
3.2.2.2 Desarrollo de la aplicación informática	93
3.2.2.3 Procedimiento de calibración.....	95
3.2.2.4 Introducción del factor de variación de la respuesta fuera del eje	97
3.3 Método de validación de los resultados.....	101
3.3.1 Análisis de los resultados del procedimiento de calibración.	101
3.3.2 Ajuste de la función de respuesta fuera del eje	102
3.3.3 Verificación de la validez de nuevo método.....	102
3.4 Resultados.....	103
3.4.1 Análisis de los resultados del procedimiento de calibración	103
3.4.2 Ajuste de la función de respuesta fuera del eje	107
3.4.3 Verificación de la validez de nuevo método.....	109
3.5 Discusión	121
3.6 Conclusiones	128

5.3.4 Menús de configuración.....	150
5.3.4.1 Configuración general	150
5.3.4.2 Configuración de datos calibración según haces	152
5.3.4.3 Configuración de datos calibración según haces	154
5.3.5 Herramientas	155
5.3.5.1 Ensamblar fichero <i>FFF</i> de <i>MatriXX</i>	155
6. REFERENCIAS	157

Lista de tablas

Tabla 2.1. Resultados del test γ de los siete campos analizados. Parámetros: 3 mm en distancia y 3% en dosis, despreciando como no significativos los puntos cuya dosis estuviera por debajo del 5% de la dosis central.	49
Tabla 3.1. Valor promedio de los factores de desviación entre irradiaciones junto con su desviación estándar obtenidos mediante los dos procedimientos realizados a diferente DFI.....	106
Tabla 5.1. Tabla con un ejemplo de la información que contiene el fichero de salida del proceso.	149

Lista de figuras

- Figura 1.1. Ilustración de los volúmenes utilizados en radioterapia en el caso de cáncer de próstata: Cabezas femorales (naranja y verde), vejiga (encarnado), recto (marrón) y volumen a tratar (rojo)... 2
- Figura 1.2. Fusión de una *TC* (cuadrantes superior derecho e inferior izquierdo) y una *IRM* (cuadrantes opuestos a la *TC*) de cráneo. Nótese como la *IRM* permite definir el tumor (englobado por el volumen naranja) de forma mucho más precisa. 4
- Figura 1.3. Ilustración del cabezal de un *LINAC* donde puede apreciarse el *MLC* y las mandíbulas ajustables. 5
- Figura 1.4. Ilustración del funcionamiento de un *EPID* para la adquisición de imágenes. 7
- Figura 1.5. Sistema *OBI* de un acelerador lineal *Varian iX*..... 8
- Figura 1.6. Esquema del funcionamiento de un *EPID* basado en una cámara de video. 9
- Figura 1.8. A la izquierda, diseño esquemático de la unidad de detección de la imagen AS1000. A la derecha, esquema de la disposición de los fotodiodos y las puertas de control según se usan en el dispositivo. (Ambas imágenes han sido extraídas de la documentación interna del fabricante).....11
- Figura 1.9. Ilustración del funcionamiento de la calibración de un *EPID*. .15
- Figura 1.10. Esquema de los modos de dosimetría portal y los diferentes enfoques que pueden adoptarse. (Las siglas *CBTC* hacen referencia a una imagen tomográfica cónica adquirida en el propio *LINAC*, del inglés *Cone Beam CT*)17

Figura 1.11. Número de publicaciones por año que aparecen indexadas en <i>PubMed</i> y que contienen “ <i>Portal Dosimetry</i> ” en el título o el resumen.	22
Figura 2.1. Ilustración de la composición interna del <i>EPID OptiVue™ 1000 ST</i> (<i>Siemens Medical Solutions, Concord, California</i>). Obtenido de la documentación del fabricante.	31
Figura 2.2. Ilustración del funcionamiento del modelo matemático de calibración en dosis: $G_{trad}(t)$, el ajuste por la demora de la imagen que se ilustra en la gráfica adyacente. $G_{raw}(x,y)$, la imagen obtenida del EPID, queda ilustrada en la imagen adyacente. Y $FF(x,y)$, la corrección por la forma de campo, que aparece en la imagen colocada arriba a la derecha. Multiplicando de las dos imágenes G_{raw} y FF , y dividiendo por el factor de retraso de imagen, G_{trad} y por el coeficiente de calibración, C_F , obtenemos el plano de dosis.	34
Figura 2.3. Ilustración del método de composición de la corrección por forma de campo, $FF(x,y)$	36
Figura 2.4. Ilustración de la aplicación desarrollada que muestra las opciones que van a ser aplicadas al fichero, permitiendo elegir diferentes calibraciones para diferentes máquinas o energías.	39
Figura 2.5. Reproducibilidad de la señal. Cociente entre la desviación estándar de los valores de las cuatro medidas efectuadas en distintos días para cada número de unidades de monitor y su valor promedio.	41

Figura 2.6. Linealidad de la señal. Señal en el centro del EPID frente al número de unidades de monitor. Se muestran los datos del ajuste.	42
Figura 2.7. Respuesta del EPID frente a la de la cámara de ionización al interponer distintos espesores dispersores entre la fuente y el detector. Medido en el centro del campo y ambos normalizados al máximo.	43
Figura 2.8. Respuesta del <i>EPID</i> frente a la de la cámara de ionización al irradiar con campos cuadrados de distintas dimensiones. Medido en el centro del campo y ambos normalizados en la señal del campo 10 cm x 10 cm.	44
Figura 2.9. Impronta sobre el campo de 20 cm x 20 cm y 3 <i>UM</i> del campo de 6 cm x 6 cm y 30 <i>UM</i> con el que se ha irradiado inmediatamente. La línea punteada corresponde a este campo, para comparar aparece la línea continua que pertenece a otro campo irradiado de forma aislada. También aparece un detalle de la parte central.	45
Figura 2.10. Efecto de la demora de la imagen en la relación Señal/ <i>UM</i> para disparos de distintas duraciones.....	46
Figura 2.11. Resultados de comparar mediante el test χ^2 los planos de dosis del campo 10 cm x 10 cm sin cuña y colimador sin rotación, medidos con la matriz bidimensional de detectores (<i>MATRIX</i>) y con el <i>EPID</i>	51

- Figura 2.12. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis del campo 10 cm x 10 cm con una cuña virtual de 15° y colimador sin rotación, medidos con la matriz bidimensional de detectores (*MATRIX*) y con el *EPID*.....52
- Figura 2.13. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis del campo 10 cm x 10 cm con una cuña virtual de 45° y colimador sin rotación, medidos con la matriz bidimensional de detectores (*MATRIX*) y con el *EPID*.....52
- Figura 2.14. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis del campo 10 cm x 10 cm con una cuña virtual de 60° y colimador rotado a 45°, medidos con la matriz bidimensional de detectores (*MATRIX*) y con el *EPID*.....53
- Figura 2.15. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis un campo con un forma arbitraria de *MLC*, medidos con la matriz bidimensional de detectores (*MATRIX*) y con el *EPID*.53
- Figura 2.16. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis con el *MLC* en forma de “peine”, medidos con la matriz bidimensional de detectores (*MATRIX*) y con el *EPID*.....54
- Figura 2.17. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis obtenidos de un campo de *IMRT*, medidos con la matriz bidimensional de detectores (*MATRIX*) y con el *EPID*.....54
- Figura 3.1. Sistema de coordenadas de la matriz de detectores, adaptada de la notación del fabricante del *EPID*.64
- Figura 3.2. Sistema de coordenadas de las posiciones dentro del campo de radiación, adaptada de la notación del fabricante del *EPID*. .65

Figura 3.3. Serie de adquisiciones de datos requeridos por el procedimiento de calibración de campo completo para una matriz de detectores bidimensional.	66
Figura 3.4. Ilustración sobre la aproximación del 5º postulado. Los detectores ubicados en puntos diametralmente opuestos del campo de radiación, recibirán aproximadamente la misma fluencia de radiación.	82
Figura 3.5. Ilustración de cómo aparecen los múltiples valores del factor de desviación. En azul, los píxeles asociados al (0,0): 31-i=31 y 23-j=23, así obtendríamos los píxeles (31,0), (0,23) y (31,23). En azul, los asociados al (15,1)): 31-i=16 y 23-j=22, así obtendríamos los píxeles (16,1), (15,22) y (16,22). Y en amarillo, los asociados al (1,11): 31-i=30 y 23-j=12, así obtendríamos los píxeles (30,11), (1,12) y (30,12).	86
Figura 3.6. Ilustración de los movimientos del <i>EPID</i>	89
Figura 3.7. Ilustración del procedimiento de adaptación del método de calibración a las características del <i>EPID</i> . Arriba izq.: Imágenes (512 x 384 píxeles) del campo completo en las posiciones C, L, R, B y M. Arriba dcha.: Obtenida a partir de las anteriores agrupando sus píxeles en grupos de 16 x16, cada grupo pasa a ser considerado un detector individual. Las imágenes resultantes son de 32 x 24 píxeles. Centro izq.: Matriz (tamaño 32 x 24) de factores de calibración ($K_{i,j}$). Centro dcha.: Producto de la matriz (tamaño 512 x 384) expandida, $K^{expandida}_{i,j}$ y la imagen original en la posición C. Abajo izq.: matriz anterior, suavizada por un filtro de mediana. Abajo dcha.: Matriz de factores de calibración definitiva, $K^*_{i,j}$	92

Figura 3.8. Interfaz gráfica de la aplicación informática <i>JCaEPID</i>	93
Figura 3.9. Diagrama del funcionamiento la aplicación <i>JCaEPID</i>	94
Figura 3.10. Sensibilidad relativa al centro del <i>EPID</i> de los píxeles del equipo según dos procedimientos realizados a diferente <i>DFI</i>	104
Figura 3.11. Gráficos que ilustran las distribuciones de las diferencias de sensibilidad de los píxeles calculada según el procedimiento de calibración con la <i>DFI</i> a 120 cm y 100 cm.....	105
Figura 3.12. Desviación estándar de los valores promediados para obtener la matriz de factores de calibración para dos procedimientos realizados a diferente <i>DFI</i>	105
Figura 3.13. Efecto de la corrección de las desviaciones en los perfiles transversal y longitudinal de un campo grande (40 cm x 30 cm) obtenidos mediante los dos procedimientos realizados a diferente <i>DFI</i>	107
Figura 3.14. Ajuste de la función de corrección del <i>RFE</i> obtenida para cada uno de los dos procedimientos de calibración realizados a diferente <i>DFI</i>	108
Figura 3.15. Ilustración del procesado de una imagen de un campo de tamaño 40 cm x 30 cm. Los perfiles mostrados van incorporando las correcciones incluidas en el proceso.	109
Figura 3.16. La gráfica muestra el efecto del desplazamiento lateral del <i>EPID</i> 3 cm a la derecha para el mismo campo procesado utilizando diferentes procedimientos.	110
Figura 3.17. La gráfica muestra el efecto del desplazamiento vertical del <i>EPID</i> 20 cm para el mismo campo procesado utilizando diferentes procedimientos.	111

Figura 3.18. Perfiles transversales de los campos 6 cm x 6 cm, 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm y 40 cm x 30 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.	112
Figura 3.19. Diferencia entre los perfiles transversales del campo de 40 cm x 30 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.	113
Figura 3.20. Perfiles longitudinales de los campos 6 cm x 6 cm, 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm y 40 cm x 30 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.	114
Figura 3.21. Diferencia entre los perfiles longitudinales del campo de 40 cm x 30 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.	114
Figura 3.22. Perfiles transversales del campo 20 cm x 20 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.	115
Figura 3.23. Diferencia entre los perfiles transversales del campo de 20 cm x 20 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.	115

Figura 3.24. Perfiles longitudinales del campo 20 cm x 20 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.	116
Figura 3.25. Diferencia entre los perfiles longitudinales del campo de 20 cm x 20 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.....	116
Figura 3.26. Perfiles transversales del campo 10 cm x 10 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.	117
Figura 3.27. Diferencia entre los perfiles transversales del campo de 10 cm x 10 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.....	117
Figura 3.28. Perfiles longitudinales del campo 10 cm x 10 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.	118
Figura 3.29. Diferencia entre los perfiles longitudinales del campo de 10 cm x 10 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.....	118

Figura 3.30. Perfiles transversales del campo 6 cm x 6 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.....	119
Figura 3.31. Diferencia entre los perfiles transversales del campo de 6 cm x 6 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.....	119
Figura 3.32. Perfiles longitudinales del campo 6 cm x 6 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.....	120
Figura 3.33. Diferencia entre los perfiles longitudinales del campo de 6 cm x 6 cm obtenidos procesando las imágenes del <i>EPID</i> mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.....	120
Figura 5.1. Ilustración de una cuña física. El marco que rodea la cuña se utiliza para sujetarla al cabezal del acelerador.	135
Figura 5.2. Comparación de perfiles transversales de varios campos con cuña y un campo abierto medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo con los obtenidos a partir de imágenes adquiridas con el <i>EPID</i> mediante un proceso basado en un método de <i>WF</i> y una corrección de la <i>RFE</i>	137

Figura 5.3. Comparación de dos perfiles longitudinales de una imagen adquirida con el *EPID* de un campo 10 cm x 10 cm, uno procesado usando un procedimiento basado en *WF* y una corrección de la *RFE*, y otro obtenido con el procedimiento suministrado por el fabricante (*Portal Dosimetry*). En el eje secundario se muestra la simetría de ambos perfiles. 140

Figura 5.4. Comparación de dos perfiles longitudinales de una imagen adquirida con el *EPID* de un campo 15 cm x 15 cm, uno procesado usando un procedimiento basado en *WF* y una corrección de la *RFE*, y otro obtenido con el procedimiento suministrado por el fabricante (*Portal Dosimetry*). En el eje secundario se muestra la simetría de ambos perfiles. 141

Figura 5.5. Comparación de dos perfiles longitudinales de una imagen adquirida con el *EPID* de un campo 20 cm x 20 cm, uno procesado usando un procedimiento basado en *WF* y una corrección de la *RFE*, y otro obtenido con el procedimiento suministrado por el fabricante (*Portal Dosimetry*). En el eje secundario se muestra la simetría de ambos perfiles. 142

Figura 5.6. Comparación de dos perfiles longitudinales de una imagen adquirida con el *EPID* de un campo 40 cm x 30 cm, uno procesado usando un procedimiento basado en *WF* y una corrección de la *RFE*, y otro obtenido con el procedimiento suministrado por el fabricante (*Portal Dosimetry*). En el eje secundario se muestra la simetría de ambos perfiles. 143

Figura 5.7. Ilustración de la interfaz de usuario de la herramienta *JDICOM2Dose* desarrollada en este trabajo. 146

Figura 5.8. Ilustración del desplegable de modos de operación de la herramienta.....	147
Figura 5.9. Detalle del menú desplegable de configuración.	150
Figura 5.10. Detalle de la pantalla de configuración general de la herramienta <i>JDICOM2Dose</i>	151
Figura 5.11. Detalle de la pantalla de configuración de los campos de radiación, donde se pueden introducir los valores de los parámetros del modelo de calibración para cada combinación de energía y acelerador.	153
Figura 5.12. Pantalla para especificar las opciones a utilizar en el proceso auxiliar creado para interaccionar con <i>PCRT 3D</i>	155
Figura 5.13. Ilustración de la pantalla de ensamblaje del fichero FFF a partir de los fichero generado al irradiar por separado los cuatro cuadrantes del detector.	156

1. Introducción

Cáncer es el nombre con el que se hace referencia a un conjunto de enfermedades distintas que tienen como factor común un proceso descontrolado de proliferación celular. Las sociedades científicas de las especialidades médicas involucradas en el diagnóstico y el tratamiento del cáncer en España realizan un seguimiento estadístico exhaustivo de la incidencia del cáncer en nuestro país. Según la previsión de la Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM), se estiman en alrededor de un cuarto de millón los nuevos casos de cáncer que serán diagnosticados en el año 2015 en España¹. Actualmente, el cáncer es una de las principales causas de muerte en nuestro país, por lo que es de vital importancia para la sociedad el desarrollo y perfeccionamiento de técnicas capaces de mejorar la eficacia de los tratamientos contra esta enfermedad.

Los tres pilares principales, aunque no los únicos, del tratamiento del cáncer son la cirugía, la quimioterapia y la radioterapia, pudiéndose dar una combinación de cualquiera de estas tres opciones en el tratamiento de esta enfermedad. Según la Sociedad Americana de Oncología Radioterápica (ASTRO), cerca de dos tercios de los pacientes de cáncer serán tratados con radioterapia durante el desarrollo de su enfermedad².

¹ Página web oficial de la Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM)

http://www.seom.org/seomcms/images/stories/recursos/Las_cifras_del_cancer_2014.pdf

² Página oficial de la Asociación Americana de Oncología Radioterápica (ASTRO)

<https://www.astro.org/News-and-Media/Media-Resources/FAQs/Fast-Facts-About-Radiation-Therapy/Index.aspx>

La radioterapia es una técnica basada en la utilización de radiaciones ionizantes como parte del tratamiento del cáncer con el objetivo de controlar el crecimiento celular y eliminar las células malignas. El proceso de la radioterapia es complejo y multidisciplinar y se compone de una serie de etapas que comienzan con el diagnóstico de la enfermedad y, de ellas, la principal es la del tratamiento del tumor. Éste es delimitado como un volumen dentro del paciente, al que se debe administrar la dosis de radiación prescrita, evitando, en la medida de lo posible, irradiar los tejidos sanos que lo rodean (Ver figura 1.1). La radioterapia está dividida en dos ramas principales: la braquiterapia, que consiste en la colocación de fuentes de radiación dentro del paciente, en ocasiones, aprovechando cavidades corporales, y la radioterapia externa (RT) o teleterapia, en la cual, la fuente de radiación está situada a una distancia del paciente y la radiación llega al tumor desde el exterior del cuerpo del paciente.

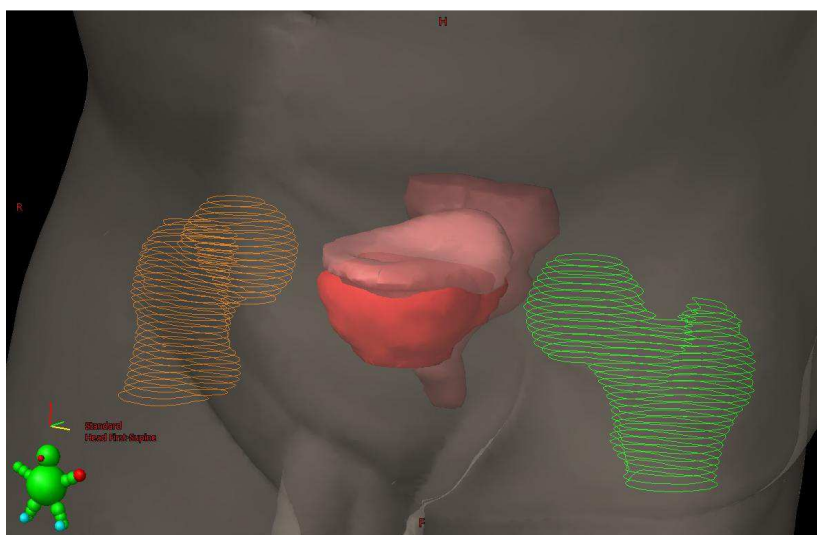


Figura 1.1. Ilustración de los volúmenes utilizados en radioterapia en el caso de cáncer de próstata: Cabezas femorales (naranja y verde), vejiga (encarnado), recto (marrón) y volumen a tratar (rojo).

1.1 Radioterapia Externa

El tipo de radioterapia externa más utilizada son los tratamientos con haces de fotones con energías máximas del orden del MeV, llamados también fotones de megavoltaje. Los haces de fotones de megavoltaje son producidos en un acelerador lineal de electrones (*LINAC*) al bombardear una delgada diana de un material de alto número atómico con electrones muy energéticos. Estos equipos son los de uso más extendido para los tratamientos contra el cáncer. Otros tipos de haces de fotones pueden diferir de los descritos anteriormente en su energía, como los producidos en un tubo de rayos X para tratamientos de ortovoltaje, o en su origen, como los producidos en unidades de cobalto-60. Estos últimos se originan a partir de la desintegración de los núcleos radiactivos de Co^{60} contenidos en una fuente que se utiliza en dicha unidad. Una fracción más pequeña de los tratamientos de radioterapia externa se lleva a cabo utilizando haces de otras partículas como electrones y, con menos frecuencia, partículas más pesadas como protones, neutrones e incluso iones ligeros; sin embargo, el uso de partículas pesadas está, en muchos casos, en investigación. En esta tesis, se utilizaron fotones de megavoltaje producidos en un *LINAC*.

La radioterapia moderna se caracteriza por la individualización del tratamiento para cada paciente, que se logra gracias a la adquisición de una tomografía computarizada (*TC*) de cada paciente sobre la que se realiza la planificación de su tratamiento personalizado. La información geométrica y funcional de estas imágenes *TC* puede ser complementada combinándola con otras exploraciones de *TC* o con diferentes modalidades de imagen, como la imagen por resonancia magnética (*IRM*) o la tomografía por emisión de positrones (*PET*) (Ver figura 1.2).

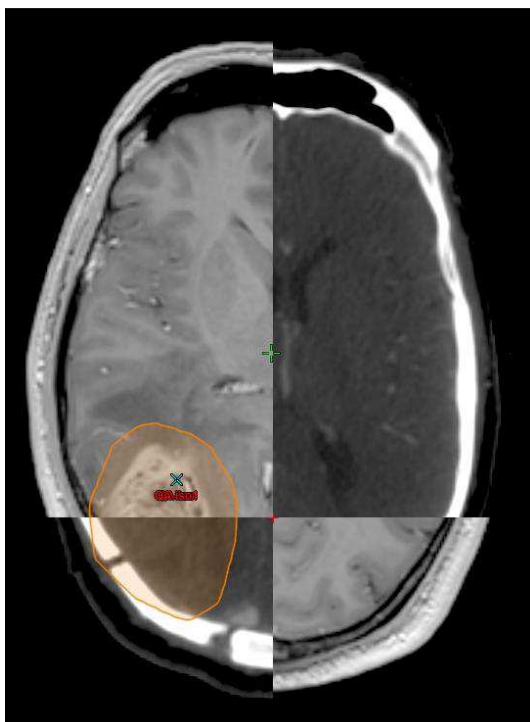


Figura 1.2. Fusión de una TC (cuadrantes superior derecho e inferior izquierdo) y una IRM (cuadrantes opuestos a la TC) de cráneo. Nótese como la IRM permite definir el tumor (englobado por el volumen naranja) de forma mucho más precisa.

Utilizando la información que este conjunto de imágenes del paciente ofrece, el médico especialista en oncología radioterápica es capaz de delimitar tanto el volumen del tumor que desea tratar como los tejidos y órganos sanos que, en la medida de lo posible, se pretende preservar de la radiación. Finalmente, el oncólogo radioterapeuta prescribirá una dosis absorbida al tumor y unos límites de dosis a los tejidos sanos, personalizados para ese paciente en concreto, que serán utilizados como objetivos en la planificación del tratamiento. La TC de planificación también proporciona información sobre las heterogeneidades de los tejidos y las cavidades internas del paciente. La densidad de los tejidos puede relacionarse con las unidades *Hounsfield* (HU) de cada voxel de la exploración y pueden ser utilizadas en el cálculo de la distribución de dosis absorbida de forma precisa. Todo esto permite al médico evaluar las bondades de las distintas opciones de tratamiento observando las

distribuciones de dosis planificadas sobre la anatomía interna del paciente y decidir cuál es la más adecuada para cada paciente concreto.

1.1.1 EL ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES Y NUEVAS TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA

Los *LINACs* son equipos diseñados para realizar técnicas de radioterapia externa y son capaces de focalizar de forma precisa la radiación hacia tumores localizados en áreas concretas de la anatomía del paciente. Para dirigir la radiación producida por el acelerador, estos equipos suelen disponer de colimadores con mandíbulas ajustables que, en un primer paso, restringen el tamaño del campo a una forma rectangular y de un colimador multilamina (*MLC*) que proporciona una colimación mucho más flexible (ver figura 1.3).

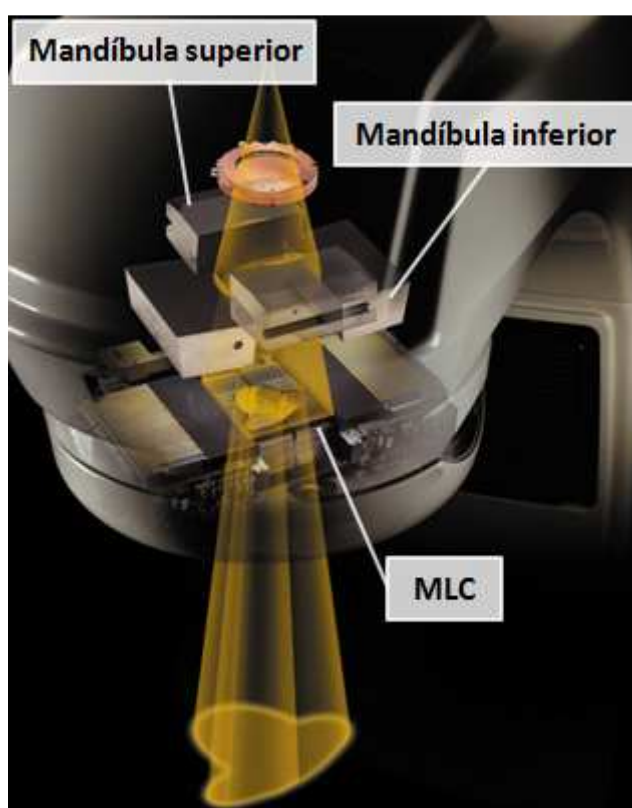


Figura 1.3. Ilustración del cabezal de un *LINAC* donde puede apreciarse el *MLC* y las mandíbulas ajustables.

La flexibilidad de estos sistemas de colimación ha permitido el desarrollo de técnicas de tratamiento como la radioterapia de intensidad modulada (*IMRT*) y la arcoterapia volumétrica (*VMAT*). Estos tratamientos son cada vez más sofisticados. En ellos las láminas del *MLC* se mueven mientras la tasa de dosis cambia, con el objetivo de restringir la dosis al interior del volumen a tratar de la forma más eficaz posible, evitando irradiar los órganos de riesgo. Esto significa un avance en la personalización del tratamiento que hace que resulte cada vez menos agresivo para los tejidos sanos, y ha tenido como consecuencia la disminución de la toxicidad, es decir, los efectos adversos y el aumento del control tumoral, al permitir una escalada de dosis o tratamientos más ambiciosos.

En este tipo de tratamientos, es muy usual que se usen aperturas pequeñas en las que está comprometido el equilibrio electrónico de la radiación. Aunque los modelos de cálculo actuales incluyen aproximaciones para trabajar en zonas donde puede no existir equilibrio electrónico, existen limitaciones que todavía pueden afectar al cálculo de la dosis en los tratamientos de *IMRT* o *VMAT*. Teniendo en cuenta esto, el consenso actual, basado en las recomendaciones de publicaciones como la *ICRU83* de 2010, sugiere realizar un control de calidad de los tratamientos de *IMRT* y *VMAT* para verificar que las desviaciones de la dosis administrada sean tolerables.

1.1.2 DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS DE IMAGEN PORTAL

Otro de los elementos habituales en un *LINAC* es el dispositivo electrónico de imagen portal (*EPID*). Está formado por un panel detector que se posiciona opuestamente a la fuente de radiación del *LINAC* (ver figura 1.4). Cuando el paciente se encuentra entre la fuente y el panel, permite obtener imágenes del paciente utilizando el mismo haz de radiación que se utilizará

para el tratamiento. Tiene como objetivo original obtener imágenes que permitan verificar que la posición del paciente se corresponde con la posición en la que se encontraba cuando se realizó la TC de planificación del tratamiento y, por tanto, que los haces de radiación depositarán la dosis prevista en las localizaciones planificadas. Esta verificación es una fase esencial del tratamiento de un paciente. La utilización de dispositivos de imagen de forma rutinaria para reducir la incertidumbre en la colocación de los pacientes forma parte la radioterapia guiada por la imagen (*IGRT*), una las técnicas que más éxito ha tenido a la hora de aumentar la calidad de los tratamientos de radioterapia.



Figura 1.4. Ilustración del funcionamiento de un *EPID* para la adquisición de imágenes.

Sin embargo la calidad de las imágenes (contraste y resolución) obtenidas con el *EPID* no resulta optima, debido a la alta energía de los fotones emitidos por el acelerador, y es por esto que, más recientemente, se han añadido a los *LINACs* otros dispositivos que han mejorado la calidad de la

imagen. Se trata de equipos de imagen fijados al *LINAC* (*OBI*), que no son otra cosa que un equipo de rayos X muy similar al que podemos utilizar para el diagnóstico que gira solidariamente con el brazo del acelerador (ver figura 1.5). Esto ha implicado la pérdida de interés en los *EPIDs* para obtener imágenes del paciente, debido a que los *OBI*s son capaces de obtener imágenes de mejor calidad involucrando una dosis colateral menor al paciente (*Murphy y cols., 2007*) .



Figura 1.5. Sistema *OBI* de un acelerador lineal *Varian iX*.

Simultáneamente a la disminución de interés en estos dispositivos para la obtención de imágenes del paciente, se ha desarrollado la dosimetría portal, un nuevo uso del *EPID* que aprovecha sus cualidades dosimétricas como elemento de control de calidad de los tratamientos, y cuyo éxito es, en la actualidad, incontestable.

Los *EPIDs* fueron concebidos originalmente para reemplazar las películas radiográficas en la verificación de la posición del paciente. Las

ventajas eran evidentes, se obtenían imágenes en formato digital que podían ser accesibles desde cualquier lugar y analizadas cuantitativamente de forma inmediata. Sin embargo, también contienen información sobre la dosis de radiación que incide sobre el área sensible. Por esa razón, desde que se introdujeron este tipo de dispositivos, ha existido un interés creciente en utilizarlos para dosimetría. Paralelamente, la evolución de los modelos de *EPID* ha sido un proceso que ha ido mejorando sus propiedades.

Aunque el desarrollo de los *EPIDs* se inició en la década de 1950, su uso no comenzó a generalizarse hasta finales de 1980. Inicialmente estos dispositivos estaban basados en matrices de cámaras de ionización rellenas de un líquido, generalmente *isooctano*, o en una cámara de video que captaba la luz visible generada por el haz de radiación cuando se hacía incidir en una capa de metal y fósforo (ver figura 1.6).

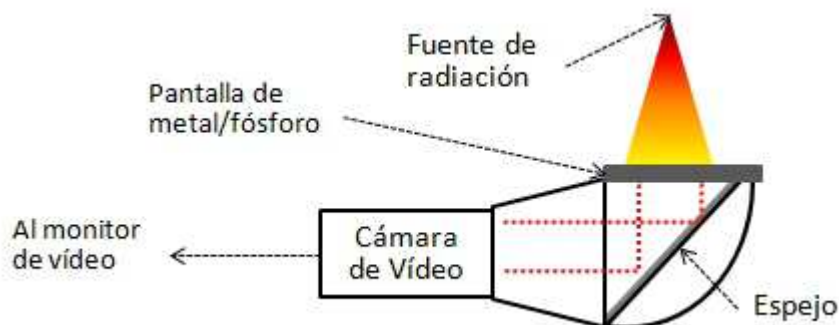


Figura 1.6. Esquema del funcionamiento de un *EPID* basado en una cámara de video.

Tanto un tipo como el otro producían, generalmente, imágenes de menor calidad (contraste y resolución) que las películas radiográficas (*Antonuk, 2002*). Por esta razón, la aparición de los *EPIDs* basados en un panel plano de silicio amorfo (aSi) desplazó rápidamente a las otras opciones. Los *EPIDs* basados en aSi son muy populares actualmente, pero fueron desarrollados originalmente por investigadores de la Universidad de Michigan y Xerox PARC

en 1987. Los primeros equipos basados en aSi fueron introducidos en el mercado en 2000 por *Varian Medical Systems (Palo Alto, CA)*, llamados "*Portal Vision AS500*" (Antonuk, 2002).

1.1.3 EL AS1000

Tanto el AS500 como su sucesor, el AS1000, con el que se ha llevado a cabo la segunda parte de esta investigación, son detectores indirectos de alta resolución. Es decir, los fotones del haz de rayos X interactúan con una placa de metal y de cristal de centelleo que los transforma en luz que finalmente forma la imagen (McCurdy y cols., 2001). La principal ventaja de este enfoque sobre el uso de un detector directo es el aumento de la eficiencia de la detección (El-Mohri y cols., 1999).

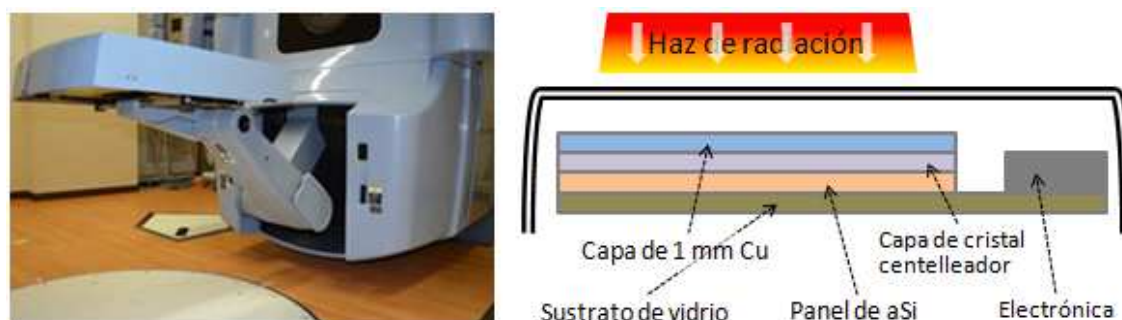


Figura 1.7. Ilustración esquemática de la composición del AS1000.

La unidad de detección de imagen AS1000 está formada por varias capas, ordenadas según van siendo atravesadas por la radiación (ver figura 1.7): En primer lugar, encontramos una capa protectora de material plástico de 9 mm, seguida por una placa de cobre de 1 mm que funciona como espesor de acumulación. Parte de los fotones del haz de rayos X incidente interactúan con esta placa produciendo fotones de menor energía que los que originalmente formaban el haz. Los rayos X y fotones resultantes interactúan con la capa de cristal de centelleo compuesta de oxisulfuro de gadolinio (Gd_2O_2S) y liberan fotones de luz visible que inciden en la capa de detección.

Esta capa se compone de una matriz de fotodiodos y transistores de película delgada (*TFT*) colocada sobre un sustrato de vidrio de 1 mm de espesor. En concreto, cada píxel de la imagen se corresponde con una pareja de un fotodiodo de *aSi* y un *TFT* que hace de interruptor (*Antonuk, 2002*) (Ver figura 1.8). La matriz que forma el *AS1000* contiene en total 1024x768 píxeles, cada uno con un tamaño de 0,39 mm x 0,39 mm, lo que representa un área de detección de 40x30 cm². La carcasa protectora está fabricada con plástico reforzado con fibra de vidrio.

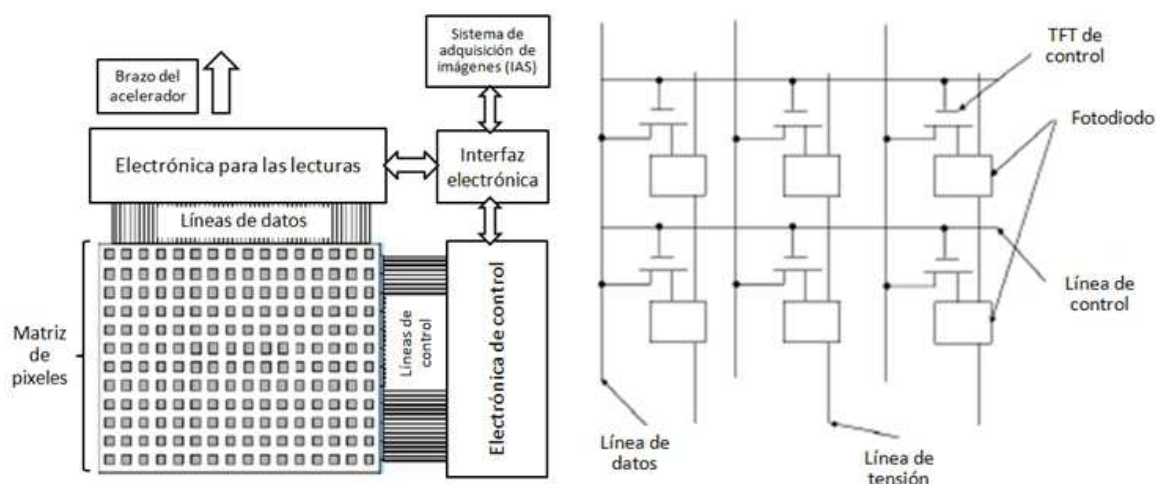


Figura 1.8. A la izquierda, diseño esquemático de la unidad de detección de la imagen AS1000. A la derecha, esquema de la disposición de los fotodiodos y las puertas de control según se usan en el dispositivo. (Ambas imágenes han sido extraídas de la documentación interna del fabricante)

El sistema de adquisición se completa con los programas informáticos de control, que controlan la posición del *EPID* y procesan los datos adquiridos para mostrarlos y almacenarlos en forma de imágenes. El sistema permite elegir entre diferentes modos de adquisición, pero solo el modo de imagen de integración continua es susceptible de ser utilizado para dosimetría portal. Cada uno de estos modos debe de tener una calibración para cada energía y tasa de dosis; además, esta calibración debe llevarse a cabo de forma periódica.

1.2 Dosimetría portal

Las características del *EPID* para su uso como dosímetro, han sido estudiadas de forma detallada por diversos autores, encontrando que la reproducibilidad de la respuesta de estos dispositivos estaba dentro del 2%, tanto a corto, como a largo plazo (*Greer y cols., 2003*). También resultó tener una dependencia lineal con la dosis, independiente de la tasa (*Chen y cols., 2006*). Junto a estas características, la presencia en la imagen de un efecto memoria insignificante (*Winkler y cols., 2005*) ha hecho patente el potencial de estos dispositivos para su uso en las diferentes modalidades de dosimetría portal (*van Elmpt y cols., 2008*).

1.2.1 INCONVENIENTES DEL *aSi EPID*

Hasta el momento, la prioridad de los fabricantes ha sido la optimización de la calidad de la imagen con la menor dosis posible al paciente. La consecuencia de este diseño orientado a mejorar la calidad de la imagen es que los materiales de los que se componen estos dispositivos, tales como capas de cobre o Gb_2O_2S , tienen un número atómico alto con el fin de aumentar la eficiencia de la detección, pero esto que puede parecer una ventaja, es responsable de que el *EPID* no tenga un comportamiento equivalente al tejido y de que la transformación de la dosis medida por el *EPID* en dosis absorbida en agua no sea automática. La dependencia de la respuesta con la energía y la sobre-respuesta a los fotones de baja energía son problemas bien conocidos en el campo de la dosimetría portal (*Kirkby y cols., 2005*). Debido a esto, solamente la utilización del *EPID* para la verificación pre-tratamiento de la fluencia administrada por los campos en un tratamiento ha llegado a ser implementada y comercializada ampliamente. El uso del resto de

aplicaciones ha quedado reducido a unos pocos centros de referencia e investigación.

Existen otros problemas que están relacionados con el diseño de estos dispositivos comerciales y que no han sido resueltos por los fabricantes todavía. Uno de ellos es que el espesor equivalente a agua que la radiación se encuentra antes de llegar a la capa de detectores tiene un valor típico de alrededor de 8 mm, es decir, se sitúa en la zona de acumulación o “*build-up*” (Nijsten y cols., 2007). En esta región, la dosis cambia rápidamente con la profundidad y no resulta ser una zona conveniente para adquirir datos de dosis. Otro de los problemas derivados del diseño es causado por las fuentes de radiación retrodispersada en la carcasa o en las estructuras que sostienen y mueven el *EPID*, como motores, cables, y, principalmente, el brazo robótico (Rowshanfarzad y cols., 2010). La dispersión de la radiación en estas estructuras puede contribuir a un error de hasta el 6% en la dosis, dependiendo del tamaño del campo y la posición dentro del mismo. Han sido propuestas algunas modificaciones en el diseño para mitigar estos efectos, pero quedan fuera del alcance de este trabajo y no han influido significativamente en el desarrollo de esta investigación, así que no abundaremos en ellas.

1.2.2 LA CALIBRACIÓN DEL *EPID*

Para terminar de indicar las limitaciones del uso de los *EPIDs* como detectores de dosis de radiación, debemos prestar atención a las aplicaciones informáticas que permiten adquirir los datos y procesarlos. Un punto crítico es la calibración de estos dispositivos para la adquisición de imágenes y resulta también esencial para la aplicación en dosimetría portal (Greer, 2005). El procedimiento de calibración pretende corregir los píxeles de la matriz detectora que han dejado de funcionar, las aportaciones a la imagen de la

señal de cada detector en ausencia de radiación y la distorsión creada en la imagen debida a la diferencia de sensibilidad relativa que tienen los detectores entre ellos.

La calibración de este equipo consta de tres conjuntos de datos básicos almacenados en el sistema de adquisición de imagen (*IAS*). En primer lugar, un mapa de píxeles “muertos” que son ignorados durante la adquisición y cuyo valor es interpolado después a partir de los adyacentes. Dicho mapa es común para todas las energías y tasas de dosis. También consta de un campo de fondo o “*dark field*” (*DF*) y de un campo de inundación o “*flood field*” (*FF*) por cada combinación de energía y tasa de dosis. El *DF* es una adquisición obtenida sin radiación y se utiliza para eliminar la señal espuria que aparece en los detectores cuando no hay radiación. Por último, el *FF* se utiliza para corregir las diferencias en la sensibilidad de los diferentes píxeles del *EPID*.

La forma de realizar la corrección de estas diferencias en la sensibilidad es la que resulta perjudicial para la dosimetría portal. La técnica más ampliamente extendida consiste en irradiar la superficie sensible del *EPID* con un campo de radiación lo suficientemente grande como para cubrirla completamente. Esta técnica es llamada calibración mediante *FF*. La respuesta de cada píxel se iguala como si la intensidad de la radiación en cualquier punto del campo fuera uniforme (*Greer, 2005; Parent y cols., 2007*). Aunque esta suposición es falsa, no tiene demasiada trascendencia en el caso de que el *EPID* se utilice para obtener imágenes de los pacientes. Sin embargo, es muy perjudicial en el caso de que se quiera utilizar para llevar a cabo procedimientos de dosimetría portal. El procedimiento consiste en obtener una imagen de un campo que cubra toda la superficie sensible del detector y guardarla como imagen *FF*. Cada imagen que se obtenga, una vez eliminada la

contribución del fondo (DF), será dividida por la imagen FF , eliminando las diferencias de respuesta de cada píxel, y multiplicada por el promedio del valor de los píxeles de la imagen FF (ver figura 1.9). El problema reside en que esta división elimina también la distribución heterogénea de la dosis dentro del haz, que, como ya hemos dicho, no es uniforme. Para usar estas imágenes en dosimetría portal, es decir, para estimar la dosis del haz, es necesario restaurar esa heterogeneidad.

$$IMAGEN_{corregida} = \left(\frac{IMAGEN_{original} - DF}{FF} \right) \times FF_{promedio}$$

Figura 1.9. Ilustración del funcionamiento de la calibración de un *EPID*.

El procedimiento de restauración aconsejado por los fabricantes es multiplicar la imagen, bien por un perfil diagonal de dosis medido a la profundidad de referencia con una cámara de ionización en un maniquí de agua, o bien por una matriz de dosis a una profundidad de referencia, obtenida de una forma similar. Este procedimiento utiliza el mismo haz de radiación que va a ser medido para calibrar el detector, lo que introduce una autorreferencia en el proceso, restándole coherencia y solidez. Además, si la alineación del *EPID* con el haz de radiación no es la misma que la que fue utilizada en la calibración, se producen indeseables artefactos y distorsiones en las distribuciones de dosis, debidos a un mal alineamiento del haz medido y del perfil diagonal utilizado en la calibración.

1.2.3 ACTUALIDAD DE LA DOSIMETRÍA PORTAL

Las modalidades de dosimetría se pueden clasificar según el momento en el que se adquieren las imágenes: antes de administrar el tratamiento al paciente (*pre-tratamiento*) o simultáneamente a la administración del tratamiento, en presencia del paciente, llamada *in-vivo*. Por otro lado, también se clasifican según si hay, o no, medio dispersor entre la fuente del haz y el *EPID*.

La dosimetría portal en su modalidad de no transmisión, también llamada sin tránsito o no tránsito, consiste en verificar la fluencia de los haces o la dosis administrada por ellos sin introducir un paciente o un maniquí. Esta modalidad está forzosamente asociada a la verificación pre-tratamiento y está ampliamente extendida. Por otro lado, si la adquisición de fluencia o dosis usando el *EPID* se realiza con el paciente o un maniquí entre la fuente de radiación y el *EPID*, estamos hablando de modo transmisión y de dosimetría en tránsito. En la figura 1.10 se muestra un esquema sobre los enfoques posibles de la dosimetría portal.

Estas técnicas de dosimetría portal se están introduciendo cada vez en más centros, y los esfuerzos de los investigadores involucrados en la investigación, el desarrollo y el perfeccionamiento de estos modelos son seguidos con gran interés por los profesionales de la física médica. Aunque existan complicaciones en el diseño y en los procedimientos, éstas son bien conocidas y no han resultado insuperables. Esta clasificación ha sido extraída de un trabajo de revisión bibliográfica sobre dosimetría portal en el que se hace referencia a las principales publicaciones sobre cada una de las técnicas de dosimetría portal (*van Elmpt y cols., 2008*). Para no extendernos demasiado, en este trabajo nos vamos a limitar a explicar brevemente en qué consiste cada

una de ellas, a citar algunos desarrollos que ya han sido comercializados y a dar los ejemplos que nos parecen más ilustrativos.

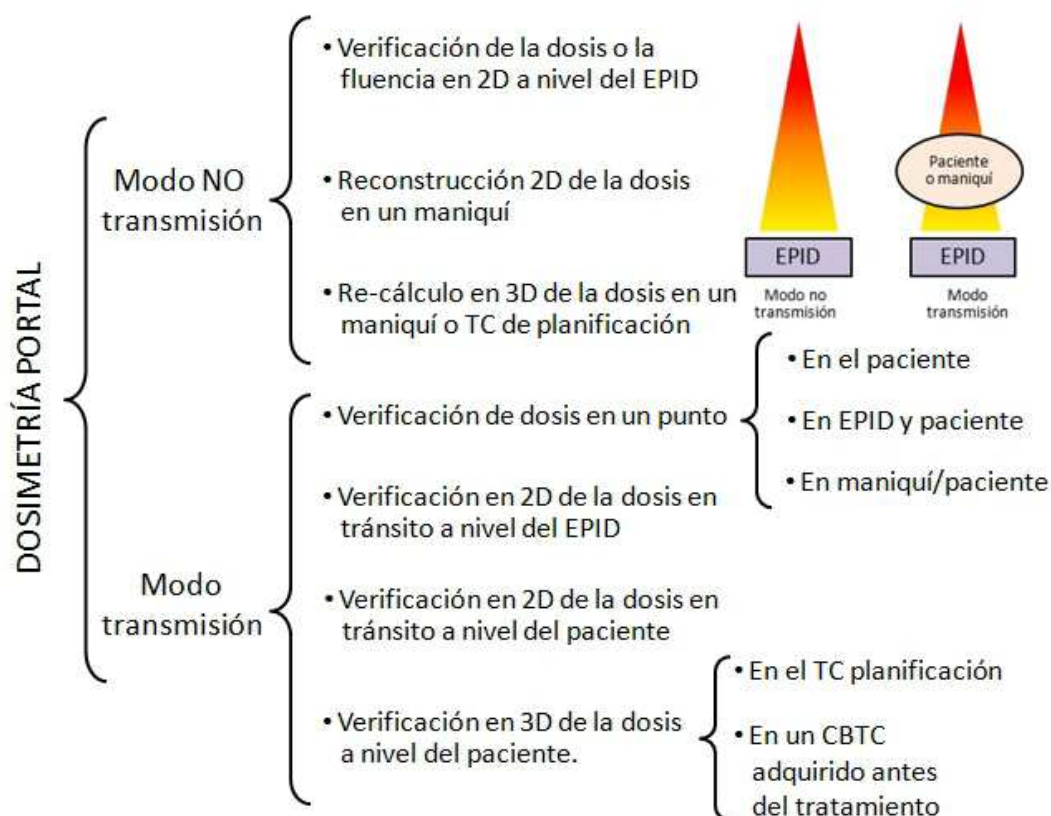


Figura 1.10. Esquema de los modos de dosimetría portal y los diferentes enfoques que pueden adoptarse. (Las siglas *CBTC* hacen referencia a una imagen tomográfica cónica adquirida en el propio *LINAC*, del inglés *Cone Beam CT*)

El área en la que se utiliza el *EPID* como detector para la verificación *pre-tratamiento* y sin tránsito de campos de *IMRT* ha sido estudiada en profundidad (*Greer y cols., 2003; van Esch y cols., 2004*). Estas técnicas se basan en evaluar la exactitud con la que la fluencia calculada por el sistema de planificación de tratamiento (*TPS*) es administrada por el acelerador. Esto se consigue comparando las imágenes obtenidas por el *EPID* al ser irradiado con un campo de *IMRT* con el mapa de fluencia predicho específicamente por el sistema de planificación de tratamiento con el que se ha calculado la

distribución de la dosis a suministrar en el tratamiento. Como resultado de estas investigaciones, han sido comercializados varios paquetes de dosimetría portal para verificaciones *pre-tratamiento*. Uno de los más usados es “*Portal Dosimetry*” de *Varian Medical Systems*. Este método de dosimetría portal transforma una imagen acumulada de todos los fotogramas adquiridos durante la administración del haz sobre el *EPID* en una imagen de “dosis” portal. Por otro lado, genera un plan de verificación especial y, mediante un algoritmo dedicado (*PDIP*), calcula la imagen de dosis portal esperada en el *EPID*. La verificación se lleva a cabo comparando las dos. El algoritmo debe ser configurado introduciendo medidas realizadas en un maniquí de agua con una cámara de ionización y con el propio *EPID*. Debido a la gran diferencia de composición que hay entre el *EPID* y el agua, el fabricante evita los términos dosis y Gy en el contexto de la dosimetría portal. En su lugar utiliza las unidades calibradas (*CU*), donde 1 *CU* suele corresponder a 1 Gy en agua a la profundidad de referencia, aunque depende, obviamente, de la calibración elegida por el usuario.

Otro paquete para la verificación *pre-tratamiento* sin tránsito es *EPIDose* (*Sun Nuclear, Melbourne, FL*) que utiliza las imágenes integradas que genera el *EPID* para estimar la dosis absoluta en un plano normal al eje del haz en un medio homogéneo (*Nelms y cols., 2010; Varatharaj y cols., 2010*). Estos planos de dosis pueden ser comparados con los calculados por el TPS en un maniquí que se adecúe a estas mismas condiciones.

También se ha investigado el uso del *EPID de Elekta (iViewGT)* (*Winkler y cols., 2006; Cilla y cols., 2011*) y el de *Siemens (Optivue)* (*Nijsten y cols., 2007*) para su uso en verificaciones *pre-tratamiento* sin tránsito. En estos estudios se desarrollaron funciones analíticas para corregir la respuesta no

lineal del *EPID* frente al tiempo de irradiación, dosis o tasa de dosis. En algunos casos, los procesos de dispersión de la radiación en el *EPID* se corrigieron por medio de los núcleos de convolución determinados empíricamente. Sin embargo, a diferencia del caso de *Varian*, no hemos encontrado para estos equipos desarrollos comercializados por sus respectivos fabricantes.

En cuanto a aplicaciones desarrolladas para dosimetría portal pre-tratamiento en tránsito con un maniquí, se han publicado estudios utilizando todos los *EPIDs* disponibles en el mercado (*Cilla y cols., 2011; Fidanzio y cols., 2010*). Los modelos matemáticos de calibración en dosis aplicados a un *EPID* de *aSi* se han mejorado hasta ser lo suficientemente sofisticados y realistas como para acercarse cada vez más a los resultados esperados. Estos modelos tienen en cuenta la dependencia de la respuesta con el tamaño del campo, con la energía de los fotones incidentes y también los efectos de memoria. Utilizando estos modelos se ha conseguido comparar la “dosis” portal medida con la predicha para cada campo de tratamiento a nivel del propio *EPID* (*Van Esch y cols., 2004*) o la verificación de las posiciones de las láminas en campos de *IMRT* (*Greer y cols., 2003; Parent y cols., 2006*). A nivel del paciente, también ha sido posible la verificación pre-tratamiento de la distribución tridimensional de dosis absorbida al utilizar la fluencia de cada haz, obtenida de las imágenes de “dosis” portal reconstruyéndola en diferentes tipos de maniquí (*Renner y cols., 2005; Steciw y cols., 2005; van Elmpt y cols., 2006 ;van Zijtveld y cols., 2007*).

Por último, otro prometedor enfoque es la dosimetría portal in vivo, que consiste en la verificación de la dosis administrada usando los datos adquiridos en el momento del tratamiento. Se han desarrollado dos enfoques de esta

técnica: por un lado, se puede utilizar una imagen portal adquirida durante el tratamiento, es decir, a partir de la radiación transmitida a través del paciente que llega al *EPID*. Se compara con la imagen predicha por el *TPS* al proyectar la radiación que atraviesa el paciente hasta la superficie del *EPID*. Tal comparación puede revelar problemas en la dosimetría, en el rendimiento del acelerador, errores en el tratamiento, como, por ejemplo, errores con cuñas y compensadores, o cambios en la anatomía del paciente (*Fidanzio y cols., 2011; van Zijtveld y cols., 2009*). Sin embargo, otros grupos han investigado métodos de retroproyección para estimar la distribución de dosis en el paciente a partir de la imagen obtenida en el *EPID*. Esto implica separar las componentes secundaria y primaria de la radiación detectada en el *EPID* y utilizar la última para calcular la distribución de la dosis absorbida en el paciente, representándola como un mapa tridimensional sobre el *TC* de planificación o sobre un *CBCT* adquirido inmediatamente antes del tratamiento (*Wendling y cols., 2009; Piermattei y cols., 2012*). Esta distribución tridimensional de la dosis puede ser después comparada con la calculada con el *TPS*.

A pesar de la inmediata disponibilidad de los *EPIDs* en los aceleradores modernos y sus atractivas características para la dosimetría portal, su uso en la actualidad es todavía limitado, sobre todo en los modos de dosimetría con transmisión e in-vivo. Uno de los principales inconvenientes para estos dispositivos es encontrar un modelo de calibración adecuado para la conversión de la imagen del *EPID* a dosis absorbida. Estos modelos no resultan lo suficientemente robustos y flexibles como para dar cobertura a todas las técnicas y configuraciones de tratamiento (*van Elmpt y cols., 2008*). Algunos centros punteros han desarrollado programas informáticos para su uso interno, que han requerido una minuciosa evaluación antes de su introducción en la rutina clínica.

Obviamente, sería deseable poder utilizar el mismo equipo, el *EPID*, para realizar las verificaciones geométricas y dosimétricas de los tratamientos como estrategia para disminuir, tanto los costos y el tiempo de los tratamientos, como la carga de trabajo de las verificaciones. Todo esto, con un mantenimiento mínimo. Como un añadido, si este mismo equipo pudiera ser utilizado para tareas menores de control de calidad rutinario del acelerador, el rendimiento obtenido de los *EPIDs* estaría mucho más cerca de ser óptimo.

1.2.4 JUSTIFICACIÓN DE LOS OBJETIVOS

La dosimetría portal basada en los *EPID* de *aSi* es una herramienta ampliamente aceptada y su uso se ha extendido debido a su gran utilidad. Las razones son muy diversas: en primer lugar, el *EPID* es un equipo que ya está incorporado al *LINAC*, no es necesario adquirirlo por separado. Normalmente, para realizar medidas dosimétricas, es necesario realizar el montaje de los dispositivos a utilizar y, lógicamente, desmontarlos después, pero esto no es necesario en el caso del *EPID*, que ya está adosado al acelerador. Además, estos dispositivos suponían una mejora considerable de la resolución frente a las matrices de detectores y de la reproducibilidad de los resultados frente a las películas dosimétricas. En los casos en los que existía un paquete informático incorporado al flujo de trabajo, los resultados son inmediatos y la reducción de la carga de trabajo resulta muy significativa.

Por todo esto, en nuestro caso se consideró que estaba justificado el esfuerzo de desarrollar una herramienta informática que permitiese aplicar un modelo matemático de calibración en dosis al *EPID* que se tenía disponible, ya que no había opciones comercializadas.

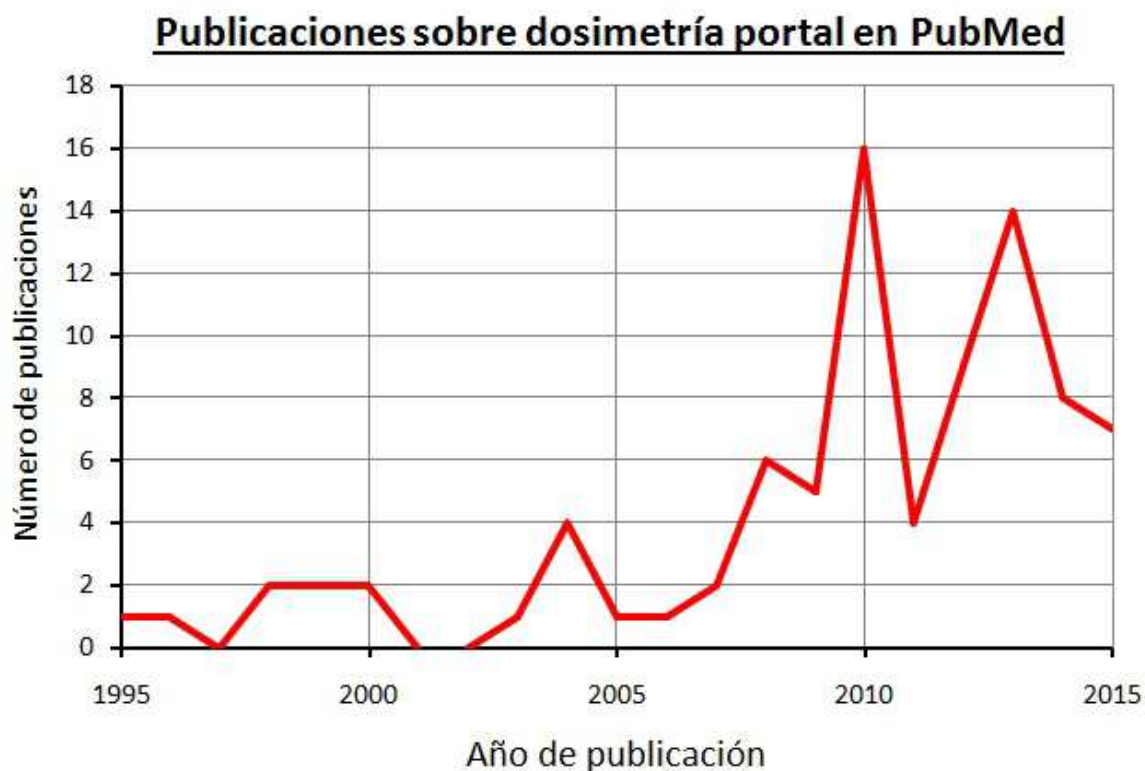


Figura 1.11. Número de publicaciones por año que aparecen indexadas en *PubMed* y que contienen “*Portal Dosimetry*” en el título o el resumen.

En la actualidad, el papel del *EPID* en la dosimetría, después del auge de la dosimetría portal, mantiene interés entre los profesionales por los avances realizados en este campo y el ritmo de las publicaciones no disminuye (Ver figura 1.11). Los trabajos más recientes inciden en el uso del *EPID* para el control de calidad del acelerador (*Dawoud y cols., 2014; Spreeuw y cols., 2015*) de las técnicas de *IMRT* o *VMAT* (*Merheb y cols., 2015; Zwan y cols., 2014*), utilizando diferentes modos de dosimetría portal (ver figura 1.10). Sin embargo, recientemente, los aceleradores de electrones tienen la opción de incorporar sistemas de imagen adicionales (*OBI*) que utilizan rayos X de kilovoltaje para generar sus imágenes en lugar de utilizar la radiación de megavoltaje generada por el *LINAC* para este fin (ver figura 1.5). Estos sistemas producen imágenes de mejor calidad que las obtenidas por el *EPID*, así que es de esperar que el

uso de este equipo como dispositivo de imagen vaya perdiendo prioridad paulatinamente.

Aun así, los usos del *EPID* para dosimetría portal no están, a día de hoy, exentos de crítica.

El gran desarrollo que ha experimentado la dosimetría portal en las dos últimas décadas, como ya se ha explicado, ha llevado a obtener modelos de calibración y procedimientos de calibración cada vez más sofisticados y completos. Sin embargo todos ellos, sin excepción, parten de la misma base: la imagen obtenida en el *EPID*. El modo de obtener esta imagen es corregir la imagen original obtenida en el *EPID* usando una matriz de corrección de la sensibilidad de los píxeles, que elimine las diferencias en la respuesta de cada píxel individual a una dosis dada. A pesar de las limitaciones que impone el uso de la calibración de la sensibilidad por medio de un método de *FF*, ya comentadas antes, los fabricantes no han introducido modificaciones al respecto en sus equipos. Se han realizado algunos trabajos proponiendo soluciones basadas en un campo de radiación deslizante que cubriera toda la superficie del *EPID* en diferentes disparos (*Greer, 2005*) o en una calibración basada en una simulación por Monte Carlo de la respuesta esperada a un campo *FF* (*Parent y cols., 2007*), entre otras. Hacer uso para la calibración de la sensibilidad de los píxeles del *EPID* del mismo haz de radiación que va a ser después objeto de medidas ha sido criticado abiertamente por ser un procedimiento inconsistente y auto referenciado (*van Elmpt y cols., 2009a*).

Dentro de nuestros objetivos está el buscar una forma de calibración del *EPID* que evite los problemas que acabamos de señalar.

Los métodos propuestos hasta la fecha, aunque sus resultados eran buenos, no se han implantado de forma rutinaria debido a que los

procedimientos a aplicar son engorrosos y no están al alcance de la mayoría de los centros de radioterapia.

1.3 Objetivos

1.3.1 OBJETIVO PRINCIPAL: DESARROLLO DE UN NUEVO MÉTODO DE CALIBRACIÓN DE LA SENSIBILIDAD DE LOS PÍXELES DE UN EPID PARA DOSIMETRÍA PORTAL

El objetivo principal de esta tesis fue obtener un procedimiento que determinara explícitamente la sensibilidad relativa de cada píxel del EPID, de una forma que resultara independiente del haz de radiación y sin la necesidad de utilizar una fuente de radiación externa al equipo. Las imágenes procesadas usando la calibración obtenida por este nuevo método no deben mostrar artefactos o distorsiones cuando son adquiridas con el EPID fuera de la posición de referencia, contrariamente a lo que ocurre con el método de calibración basado en FF y utilizado actualmente de forma generalizada.

1.3.2 OBJETIVO SECUNDARIO: CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN EPID Y DESARROLLO DE UN MODELO SIMPLE DE DOSIMETRÍA PORTAL.

En el año 2009, cuando comenzó a gestarse este trabajo de tesis, se incorporó al equipamiento del servicio de Oncología Radioterápica de Hospital Clínico Universitario “*Lozano Blesa*” de Zaragoza un nuevo *LINAC* dotado de esta tecnología, pero no existía en el mercado un paquete de aplicaciones que permitiera utilizar este equipo para las labores más básicas de la dosimetría portal. El objetivo de este trabajo, en una primera fase, fue estudiar las propiedades de este *EPID* para su uso en dosimetría, como el estudio del espesor de acumulación (“*build-up*”) intrínseco del dispositivo, la linealidad y reproducibilidad de la respuesta y dependencia con el tamaño de campo, el

efecto memoria. Basándonos en estos conocimientos, crear un procedimiento de calibrado del *EPID* para poder obtener distribuciones de dosis en el plano del dispositivo y compararlas con las obtenidas con medio de otros métodos: medidas con detectores o calculados con un *TPS*. Este procedimiento debía sostenerse en una aplicación informática ágil e interactiva que automatizara y facilitara todo el proceso. A más largo plazo, la intención era que esta herramienta permitiera efectuar las verificaciones de los tratamientos y las tareas de control de calidad que fuera posible, de forma fiable, rápida y precisa.

1.4 Estructura de la tesis

Esta tesis se estructura en 5 capítulos. En el primero se introduce el tema se proponen los objetivos.

En el capítulo 2 se desarrolla el trabajo realizado para lograr el objetivo secundario presentado. Se describen los resultados del trabajo realizado para caracterizar dosimétricamente un *EPID* del fabricante *Siemens*, incluido en un acelerador *Oncor Precission* y los resultados obtenidos en este estudio. Posteriormente, también se describirá el modelo de calibración implementado para su uso en dosimetría portal *pre-tratamiento* y su validación para la verificación de tratamientos de *IMRT*.

El capítulo 3 desarrolla el objetivo principal de esta tesis, que es la obtención de un nuevo método de calibración de la sensibilidad de los píxeles del *EPID* para dosimetría portal independiente de la distribución de la fluencia dentro del campo de calibración. Este método debe ser capaz de determinar la sensibilidad relativa de cada píxel de forma intrínseca, sin necesidad de irradiar el *EPID* con una fuente externa al equipo. La intención es dotar de una base más robusta y coherente a los procedimientos de dosimetría portal. En primer

lugar, se definen los postulados asumidos y magnitudes utilizadas. Además, se desarrolla la nueva teoría matemática que da soporte al método. Posteriormente, se describe como se ha adaptado este procedimiento a las características y restricciones del *EPID*. Después, se detallan los recursos materiales utilizados y se describe la aplicación informática desarrollada para llevar a cabo los procesos, tanto de calibración, como de procesamiento de los datos. Se describen, además, el procedimiento de calibración y la introducción del factor de variación de la respuesta fuera del eje. Finalmente, se describe el método de validación experimental de los resultados. Se presentan los resultados, y se discuten las ventajas e inconvenientes del método propuesto.

El capítulo 4 hace una exposición de las conclusiones obtenidas del desarrollo de esta tesis y propone algunos desarrollos futuros y líneas de investigación que podrían seguir explorándose.

El capítulo 5 aparece en forma de anexos, e incluyen brevemente algunos resultados y documentos adicionales que, por simplificar la exposición, no aparecen previamente.

Finalmente, se incluyen las referencias citadas en este trabajo.

2. CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN EPID Y DESARROLLO DE UN MODELO SIMPLE DE DOSIMETRÍA PORTAL

2.1 Introducción

La aparición de los *EPID* de *aSi* ha aumentado el interés en su uso para dosimetría portal. Se ha estudiado su comportamiento para fines dosimétricos de forma muy extensa, con buenos resultados en general de reproducibilidad, linealidad, efectos de memoria y otras características deseables (*van Elmpt y cols., 2008; Greer y cols., 2003; Greer y cols., 2007*).

El uso del *EPID* de un acelerador para la verificación de tratamientos de *IMRT* o para el control de calidad del mismo, lo ha convertido en una herramienta versátil y capaz de aumentar la calidad de los controles, a la vez, disminuyendo los costes (*Lee y cols., 2009; van Esch y cols., 2004*). Los trabajos publicados sobre las prestaciones de los *EPIDs* han desarrollado multitud de modelos matemáticos para la caracterización dosimétrica de estos dispositivos, teniendo en cuenta los tiempos muertos del detector, efectos de memoria, la homogeneidad de la respuesta entre píxeles, corrección de los efectos del tamaño de campo o para puntos fuera del eje y coeficientes para convertir la señal en dosis. El objetivo de esta parte del trabajo es construir un modelo matemático de calibración basado en las referencias que más se aproximan a nuestros intereses (*Nijsten y cols., 2007*), crear un procedimiento de calibración y desarrollar una aplicación informática que incluya y agilice lo anterior.

En primer lugar se estudió la respuesta de nuestro dispositivo y, con esta información, se eligió un modelo de calibración en dosis en modo “no

transmisión” que se adaptara a las prestaciones de nuestro EPID. En segundo lugar, se propuso un procedimiento de calibración del EPID y se desarrolló una aplicación que permitiera realizar tanto la calibración como la transformación de los datos para su estudio de forma rápida y versátil. Por último se verificaron los resultados obtenidos y se analizaron las limitaciones que deben de ser tenidas en cuenta para la aplicación de este modelo.

2.2 Material

En este trabajo se han investigado las características de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) *OptiVue™ 1000 ST* (Siemens Medical Solutions, Concord, California) montado sobre un acelerador lineal de electrones multienergético *Mevatron Oncor™ Expression* (Siemens Medical Solutions, Concord, California). Se usaron haces de fotones de 6 MV y tasa 200 UM/min. Este EPID cuenta con un tamaño útil de 41 cm x 41 cm y una resolución de 1024 x 1024 píxeles. La distancia fuente-EPID (DFI) puede estar comprendida entre 120 y 160 cm en este dispositivo.

La adquisición de las imágenes se realizó utilizando *Siemens Coherence Therapist Workspace* (versión 2.1.24) como programa de adquisición y el modo “portal simultáneo” para todas las medidas efectuadas. En este modo, el EPID adquiere imágenes durante el tiempo que dure la irradiación del campo. Estas imágenes son corregidas automáticamente por la herramienta de adquisición, eliminando la influencia del fondo, interpolando los píxeles inactivos y corrigiendo las diferencias de respuesta a la radiación entre los píxeles y las inhomogeneidades de la distribución de dosis en el plano de haz. Estas transformaciones se efectúan a partir de la calibración periódica de la ganancia y el mapa de píxeles muertos, y deben estar actualizados con la periodicidad que especifica el fabricante. Las imágenes son adquiridas a un ritmo de 6,9

subimágenes (“*subframes*”) por segundo, éstas son acumuladas en la imagen final, almacenando el promedio de todas ellas, excepto en los campos de Radioterapia de Intensidad Modulada (*IMRT*), en los cuales también se guarda información de cada segmento en distintas capas de la imagen.

La distancia fuente-*EPID* fue fijada de forma arbitraria para este estudio a 145 cm, aunque los procedimientos de calibración son igualmente válidos para cualquier distancia dentro de los límites del *EPID* y siempre que exista una calibración de la ganancia para esa distancia en la aplicación de adquisición.

Las medidas puntuales de dosis absorbida se realizaron con un electrómetro *NE2620* y las siguientes cámaras de ionización: *NE 2505* tipo *farmer*, calibrada con el electrómetro anterior; *PTW B31010* de 0,125 cm³ de y *PTW TB34001*, tipo cámara plana.

Los perfiles de dosis fueron medidos con un sistema detector bidimensional *MatriXX* (*IBA Dosimetry*) de 1020 cámaras de ionización con un área activa de 24,4 cm x 24,4 cm y con una distancia entre ellas de 7,62 mm. La aplicación comercial asociada a este detector es *OmniPro-1'mRT* versión 1.7 y se utilizó para la validación de los resultados experimentales obtenidos con el modelo de calibración.

2.3 Método

2.3.1 LINEALIDAD, REPRODUCIBILIDAD Y RUIDO DE LA RESPUESTA DEL *EPID*

Para determinar si el *EPID* podía ser usado como detector de radiación, fue necesario comprobar que la respuesta fuese estable, reproducible y estudiar su dependencia con la dosis que se le administraba. Para estudiar estas características, se realizaron irradiaciones del *EPID* con distinto número de unidades de monitor (*UM*) (1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 75, 100, 125, 150

y 200 UM) con un campo 10 cm x 10 cm y una DFI de 145 cm. El tamaño de campo se especificará en todo este trabajo en el plano del isocentro, es decir, a una distancia de la fuente de 100 cm, salvo que se indique lo contrario. Se repitió el proceso 4 veces en días distintos. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor de píxel promediado entre los píxeles del cuadro central (5 mm x 5 mm) y se determinó la desviación estándar del valor de píxel dentro del cuadrado central para cada irradiación para valorar el cociente señal/ruido. Se estudiaron la reproducibilidad de las medidas y su linealidad con el número de MU administradas.

2.3.2 ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DEL “*BUILD-UP*” Y EL TAMAÑO DE CAMPO EN LA RESPUESTA DEL EPID

El comportamiento de estos dispositivos se suele distanciar bastante del comportamiento de los detectores que suelen usarse en la práctica habitual como cámaras de ionización, diodos o películas radiográficas (*Chen y cols., 2006*). Resulta conveniente estudiar diferencias en el comportamiento al variar el espesor de material interpuesto entre el EPID y el haz o la variación del tamaño de campo. Basándonos en estas diferencias y en los datos proporcionados por el fabricante (ver figura 2.1), se hizo una estimación del “*build-up*” intrínseco del EPID y se decidió que correcciones era necesario introducir en el modelo matemático de calibración en dosis.

Para estudiar la influencia del “*build-up*” se realizaron irradiaciones del EPID con distintos “*build-up*” (0, 5, 10, 15, 20, 30, 40 y 50 mm) de agua sólida (*RW3*) de IBA Dosimetry, con 30 UM, un campo 10 cm x 10 cm y una DFI de 145 cm. A su vez, se midió la dosis en un maniquí de *RW3* con los mismos campos y con una distancia fuente detector (DFD) de 145 cm y “*build-up*” 5, 10, 15, 20, 30, 40, 50, 60, y 80 mm, usando la cámara de ionización plana PTW

TB34001 y corrigiendo por presión y temperatura. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor del píxel promediado entre los píxeles del cuadro central y la dosis en agua se obtuvo en unidades arbitrarias. Se compararon los resultados de las medidas por ambos métodos, normalizando las curvas en el máximo, corrigiendo la profundidad por la densidad del *RW3*.

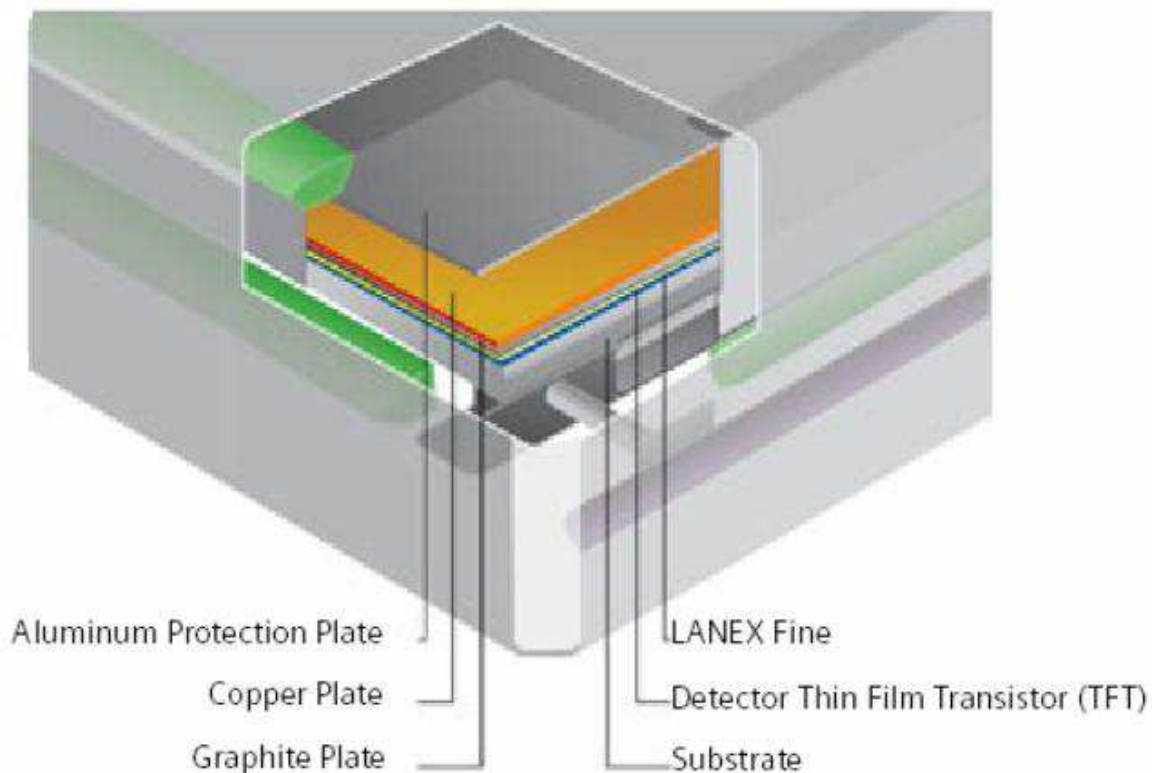


Figura 2.1. Ilustración de la composición interna del *EPID OptiVue™ 1000 ST* (Siemens Medical Solutions, Concord, California). Obtenido de la documentación del fabricante.

Para estudiar la variación de la respuesta al variar el tamaño de campo se realizaron irradiaciones del *EPID* con distintos tamaños de campo (2 cm x 2 cm, 3 cm x 3 cm, 4 cm x 4 cm, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm, 20 cm x 20 cm y 25 cm x 25 cm), 20 *UM* y *DFI* 145 cm. A su vez, se midió la dosis en un maniquí de agua con los mismos campos, con una *DFD* de 145 cm y una profundidad de 2 cm, usando la cámara de ionización *PTW B31010*, por ser la

más adecuada de las disponibles para medir campos pequeños. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor del píxel promediado entre los píxeles del cuadro central y la dosis en agua se obtuvo en unidades arbitrarias. Se compararon los resultados de las medidas por ambos métodos normalizadas para el campo 10 cm x 10 cm.

2.3.3 ESTUDIO DEL EFECTO MEMORIA (*GHOSTING*) Y DE LA DEMORA DE IMAGEN (*IMAGE LAG*)

El efecto memoria es la persistencia de señal residual de imágenes anteriores en una imagen adquirida posteriormente y, dependiendo de su magnitud, resulta un obstáculo para la utilización de un *EPID* como detector de radiación. Para valorar este efecto, se generó una secuencia de tratamiento con una *DFI* de 145 cm y un campo con tamaño 6 cm x 6 cm y 60 UM y, seguidamente, otro campo con tamaño 20 cm x 20 cm y 3 UM (para minimizar el tiempo transcurrido entre ambas irradiaciones) que se limitó al de la apertura de las mordazas y las láminas desde 6 cm a 20 cm. Se analizó el segundo campo en busca de una imagen residual del primero comparándolo con un perfil adquirido en ausencia de imágenes anteriores próximas en el tiempo.

La demora en la imagen es un efecto que se produce debido a que algunos electrones, durante el proceso de detección, quedan atrapados en niveles de vida lo suficientemente larga como para que no formen parte de la imagen adquirida cuando el programa de adquisición almacena la subimagen. (Greer y cols., 2007; Nijsten y cols., 2007). Esto hace que los disparos con menos unidades de monitor, de menor duración, proporcionen imágenes que infravaloran el valor de píxel. Para evaluar la importancia de este efecto y poder introducir una corrección en el modelo, se irradió el *EPID* con campos de 10 cm x 10 cm, una *DFI* de 145 cm y distinto número de unidades de monitor (10, 20,

30, 40, 50, 100, 150, 200, 400, 500 y 1000) y, por tanto, con distintos tiempos de irradiación. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor de píxel promediado entre los píxeles del cuadro central. Se estudiaron las desviaciones de la linealidad por este efecto.

2.3.4 MODELO MATEMÁTICO DE CALIBRACIÓN EN DOSIS

El modelo de calibración utilizado en este trabajo incorpora los factores y las conversiones de algunos de los modelos encontrados en la literatura (*Greer y cols., 2003; Nijsten y cols., 2007*) que mejor se adaptan a las prestaciones de gran resolución temporal y espacial de *EPID* objeto de estudio. Pretende ser aplicable a imágenes obtenidas sin material dispersor entre la fuente y el *EPID*, es decir, en dosimetría en modo de “sin transmisión”. El modelo empleado es:

$$D_p(x, y) = \frac{G_{raw}(x,y) \times FF(x,y)}{C_F \times G_{trad}(t)}, \quad (1)$$

Donde $D_p(x,y)$ es la dosis absorbida en agua para el píxel (x,y) del plano situado a la profundidad y DFI preestablecidas, en nuestro caso 2 cm y 145 cm respectivamente. $G_{raw}(x,y)$ es el nivel de gris obtenido para el píxel (x,y) de la imagen multiplicada por el número de *subimágenes* de la adquisición. $G_{trad}(t)$, es el ajuste por la demora de la imagen, C_F es el coeficiente de calibración en dosis y $FF(x,y)$ la corrección por la forma de campo. En la figura 2.2 se muestra gráficamente cómo funciona el modelo de calibración.

El ajuste por la demora de la imagen es necesario dado que se ha comprobado (*McDermott y cols., 2006*) que en el proceso de detección de un *EPID* de *aSi*, aunque la mayoría de las cargas que forman la señal generada son procesadas y se transmiten a la imagen en su misma *subimagen*, se produce un efecto debido a la existencia de cargas atrapadas en estados de vida más larga que terminan liberando la señal una vez que el programa de

adquisición ya ha leído la *subimagen* correspondiente. Este efecto es tanto más importante cuanto más corto sea el disparo. El ajuste por la demora de la imagen está basado en una suma de tres exponenciales que modelan la desexcitación de las cargas según tres amplitudes (A_i) y tres constantes de desexcitación (r_i) (Nijsten y cols., 2007) como se muestra en la ecuación (2).

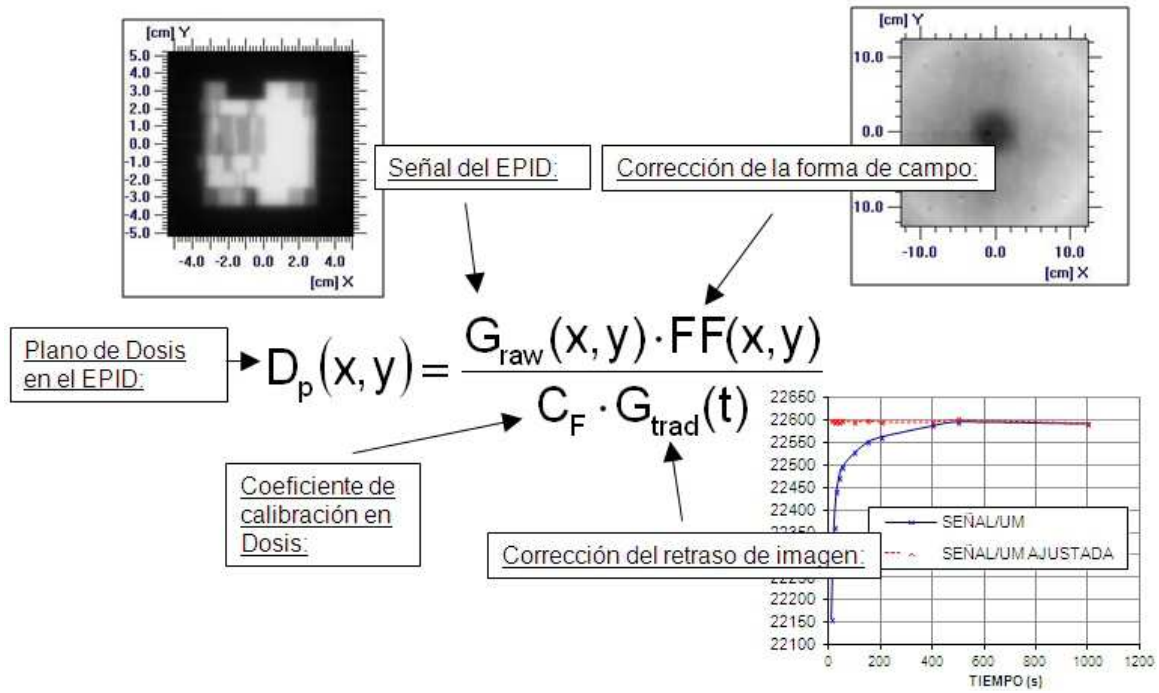


Figura 2.2. Ilustración del funcionamiento del modelo matemático de calibración en dosis: $G_{trad}(t)$, el ajuste por la demora de la imagen que se ilustra en la gráfica adyacente. $G_{raw}(x,y)$, la imagen obtenida del EPID, queda ilustrada en la imagen adyacente. Y $FF(x,y)$, la corrección por la forma de campo, que aparece en la imagen colocada arriba a la derecha. Multiplicando de las dos imágenes G_{raw} y FF , y dividiendo por el factor de retraso de imagen, G_{trad} y por el coeficiente de calibración, C_F , obtenemos el plano de dosis.

$$G_{trad}(t) = 1 - \sum_{i=1}^3 A_i \times e^{(-r_i \times t_{rad})} \quad (2)$$

La calibración en dosis se realiza mediante la determinación de un coeficiente de conversión C_F , que transforma la señal del *EPID* en el centro del haz a la correspondiente dosis en agua a la profundidad y *DFI* seleccionadas.

En la práctica habitual, con el fin de que las imágenes que obtiene el *EPID* reflejen las estructuras del paciente y no la heterogeneidad intrínseca que pueda presentar el haz de radiación, el programa de adquisición elimina estas heterogeneidades basándose en una adquisición del campo abierto al máximo, que es denominada por el fabricante como “*Calibración de la ganancia*”. La corrección por forma de campo $FF(x,y)$ es necesaria para revertir este proceso que el programa de adquisición efectúa para conseguir una mayor calidad de imagen, pero que, para nuestros intereses, es indeseable.

2.3.5 AJUSTE DE LA DEMORA EN LA IMAGEN ($G_{trad}(t)$) (IMAGE LAG)

Para ajustar los parámetros de la corrección por demora en la imagen, se adquirieron con el *EPID* las imágenes de varios campos con distinto número de unidades de monitor (10, 20, 30, 40, 50, 100, 150, 200, 400, 500 y 1000) y, por tanto, con distintos tiempos de irradiación. El tamaño de campo seleccionado fue 10 cm x 10 cm y la *DFI* de 145 cm. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor de píxel promediado entre los píxeles del cuadro central. Se obtuvieron los cocientes de la señal obtenida y las unidades de monitor suministradas normalizadas al máximo para después ajustar al modelo dependiente del tiempo de irradiación, ver ecuación (2), utilizando el programa *Matemática 7* (Wolfram Research, Inc).

2.3.6 CALIBRACIÓN DE DOSIS (CF)

Para estimar el coeficiente de calibración de dosis se irradió el *EPID* con un campo 10 cm x 10 cm, 100 *UM* y *DFI* 145 cm. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor de píxel promediado entre los píxeles del cuadro central, corrigiendo el resultado con el ajuste de demora en la imagen y repitiendo el proceso diez veces. De la misma forma, se midió la

dosis en cGy en un maniquí de agua con una *DFD* de 145 cm y la cámara de ionización *PTW B31010* a 2 cm de profundidad. También se tomaron diez medidas. Se calculó el coeficiente de calibración en cGy^{-1} haciendo el cociente de los promedios.

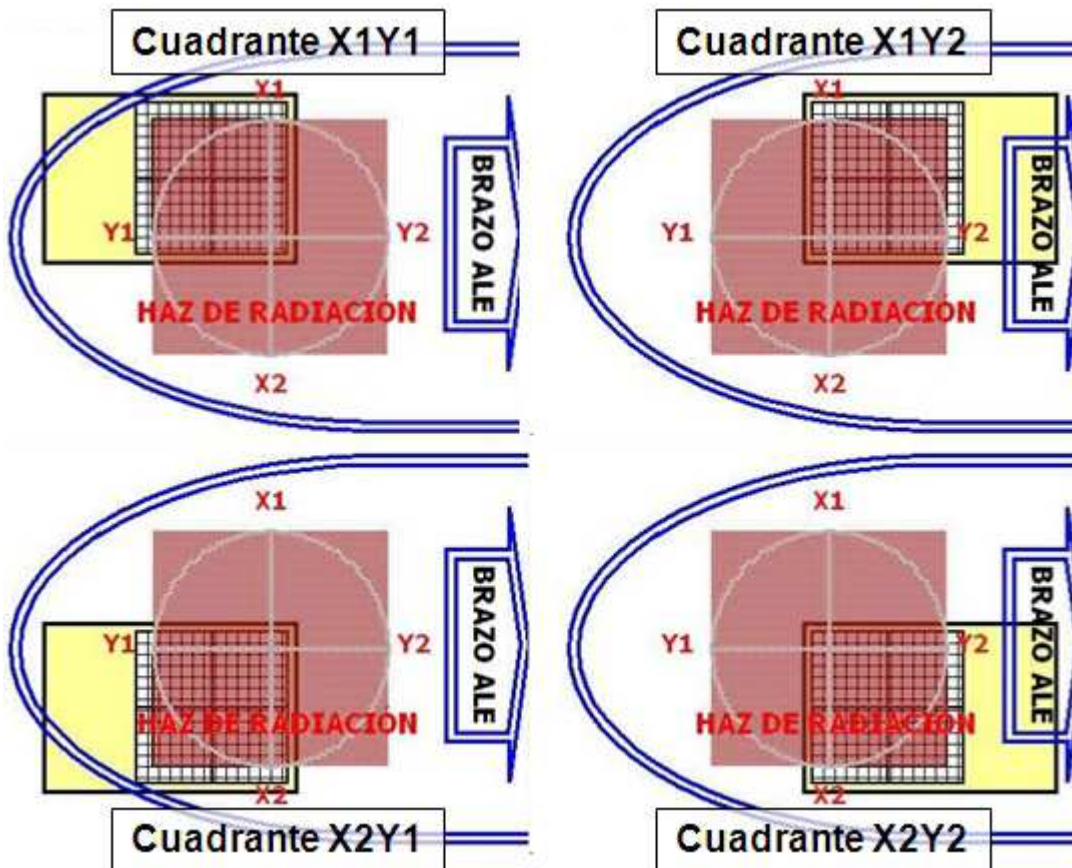


Figura 2.3. Ilustración del método de composición de la corrección por forma de campo, $FF(x,y)$.

2.3.7 CORRECCIÓN POR FORMA DE CAMPO ($FF(x,y)$)

Utilizando el sistema detector bidimensional *MatriXX*, se adquirió un plano de dosis de un campo de tamaño 25 cm x 25 cm, con 100 *UM*, 2 cm de “*build-up*”, teniendo en cuenta el “*build-up*” intrínseco, de forma que las cámaras de ionización del dispositivo quedaran a 145 cm de *DFD*. A esa

distancia, el tamaño del campo es de 36,25 cm x 36,25 cm, lo que excede las dimensiones del detector. Este problema se solventó irradiando los cuatro cuadrantes por separado pero con el campo completo. Se desplazó el detector ± 10 cm en X y en Y para alcanzar los cuatro cuadrantes, girándolo 180° para evitar irradiar la electrónica en caso necesario (ver figura 2.3).

De esta forma, se normalizaron los cuatro cuadrantes en el centro del campo, que es un punto de dosis común a los cuatro y lejano a las penumbras. Para ensamblarlos se utilizó una utilidad de la aplicación desarrollada para enlazar este tipo de campos. Conviene notar que la dosis de las franjas adyacentes a la zona de ensamblado se mide con varias cámaras de ionización, en este caso solo se tuvieron en cuenta los datos de las cámaras correspondientes al cuadrante irradiado completamente.

2.3.8 APLICACIONES DESARROLLADAS

Una vez adquiridas las imágenes, se exportaron a formato *IMA* (formato *DICOM* con una estructura de etiquetas propias del fabricante). Para acceder a la información contenida en los ficheros en formato *IMA* generados por la aplicación de adquisición en la estación de trabajo *Therapist*, se desarrolló inicialmente el programa *dicomManager_v1.2*, en *JAVA* con la herramienta *BlueJ* versión 2.5.1 utilizando las bibliotecas de libre acceso de *ImageJ*. El valor de gris que está almacenado en los píxeles de las imágenes, es un promedio de la señal recibida por el EPID en las distintas “*subframes*” en las que se divide cada adquisición. La herramienta desarrollada, es capaz de leer la cabecera del fichero *IMA* o *DICOM* e identificar la etiqueta que informa sobre el número de “*subframes*” en que se subdividió la imagen; y multiplicando este número por el valor de gris de cada píxel, transformar los ficheros para obtener un mapa de píxeles G_{raw} cuyo valor fuera proporcional a la señal sin promediar.

En este programa se incluyeron varias opciones de ejecución, entre las cuales se encuentra la utilidad para analizar un grupo de ficheros y volcar a una tabla los datos de la señal en el centro del campo de la imagen; pudiendo obtener como salida el promedio de la señal de gris de los píxeles de una región de interés (*ROI*) cuadrada central (por defecto 5 mm x 5 mm), la desviación estándar de los mismos píxeles, y de la cabecera del mismo fichero: las unidades de monitor de la irradiación, la identificación del haz, el número de subimágenes y el tiempo empleado en la adquisición. También contiene otra utilidad para procesar el fichero en formatos *IMA* o *DICOM* y obtener como salida otro fichero en formato *ASCII* compatible con el programa comercial *OmniPro I'mRT*. Este formato nos permite almacenar por un lado la imagen, en el cuerpo del fichero, y por otro, en la cabecera del fichero, todos los datos requeridos para identificar el haz y para procesarlo, que fueron obtenidos de las etiquetas del fichero original.

También, se desarrolló *Dicom2Dose_v1.0*, una segunda aplicación en *Visual Basic* en la plataforma *Visual Studio 2005* que, haciendo uso del programa anterior, es capaz de ejecutar las transformaciones de tonos de gris de la imagen a un mapa de dosis, según el modelo propuesto en este trabajo, de forma ágil e interactiva. También permite trasladar los planos de dosis a la distancia del isocentro, corrigiendo la dosis por el cuadrado de la distancia y aplicando la contracción precisa a las dimensiones del campo. Los formatos de salida son ficheros compatibles con el formato *ASCII* de *OmniPro I'mRT* o imágenes con formato *TIFF* para importar en cualquier otro programa de análisis como si provinieran de un escáner. Este programa también contenía las herramientas necesarias para su calibración y configuración de forma sencilla.

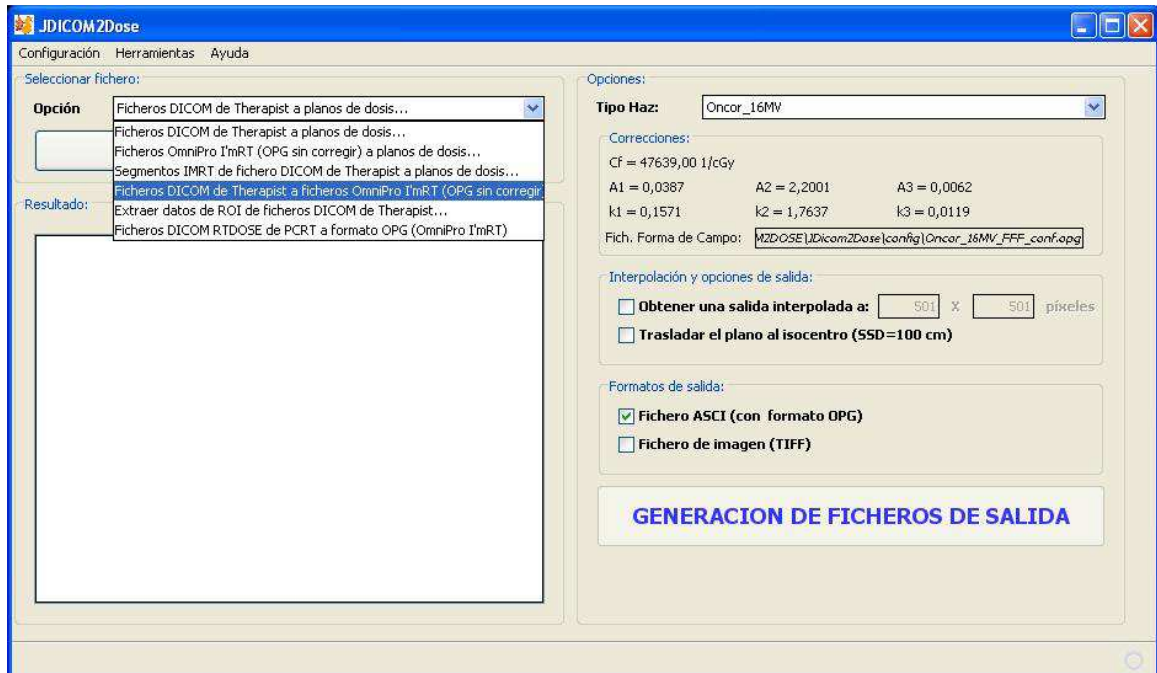


Figura 2.4. Ilustración de la aplicación desarrollada que muestra las opciones que van a ser aplicadas al fichero, permitiendo elegir diferentes calibraciones para diferentes máquinas o energías.

Posteriormente, las funcionalidades de las dos herramientas anteriores fueron fusionadas en una nueva aplicación, *JDICOM2Dose*, que integrase todo el proceso. Esta herramienta fue desarrollada en JAVA utilizando el entorno integrado de desarrollo gráfico *NetBeans 6.9.1* (*Oracle Corporation, Redwood City, California, USA*), una plataforma basada en software libre. Se cambió a esta plataforma abierta, usando las mismas librerías, para permitir que desarrollos posteriores fueran incorporados fácilmente. La aplicación desarrollada (ver figura 2.4) permite procesar varios ficheros a vez, y muestra los parámetros del modelo que se van a aplicar a la imagen para transformarla en dosis, un informe de los resultados del proceso y las opciones del salida. También dispone de un menú de configuración para gestionar las opciones o preferencias del programa o los parámetros de cada calibración y otro menú de herramientas para ensamblar el fichero de corrección por forma de campo

(FFF). El funcionamiento de la aplicación viene explicado en detalle en el manual de usuario que se incluye en el anexo 5.3.

2.3.9 VERIFICACIÓN DE LAS DISTRIBUCIONES DE DOSIS

Para la verificación de las distribuciones de dosis obtenidas de los campos medidos con el EPID se utilizó el programa comercial *OmniPro IMRT* comparándolas con las obtenidas para los mismos campos adquiridos por el sistema detector bidimensional interponiendo 2 cm de “*build-up*”, teniendo en cuenta el “*build-up*” intrínseco del equipo, de forma que las cámaras de ionización quedaran a 145 cm de DFD. Se aplicó el test γ (Low y cols., 1998) con parámetros 3 mm en distancia y 3% de dosis despreciando como no significativos los puntos cuya dosis estuviera por debajo del 5% de la dosis central.

Se analizaron las distribuciones de dosis en los siguientes campos: 10 cm x 10 cm y 30 UM, 10 cm x 10 cm modificado con una cuña dinámica con orientación 1 de 15° y 30 UM, 10 cm x 10 cm, con cuña dinámica de 45° con orientación 2 y 30 UM, 10 cm x 10 cm, cuña dinámica de 60° con el colimador rotado 45° y 30 UM, un campo conformado con una forma arbitraria, un campo de IMRT y un campo conformado llamado “peine”.

2.4 Resultados y Discusión

2.4.1 LINEALIDAD, REPRODUCIBILIDAD Y RUIDO DE LA RESPUESTA DEL EPID

El coeficiente de variación definido como el cociente de la desviación estándar de los valores de píxel en el cuadrado central y el promedio de estos valores para cada adquisición, estuvo en todos los casos por debajo del 0,04%,

encontrando el máximo para el número más bajo de *UM*. De aquí se puede interpretar que el cociente ruido/señal es muy bajo.

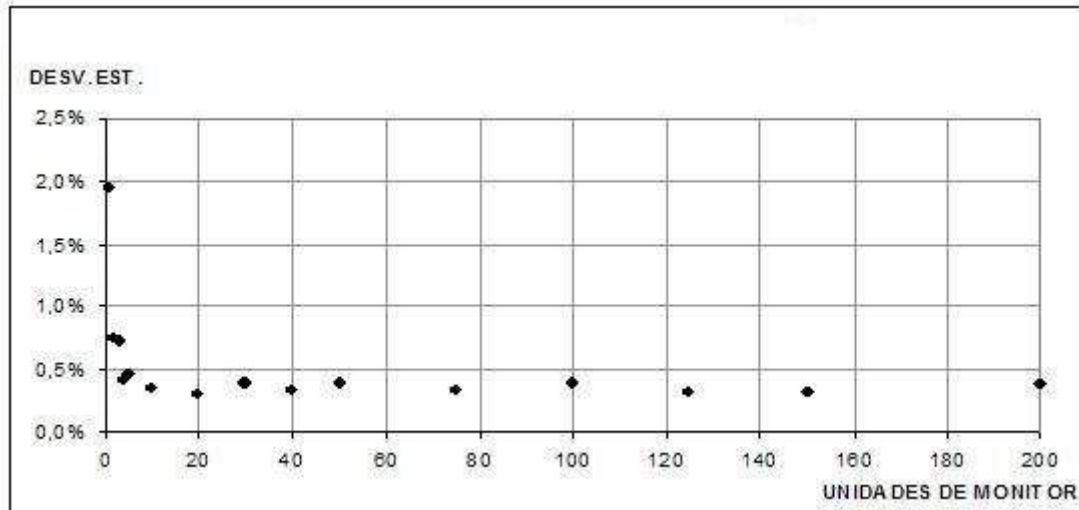


Figura 2.5. Reproducibilidad de la señal. Cociente entre la desviación estándar de los valores de las cuatro medidas efectuadas en distintos días para cada número de unidades de monitor y su valor promedio.

Por otro lado, los valores de la reproducibilidad, observando la desviación estándar de los valores de las cuatro medidas efectuadas para un campo con un número de unidades de monitor determinado, alcanzaron un valor máximo para las cuatro adquisiciones con 1 *UM* (2% aproximadamente). Por encima de las 10 *UM* el valor se mantuvo estable y por debajo del 0,4% como puede verse en la figura 2.5

En cuanto a la linealidad de la señal con el número de *UM*, el ajuste resulta excelente (Figura 2.6).

En resumen, el *EPID OptiVue 1000 ST* ha demostrado su bajo nivel de cociente ruido/señal, la buena reproducibilidad de su respuesta (Figura 2.5) y su gran linealidad (Figura 2.6), como se puede encontrar en otros trabajos con dispositivos basados en *aSi* (Greer y cols., 2003). Únicamente podemos señalar que los resultados son peores cuando se usan pocas unidades de

monitor, aunque del orden de las fluctuaciones propias del acelerador y perfectamente asumibles.

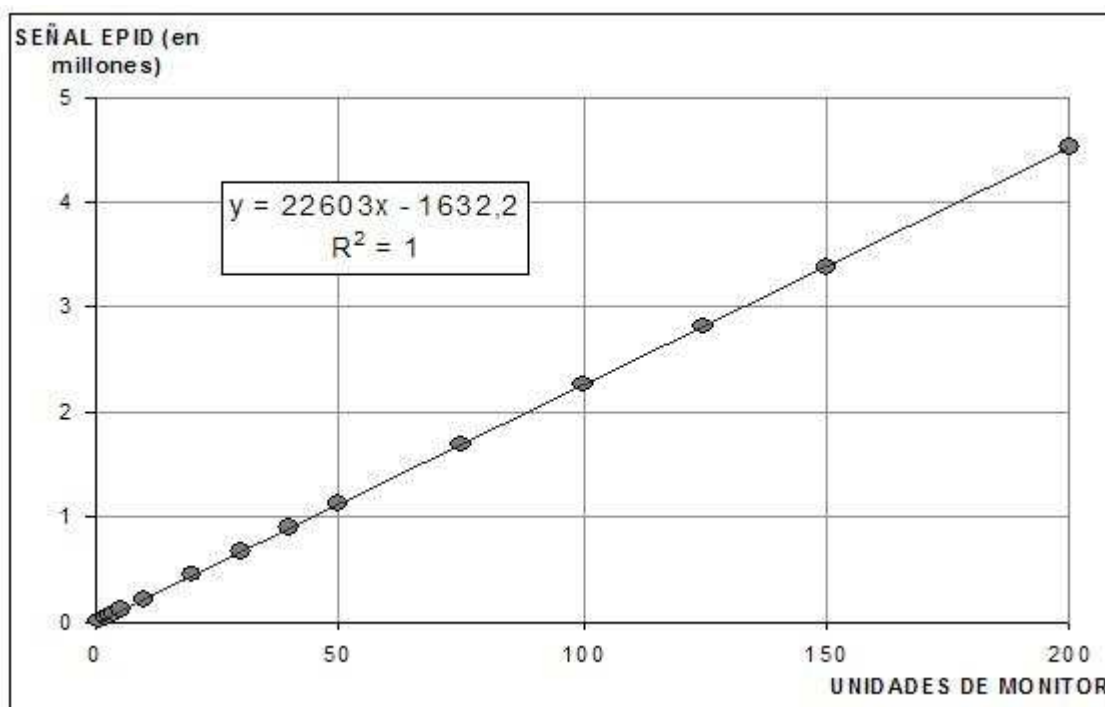


Figura 2.6. Linealidad de la señal. Señal en el centro del EPID frente al número de unidades de monitor. Se muestran los datos del ajuste.

2.4.2 ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DEL “*BUILD-UP*” Y EL TAMAÑO DE CAMPO EN LA RESPUESTA DEL *EPID*

En cuanto a los resultados del estudio de la influencia en la respuesta del *EPID* del tamaño de campo y del *buid-up* interpuesto entre la fuente y el detector, se observa un comportamiento en la señal recogida por este dispositivo algo distinto al de una cámara de ionización.

Representamos en la Figura 2.7 la respuesta del *EPID* frente a la de la cámara de ionización al interponer distintos espesores dispersores entre la fuente y el detector, de donde podríamos estimar el “*build-up*” intrínseco del

dispositivo en aproximadamente 8 mm, debido a la diferencia entre la profundidad del máximo localizado con éste y con la cámara de ionización. Aunque es preciso tener en cuenta que este método no contempla el aumento de la respuesta del aSi a los fotones de baja energía (*Chen y cols., 2006; Yeboah y cols., 2000*).

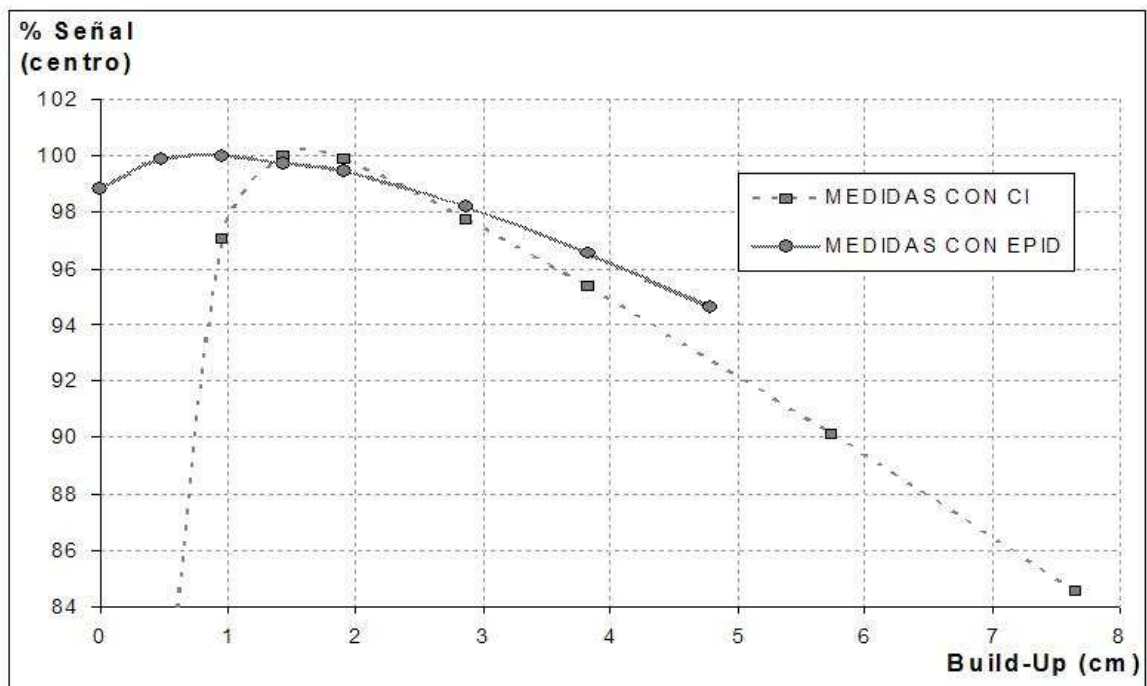


Figura 2.7. Respuesta del EPID frente a la de la cámara de ionización al interponer distintos espesores dispersores entre la fuente y el detector. Medido en el centro del campo y ambos normalizados al máximo.

Este comportamiento es responsable del adelantamiento del máximo en la respuesta del *EPID*, ya que el haz pierde energía al encontrar material dispersor en su camino. Si pudiéramos colocar una cámara de ionización en lugar de la capa detectora del *EPID*, sin retirar ningún otro material del dispositivo, podemos suponer que la medida sería menor que la obtenida con el *EPID*, debido a este aumento de la respuesta. Debido a que el *EPID* sobrestima de forma creciente con el espesor del material interpuesto la

respuesta de una cámara de ionización, estas medidas sólo nos permiten acotar el “*build-up*” intrínseco del material del que está hecho el *EPID* y podemos estimar que con una cámara de ionización mediríamos, al menos, 8mm.

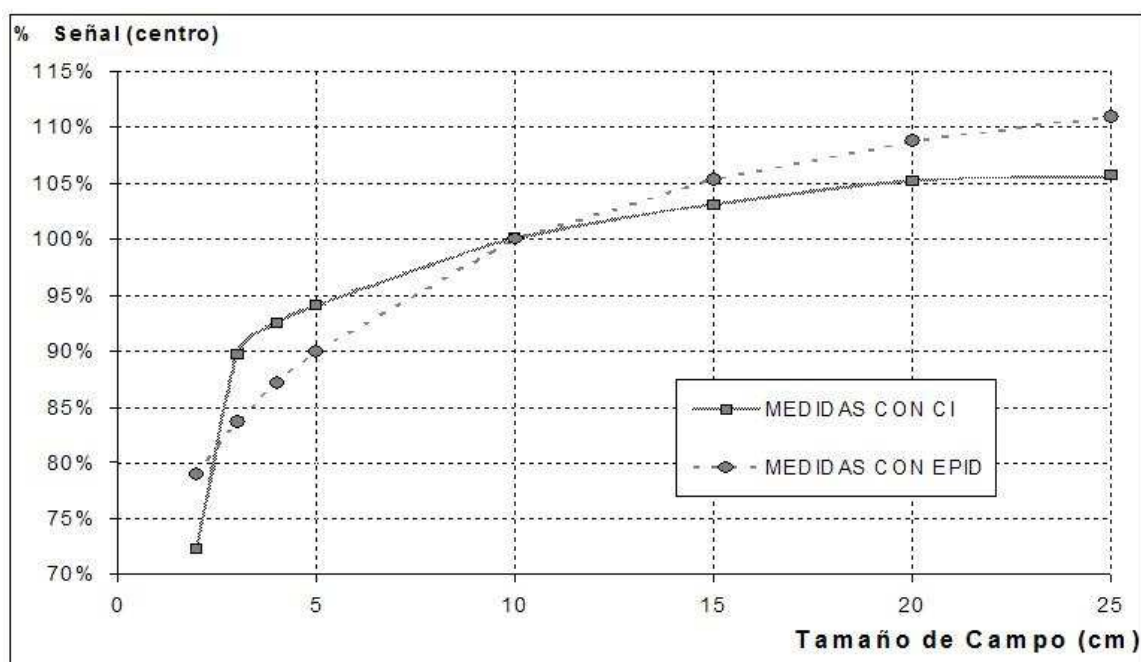


Figura 2.8. Respuesta del *EPID* frente a la de la cámara de ionización al irradiar con campos cuadrados de distintas dimensiones. Medido en el centro del campo y ambos normalizados en la señal del campo 10 cm x 10 cm.

En la figura 2.8 se representa la respuesta del *EPID* y la de la cámara de ionización al irradiar con distintos tamaños de campo. Las señales están normalizadas en el campo de 10 cm x 10 cm. Como se puede comprobar, conforme aumentan las dimensiones del campo, y por tanto, la proporción de radiación dispersa que modifica el espectro de energía del haz con fotones de menor energía, se produce un aumento de la señal más rápido en el caso de *EPID*, más sensible a estos fotones de baja energía, que en el caso de la cámara de ionización. Este comportamiento es similar al observado en otros trabajos (Lee y cols., 2009; Nijsten y cols., 2007).

2.4.3 ESTUDIO DEL EFECTO MEMORIA Y DE LA DEMORA DE IMAGEN

En lo referente al efecto memoria, aunque con dificultad, se observa la impronta del campo con el que se ha irradiado inmediatamente antes (Figura 2.9).

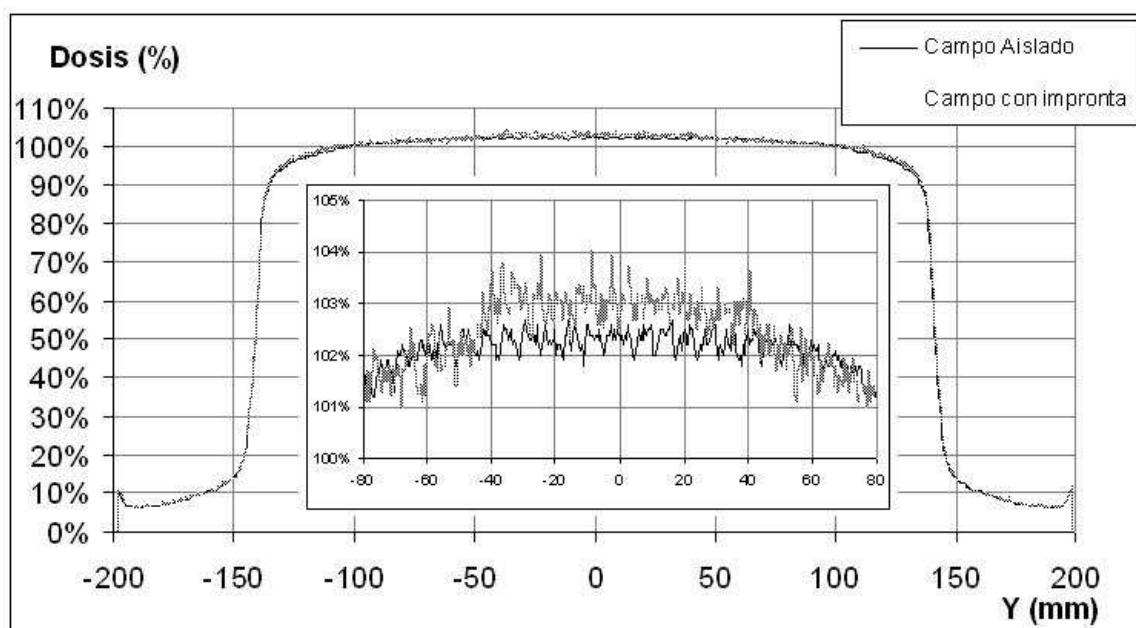


Figura 2.9. Impronta sobre el campo de 20 cm x 20 cm y 3 UM del campo de 6 cm x 6 cm y 30 UM con el que se ha irradiado inmediatamente. La línea punteada corresponde a este campo, para comparar aparece la línea continua que pertenece a otro campo irradiado de forma aislada. También aparece un detalle de la parte central.

Vemos en ella que esta señal no llega nunca al 1% de la correspondiente a 3 UM. Este resultado es compatible con los encontrados en otros trabajos con este mismo EPID (Nijsten y cols., 2007). Nótese que los campos con tamaño 6 cm x 6 cm y 20 cm x 20 cm, no tienen escalada la distancia al plano del isocentro, así que 3 cm aparecen como 4,35 cm, por ejemplo. Tampoco se le aplicó corrección alguna, ni suavizado. Teniendo en cuenta el lapso de tiempo transcurrido entre las dos irradiaciones, no se cree necesario fijar ningún tiempo mínimo entre adquisiciones realizadas en la práctica diaria.

Se encontró un efecto de demora de imagen en el dispositivo que va a tener poca repercusión en campos de más de 30 UM. Incluso para irradiaciones con poca dosis, el impacto es pequeño, como podemos ver en la figura 2.10. En ella los tiempos de duración de los disparos se corresponden con la aplicación de los distintos números de UM señalados en el apartado 2.3.5. Aún así, se ha considerado conveniente incluir el ajuste en el modelo, ya que se pretende que la dosis con la que se irradie el EPID sea la menor posible con objeto de reducir su posible deterioro por irradiación.

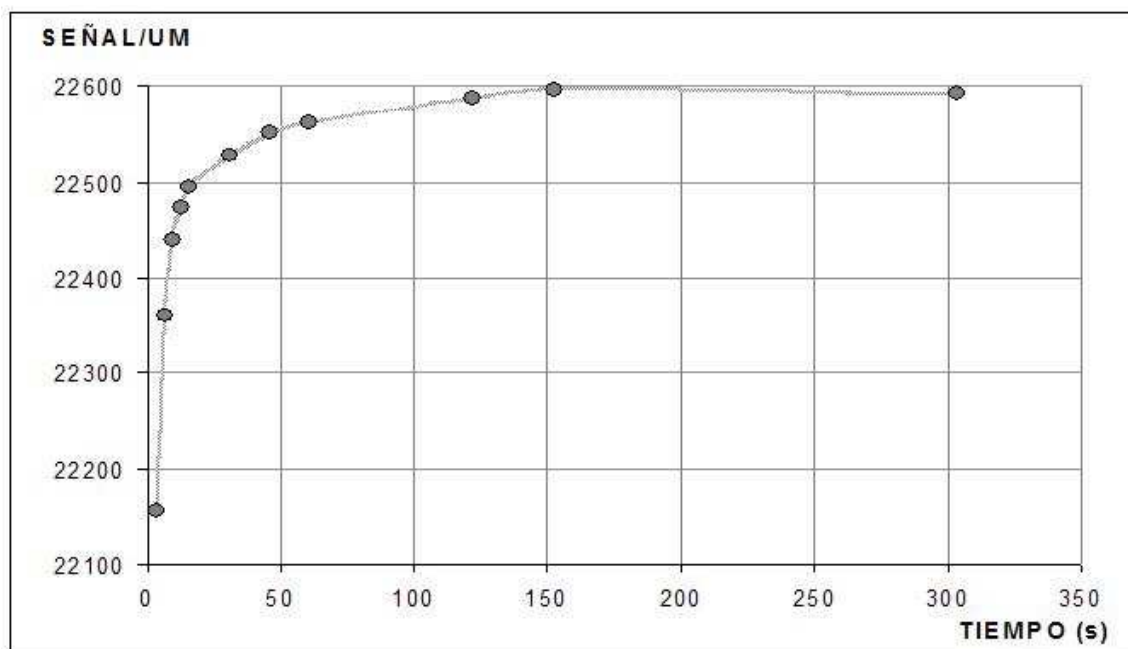


Figura 2.10. Efecto de la demora de la imagen en la relación Señal/UM para disparos de distintas duraciones.

2.4.4 MODELO MATEMÁTICO DE CALIBRACIÓN EN DOSIS

El ajuste llevado a cabo para G_{trad} (ver la ecuación 2) estimó los siguientes parámetros para el modelo: $A_1=0,03867$, $A_2=2,2001$, $A_3=0,00618$, $r_1=0,15706 \text{ s}^{-1}$, $r_2=1,76366 \text{ s}^{-1}$ y $r_3=0,01199 \text{ s}^{-1}$. Los parámetros obtenidos son

del mismo orden que los que encontramos en la bibliografía, así como el comportamiento del *EPID* (McDermott y cols., 2006; Nijsten y cols., 2007).

El valor del coeficiente de calibración en dosis (*CF*) en las condiciones de este trabajo se ajustó a $(4,76 \pm 0,09) 10^4 \text{ Gy}^{-1}$ (1 *SD*), siendo las dosis recibidas en el *EPID* de 47,4 cGy, este coeficiente es del mismo orden que el obtenido para este mismo *EPID* por Nijsten SM y cols. (2007), aunque en su trabajo incluían una capa de 3 mm de cobre como filtro para el haz.

El coeficiente de calibración en dosis y la corrección por forma de campo van a ser los factores críticos del modelo, por lo que es necesario disponer de un procedimiento para efectuar calibraciones periódicamente, aunque esto no supone una excesiva carga de trabajo gracias a las herramientas desarrolladas.

2.4.5 SOFTWARE DESARROLLADO

Como resultado del desarrollo de un programa capaz de acceder al contenido de los ficheros en formato *DICOM*, se obtuvo *JDICOM2Dose_v1.2.10ar*, un paquete *JAVA* ejecutable. Se escogió un formato de salida de fichero de texto (*ASCII*) que puede ser importado en la herramienta de comparación (*OmniPro I'mRT*) y que permite definir etiquetas propias para encapsular la información propia de nuestros procesos, que debe ser ignorada por cualquier otro. Concretamente, entre las etiquetas “<*dicomManager*>” y “</*dicomManager*>” se encuentra la información propia de nuestra aplicación, lo que nos permite caracterizar como precisemos nuestros haces para poder procesarlos posteriormente.

La misma aplicación nos permite cargar ficheros en formato *DICOM* o formato *ASCII* y aplicarles las correcciones necesarias para convertirlos en dosis según el modelo matemático aplicado.

Cumpliendo con el objetivo de no suponer una sobrecarga de trabajo, ni un excesivo consumo de recursos, la aplicación informática desarrollada siguiendo este método resultó sencilla de manejar y rápida. El programa también incluye menús de herramientas y configuración donde se permite introducir los coeficientes de los ajustes aplicados y la creación y modificación de los ficheros de forma de campo que se van a utilizar. Gracias a estas herramientas, la completa calibración y configuración de los programas desarrollados se reduciría aproximadamente a 25 irradiaciones y tres procesos automatizados.

2.4.6 VERIFICACIÓN DE LAS DISTRIBUCIONES DE DOSIS

La verificación de las distribuciones de dosis obtenidas frente a las medidas con la matriz bidimensional de detectores, muestran por un lado la gran resolución del dispositivo y por otro, el aumento de la respuesta a la radiación de menor energía (*Yeboah y cols., 2000*). Esto último se manifiesta en los resultados de las verificaciones, como ya se ha podido comprobar en otros trabajos (*Chen y cols., 2006*).

Los resultados del test γ , para la distribución de dosis de cada uno de los campos utilizados, están resumidos en la tabla 2.1. Los resultados más complejos se presentan en las figuras de la 2.11 hasta la 2.17. En estas figuras aparece, en la parte superior izquierda, los campos medidos con el *EPID* y con la matriz bidimensional de detectores. A su derecha se ilustra la comparación γ en una imagen, en la cual, los píxeles en azul tienen un $\gamma < 1$ y los píxeles en

rojo, un $\gamma > 1$. Siguiendo hacia la derecha, también se muestra un histograma del test γ y las estadísticas del test. En la parte inferior se muestran dos perfiles, uno transversal y otro longitudinal del campo para las medidas realizadas tanto con el EPID, que aparece en verde, como con la matriz bidimensional de detectores, que aparece en rojo.

CAMPO	$\gamma > 1$	$\gamma > 2$
30 UM – 10 cm x 10 cm	6,2 %	0,0 %
30 UM – 10 cm x 10 cm – Cuña virtual 15° Orientación 2	6,4 %	0,0 %
30 UM – 10 cm x 10 cm – Cuña virtual 45° Orientación 1	1,9 %	0,0 %
30 UM – 10 cm x 10 cm – Cuña virtual 60° Orientación 2 y colimador 45°	2,7 %	0,0 %
Campo con una forma de MLC arbitraria	6,7 %	0,0 %
Campo con el MLC en forma de “peine”	4,8 %	0,0 %
Campo de IMRT con 15 segmentos	0,4 %	0,0 %

Tabla 2.1. Resultados del test γ de los siete campos analizados. Parámetros: 3 mm en distancia y 3% en dosis, despreciando como no significativos los puntos cuya dosis estuviera por debajo del 5% de la dosis central.

En cuanto a campos homogéneos, los mejores resultados en el test pertenecen a los campos de 10 cm x 10 cm (ver figura 2.11) y 10 cm x 10 cm con cuña virtual de 15° (ver figura 2.12). Los resultados empeoran en los campos en los que más predomina la radiación dispersa, como es el caso del campo 10 cm x 10 cm con cuña virtual de 45° (ver figura 2.13) o el campo 10 cm x 10 cm con cuña virtual de 60° y colimador rotado 45° (ver figura 2.14). Este último caso resulta interesante, ya que incluye zonas irradiadas con

pequeñas aperturas de las mordazas (comienzo de la cuña); son estas zonas las que acumulan las diferencias más grandes en los valores de la γ .

También empeoran los resultados cuando existen medidas en puntos alejados del eje, lo que queda patente en el campo de la cuña de 60° y también en el campo con forma arbitraria del *MLC* (ver figura 2.15). En el campo conformado “peine” (ver figura 2.16) podemos observar que se producen los mayores valores de γ en las zonas donde existe mayor gradiente de dosis.

Es necesario tener en cuenta que en el caso de campos pequeños, las diferencias también pueden ser debidas a problemas en la medida con *MatriXX*, ya que la resolución de este equipo no es suficiente para campos con heterogeneidades tan grandes o campos pequeños. Sin embargo los campos no homogéneos, como el de *IMRT* que hemos estudiado (ver figura 2.17), dan el resultado más bajo de puntos con $\gamma > 1$, a pesar de que se superaban las 100 unidades de monitor y que existían gradientes en las zonas internas del campo. La explicación que podemos dar a este comportamiento es que los segmentos con aperturas menores, también tenían pocas unidades de monitor, así que la radiación dispersa generada por éstos se verá enmascarada por la radiación primaria de los segmentos con más peso. Esto, junto al pequeño tamaño del campo, hace que no aparezcan grandes diferencias y el resultado del test γ sea muy bueno (ver tabla 2.1).

Como hemos visto, hay que tener en cuenta los efectos del aumento de la respuesta a las radiaciones de baja energía que muestra el *EPID* (*Chen y cols., 2006; Yeboah y cols., 2000*) al trabajar con aperturas pequeñas, como bandas o campos grandes con puntos alejados del eje de radiación, puntos en la penumbra o más allá de ésta o con material dispersor entre la fuente y el *EPID*; para trabajar en esas circunstancias, será necesario incorporar nuevos

refinamientos al modelo. Algunas de estas correcciones ya han sido probadas con éxito, según otras publicaciones, como el uso de núcleos de deconvolución o modelados de la dependencia con el espectro de energías del haz de radiación (*Chen y cols., 2006; McNutt y cols., 1996; van Elmpt y cols., 2009(2); McDermott y cols., 2006*). Otros autores han optado por interponer una lámina de cobre a la entrada del haz al *EPID* para disminuir la radiación dispersa y los efectos que produce en la respuesta del dispositivo (*Tyner y cols., 2009; Nijsten y cols., 2007*). En nuestro caso hemos querido evitar cualquier intervención que hiciera menos versátil o entorpeciera el proceso de medida, con la intención de tratar de corregir estos efectos en el futuro por medio del *software*.

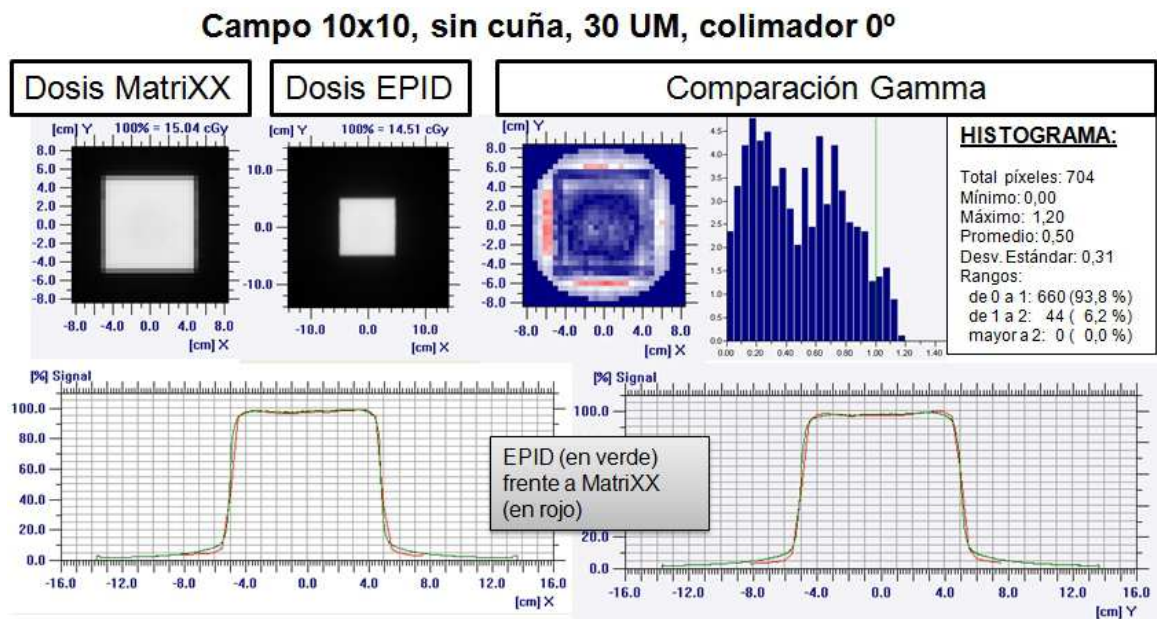


Figura 2.11. Resultados de comparar mediante el test γ y los planos de dosis del campo 10 cm x 10 cm sin cuña y colimador sin rotación, medidos con la matriz bidimensional de detectores (*MATRIX*) y con el *EPID*.

Campo 10x10, cuña virtual de 15° con orientación 2, 30 UM, colimador 0°

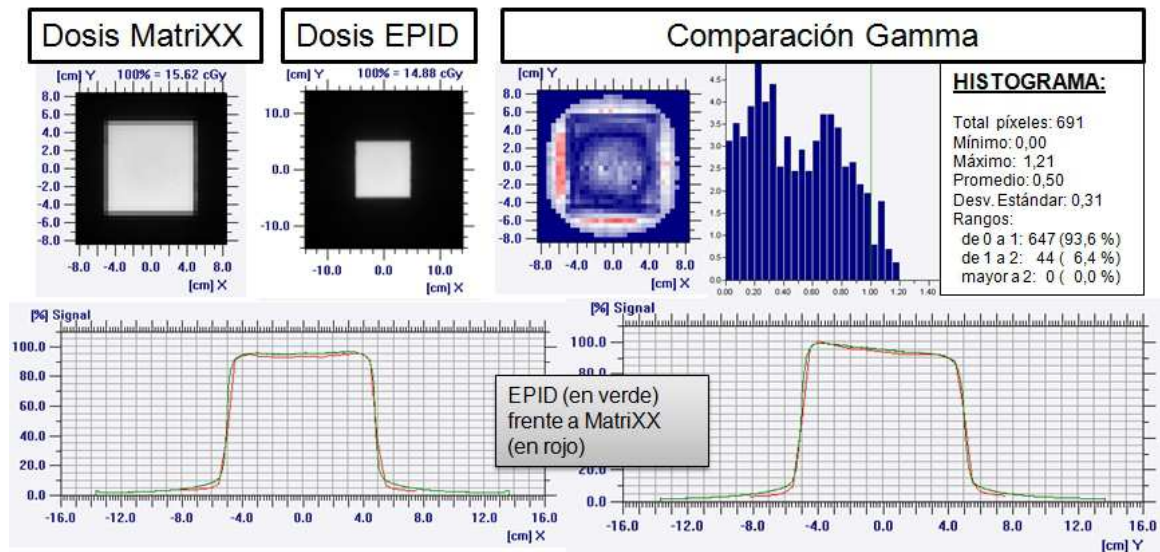


Figura 2.12. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis del campo 10 cm x 10 cm con una cuña virtual de 15° y colimador sin rotación, medidos con la matriz bidimensional de detectores (MATRIX) y con el EPID.

Campo 10x10, cuña virtual de 45° con orientación 1, 30 UM, colimador 0°

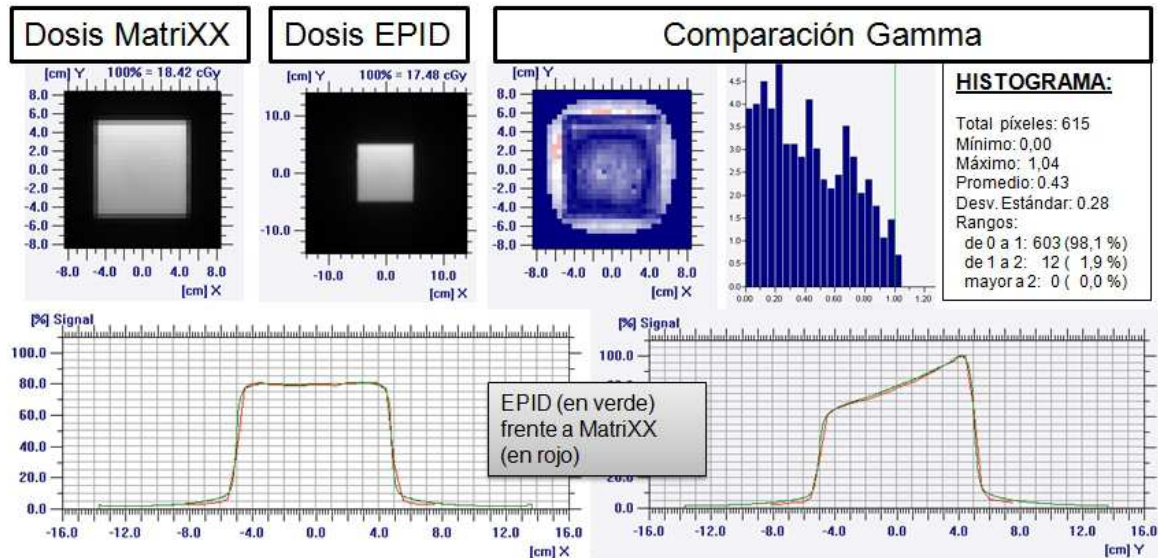


Figura 2.13. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis del campo 10 cm x 10 cm con una cuña virtual de 45° y colimador sin rotación, medidos con la matriz bidimensional de detectores (MATRIX) y con el EPID.

Campo 10x10, cuña virtual de 60° con orientación 2, 30 UM, colimador 45°

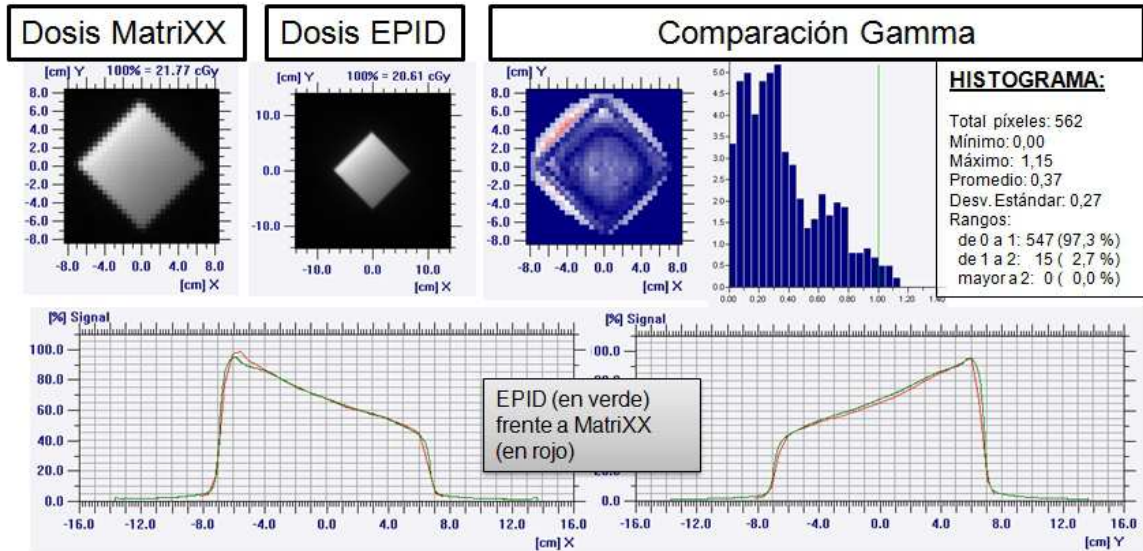


Figura 2.14. Resultados de comparar mediante el test γ y los planos de dosis del campo 10 cm x 10 cm con una cuña virtual de 60° y colimador rotado a 45°, medidos con la matriz bidimensional de detectores (*MATRIXX*) y con el *EPID*.

Campo conformado con MLC arbitrario, 30 UM, colimador 0°

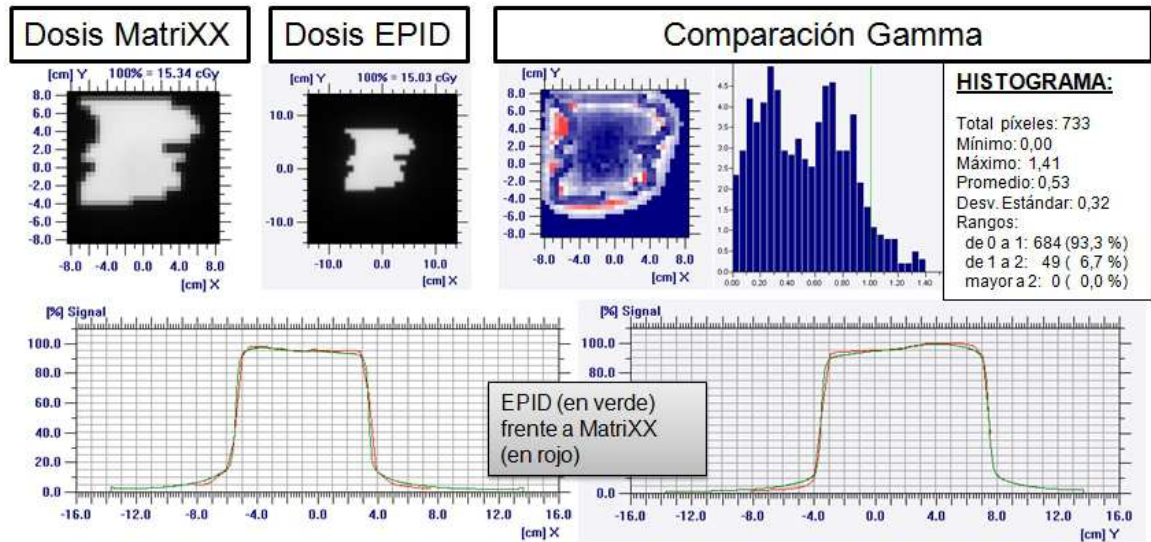


Figura 2.15. Resultados de comparar mediante el test γ y los planos de dosis un campo con un forma arbitraria de MLC, medidos con la matriz bidimensional de detectores (*MATRIXX*) y con el *EPID*.

Campo con MLC con forma de peine, 30 UM, colimador 0°

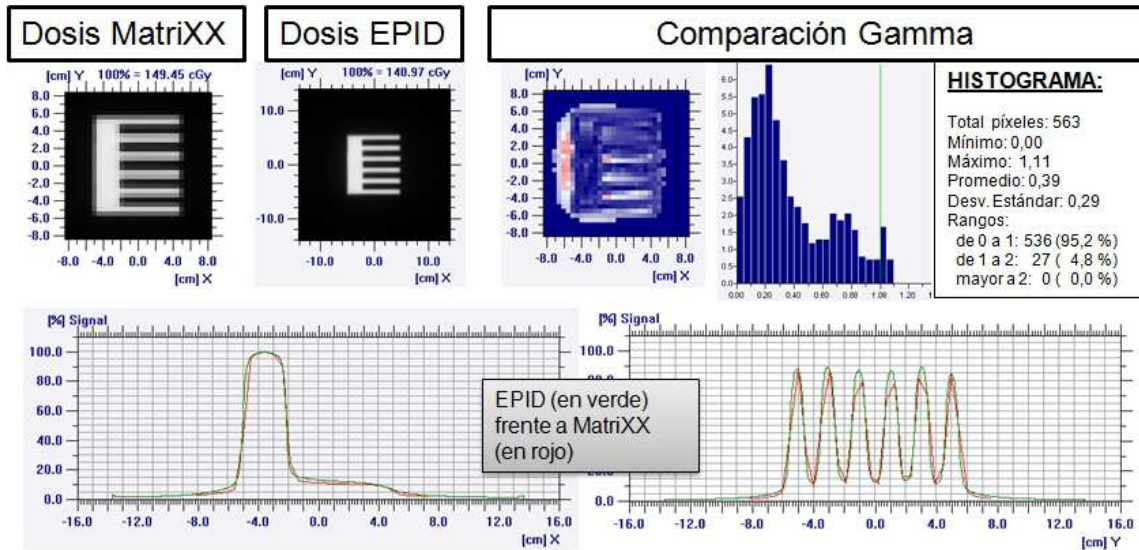


Figura 2.16. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis con el MLC en forma de “peine”, medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID.

Campo de IMRT con 15 segmentos de MLC, colimador 0°

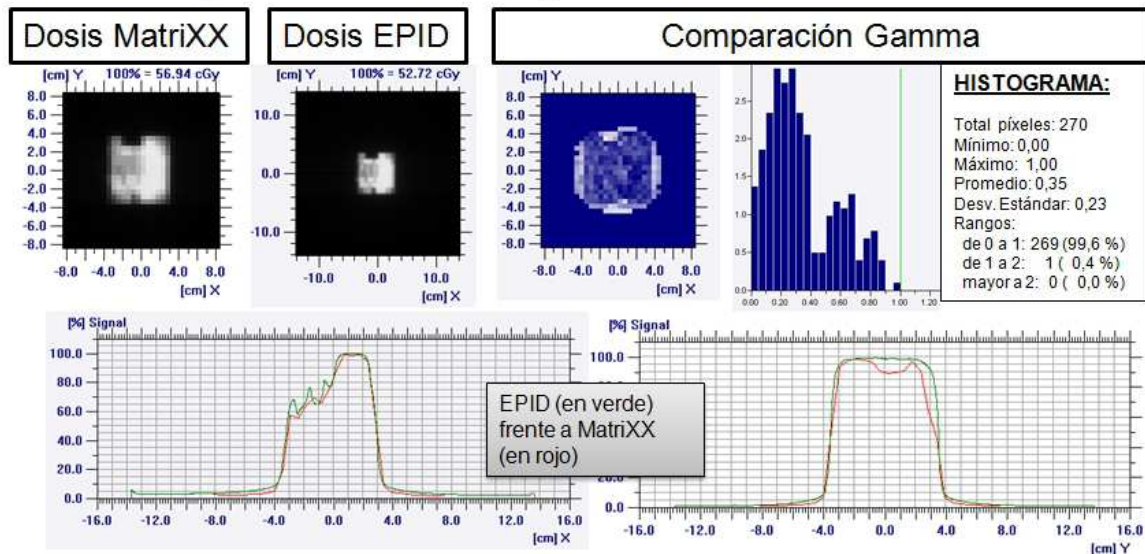


Figura 2.17. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis obtenidos de un campo de IMRT, medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID.

2.5 Herramienta informática desarrollada

La herramienta informática desarrollada *JDICOM2Dose* ha sido incorporada a los procedimientos del centro, obteniéndose buenos resultados (*Ripol y cols., 2010a; Ripol y cols., 2010b*), y ha sido uno de los métodos de medida elegidos para validar los resultados del proyecto de investigación “*Tecnologías aplicadas en procesos de radioterapia avanzada y validación experimental*” del grupo de tecnologías de la comunicación (GTC) del *Instituto Universitario de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)* de la Universidad de Zaragoza, financiado por *MICINN-FEDER* (Referencia: *MICINN_UNZA-08-4E-014*). Ha servido también para estudiar algunos efectos poco conocidos en la sincronización del *EPID* con el *LINAC* (*Cortes y cols., 2012; Laliena y cols., 2015*). La herramienta, ha seguido evolucionando, más allá de las metas propuestas en el primer objetivo de esta tesis, para incorporar correcciones más sofisticadas que las incluidas inicialmente.

Las herramientas desarrolladas proporcionan toda la información que se consideró necesaria, en el formato más accesible y todo esto respaldado por una sólida arquitectura de bibliotecas de acceso a *IMA/DICOM*, la de *ImageJ*[‡]. En la práctica, estas herramientas se han mostrado efectivas, versátiles y de fácil ejecución.

[‡] ImageJ (Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, USA - <http://rsbweb.nih.gov/ij/index.html>)

2.6 Conclusiones

El dispositivo estudiado ha mostrado excelentes propiedades para la dosimetría sin material dispersor entre la fuente del haz y el *EPID*, respuesta lineal y reproducible, con bajo ruido.

La influencia de las correcciones aplicadas por el programa de adquisición que minimizan la influencia de la lectura de fondo o los píxeles defectuosos en la respuesta del dispositivo es destacable. No se ha detectado ningún problema de sincronización entre el *software* de adquisición y el acelerador, a diferencia de lo que se había señalado para modelos anteriores (*Chen y cols., 2006; Tyner y cols., 2009*).

Hay que tener en cuenta los efectos del aumento de la respuesta a las radiaciones de baja energía que muestra el *EPID* al trabajar con aperturas pequeñas, como bandas, o campos grandes con puntos alejados del eje de radiación, puntos en la penumbra o más allá de ésta o con material dispersor entre la fuente y el *EPID*.

La herramienta informática desarrollada ha sido incorporada a los procedimientos del centro, obteniéndose buenos resultados. Los planos de dosis obtenidos por medio del software han reproducido de forma satisfactoria los campos más complejos, sin necesidad de aportar más información al proceso que la que contiene la cabecera del fichero *IMA/DICOM* generado durante la adquisición.

La información que ofrece este dispositivo es exhaustiva: la imagen tiene una gran resolución (un Mpíxel). La cabecera del fichero *IMA/DICOM* contiene abundante información sobre cómo se ha administrado la radiación y datos sobre los parámetros con los que se ha configurado el campo, como la posición

de las láminas y, en general, del colimador, el ángulo del brazo, *UM* administradas. Además, en el caso de campos de *IMRT* estática, esta información se desglosa en los distintos segmentos que componen el haz.

3. UN NUEVO MÉTODO DE CALIBRACIÓN DE LA SENSIBILIDAD DEL *EPID* PARA DOSIMETRÍA PORTAL, INDEPENDIENTE DEL ACELERADOR

3.1 Desarrollo teórico

3.1.1 INTRODUCCIÓN

En este trabajo se ha desarrollado una nueva versión de la teoría de calibración de una matriz bidimensional de detectores usando un campo tal que cubra su superficie sensible completamente (*WF del inglés “wide field”*). Aunque esta teoría se ha descrito en detalle y se puede consultar en el trabajo de *W. Simon y cols., (2000)*, para ilustrar las modificaciones desarrolladas en el nuevo método, se ha incluido una descripción detallada de esta versión de la teoría en este capítulo.

Para poder aplicar el método siguiendo este enfoque se requiere que los detectores estén dispuestos en la matriz siguiendo un patrón geométrico que se repita en todo el dispositivo. Para calibrar una matriz bidimensional de detectores utilizando el método de *WF*, como se ha mencionado, el dispositivo debe ser irradiado con un campo de radiación que cubra toda la superficie sensible. Los valores medidos en cada irradiación se almacenan como un conjunto de datos. La técnica consiste en conseguir que en dos irradiaciones diferentes dos detectores diferentes se encuentren en la misma posición del campo. Comparando las lecturas de ambos detectores en dichas adquisiciones, se puede calcular el valor de la sensibilidad relativa de un detector respecto al otro. Este procedimiento de calibración implica realizar desplazamientos de la matriz entre adquisición y adquisición de datos con el fin

de colocar los detectores en las posiciones que anteriormente ocupaban los detectores vecinos. Mediante la combinación de los valores de sensibilidad relativa entre detectores se puede calcular una matriz bidimensional de factores de sensibilidad de los detectores relativa a uno de ellos. Desafortunadamente, entre una adquisición y otra, pueden existir diferencias desconocidas en la dosis administrada, la precisión de la medida o la sensibilidad de los detectores. Estas diferencias se traducen en desviaciones que introducimos en la sensibilidad relativa de los detectores al comparar estas lecturas asumiendo que las condiciones de medida no han cambiado para los dos detectores durante las dos adquisiciones. Al combinar los valores de sensibilidad relativa para calcular los factores de calibración de cada detector, estas desviaciones introducen errores significativos cuando se propagan a través de toda la matriz. Por ejemplo, una desviación en la dosis de un 0,1% entre dos irradiaciones, al compararlas, causaría un error de sensibilidad de un 5% si fuera propagada hasta el detector número 50, ya que se multiplicaría cada vez que comparáramos la lectura de dos detectores.

Debido a que, en nuestro caso, el objetivo es adaptar este método de calibración a un *EPID*, además de estos problemas, deben tenerse en cuenta algunas limitaciones que imponen las características especiales de estos dispositivos, como el tamaño de píxel y la restricción en los movimientos del *EPID*. El tamaño de píxel típico de estos equipos es generalmente menor que 1 mm, pero los brazos robóticos que sostienen estos dispositivos no están diseñados para realizar desplazamientos tan pequeños. Por otro lado, los *EPIDs* comerciales no incorporan la opción de llevar a cabo rotaciones en el plano detector, y por tanto, no es posible utilizar factores de calibración espejo para corregir las desviaciones que se han comentado en el párrafo anterior,

que es la estrategia que suele usarse con matrices de detectores no solidarias al acelerador (*Simon y cols., 2000*).

3.1.2 POSTULADOS

Teniendo en cuenta estos inconvenientes, para poder aplicar este método de calibración basado en *WF* para *EPIDs*, los siguientes postulados deben cumplirse durante el procedimiento de calibración:

Postulado 1. Los cambios en las condiciones de dispersión del *EPID* debido a los desplazamientos del dispositivo son despreciables.

Postulado 2. Las diferencias en la distribución de la fluencia del haz son despreciables durante la calibración, es decir, todas las adquisiciones tendrán perfiles de la fluencia aproximadamente iguales. Sin embargo, sí puede ocurrir que la fluencia total difiera entre las distintas adquisiciones.

Postulado 3. Los cambios en la sensibilidad relativa de los detectores se consideran despreciables durante el procedimiento de calibración.

Postulado 4. No existen gradientes pronunciados en la distribución de fluencia de haz.

Postulado 5. Suponemos una simetría radial para la distribución de fluencia del campo que debe tener la siguiente relación: la fluencia en cualquier posición definida usando un sistema de coordenadas polares (r, θ) , con su origen en el centro *EPID*, es aproximadamente la misma que la fluencia en su posición diametralmente opuesta $(r, \theta + 180)$; ver la ecuación (3).

$$I(r, \theta) \cong I(r, \theta + 180^\circ) \quad (3)$$

Es importante resaltar que estos postulados únicamente son de obligado cumplimiento durante la calibración, cuando se utilice la matriz de detectores

para medir campos de radiación, no tienen por qué observarse estas restricciones.

Para esta tesis, se ha desarrollado un procedimiento de calibración para una matriz bidimensional de detectores particular, con 32 x 24 detectores, y una separación entre detectores de 12,5 mm, aunque este procedimiento podría adaptarse fácilmente a cualquier otra configuración de dos dimensiones.

3.1.3 GLOSARIO DE VARIABLES

A continuación se detalla una lista con las definiciones de las variables utilizadas en el desarrollo de la teoría, para que pueda ser consultada durante el seguimiento de la misma.

(i,j) son los índices para determinar la posición de un detector concreto de la matriz de detectores.

(x,y) son las coordenadas para determinar un punto dentro del campo de radiación. Dependiendo de la posición de matriz dentro del campo de radiación, existirá una relación entre (i,j) y (x,y) .

$A_{i,j}(x,y)$ es la lectura del detector que se encuentra en la posición (i, j) de la matriz durante la adquisición A , cuando este detector se encontraba en el punto (x, y) del campo. Los índices (i,j) y las coordenadas (x,y) para una adquisición concreta aportan una información redundante, dado que existe una relación ente índices y coordenadas para cada adquisición. De todos modos, se ha mantenido esta redundancia para mayor claridad de la notación.

$I^A(x, y)$ es la fluencia de radiación durante la adquisición A en el punto (x,y) del campo de radiación.

$S^A_{i,j}$ es la sensibilidad del detector que se encuentra en la posición (i, j) de la matriz durante la adquisición A .

$K_{i,j}$ es el factor de calibración de sensibilidad relativa al detector de referencia del detector que se encuentra en la posición (i, j) de la matriz bidimensional.

$kf_{i,j}$ es el factor de calibración de sensibilidad del detector que se encuentra en la posición (i, j) de la matriz en relación con el detector situado en el centro de su fila.

$kc_{i,j}$ es el factor de calibración de sensibilidad del detector que se encuentra en la posición (i, j) de la matriz en relación con el detector situado en el centro de su columna.

$Sl_{A/B}$ se define como el factor de desviación. Contiene la corrección necesaria para cancelar la desviación introducida por las diferencias en la sensibilidad y la fluencia entre las adquisiciones A y B .

$kf'_{i,j}$ es un factor de calibración de sensibilidad del detector que se encuentra en la posición (i, j) de la matriz en relación con el detector situado en el centro de su fila sin corrección de la desviación $Sl_{A/B}$. Es una magnitud intermedia definida por conveniencia para el desarrollo matemático de la teoría.

$kc'_{i,j}$ es un factor de calibración de sensibilidad del detector que se encuentra en la posición (i, j) de la matriz en relación con el detector situado en el centro de su columna sin corrección de la desviación $Sl_{A/B}$. Es una magnitud intermedia definida por conveniencia para el desarrollo matemático de la teoría.

$X_{i,j}$ es un producto cruzado de lecturas, se define por conveniencia para facilitar los cálculos.

$Y_{i,j}$ es un cociente cruzado de lecturas, se define por conveniencia para facilitar los cálculos.

3.1.4 DESARROLLO DE LA TEORÍA

Siguiendo la notación usada por el fabricante de nuestro *EPID*, un detector puede ser localizado utilizando dos índices (i, j) . El detector en el origen $(0, 0)$ es el más cercano al brazo del acelerador y el que está la más a la izquierda, para un observador que mire hacia el brazo (ver figura 3.1). Las posiciones de campo se definen utilizando una notación de coordenadas similar a la de la posición de los detectores (ver figura 3.2).

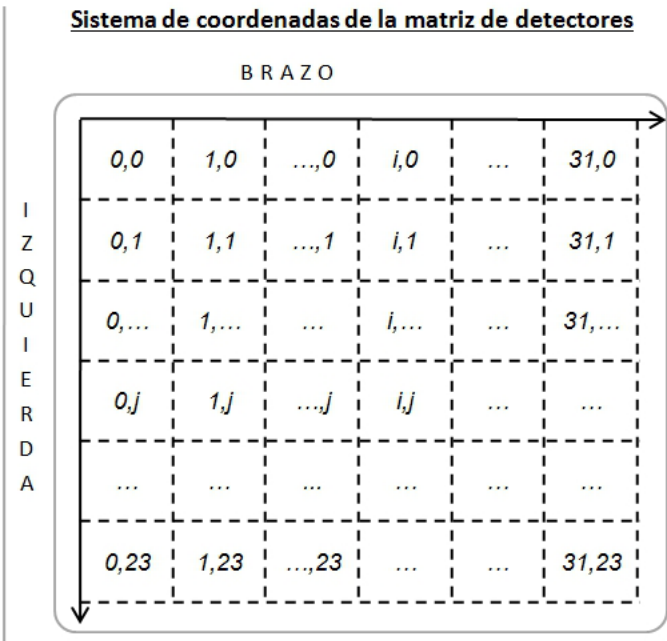


Figura 3.1. Sistema de coordenadas de la matriz de detectores, adaptada de la notación del fabricante del *EPID*.

El procedimiento de calibración de *WF* únicamente requiere que irradiemos la matriz de detectores para adquirir cinco conjuntos de datos (ver figura 3.3). Entre una adquisición y la siguiente, la matriz se desplaza una distancia que coincide con la separación de los detectores. La matriz se

colocará bajo un haz de radiación tal que el tamaño del campo siempre cubra toda la superficie sensible de la matriz de detectores.

Los siguientes pasos se han numerado con fines descriptivos, aunque el orden en el que se realicen es irrelevante. En el primer paso, la adquisición *C* se realiza con el dispositivo centrado en el campo de radiación. En el segundo paso, la adquisición *L* se realiza con el dispositivo desplazado hacia la izquierda, mirando hacia el brazo del acelerador. En el tercer paso, la adquisición *R* se realiza con el dispositivo desplazado a la derecha, mirando hacia el brazo. En el cuarto paso, la adquisición *B* se realiza con el dispositivo desplazado hacia el brazo. En la etapa final, la adquisición *M* se realiza con el dispositivo desplazado hacia la mesa.

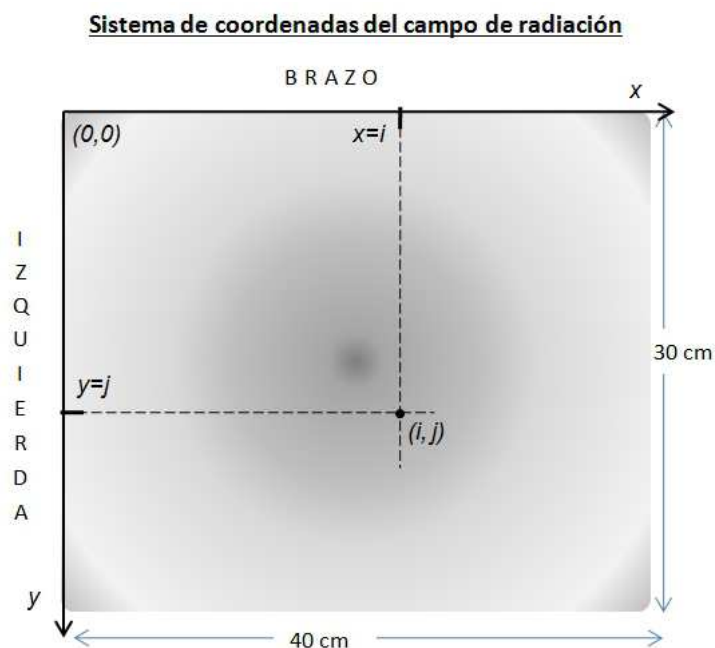


Figura 3.2. Sistema de coordenadas de las posiciones dentro del campo de radiación, adaptada de la notación del fabricante del *EPID*.

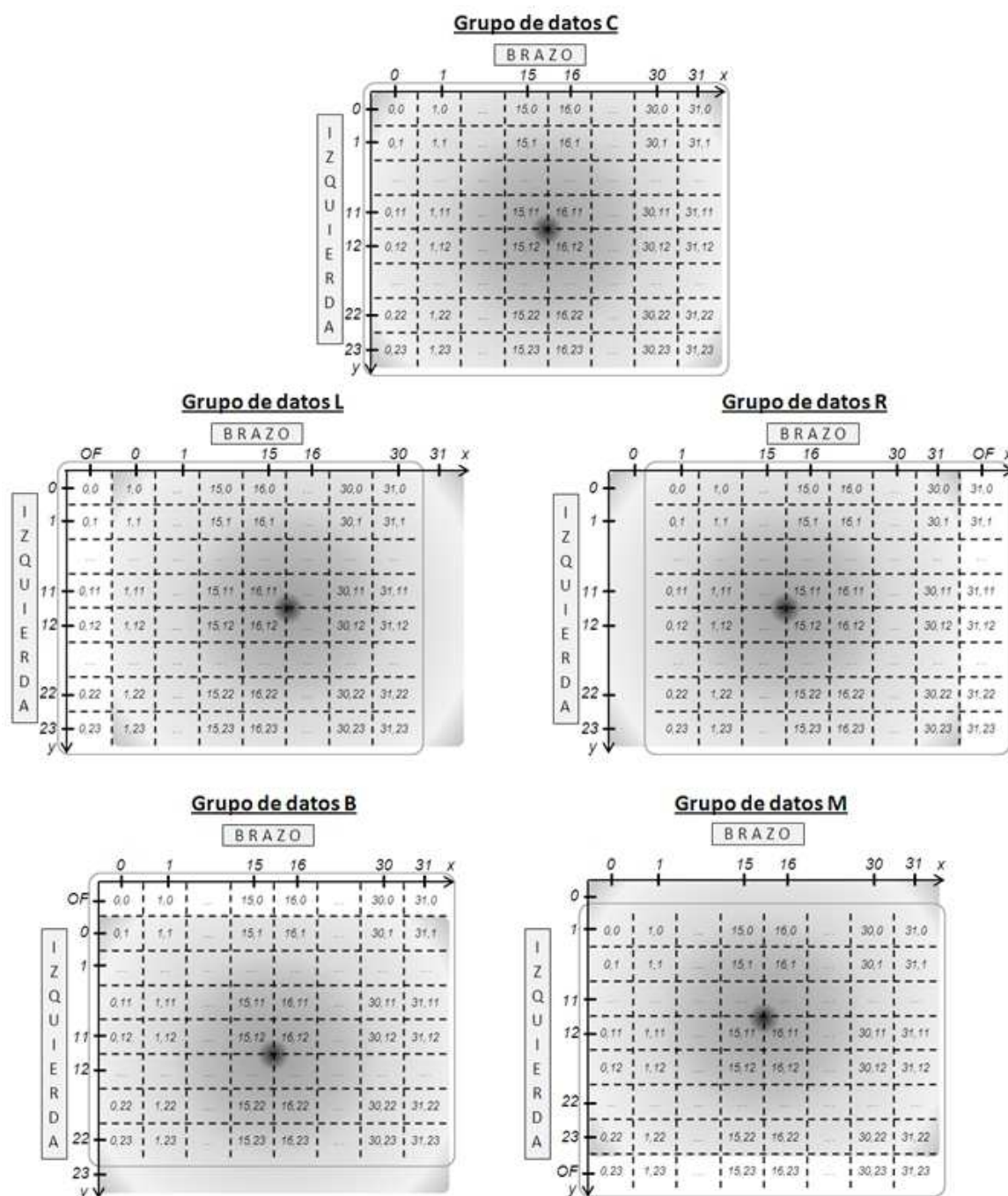


Figura 3.3. Serie de adquisiciones de datos requeridos por el procedimiento de calibración de campo completo para una matriz de detectores bidimensional.

El valor medido por un detector concreto en una determinada adquisición puede expresarse como el producto de la sensibilidad de este detector y la fluencia en este punto del campo de radiación.

$$A_{i,j}(x, y) = I^A(x, y) \times S_{i,j}^A \quad (4)$$

Los índices i y j determinan la posición del detector en la matriz, donde i especifica la fila, y j la columna. El índice i varía de 0 a 31, y j de 0 a 23. La posición dentro del campo de radiación se ha convertido en una variable discreta, por lo que las coordenadas (x, y) siguen la misma notación que los índices (i, j) . A representa la adquisición y puede adoptar los siguientes valores: C, R, L, M o B . $I^A(x, y)$ es la fluencia en el punto (x, y) del campo de durante la adquisición A . $S_{i,j}^A$ es la sensibilidad del detector (i, j) durante la adquisición A . Finalmente, $A_{i,j}(x, y)$ es la lectura de detector (i, j) situado en la posición de campo (x, y) durante la adquisición A .

El factor de calibración de sensibilidad relativa de un detector, $K_{i,j}$, se define como un valor que, multiplicado por la lectura de dicho detector, da como resultado un valor que no depende de la sensibilidad del detector, sino que depende únicamente de la fluencia registrada en él relativa a la registrada por el detector de referencia. En nuestro caso, el detector (16, 12) fue elegido como referencia, por encontrarse aproximadamente en el centro de la matriz.

Así pues, el factor de calibración del detector (i, j) con respecto al detector de referencia puede expresarse como sigue.

$$K_{i,j} = \frac{S_{16,12}^A}{S_{i,j}^A} \quad (5)$$

Ahora, los postulados 2 y 3 se pueden expresar como en las ecuaciones siguientes:

$$\frac{I^A(x_1, y_1)}{I^A(x_2, y_2)} = \frac{I^B(x_1, y_1)}{I^B(x_2, y_2)} \quad (6)$$

$$\frac{S_{i,j}^B}{S_{k,m}^B} = \frac{S_{i,j}^A}{S_{k,m}^A} \quad (7)$$

Donde A y B determinan dos adquisiciones arbitrarias entre los valores $(C, L, R, M \text{ o } B)$, (i, j) and (k, m) son los índices que determinan un par de detectores de la matriz, y (x_1, y_1) y (x_2, y_2) son dos posiciones arbitrarias dentro del campo de radiación. A partir de las ecuaciones (6) y (7), se puede deducir la ecuación (8) para definir el factor de desviación ($SI_{A/B}$), que incluye las desviaciones de sensibilidad y fluencia entre las adquisiciones A y B .

$$\frac{I^A(x_1, y_1) S_{i,j}^A}{I^B(x_1, y_1) S_{i,j}^B} = \frac{I^A(x_2, y_2) S_{k,m}^A}{I^B(x_2, y_2) S_{k,m}^B} \equiv SI_{A/B} \quad (8)$$

Este factor de desviación entre las adquisiciones A y B es común para cualquier detector situado en cualquier punto del campo.

Los factores de calibración de fila y columna ($kf_{i,j}$ y $kc_{i,j}$) se han definido en la ecuación (9) como factores intermedios que contienen la sensibilidad relativa al detector central dentro de su propia fila o columna.

$$kf_{i,j} \equiv \frac{S_{16,j}^A}{S_{i,j}^A} \text{ and } kc_{i,j} \equiv \frac{S_{i,12}^A}{S_{i,j}^A} \quad (9)$$

De la definición se deduce que $kf_{16,j}=1$ y $kc_{i,12}=1$, para valores i y j cualesquiera dentro de los límites de la matriz. De las ecuaciones (5) y (9), el factor de calibración $K_{i,j}$ puede expresarse en una forma más conveniente para el cálculo en función de los factores de fila y columna, como puede verse en la ecuación (10).

$$K_{i,j} = \frac{S_{i,12}^A}{S_{i,j}^A} \times \frac{S_{16,12}^A}{S_{16,j}^A} = kc_{i,j} \times kf_{i,12} = \frac{S_{16,j}^A}{S_{i,j}^A} \times \frac{S_{i,12}^A}{S_{16,j}^A} = kf_{i,j} \times kc_{16,j} \quad (10)$$

Comparando las adquisiciones C y L , se puede obtener una expresión para $kf_{i,j}$. Durante la adquisición C , la matriz se encuentra centrada en el campo de radiación, por lo tanto, la relación entre las posiciones dentro del campo y los índices de un detector será: $x = i$ e $y = j$. Debido a que la matriz de detectores se desplaza a la izquierda para realizar la adquisición L , la relación

entre posiciones e índices se convierte en: $x = i-1$ e $y = j$. El factor de calibración de fila para cualquier detector en la fila 17 se puede expresar como:

$$kf_{17,j} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{17,j}^C} \quad (11)$$

La estrategia consiste en encontrar el detector que, durante la adquisición L , está en la posición que ocupaba un detector de la fila 16 durante la adquisición C . La elección de esta estrategia, que complica el desarrollo matemático, está orientada a evitar la propagación de errores, como será explicado más adelante. En este caso, el detector buscado es el de la fila 17 y podemos comparar lo que han medido los dos detectores que han sido colocados en el punto $(16, j)$ del campo. De la ecuación (4), se obtienen las siguientes expresiones (12) y (13) que incluyen la sensibilidad de los detectores de las filas 16 y 17 en las adquisiciones C y L respectivamente.

$$C_{16,j}(16,j) = I^C(16,j) \times S_{16,j}^C \quad (12)$$

$$L_{17,j}(16,j) = I^L(16,j) \times S_{17,j}^L \quad (13)$$

Usando la ecuación (7) puede encontrarse una relación entre la sensibilidad de los detectores de las filas 16 y 17 en las adquisiciones C y L , como se muestra en la ecuación (14)

$$\frac{S_{17,j}^C}{S_{16,j}^C} = \frac{S_{17,j}^L}{S_{16,j}^L} \quad (14)$$

Combinando adecuadamente las ecuaciones (12), (13) y (14), se puede deducir el factor de calibración de fila para los detectores de la fila 17, $kf_{17,j}$. A partir de dichas ecuaciones obtenemos:

$$S_{16,j}^C = \frac{C_{16,j}(16,j)}{I^C(16,j)}, \quad \frac{1}{S_{17,j}^C} = \frac{S_{16,j}^L}{S_{16,j}^C} \times \frac{1}{S_{17,j}^L} \quad y \quad \frac{1}{S_{17,j}^L} = \frac{I^L(16,j)}{L_{17,j}(16,j)}$$

Multiplicando las dos primeras ecuaciones, derivadas de (12) y (14), sustituyendo después el valor $1/S_{17,j}^L$ por el obtenido en la tercera ecuación, y usando la ecuación (8), obtenemos:

$$kf_{17,j} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{17,j}^C} = \frac{C_{16,j}(16,j)}{I^C(16,j)} \times \frac{S_{16,j}^L}{S_{16,j}^C} \times \frac{I^L(16,j)}{L_{17,j}(16,j)}$$

$$kf_{17,j} = \frac{C_{16,j}(16,j)}{L_{17,j}(16,j)} \times SI_{L/C} \quad (15)$$

Utilizando el mismo sistema de derivación, se puede obtener una expresión para el factor de los detectores de la fila 18:

$$kf_{18,j} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{18,j}^C} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{17,j}^C} \times \frac{S_{17,j}^C}{S_{18,j}^C} = kf_{17,j} \times \frac{C_{17,j}(17,j)}{L_{18,j}(17,j)} \times SI_{L/C} \quad (16)$$

$$kf_{18,j} = \frac{C_{16,j}(16,j)}{L_{17,j}(16,j)} \times \frac{C_{17,j}(17,j)}{L_{18,j}(17,j)} \times (SI_{L/C})^2 \quad (17)$$

Repitiendo esta estrategia se pueden generalizar las ecuaciones (16) y (17) para cualquier detector entre las filas 31 y 17, como se puede ver en la ecuación (18).

$$kf_{i,j} = \left[\prod_{k=16}^{i-1} \frac{C_{k,j}(k,j)}{L_{k+1,j}(k,j)} \right] \times (SI_{L/C})^{i-16} \quad (18)$$

Con el fin de encontrar una expresión para el resto de filas de detectores, es decir, para las filas de la 15 a la 0, la estrategia debe de cambiar ligeramente, debido a que la anterior nos llevaría a comparar la lectura de los detectores de las filas 0 y 1 en una posición fuera del campo ($i=-1$). Para evitarlo, se buscará el detector que, durante la adquisición C, está en la posición que ocupaba el detector 16 durante la adquisición L. En este caso, el detector es el 15 y podemos comparar los que han medido los dos detectores al ser colocados en el punto $(15, j)$ del campo. De la ecuación (4), se obtienen las siguientes expresiones (19) y (20) que incluyen la sensibilidad de los detectores de las filas 15 y 16 en las adquisiciones C y L respectivamente.

$$C_{15,j}(15,j) = I^C(15,j) \times S_{15,j}^C \quad (19)$$

$$L_{16,j}(15,j) = I^L(15,j) \times S_{16,j}^L \quad (20)$$

Usando la ecuación (7) puede encontrarse una relación entre las sensibilidad de los detectores de las filas 16 y 17 en las adquisiciones C y L, como se muestra en la ecuación (21).

$$\frac{S_{16,j}^C}{S_{15,j}^C} = \frac{S_{16,j}^L}{S_{15,j}^L} \quad (21)$$

Si combinamos adecuadamente las ecuaciones (19), (20) y (21), se puede deducir el factor de calibración de fila para los detectores de la fila 15, $kf_{15,j}$. A partir de dichas ecuaciones obtenemos:

$$\frac{1}{S_{15,j}^C} = \frac{I^C(15,j)}{C_{15,j}(15,j)}, \quad S_{16,j}^C = \frac{S_{15,j}^C}{S_{15,j}^L} \times S_{16,j}^L \quad y \quad S_{16,j}^L = \frac{L_{16,j}(15,j)}{I^L(15,j)}$$

Multiplicando las dos primeras ecuaciones, derivadas de (19) y (21), sustituyendo después el valor $1/S_{16,j}^L$ por el obtenido en la tercera ecuación, y usando la ecuación (8), obtenemos:

$$kf_{15,j} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{15,j}^C} = \frac{L_{16,j}(15,j)}{I^L(15,j)} \times \frac{S_{15,j}^C}{S_{15,j}^L} \times \frac{I^C(15,j)}{C_{15,j}(15,j)}$$

$$kf_{15,j} = \frac{L_{16,j}(15,j)}{C_{15,j}(15,j)} \times (SI_{L/C})^{-1} \quad (22)$$

Utilizando el mismo sistema de derivación, se puede obtener una expresión para el factor de los detectores de la fila 14:

$$kf_{14,j} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{14,j}^C} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{15,j}^C} \times \frac{S_{15,j}^C}{S_{14,j}^C} = kf_{15,j} \times \frac{L_{15,j}(14,j)}{C_{14,j}(14,j)} \times (SI_{L/C})^{-1}$$

$$kf_{14,j} = \frac{L_{16,j}(15,j)}{C_{15,j}(15,j)} \times \frac{L_{15,j}(14,j)}{C_{14,j}(14,j)} \times (SI_{L/C})^{-2} \quad (23)$$

Si repetimos el proceso de derivación, también se pueden generalizar las ecuaciones (22) y (23) para cualquier detector entre las filas 0 y 15, como se puede ver en la ecuación (24).

$$kf_{i,j} = \left[\prod_{k=i}^{15} \frac{L_{k+1,j}(k,j)}{C_{k,j}(k,j)} \right] \times (SI_{L/C})^{i-16} \quad (24)$$

La ecuación (25), se obtiene a partir de las ecuaciones (18) y (24), y es la expresión general de los factores de fila obtenidos al comparar las adquisiciones C y L para cualquier detector ubicado en cualquier columna de la matriz y cualquier fila comprendida entre la 0 y la 31.

$$kf_{i,j} = \begin{cases} \left[\prod_{k=16}^{i-1} \frac{C_{k,j}(k,j)}{L_{k+1,j}(k,j)} \right] \times (SI_{L/C})^{i-16} & 31 \geq i > 16 \\ 1 & i = 16 \\ \left[\prod_{k=i}^{15} \frac{L_{k+1,j}(k,j)}{C_{k,j}(k,j)} \right] \times (SI_{L/C})^{i-16} & 16 < i \leq 0 \end{cases} \quad (25)$$

Mediante un planteamiento análogo, se pueden deducir un grupo de ecuaciones a partir de las adquisiciones C y R. Durante la adquisición R, la matriz de detectores se encuentra desplazada hacia la derecha. Entonces, la relación entre posiciones e índices se convierte en: $x = i+1$ e $y = j$. Utilizamos de nuevo la ecuación (11) para obtener el factor de calibración de fila para cualquier detector en la fila 17. Durante la adquisición C, el detector 17 estaba en la posición que ocupa el detector 16 durante la adquisición R y podemos comparar la medida de los dos detectores en el mismo punto del campo, es decir, el punto (17, j). De la ecuación (4), obtenemos (26) y (27) que incluyen la sensibilidad de los detectores de las filas 17 y 16 en las adquisiciones R y C respectivamente.

$$R_{16,j}(17,j) = I^R(17,j) \times S_{16,j}^R \quad (26)$$

$$C_{17,j}(17,j) = I^C(17,j) \times S_{17,j}^C \quad (27)$$

Necesitamos relacionar la sensibilidad de los detectores de las filas 16 y 17 en las adquisiciones C y R usando la ecuación (7). Obtenemos la ecuación (28)

$$\frac{S_{17,j}^C}{S_{16,j}^C} = \frac{S_{17,j}^R}{S_{16,j}^R} \quad (28)$$

Combinando adecuadamente las ecuaciones (26), (27) and (28) y usando la ecuación (8), puede ser deducida una ecuación para el factor de calibración de fila para los detectores de la fila 17, $kf_{17,j}$.

$$\begin{aligned} kf_{17,j} &= \frac{S_{16,j}^C}{S_{17,j}^C} = \frac{R_{16,j}(17,j)}{I^R(17,j)} \times \frac{S_{17,j}^C}{S_{17,j}^R} \times \frac{I^C(17,j)}{C_{17,j}(17,j)} \\ kf_{17,j} &= \frac{R_{16,j}(17,j)}{C_{17,j}(17,j)} \times SI_{C/R} \end{aligned} \quad (29)$$

De la misma forma, se puede obtener una expresión para el factor de los detectores de la fila 18, $kf_{18,j}$.

$$\begin{aligned} kf_{18,j} &= \frac{S_{16,j}^C}{S_{18,j}^C} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{17,j}^C} \times \frac{S_{17,j}^C}{S_{18,j}^C} = kf_{17,j} \times \frac{R_{17,j}(18,j)}{C_{18,j}(18,j)} \times SI_{C/R} \\ kf_{18,j} &= \frac{R_{16,j}(17,j)}{C_{17,j}(17,j)} \times \frac{R_{17,j}(18,j)}{C_{18,j}(18,j)} \times (SI_{C/R})^2 \end{aligned} \quad (30)$$

Utilizando esta estrategia se pueden generalizar las ecuaciones (29) y (30) para cualquier detector entre las filas 31 y 17, como se puede ver en la ecuación (31).

$$kf_{i,j} = \left[\prod_{k=17}^i \frac{R_{k-1,j}(k,j)}{C_{k,j}(k,j)} \right] \times (SI_{C/R})^{i-16} \quad (31)$$

Para encontrar una expresión para los detectores de las filas de la 15 a la 0, buscaremos la fila de detectores que, durante la adquisición R, está en la posición que ocupaba el detector 16 durante la adquisición C. En este caso, el detector es el 15 y, de nuevo, podemos comparar lo que han medido los dos detectores al ser colocados en el punto $(15, j)$ del campo. De la ecuación (4), se

obtienen las siguientes expresiones (32) y (33) que incluyen la sensibilidad de los detectores de las filas 15 y 16 en las adquisiciones C y R respectivamente.

$$C_{16,j}(16,j) = I^C(16,j) \times S_{16,j}^C \quad (32)$$

$$R_{15,j}(16,j) = I^R(16,j) \times S_{15,j}^R \quad (33)$$

Usando la ecuación (7) puede encontrarse una relación entre la sensibilidad de los detectores de las filas 16 y 15 en las adquisiciones R y C , como se muestra en la ecuación (34).

$$\frac{S_{16,j}^C}{S_{15,j}^C} = \frac{S_{16,j}^R}{S_{15,j}^R} \quad (34)$$

Combinando adecuadamente las ecuaciones (32), (33) y (34) y usando la ecuación (8), obtenemos:

$$\frac{1}{S_{15,j}^R} = \frac{I^R(16,j)}{R_{15,j}(16,j)}, \quad \frac{1}{S_{15,j}^C} = \frac{S_{16,j}^R}{S_{16,j}^C} \times \frac{1}{S_{15,j}^R} \quad y \quad S_{16,j}^C = \frac{C_{16,j}(16,j)}{I^C(16,j)}$$

Multiplicando las dos primeras ecuaciones, derivadas de (19) y (21) y sustituyendo después el valor $1/S_{16,j}^R$ por el obtenido en la tercera ecuación, obtenemos:

$$kf_{15,j} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{15,j}^C} = \frac{C_{16,j}(16,j)}{I^C(16,j)} \times \frac{S_{16,j}^R}{S_{16,j}^C} \times \frac{I^R(16,j)}{R_{15,j}(16,j)}$$

$$kf_{15,j} = \frac{C_{16,j}(16,j)}{R_{15,j}(16,j)} \times (SI_{C/R})^{-1} \quad (35)$$

Utilizando el mismo sistema de derivación, se puede obtener una expresión para el factor de los detectores de la fila 14:

$$kf_{14,j} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{14,j}^C} = \frac{S_{16,j}^C}{S_{15,j}^C} \times \frac{S_{15,j}^C}{S_{14,j}^C} = kf_{15,j} \times \frac{C_{15,j}(15,j)}{R_{14,j}(15,j)} \times (SI_{C/R})^{-1}$$

$$kf_{14,j} = \frac{C_{16,j}(16,j)}{R_{15,j}(16,j)} \times \frac{C_{15,j}(15,j)}{R_{14,j}(15,j)} \times (SI_{C/R})^{-2} \quad (36)$$

Utilizando esta estrategia se pueden generalizar las ecuaciones (35) y (36) para cualquier detector entre las filas 0 y 15, como se puede ver en la ecuación (24).

$$kf_{i,j} = \left[\prod_{k=i+1}^{16} \frac{C_{k,j}(k,j)}{R_{k-1,j}(k,j)} \right] \times (SI_{L/C})^{i-16} \quad (37)$$

La ecuación (38) se obtiene a partir de las ecuaciones (31) y (37), y es la expresión general de los factores de fila obtenidos al comparar las adquisiciones C y R para cualquier detector ubicado en una fila comprendida entre la 0 y la 31.

$$kf_{i,j} = \begin{cases} \left[\prod_{k=17}^i \frac{R_{k-1,j}(k,j)}{C_{k,j}(k,j)} \right] \times (SI_{C/R})^{i-16} & 31 \geq i > 16 \\ 1 & i = 16 \\ \left[\prod_{k=i+1}^{16} \frac{C_{k,j}(k,j)}{R_{k-1,j}(k,j)} \right] \times (SI_{C/R})^{i-16} & 16 < i \leq 0 \end{cases} \quad (38)$$

Mediante el mismo procedimiento, comparando los datos de la adquisición C con las adquisiciones B y M , deduciremos dos soluciones para los factores de calibración de columna.

En primer lugar, trabajaremos con las adquisiciones C y B . Durante la adquisición B , el detector se encuentra desplazado hacia el brazo, por tanto la relación entre las posiciones de los detectores en el campo y sus índices dentro de la matriz es: $x=i$, and $y=j-1$. Podemos comparar los detectores que han sido colocados en los puntos $(i, 12)$ del campo, para cualquier posición dentro de la fila 12, durante las adquisiciones C y B . De la ecuación (4), se obtienen las expresiones (39) y (40) que incluyen la sensibilidad de los detectores de las columnas 12 y 13 en las adquisiciones C y B respectivamente.

$$C_{i,12}(i, 12) = I^C(i, 12) \times S_{i,12}^C \quad (39)$$

$$B_{i,13}(i, 12) = I^B(i, 12) \times S_{i,13}^B \quad (40)$$

Usando la ecuación (7) puede encontrarse una relación entre la sensibilidad de los detectores de las columnas 12 y 13 en las adquisiciones C y B, como se muestra en la ecuación (41)

$$\frac{S_{i,13}^C}{S_{i,12}^C} = \frac{S_{i,13}^B}{S_{i,12}^B} \quad (40)$$

Combinando adecuadamente las ecuaciones (39), (40) y (41), se puede deducir el factor de calibración de columna para los detectores de la columna 13, $kc_{i,13}$, llegando al resultado que se muestra en la ecuación (42).

$$\begin{aligned} S_{i,12}^C &= \frac{C_{i,12}(i, 12)}{I^C(i, 12)}, \quad \frac{1}{S_{i,13}^C} = \frac{S_{i,12}^B}{S_{i,12}^C} \times \frac{1}{S_{i,13}^B} \quad y \quad \frac{1}{S_{i,13}^B} = \frac{I^B(i, 12)}{B_{i,13}(i, 12)} \\ kc_{i,13} &= \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,13}^C} = \frac{C_{i,12}(i, 12)}{I^C(i, 12)} \times \frac{S_{i,12}^B}{S_{i,12}^C} \times \frac{I^B(i, 12)}{B_{i,13}(i, 12)} \\ kc_{i,13} &= \frac{C_{i,12}(i,12)}{B_{i,13}(i,12)} \times SI_{B/C} \end{aligned} \quad (42)$$

Utilizando el mismo método de derivación, se puede obtener una expresión para el factor de los detectores de la columna 14:

$$\begin{aligned} kc_{i,14} &= \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,14}^C} = \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,13}^C} \times \frac{S_{i,13}^C}{S_{i,14}^C} = kc_{i,13} \times \frac{C_{i,13}(i, 13)}{B_{i,14}(i, 13)} \times SI_{B/C} \\ kc_{i,14} &= \frac{C_{i,12}(i,12)}{B_{i,13}(i,12)} \times \frac{C_{i,13}(i,13)}{B_{i,14}(i,13)} \times (SI_{B/C})^2 \end{aligned} \quad (43)$$

Utilizando esta misma estrategia se pueden generalizar las ecuaciones (42) y (43) para cualquier detector de la columna 23 a la 13, como se puede ver en la ecuación (44).

$$kc_{i,j} = \left[\prod_{k=12}^{j-1} \frac{C_{i,l}(i,l)}{B_{i,l+1}(i,l)} \right] \times (SI_{B/C})^{j-12} \quad (44)$$

Para encontrar una expresión para el resto de columnas de detectores, es decir, de la 11 a la 0, podemos comparar lo que han medido los detectores de las columnas 11 y 12 al ser colocados en el punto (i,11) del campo. De la

ecuación (4), se obtienen las siguientes expresiones (45) y (46) que incluyen la sensibilidad de los detectores de las columnas 11 y 12 en las adquisiciones C y B respectivamente.

$$C_{i,11}(i, 11) = I^C(i, 11) \times S_{i,11}^C \quad (45)$$

$$B_{i,12}(i, 11) = I^B(i, 11) \times S_{i,12}^B \quad (46)$$

Usando, de nuevo, la ecuación (7) puede encontrarse una relación entre la sensibilidad de los detectores de la columna 11 y 12 en las adquisiciones C y B, como se muestra en la ecuación (47).

$$\frac{S_{i,12}^C}{S_{i,11}^C} = \frac{S_{i,12}^B}{S_{i,11}^B} \quad (47)$$

Combinando adecuadamente las ecuaciones (45), (46) and (47), puede deducirse el factor de calibración de columna para los detectores de la columna 11, $kc_{i,11}$, para llegar a la ecuación (48).

$$\begin{aligned} \frac{1}{S_{i,11}^C} &= \frac{I^C(i, 11)}{C_{i,11}(i, 11)}, \quad S_{i,12}^C = \frac{S_{i,11}^C}{S_{i,11}^B} \times S_{i,12}^B \quad y \quad S_{i,12}^B = \frac{B_{i,12}(i, 11)}{I^B(i, 11)} \\ kc_{i,11} &= \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,11}^C} = \frac{B_{i,12}(i, 11)}{I^B(i, 11)} \times \frac{S_{i,11}^C}{S_{i,11}^B} \times \frac{I^C(i, 11)}{C_{i,11}(i, 11)} \\ kc_{i,11} &= \frac{B_{i,12}(i,11)}{C_{i,11}(i,11)} \times (SI_{B/C})^{-1} \end{aligned} \quad (48)$$

Con el mismo sistema de derivación, se puede obtener una expresión para el factor de columna de los detectores de la columna 10:

$$\begin{aligned} kc_{i,10} &= \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,10}^C} = \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,11}^C} \times \frac{S_{i,11}^C}{S_{i,10}^C} = kc_{i,11} \times \frac{B_{i,11}(i, 10)}{C_{i,10}(i, 10)} \times (SI_{B/C})^{-1} \\ kc_{i,10} &= \frac{B_{i,12}(i,11)}{C_{i,11}(i,11)} \times \frac{B_{i,11}(i,10)}{C_{i,10}(i,10)} \times (SI_{B/C})^{-2} \end{aligned} \quad (49)$$

Utilizando esta estrategia también se pueden generalizar las ecuaciones (48) y (49) para cualquier detector entre las columnas 0 y 11, como se puede ver en la ecuación (50).

$$kc_{i,j} = \left[\prod_{l=j}^{11} \frac{B_{i,l+1}(i,l)}{C_{i,l}(i,l)} \right] \times (SI_{B/C})^{j-12} \quad (50)$$

La ecuación (51) se obtiene de las ecuaciones (44) y (50), y es la expresión general de los factores de columna obtenidos a partir de comparar las adquisiciones C y B para cualquier detector ubicado en cualquier columna comprendida entre la 0 y la 23.

$$kc_{i,j} = \begin{cases} \left[\prod_{l=12}^{j-1} \frac{C_{i,l}(i,l)}{B_{i,l+1}(i,l)} \right] \times (SI_{B/C})^{j-12} & 23 \geq i > 12 \\ 1 & i = 12 \\ \left[\prod_{l=j}^{11} \frac{B_{i,l+1}(i,l)}{C_{i,l}(i,l)} \right] \times (SI_{B/C})^{j-12} & 12 < i \leq 0 \end{cases} \quad (51)$$

Por último, repetimos el proceso para la adquisición M , donde el detector se encuentra desplazado hacia la mesa, por tanto la relación entre las posiciones de los detectores en el campo y sus índices dentro de la matriz es: $x=i$, and $y=j+1$. Podemos comparar los detectores que han sido colocados en el punto $(i, 13)$ del campo durante las adquisiciones C y M . De la ecuación (4), se obtienen las expresiones (52) y (53) que incluyen la sensibilidad de los detectores de las columnas 12 y 13 en las adquisiciones C y M respectivamente.

$$C_{i,13}(i, 13) = I^C(i, 13) \times S_{i,13}^C \quad (52)$$

$$M_{i,12}(i, 13) = I^M(i, 13) \times S_{i,12}^M \quad (53)$$

Usando la ecuación (7) puede encontrarse una relación entre la sensibilidad de los detectores de las columnas 12 y 13 en las adquisiciones C y M , como se muestra en la ecuación (54)

$$\frac{S_{i,12}^C}{S_{i,13}^C} = \frac{S_{i,12}^M}{S_{i,13}^M} \quad (54)$$

Combinando adecuadamente las ecuaciones (52), (53) y (54), puede deducirse el factor de calibración de columna para los detectores de la columna 13, $kc_{i,13}$, llegando al resultado que se muestra en la ecuación (55).

$$\begin{aligned} \frac{1}{S_{i,13}^C} &= \frac{I^C(i, 13)}{C_{i,13}(i, 13)}, \quad S_{i,12}^C = \frac{S_{i,13}^C}{S_{i,13}^M} \times S_{i,12}^M \quad y \quad S_{i,12}^M = \frac{M_{i,12}(i, 13)}{I^M(i, 13)} \\ kc_{i,13} &= \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,13}^C} = \frac{M_{i,12}(i, 13)}{I^M(i, 13)} \times \frac{S_{i,13}^C}{S_{i,13}^M} \times \frac{I^C(i, 13)}{C_{i,13}(i, 13)} \\ kc_{i,13} &= \frac{M_{i,12}(i,13)}{C_{i,13}(i,13)} \times SI_{C/M} \end{aligned} \quad (55)$$

Utilizando el mismo sistema de derivación, se puede obtener una expresión para el factor de los detectores de la columna 14:

$$\begin{aligned} kc_{i,14} &= \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,14}^C} = \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,13}^C} \times \frac{S_{i,13}^C}{S_{i,14}^C} = kc_{i,13} \times \frac{M_{i,13}(i, 14)}{C_{i,14}(i, 14)} \times SI_{C/M} \\ kc_{i,14} &= \frac{M_{i,12}(i,13)}{C_{i,13}(i,13)} \times \frac{M_{i,13}(i,14)}{C_{i,14}(i,14)} \times (SI_{C/M})^2 \end{aligned} \quad (56)$$

Utilizando esta estrategia se pueden generalizar las ecuaciones (55) y (56) para cualquier detector entre las columnas 23 y 13, como se puede ver en la ecuación (57).

$$kc_{i,j} = \left[\prod_{k=12}^{j-1} \frac{M_{i,l}(i,l+1)}{C_{i,l+1}(i,l+1)} \right] \times (SI_{C/M})^{j-12} \quad (57)$$

De nuevo, debemos encontrar una expresión para el resto de columnas de detectores, es decir, de la 11 a la 0. Para lograrlo, podemos comparar lo que han medido los detectores de las columnas 11 y 12 al ser colocados en el punto $(i, 12)$ del campo. De la ecuación (4), se obtienen las siguientes expresiones (58) y (59) que incluyen la sensibilidad de los detectores de las columnas 11 y 12 en las adquisiciones M y C respectivamente.

$$C_{i,12}(i, 12) = I^C(i, 12) \times S_{i,12}^C \quad (58)$$

$$M_{i,11}(i, 12) = I^M(i, 12) \times S_{i,11}^M \quad (59)$$

Usando la ecuación (7) puede encontrarse una relación entre la sensibilidad de los detectores de la columna 11 y 12 en las adquisiciones C y M, como se muestra en la ecuación (60).

$$\frac{S_{i,12}^C}{S_{i,11}^C} = \frac{S_{i,12}^M}{S_{i,11}^M} \quad (60)$$

Combinando adecuadamente las ecuaciones (58), (59) and (60), puede deducirse el factor de calibración de columna para los detectores de la columna 11, llegando a la ecuación (61).

$$\begin{aligned} \frac{1}{S_{i,11}^M} &= \frac{I^M(i, 12)}{M_{i,11}(i, 12)}, \quad \frac{1}{S_{i,11}^C} = \frac{S_{i,12}^M}{S_{i,12}^C} \times \frac{1}{S_{i,11}^M} \quad y \quad S_{i,12}^C = \frac{C_{i,12}(i, 12)}{I^C(i, 12)} \\ kc_{i,11} &= \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,11}^C} = \frac{C_{i,12}(i, 12)}{I^C(i, 12)} \times \frac{S_{i,12}^M}{S_{i,12}^C} \times \frac{I^M(i, 12)}{M_{i,11}(i, 12)} \\ kc_{i,11} &= \frac{C_{i,12}(i,12)}{M_{i,11}(i,12)} \times (SI_{C/M})^{-1} \end{aligned} \quad (61)$$

Utilizando la misma estrategia de derivación, se puede obtener una expresión para el factor de los detectores de la columna 10:

$$\begin{aligned} kc_{i,10} &= \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,10}^C} = \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,11}^C} \times \frac{S_{i,11}^C}{S_{i,10}^C} = kc_{i,11} \times \frac{C_{i,11}(i, 11)}{M_{i,10}(i, 11)} \times (SI_{C/M})^{-1} \\ kc_{i,10} &= \frac{C_{i,12}(i,12)}{M_{i,11}(i,12)} \times \frac{C_{i,11}(i,11)}{M_{i,10}(i,11)} \times (SI_{C/M})^{-2} \end{aligned} \quad (62)$$

Repitiendo este mismo método también se pueden generalizar las ecuaciones (61) y (62) para cualquier detector entre las columnas 0 y 11, como se puede ver en la ecuación (63).

$$kc_{i,j} = \left[\prod_{l=j+1}^{12} \frac{C_{i,l}(i,l)}{M_{i,l-1}(i,l)} \right] \times (SI_{C/M})^{j-12} \quad (63)$$

La ecuación (64) se obtiene a partir de las ecuaciones (57) y (63) y es la expresión general de los factores de columna obtenidos de comparar las adquisiciones C y M para cualquier detector ubicado en cualquier columna comprendida entre la 0 y la 23.

$$kc_{i,j} = \begin{cases} \left[\prod_{l=13}^j \frac{M_{i,l-1}(i,l)}{C_{i,l}(i,l)} \right] \times (SI_{C/M})^{j-12} & 23 \geq i > 12 \\ 1 & i = 12 \\ \left[\prod_{l=j+1}^{12} \frac{C_{i,l}(i,l)}{M_{i,l-1}(i,l)} \right] \times (SI_{C/M})^{j-12} & 12 < i \leq 0 \end{cases} \quad (64)$$

En las ecuaciones (25), (38), (51) y (64), $C_{i,j}(i,j)$, $R_{i,j}(i,j)$, $L_{i,j}(i,j)$, $M_{i,j}(i,j)$ y $B_{i,j}(i,j)$ son los valores medidos, sin embargo, $SI_{L/C}$, $SI_{C/R}$, $SI_{B/C}$ y $SI_{C/M}$ siguen siendo desconocidos, además, son difíciles de cuantificar. Es conveniente recordar que una compensación incompleta de estos errores de desviación se propagaría a través de toda la matriz de factores de calibración.

Dichas ecuaciones se pueden presentar de una manera diferente con el fin de definir un nuevo factor de calibración que no incluya la corrección por desviación, como en las ecuaciones (65), (66), (67) y (68). La definición de estos factores de calibración resulta conveniente no solo para la derivación matemática de este procedimiento, sino que también resulta de gran utilidad en la computación del proceso.

$$kf_{i,j} = kf'_{i,j}^L \times (SI_{L/C})^{i-16} \quad (65)$$

$$kf_{i,j} = kf'_{i,j}^R \times (SI_{C/R})^{i-16} \quad (66)$$

$$kc_{i,j} = kc'_{i,j}^B \times (SI_{B/C})^{j-12} \quad (67)$$

$$kc_{i,j} = kc'_{i,j}^M \times (SI_{C/M})^{j-12} \quad (68)$$

No obstante, utilizando el quinto postulado, se puede encontrar una solución a este problema. El postulado aplicado a la adquisición C puede verse

ilustrado en la figura 3.4 y se expresa en forma matemática en las ecuaciones (69) y (70).

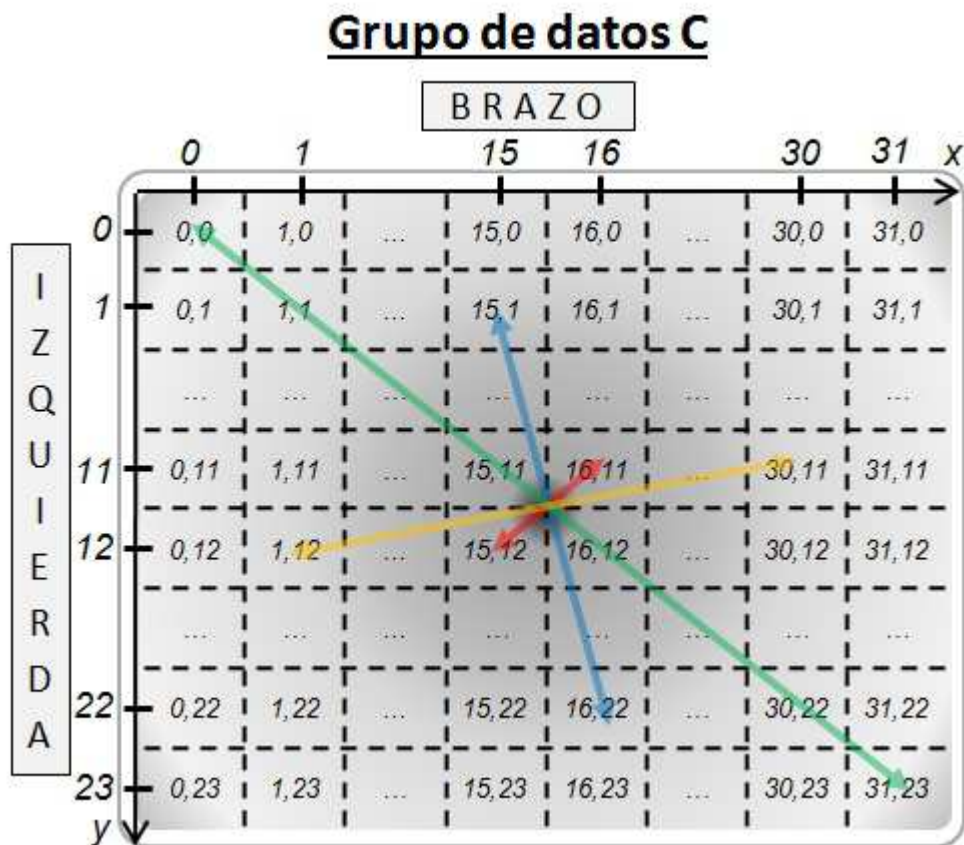


Figura 3.4. Ilustración sobre la aproximación del 5º postulado. Los detectores ubicados en puntos diametralmente opuestos del campo de radiación, recibirán aproximadamente la misma fluencia de radiación.

Únicamente supone que detectores localizados en posiciones diametralmente opuestas con respecto al eje del haz de radiación, deben recibir aproximadamente la misma fluencia de dosis. Esta suposición es mucho menos exigente que la aproximación de simetría cilíndrica que imponen al campo de radiación los algoritmos de cálculo de dosis más extendidos en la actualidad.

$$I^c(i,j) \cong I^c(31-i, 23-j) \quad (69)$$

$$I^c(i, 23-j) \cong I^c(31-i, j) \quad (70)$$

Utilizando la ecuación (4), las anteriores pueden reescribirse como sigue:

$$\frac{C_{i,j}(i,j)}{S_{i,j}^C} \cong \frac{C_{31-i,23-j}(31-i,23-j)}{S_{31-i,23-j}^C} \quad (71)$$

$$\frac{C_{i,23-j}(i,23-j)}{S_{i,23-j}^C} \cong \frac{C_{31-i,j}(31-i,j)}{S_{31-i,j}^C} \quad (72)$$

Para obtener los factores de desviación involucrados en las expresiones de los factores de calibración de fila, multiplicamos las ecuaciones (71) y (72) y reordenamos los términos hasta encontrar la siguiente expresión para valores de i desde 0 a 15 y de j desde 0 a 11:

$$X_{i,j} \equiv \frac{C_{i,j}(i,j) \times C_{i,23-j}(i,23-j)}{C_{31-i,23-j}(31-i,23-j) \times C_{31-i,j}(31-i,j)} \cong \frac{S_{i,j}^C}{S_{31-i,j}^C} \times \frac{S_{i,23-j}^C}{S_{31-i,23-j}^C} \quad (73)$$

En la expresión anterior se ha definido, por conveniencia para el desarrollo matemático, el producto cruzado $X_{i,j}$. Éste es fácil de calcular, ya que los valores de $C_{i,j}(i,j)$ se han medido y son conocidos. El miembro del lado de la derecha de la ecuación (73) se puede relacionar con los factores de calibración de fila, utilizando la ecuación (9). Esta relación se muestra en la ecuación (74).

$$\frac{S_{i,j}^C}{S_{31-i,j}^C} \times \frac{S_{i,23-j}^C}{S_{31-i,23-j}^C} = \frac{S_{i,j}^C}{S_{16,j}^C} \times \frac{S_{16,j}^C}{S_{31-i,j}^C} \times \frac{S_{i,23-j}^C}{S_{16,23-j}^C} \times \frac{S_{16,23-j}^C}{S_{31-i,23-j}^C} = \frac{kf_{31-i,j}}{kf_{i,j}} \times \frac{kf_{31-i,23-j}}{kf_{i,23-j}} \quad (74)$$

Podemos obtener una expresión para Sl_{LC} al combinar las ecuaciones (74), (73) y (65). Esta última relaciona el factor de calibración de fila obtenido de la comparación de las adquisiciones L y C con el factor de calibración de fila sin corrección por desviación y la corrección por desviaciones entre las adquisiciones L y C .

$$X_{i,j} \cong \frac{kf'_{31-i,j}^L}{kf'_{i,j}^L} \times \frac{kf'_{31-i,23-j}^L}{kf'_{i,23-j}^L} \cdot (SI_{L/C})^{4(16-i)-2}$$

De ahí obtenemos:

$$\ln(SI_{L/C}) \cong \frac{1}{4(16-i)-2} \times \ln \left\{ X_{i,j} \times \frac{kf'_{i,j}^L}{kf'_{31-i,j}^L} \times \frac{kf'_{i,23-j}^L}{kf'_{31-i,23-j}^L} \right\} \quad (75)$$

Todas las magnitudes que aparecen en la ecuación (75) se pueden calcular a partir de los datos medidos con la matriz de detectores en las adquisiciones C y L , así que esta expresión nos permite calcular $SI_{L/C}$ y, por tanto, el valor de los factores de calibración de fila de la ecuación (25).

De una forma similar, pero utilizando la ecuación (66), podemos encontrar una expresión para $SI_{C/R}$ como se muestra en la ecuación (76). Esta expresión nos permite calcular el valor de los factores de calibración de fila de la ecuación (38).

$$\ln(SI_{C/R}) \cong \frac{1}{4(16-i)-2} \times \ln \left\{ X_{i,j} \times \frac{kf'_{i,j}^R}{kf'_{31-i,j}^R} \times \frac{kf'_{i,23-j}^R}{kf'_{31-i,23-j}^R} \right\} \quad (76)$$

El mismo procedimiento se puede repetir con el fin de encontrar una aproximación para $SI_{C/M}$ y $SI_{C/B}$. Para obtener los factores de desviación involucrados en las expresiones de los factores de calibración de columna, dividimos la ecuación (71) por la (72). Reordenando los términos, se obtiene la siguiente expresión para los valores de i , entre 0 y 15, y de j , entre 0 y 11:

$$Y_{i,j} \equiv \frac{C_{i,j}(i,j) \times C_{31-i,j}(31-i,j)}{C_{31-i,23-j}(31-i,23-j) \times C_{i,23-j}(i,23-j)} \cong \frac{S_{i,j}^C}{S_{i,23-j}^C} \times \frac{S_{31-i,j}^C}{S_{31-i,23-j}^C} \quad (77)$$

En la expresión anterior se ha definido el cociente cruzado $Y_{i,j}$, por conveniencia para el desarrollo matemático. Este cociente cruzado es fácil de calcular, ya que los valores de $C_{i,j}(i,j)$ se pueden medir. El miembro de la derecha puede estar relacionado con algunos factores de calibración de columna, utilizando la ecuación (9), como muestra la ecuación (78).

$$\frac{S_{i,j}^C}{S_{i,23-j}^C} \times \frac{S_{31-i,j}^C}{S_{31-i,23-j}^C} = \frac{S_{i,j}^C}{S_{i,12}^C} \times \frac{S_{i,12}^C}{S_{i,23-j}^C} \times \frac{S_{31-i,j}^C}{S_{31-i,12}^C} \times \frac{S_{31-i,12}^C}{S_{31-i,23-j}^C} = \frac{kc_{i,23-j}}{kc_{i,j}} \times \frac{kc_{31-i,23-j}}{kc_{31-i,j}} \quad (78)$$

Podemos obtener una expresión para $SI_{C/M}$ al combinar las ecuaciones (77), (78) y (67). Esta última relaciona el factor de calibración de columna obtenido de la comparación de las adquisiciones M y C con el factor de calibración de fila sin corrección por desviación y la corrección por desviaciones entre las adquisiciones M y C .

$$Y_{i,j} \cong \frac{kc'_{i,23-j}^M}{kf'_{i,j}^M} \times \frac{kf'_{31-i,23-j}^M}{kf'_{31-i,j}^M} \times (SI_{C/M})^{4(12-i)-2}$$

De ahí obtenemos:

$$\ln(SI_{C/M}) \cong \frac{1}{4(12-i)-2} \times \ln \left\{ Y_{i,j} \times \frac{kc'_{i,j}^M}{kf'_{i,23-j}^M} \times \frac{kf'_{31-i,j}^M}{kf'_{31-i,23-j}^M} \right\} \quad (79)$$

Todas las magnitudes que aparecen en la ecuación (79) se pueden calcular a partir de los datos medidos con la matriz de detectores en las adquisiciones C y M , por tanto, esta expresión nos permite calcular el valor de los factores de calibración de fila de la ecuación (51).

De una forma similar, pero utilizando la ecuación (68), podemos encontrar una expresión para $SI_{B/C}$ como se muestra en la ecuación (80). Esta expresión nos permite calcular el valor de los factores de calibración de fila de la ecuación (64).

$$\ln(SI_{B/C}) \cong \frac{1}{4(12-i)-2} \times \ln \left\{ Y_{i,j} \times \frac{kf'_{i,j}^B}{kf'_{i,23-j}^B} \times \frac{kf'_{31-i,j}^B}{kf'_{31-i,23-j}^B} \right\} \quad (80)$$

Se puede calcular un valor de los factores de desviación para cada una de las combinaciones de cuatro detectores que permitan calcular un producto cruzado, $X_{i,j}$ y un cociente cruzado $Y_{i,j}$, como se muestra en la figura 3.5. Existe, pues, un valor calculable de los factores de desviación, $SI_{L/C}$, $SI_{C/R}$, $SI_{C/M}$ y $SI_{B/C}$,

para cada combinación de valores i , entre 0 y 15, y de j , entre 0 y 11. Para el cálculo de los factores de calibración de fila y columna se utilizó un promedio de estos valores.

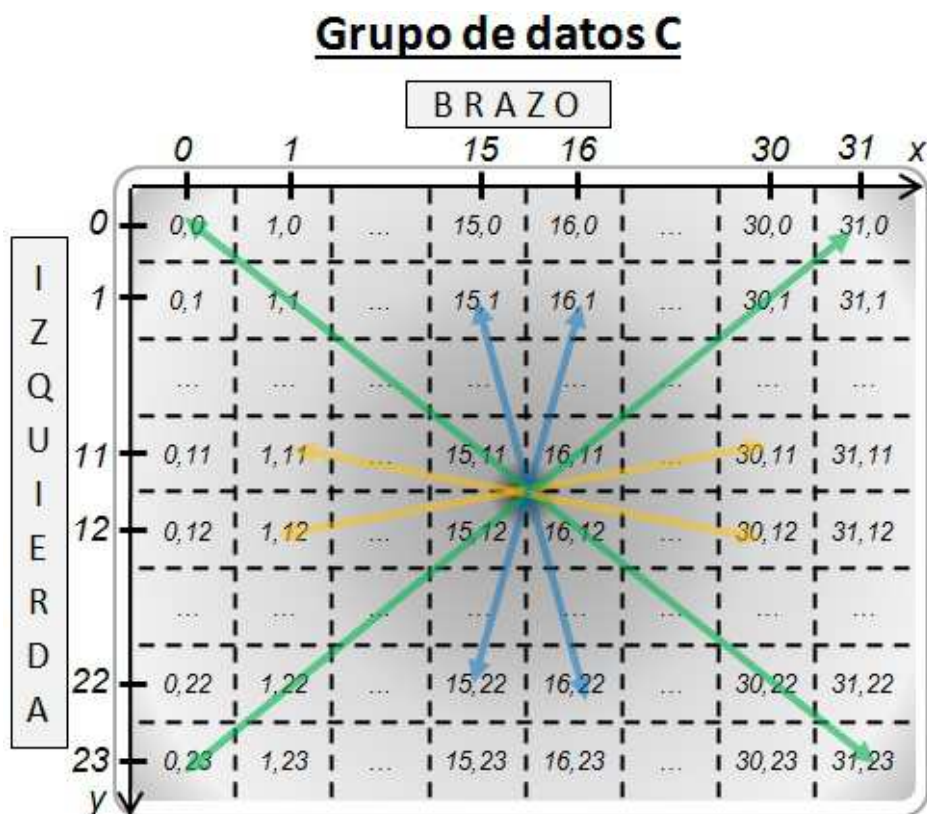


Figura 3.5. Ilustración de cómo aparecen los múltiples valores del factor de desviación. En azul, los píxeles asociados al (0,0): $31-i=31$ y $23-j=23$, así obtendríamos los píxeles (31,0), (0,23) y (31,23). En azul, los asociados al (15,1): $31-i=16$ y $23-j=22$, así obtendríamos los píxeles (16,1), (15,22) y (16,22). Y en amarillo, los asociados al (1,11): $31-i=30$ y $23-j=12$, así obtendríamos los píxeles (30,11), (1,12) y (30,12).

El factor de calibración, $K_{i,j}$, se puede calcular ahora utilizando dos combinaciones diferentes de factores de calibración intermedios, ver ecuación (10). Por otra parte, todos los factores de calibración intermedios se pueden calcular de cuatro maneras diferentes, que se muestran en (65), (66), (67) y (68). Así, $K_{i,j}$ se puede calcular de ocho formas diferentes según la ecuación (81).

$$K_{i,j} = \begin{cases} kc'_{i,j}{}^B \times kf'_{i,12}{}^L \times (SI_{B/C})^{j-12} \times (SI_{L/C})^{i-16} \\ kf'_{i,j}{}^L \times kc'_{16,j}{}^B \times (SI_{B/C})^{j-12} \times (SI_{L/C})^{i-16} \\ kc'_{i,j}{}^M \times kf'_{i,12}{}^L \times (SI_{M/C})^{j-12} \times (SI_{L/C})^{i-16} \\ kf'_{i,j}{}^L \times kc'_{16,j}{}^M \times (SI_{M/C})^{j-12} \times (SI_{L/C})^{i-16} \\ kc'_{i,j}{}^B \times kf'_{i,12}{}^R \times (SI_{B/C})^{j-12} \times (SI_{R/C})^{i-16} \\ kf'_{i,j}{}^R \times kc'_{16,j}{}^B \times (SI_{B/C})^{j-12} \times (SI_{R/C})^{i-16} \\ kc'_{i,j}{}^M \times kf'_{i,12}{}^R \times (SI_{M/C})^{j-12} \times (SI_{R/C})^{i-16} \\ kf'_{i,j}{}^R \times kc'_{16,j}{}^M \times (SI_{M/C})^{j-12} \times (SI_{R/C})^{i-16} \end{cases} \quad (81)$$

Finalmente, se utilizó un promedio de estos ocho valores para crear la matriz de factores de calibración. Multiplicando estos factores por la lectura de los detectores se obtendrá una respuesta independiente de la sensibilidad de los detectores, solo dependiente de la fluencia del campo incidente.

3.2 Material y métodos

3.2.1 MATERIAL

En este trabajo se utilizó un *EPID AS-1000* (*Varian Medical Systems, Palo Alto, California, USA*) configurado en modo de media resolución, montado mediante un brazo robótico *Varian Exact-arm* en un acelerador lineal de electrones *Varian Clinac 2300iX* polienergético (*Varian Medical Systems, Palo Alto, California, USA*) (ver figura 1.7), operando con una energía de 6 MV. Este *EPID* está formado por una matriz de 512 x 384 píxeles que cubren un área de 40 cm x 30 cm, de forma que el tamaño de píxel resulta ser de 0,78 mm x 0,78 mm. No fue añadido ningún material de acumulación ni de blindaje al dispositivo. Las imágenes fueron adquiridas y procesadas mediante el Sistema de Adquisición de Imagen 3 (*IAS3*), versión 7.5.0. Se utilizó la aplicación

Imager Maintenance (IM), versión 7.1.2005.628 (*Varian Medical Systems, Palo Alto, California, USA*), incluida en la estación de trabajo de Clinac Treatment y, más concretamente, la herramienta de calibración y configuración del IAS3 incluida en el *IM*, llamada *IAS3 Service Monitor (IAS3 SM)*.

Los desplazamientos del *EPID* requeridos para efectuar el procedimiento de calibración fueron realizados utilizando la *Node Service Application 1.2.2 (iLab Varian Medical Systems, Palo Alto, California, USA)*, un programa incluido en las aplicaciones de la estación de trabajo *Clinac OBI* y que permite automatizar cualquier movimiento del *EPID*. La reproducibilidad y precisión de los movimientos del *EPID* se evalúa de forma periódica dentro de los procedimientos de control de calidad rutinarios.

Los perfiles de los campos obtenidos para verificación de los resultados, tanto el diagonal utilizado para la calibración de la corrección de *FF* o el ajuste del factor fuera del eje, como los obtenidos para comparar los campos de diferentes tamaños, fueron medidos utilizando un maniquí de agua *MP3 Phantom Tank (PTW-Freiburg, Freiburg, Germany)* y una cámara de ionización *Semiflex 31013 (PTW-Freiburg, Freiburg, Germany)*.

Se desarrolló una aplicación informática en lenguaje JAVA, basada en las librerías de *ImageJ*⁴ para procesar los datos de calibración, aplicar los métodos de calibración a las imágenes en crudo y transformar los ficheros de salida a los formatos más convenientes.

⁴ ImageJ (Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, USA -

<http://imagej.nih.gov/ij/index.html>)

3.2.2 MÉTODOS

3.2.2.1 Adecuación del procedimiento de calibración a un *EPID*

El *EPID* utilizado en este trabajo está dotado de un brazo robótico que le permite ejecutar movimientos en las direcciones longitudinal, vertical y lateral (ver figura 3.6), esto lo hace candidato para utilizar para su calibración en sensibilidad la teoría modificada desarrollada en el punto anterior.

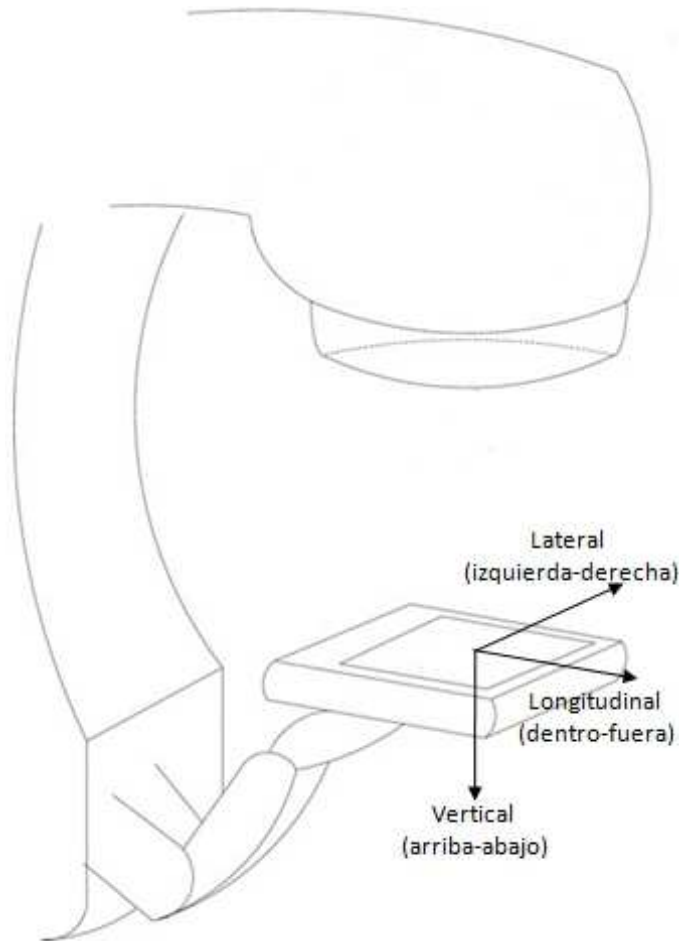


Figura 3.6. Ilustración de los movimientos del *EPID*.

Fue necesario buscar la manera de adaptar el desarrollo teórico expuesto a las medidas experimentales factibles en el *EPID*. Se presentaban dos inconvenientes, por un lado, el gran número de píxeles, que puede

multiplicar la influencia de una corrección incompleta de las desviaciones, y, por otro, al tamaño de píxel del *EPID*. Esto último es una limitación debido a que el método requiere que el detector se desplace una distancia que coincida con la separación de los detectores, con el fin de colocar un detector en la zona del campo donde se encontraba el detector vecino durante la irradiación anterior. En el caso de un *EPID*, este tamaño de píxel es más pequeño que la precisión de los desplazamientos que puede llevar a cabo el brazo robótico del dispositivo. A continuación describimos el procedimiento que se propone para adaptar el método.

El *EPID* se colocó bajo un campo de radiación que cubriese toda la superficie sensible del equipo que fuera posible sin irradiar la electrónica del dispositivo. Se realizaron los movimientos del *EPID* según se describen anteriormente. Las imágenes adquiridas tienen un tamaño de 512 píxeles x 384 píxeles, con un tamaño de píxel de 0,78 mm x 0,78 mm, lo que hace una superficie de 40 cm x 30 cm. Para sortear los inconvenientes descritos anteriormente, en esta tesis se propone agrupar los píxeles en grupos de 16 píxeles x 16 píxeles, de esta manera el tamaño de un grupo es de 12,5 mm x 12,5 mm. Esta es una medida mucho más asequible para que el *EPID* realice desplazamientos de esta magnitud, además, el *EPID* queda reducido a una matriz de 32 grupos de píxeles x 24 grupos de píxeles, mucho más conveniente para controlar el efecto de las desviaciones.

En el procedimiento de calibración, cada uno de estos grupos de píxeles fue considerado como un detector individual del procedimiento de calibración propuesto, tal y como se han definido en el desarrollo y en la figura 3.1. Cada imagen adquirida se trata como un grupo de datos.

Siguiendo el método de calibración propuesto anteriormente, se obtiene las cinco imágenes del campo completo, (C , L , R , B , y M), desplazando el *EPID* en cada una de ellas a la posición requerida. En la figura 3.7 se ilustran los pasos del procedimiento propuesto. Partiendo de estas cinco imágenes, se pueden obtener cinco grupos de datos agrupando los píxeles en grupos de 16 píxeles x 16 píxeles, que pasarán a ser considerados como detectores individuales. El promedio del valor de píxel de los píxeles pertenecientes a un detector será asignado como la lectura de ese detector (ver figura 3.7 paso A). Aplicando el método de calibración *WF*, descrito anteriormente, a los cinco grupos de datos obtendremos una matriz bidimensional de factores de calibración con un tamaño 32 x 24 grupos de factores (ver figura 3.7 paso B). Para poder aplicar esta matriz de calibración (32 x 24) a una imagen obtenida del *EPID* (512 x 384) necesitamos expandirla al tamaño de la imagen. Así que cada grupo de factores se expande en 16 x 16 factores y a cada factor se le asigna el valor del grupo al cual pertenece. Si aplicamos esta matriz expandida de factores (512 x 384) a la imagen C , obtenemos una imagen corregida pero con una intensidad escalonada (ver figura 3.7 paso C). Esta imagen escalonada puede ser suavizada mediante un filtro de mediana de 16 píxeles de arista, de forma que, según el cuarto postulado, resulte una buena aproximación a lo que debería de ser una imagen con una corrección aceptable de la sensibilidad (ver figura 3.7 paso D). Finalmente, la matriz bidimensional definitiva de factores de calibración de tamaño 512 x 384 puede obtenerse a partir de la imagen suavizada mencionada arriba y de la imagen C original (ver figura 3.7 paso E) según se muestra en la ecuación (82).

$$K_{i,j}^* = \frac{\text{Smooth}(K_{i,j}^{expandida} \times C_{i,j}^{original})}{C_{i,j}^{original}} \quad (82)$$

Donde $C^{original}$ son los valores de los píxeles de la matriz de la imagen original obtenida cuando el *EPID* está en la posición C y $K^{expandida}$ es la matriz de calibración expandida según se ha mencionado arriba y el símbolo “Smooth” indica el filtro de mediana de 16 píxeles.

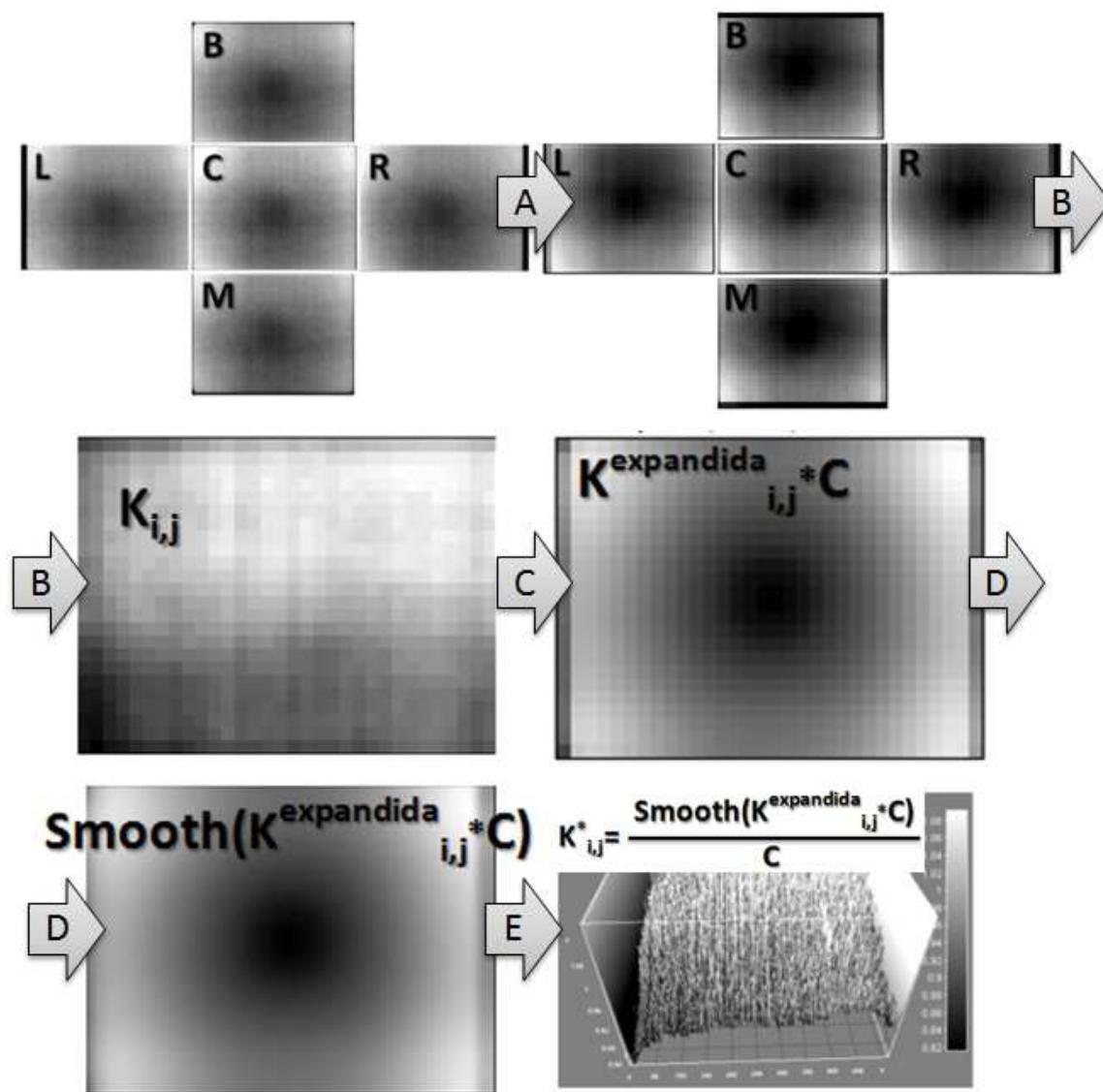


Figura 3.7. Ilustración del procedimiento de adaptación del método de calibración a las características del *EPID*. Arriba izq.: Imágenes (512 x 384 píxeles) del campo completo en las posiciones C, L, R, B y M. Arriba dcha.: Obtenida a partir de las anteriores agrupando sus píxeles en grupos de 16 x 16, cada grupo pasa a ser considerado un detector individual. Las imágenes resultantes son de 32 x 24 píxeles. Centro izq.: Matriz (tamaño 32 x 24) de factores de calibración ($K_{i,j}$). Centro dcha.: Producto de la matriz (tamaño 512 x 384) expandida, $K^{expandida}_{i,j}$ y la imagen original en la posición C. Abajo izq.: matriz anterior, suavizada por un filtro de mediana. Abajo dcha.: Matriz de factores de calibración definitiva, $K^*_{i,j}$.

3.2.2.2 Desarrollo de la aplicación informática

La aplicación informática desarrollada para efectuar los cálculos necesarios para obtener la matriz de factores de calibración o aplicarla a una imagen en crudo posee una interfaz gráfica que se muestra en la figura 3.8 y nos referiremos a ella como *JCalEPID*.

El funcionamiento de la interfaz queda esquematizado en el diagrama de la figura 3.9. Los botones “*Fichero C*”, “*Fichero R*”, “*Fichero L*”, “*Fichero B*” y “*Fichero M*” permiten cargar las imágenes C, R, L, B y M en la aplicación y reduce sus dimensiones agrupando sus 512 x 384 píxeles en 32 x 24 detectores.



Figura 3.8. Interfaz gráfica de la aplicación informática *JCalEPID*.

El botón “*Gen. Factores*” utiliza las lecturas de los detectores en las diferentes adquisiciones para calcular los factores de fila y de columna sin la corrección de desviaciones, kf'_{ij} y kc'_{ij} . Después utiliza estos mismos factores y

las lecturas de los detectores para calcular y aplicar los factores de desviaciones, $Sl_{L/C}$, $Sl_{C/R}$, $Sl_{C/M}$ y $Sl_{B/C}$.

El botón “Correc. Central” permite combinar los factores de fila, $kf_{i,j}$, y columna, $kc_{i,j}$, para calcular la matriz global de 32 x 24 de factores de corrección, $K_{i,j}$. Después expande los detectores de esta matriz a los grupos de píxeles, obteniendo la primera aproximación a la matriz global de 512 x 384 de factores de corrección. Por último, aplica esta primera aproximación de la corrección a la imagen C, obteniendo la imagen C calibrada con forma escalonada.

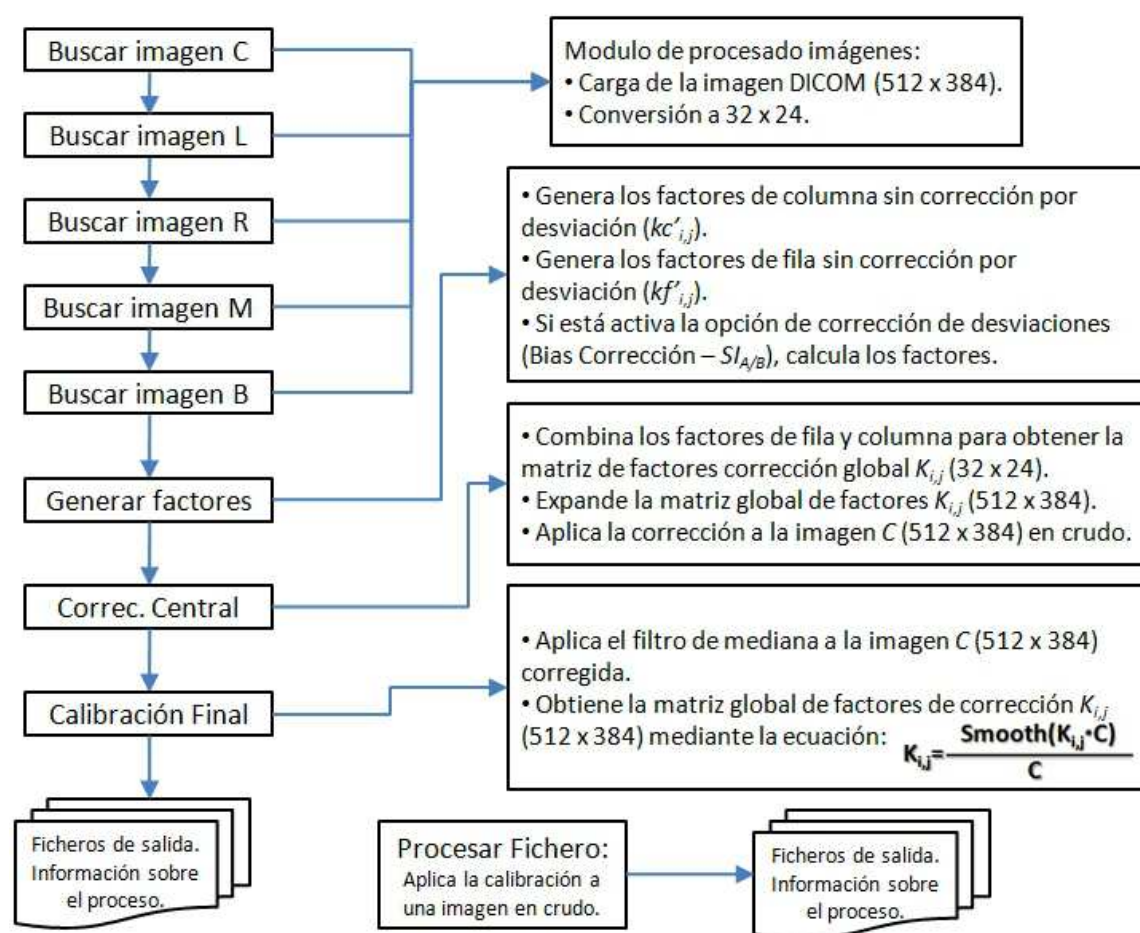


Figura 3.9. Diagrama del funcionamiento la aplicación JCa/EPID.

El botón “*Calibración Final*” ejecuta el suavizado de la imagen C escalonada mediante un filtro de mediana de 16 píxeles. Dividiendo el resultado del suavizado de la imagen C calibrada por la imagen C en crudo se obtiene la matriz definitiva de calibración global.

Para terminar, el botón “*Procesar Fichero*” permite aplicar la matriz de calibración a imágenes crudas obtenidas de un campo de radiación cualquiera.

Cada uno de los módulos de la aplicación emite informes sobre el funcionamiento del proceso y, si está activo, genera archivos de las matrices e imágenes generadas. Estos informes proporcionan datos que resultan muy valiosos para monitorizar el correcto funcionamiento del proceso y que, además, permiten controlar la calidad de los datos y resultados del mismo, como desviaciones estándar de las magnitudes de las que se calcula un promedio, como $K_{i,j}$, $SI_{L/C}$, $SI_{C/R}$, $SI_{C/M}$ y $SI_{B/C}$, que permiten analizar la dispersión de los datos promediados.

Si activamos la opción de “*Salida a fichero*”, la aplicación genera ficheros de salida que permiten monitorizar exhaustivamente el proceso de calibración. Si seleccionamos la opción “*Bias Correction*”, se aplicará la corrección por desviaciones entre adquisiciones. Y, por último, también nos permite elegir el formato de salida según sea nuestra conveniencia.

3.2.2.3 Procedimiento de calibración

Las imágenes que se utilizan en este trabajo deben obtenerse sin que se les haya aplicado la calibración de la sensibilidad (FF), pero sí que deben incluir la corrección de las fugas (DF). Sin embargo, las aplicaciones suministradas por el fabricante no son lo suficientemente flexibles como para permitir un modo de adquisición sin calibración FF , así que se aprovechó una

de las herramientas de calibración del programa *IM*, para obtener estas imágenes que únicamente llevaran incorporada la corrección de las fugas y que llamaremos imágenes en crudo a partir de ahora.

El *IAS3 SM* es una poderosa herramienta incluida en *IM* que permite realizar fácilmente todas las calibraciones necesarias para el funcionamiento del *EPID*, pero en este trabajo fue utilizada para obtener las imágenes en crudo. Para obtener todas las imágenes requeridas por el método de calibración propuesto en este trabajo, en primer lugar, se ejecutó el *IAS3 SM* seleccionando el modo de imagen integrada, a baja energía (6 *MV*) y baja tasa (100 *MU/min*). Siguiendo con el procedimiento normal de calibración, se adquirió y guardó una imagen de las fugas (*DF*). Entonces, el siguiente paso del proceso de calibración sería la adquisición de la imagen de inundación (*FF*), que está corregida solamente por la imagen de fugas (*DF*) guardada anteriormente y puede ser almacenada en formato *DICOM*. Así, adquiriendo imágenes de campos cualesquiera como si fueran imágenes *FF* podemos obtener imágenes en crudo. Todas las imágenes adquiridas en este trabajo para la calibración y, más tarde, para la verificación, lo fueron por este método. No obstante, se tomó la precaución de no completar el proceso de calibración para no afectar al funcionamiento de la aplicación en condiciones normales de uso.

Para adquirir las imágenes necesarias para el proceso de calibración, el *EPID* fue colocado bajo un campo de radiación que cubriese la mayor porción posible de área sensible del dispositivo, atendiendo a la limitación del tamaño de campo e intentando no irradiar la electrónica del equipo. Se utilizaron campos de fotones de 6 *MV* a tasa 100 *UM/min*. Se realizaron dos

calibraciones, una a $DFI = 100$ cm y otra a $DFI = 120$ cm. Los tamaños de campo utilizados fueron 32 cm x 40 cm y 30 cm x 40 cm, respectivamente.

El método de calibración descrito anteriormente requiere cinco imágenes, obtenidas en cinco pasos. Para cada paso se especifica una posición en milímetros del *EPID* en la notación del brazo robótico, es decir (vertical; lateral; longitudinal). Para obtener las imágenes necesarias para realizar la calibración a $DFI = 100$ cm, en primer lugar se obtuvo la imagen C con el *EPID* centrado, (0; 0; 0). Entonces, el *EPID* se desplazó a la izquierda mirando hacia el brazo del acelerador, hasta la posición (0; -12,5; 0), para adquirir la imagen L. Seguidamente, el *EPID* se desplazó a la derecha mirando hacia el brazo del acelerador, hasta la posición (0; +12,5; 0), para adquirir la imagen R. Para continuar, el *EPID* se desplazó hacia el brazo del acelerador, hasta la posición (0; 0; +12,5), para adquirir la imagen B. Para terminar, el *EPID* se desplazó hacia la mesa del acelerador, hasta la posición (0; 0; -12,5), para adquirir la imagen M. Para realizar la calibración a $DFI = 120$ cm, las posiciones del *EPID* fueron las mismas, únicamente se introdujo una diferencia: la posición vertical se cambió a +20 cm.

Por último, se introdujeron las imágenes en la aplicación *JCalEPID* y se obtuvieron las calibraciones a $DFI = 100$ cm y $DFI = 120$ cm.

3.2.2.4 Introducción del factor de variación de la respuesta fuera del eje

El objetivo principal de la dosimetría portal es la verificación de la dosis administrada por un acelerador, comparando la imagen obtenida usando el *EPID* con la predicha por el TPS. La variación de respuesta fuera del eje es independiente de la posición del dispositivo y solo depende de la posición del

campo de radiación, por tanto no debería desplazarse solidariamente con el EPID como sucede en el caso de las calibraciones basadas en FF. En nuestro caso, tal y como fue propuesto por *Peter B. Greer* (*Greer, 2005*), lo óptimo sería que el propio TPS fuera capaz de incluir, dentro de la imagen predicha, la variación de la respuesta fuera del eje que presenta el EPID. Desafortunadamente, en la actualidad no se dispone de ningún algoritmo de predicción de imagen en el TPS que incorpore este efecto. Otra opción es incorporar esta variación al procedimiento de calibración. Teniendo en cuenta que el objetivo de este trabajo es desarrollar el método de calibración de la sensibilidad de los píxeles de un EPID y comprobar su viabilidad, se ha optado por un método sencillo de corrección para corregir este efecto, ya utilizado en otros trabajos (*Greer, 2005; Parent y cols., 2007*), con el fin de comparar las medidas obtenidas con el EPID, usando el nuevo método de calibración, con las obtenidas con la cámara de ionización o con el EPID usando un método de calibración FF convencional.

Para poder determinar la diferencia de respuesta fuera del haz entre el EPID y la cámara de ionización, se supuso que la fluencia dentro del haz es radialmente simétrica. Se midió un perfil diagonal de un campo 40 cm x 40 cm en un maniquí de agua con una cámara de ionización *Semiflex* a la profundidad del máximo (1,4 cm). La distancia de la fuente a la superficie (DFS) del agua fue de 98,6 cm. De esta forma, la distancia de la fuente al detector (DFD) fue de 100 cm. Además, se adquirió una imagen en crudo de un campo 40 cm x 30 cm con el EPID en posición central y a la DFI de referencia (DFI_{ref}) y fue corregida utilizando el nuevo método de calibración de campo completo. De la imagen resultante se extrajeron un perfil longitudinal y otro transversal.

Análogamente a lo propuesto por otros autores (*Greer, 2005*), definimos la corrección de la respuesta fuera del eje (*RFE*) como la respuesta del EPID corregida por la sensibilidad dividida por la respuesta obtenida con cámara de ionización; no obstante, esta función dependerá de la *DFI* y de la distancia de cada píxel al centro del campo de radiación. Debido a las propiedades de simetría que se le han exigido a la *RFE*, dicha función debe ser par y por tanto se puede ajustar a un polinomio par de grado cuatro, como el que se muestra en la ecuación (83),

$$RFE(x, y) = p_1(x^2 + y^2)^2 + p_2(x^2 + y^2) + 1 \quad (83)$$

donde x e y son las coordenadas cartesianas y definen la distancia al centro del campo de radiación. Los parámetros p_1 y p_2 deben ser ajustados. Se forzó a que el polinomio tuviera valor 1 en eje central.

La función *RFE* debe ser capaz de desplazarse solidariamente al haz de radiación de la forma siguiente: si la posición vertical del EPID es diferente de la DFI_{ref} la función debe ser escalada como se muestra en las ecuaciones (84) y (85).

$$t = \frac{DFI_{ref}}{DFI} \quad (84)$$

$$RFE_{DFI}(x, y) = RFE_{DFI_{ref}}(x/t, y/t) \quad (85)$$

Además, cuando es la posición lateral o transversal del EPID la que es diferente de la utilizada en la calibración, es decir, con el dispositivo centrado en el haz de radiación, la función *RFE* debe desplazarse solidariamente con el campo de radiación. Para introducir este desplazamiento en las ecuaciones, debe encontrarse una relación entre los índices de cada píxel (i, j) y las coordenadas de campo (x, y) en cm.

El valor de la coordenada x de la posición de un píxel está relacionado con el índice i . El primer píxel por la izquierda mirando al brazo del LINAC se corresponde con el valor $i = 0$ y su extremo izquierdo está en la posición $x = -200$ mm. Si q es el tamaño del píxel, el centro está a $-200+(q/2)$. El siguiente píxel, $i = 1$, estará en $x = -200+q(1+1/2)$ mm. Aplicando sucesivamente este razonamiento se llega a la relación que se muestra en la ecuación (86), donde a x de le ha sumado el posible desplazamiento lateral, Δx , del EPID. Aplicando este mismo razonamiento a la posición longitudinal, teniendo en cuenta que en ese caso la posición inicial del píxel en la coordenada es 150 mm, se obtiene la ecuación (87),

$$x = -200 + q \left(i + \frac{1}{2} \right) + \Delta x \quad (86)$$

$$y = 150 - q \left(j + \frac{1}{2} \right) + \Delta y \quad (87)$$

donde q es el tamaño del píxel y las variables Δx y Δy son los desplazamientos lateral y longitudinal del EPID.

Por último, la expresión final para transformar una imagen en crudo obtenida con el EPID a una imagen corregida por la sensibilidad mediante el método de campo completo y por la respuesta fuera del eje se muestra en la ecuación (88).

$$I^{corr}(i, j) = \frac{K_{i,j} \times I_{i,j}^{en_crudo}}{RFE_{SID}(-200+q(i+\frac{1}{2})+\Delta x, 150-q(j+\frac{1}{2})+\Delta y)} \quad (88)$$

Donde I^{corr} es la matriz de píxeles de la imagen corregida, $K_{i,j}$ es la matriz de factores de corrección que hemos obtenido del procedimiento de calibración de campo completo y I^{en_crudo} es la matriz de píxeles de la imagen en crudo medida.

3.3 Método de validación de los resultados

En este trabajo se investigó la viabilidad de aplicar a un *EPID* un nuevo método de calibración que determinase la sensibilidad de sus detectores de forma independiente del haz de radiación y sin utilizar una fuente externa al equipo.

3.3.1 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN.

Se realizaron dos calibraciones modificando la *DFI*, una a 100 cm y otra a 120 cm. Los resultados de ambas calibraciones fueron comparadas entre sí y se estudiaron las diferencias.

Como se ha descrito anteriormente, el método calcula un valor promedio del factor de calibración, $K_{i,j}$, a partir de los ocho valores obtenidos mediante diferentes combinaciones para cada detector, como se mostró en la ecuación (81). Con el fin de estudiar la coherencia del método, se calculó una desviación estándar de los valores promediados para cada detector. Se estudiaron las desviaciones estándar obtenidas con las dos calibraciones.

También se realizó un promedio de los diferentes factores de corrección de las desviaciones, $SI_{L/C}$, $SI_{C/R}$, $SI_{C/M}$ y $SI_{B/C}$ obtenidos. Así que también se presentan estos resultados junto a la desviación estándar de estos valores. Para ilustrar la necesidad de la introducción del quinto postulado, ver la ecuación (3), y el factor de corrección de las desviaciones propuesto en la ecuación (8), se obtuvieron perfiles de imágenes de un campo centrado con corrección de desviaciones y sin ella para ambas calibraciones.

3.3.2 AJUSTE DE LA FUNCIÓN DE RESPUESTA FUERA DEL EJE

Como se ha descrito anteriormente, en este trabajo se realizaron dos calibraciones diferentes, una a $DFI = 100$ cm y otra a $DFI = 120$ cm, realizándose un ajuste de la respuesta fuera del eje para cada una de ellas. En la primera la corrección de la RFE se aplicó como se ha descrito anteriormente. Sin embargo, para ajustar la función de RFE con la imagen del campo central adquirida a una DFI de 120 cm, el perfil diagonal, originalmente obtenido a una DFD de 100, fue expandido para que las distancias coincidieran con el campo a $DFD = 120$ cm.

3.3.3 VERIFICACIÓN DE LA VALIDEZ DE NUEVO MÉTODO

El $EPID$ fue calibrado usando un procedimiento convencional basado en FF con un campo estático de un tamaño de 40 cm x 32 cm, a una DFI de 100 cm. Este procedimiento incluye la introducción de un perfil diagonal medido en un maniquí de agua con cámara de ionización. Con el fin de evitar la introducción de más fuentes de incertidumbre, se utilizó la misma diagonal que se había medido para la calibración de RFE en el punto anterior. Se estudiaron los artefactos producidos en los perfiles o de la respuesta fuera del eje de un campo estático de gran tamaño, 38 cm x 28 cm. Se tomó una imagen de este campo sin desplazamiento para verificar que se obtenía un perfil plano. Se adquirió otra imagen con el $EPID$ desplazado lateralmente 3 cm y después otra con el $EPID$ desplazado a una DFI de 120 cm. Estas imágenes fueron procesadas con la calibración basada en FF , con la basada en WF a una DFI de 100 cm y con la basada en WF a una DFI de 120 cm y se estudió la magnitud de los artefactos dosimétricos producidos por los desplazamientos. Los perfiles fueron escalados o desplazados, cuando fue necesario, para comparar los resultados.

Adicionalmente, la precisión del nuevo método de calibración, en relación con el método basado en FF, se estudió comparando los perfiles de las imágenes procesadas usando las tres calibraciones con los perfiles medidos utilizando una cámara de ionización. Se midieron perfiles transversales y longitudinales con una cámara de ionización *Semiflex* en un maniquí de agua a la profundidad del máximo, para campos de tamaños 6 cm x 6 cm, 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm y 40 cm x 30 cm, a una *DFD* de 100 cm y energía 6 MV. Para el tamaño más grande, únicamente se midió la mitad de un perfil y fue completado, después, haciéndolo simétrico. Se adquirieron imágenes similares, con campos de los mismos tamaños, la misma energía y una *DFI* de 100 cm. Las imágenes fueron procesadas utilizando los tres procedimientos descritos arriba y se extrajeron los perfiles transversales y longitudinales. Las imágenes fueron adquiridas administrando 50 UM para cada campo. No fue necesaria ninguna modificación de escala o desplazamiento.

3.4 Resultados

3.4.1 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN

El resultado del proceso de calibración es una matriz de 512 x 384 píxeles cuyo valor es la sensibilidad relativa de cada uno de los píxeles en relación al centro del *EPID*. En la figura 3.10, se muestra una imagen de dicha matriz de sensibilidad para las calibraciones realizadas a *DFI* = 100 cm y *DFI* = 120 cm.

La variación en la sensibilidad es notablemente más pequeña en la dirección del plano transversal que en la dirección en el plano longitudinal. La sensibilidad aumenta cerca del brazo del acelerador y disminuye en el lado izquierdo. Este efecto es debido a la influencia del efecto de la retrodispersión

producida por el brazo robótico que soporta el *EPID* y por los componentes electrónicos que están situados exclusivamente a la derecha de la unidad detectora del *EPID*. Este efecto ha sido descrito en detalle por otros autores (Rowshanfarzad y cols., 2008).

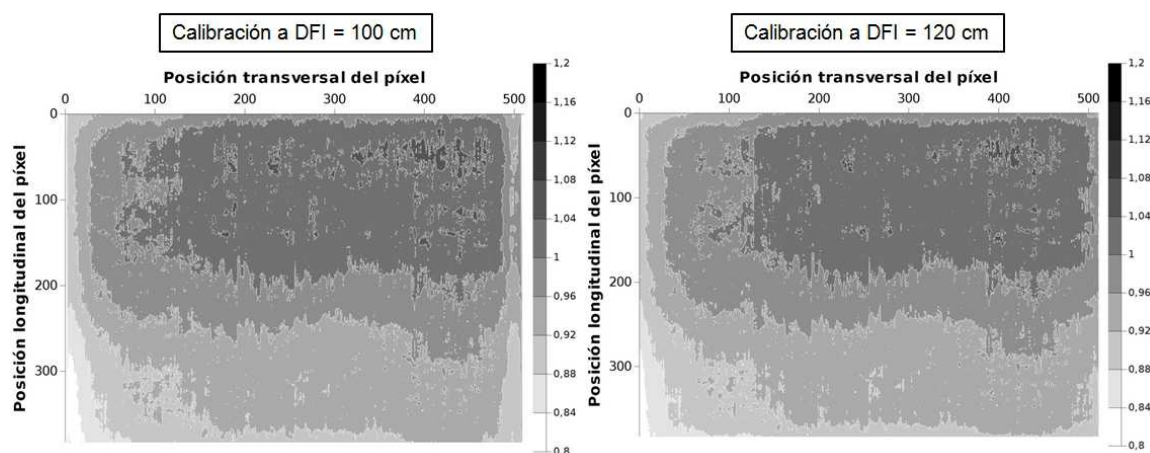


Figura 3.10. Sensibilidad relativa al centro del *EPID* de los píxeles del equipo según dos procedimientos realizados a diferente *DFI*.

Como era de esperar, la matriz de sensibilidad obtenida de ambas calibraciones es muy parecida. Para valorar las pequeñas diferencias entre ellas se muestra en la figura 3.11 la diferencia de la sensibilidad obtenida en la calibración a *DFI* = 120 cm y la obtenida en la calibración a *DFI* = 100 cm, en los píxeles del eje transversal y longitudinal. También se representa un histograma diferencial de la distribución de las diferencias, donde se puede apreciar que la media de la diferencia es algo inferior a cero.

El promedio de esta diferencia es de -0,7% y la mediana -0,2%. Sin embargo, la desviación estándar es de 8,3%, esto es debido a que en los bordes del *EPID* las diferencias más importantes llegan a +5,4% o -258% (se trata de un valor extremo que encontramos en un único píxel) y se encuentran en los píxeles situados en las esquinas del *EPID*. Esto puede apreciarse en el

gráfico de los perfiles, en el cual, la diferencia más acusada se encuentra en los puntos más alejados del centro en el perfil transversal. Es lo que llamaremos efectos de borde y que estudiaremos más adelante.

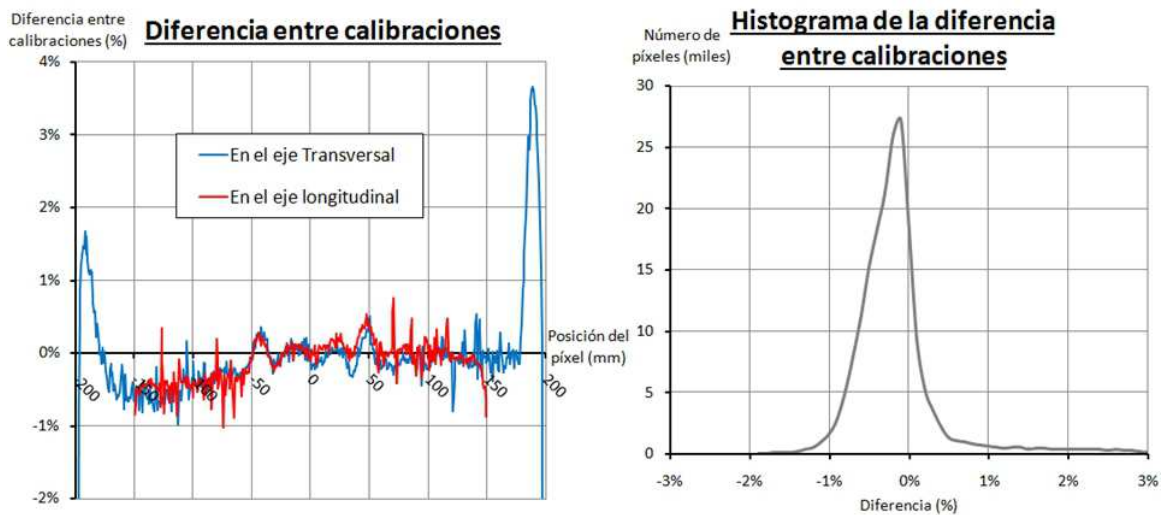


Figura 3.11. Gráficos que ilustran las distribuciones de las diferencias de sensibilidad de los píxeles calculada según el procedimiento de calibración con la *DFI* a 120 cm y 100 cm.

En la figura 3.12 se muestra la desviación estándar de los valores promediados para obtener la matriz de factores de calibración de la sensibilidad relativa obtenida en las dos calibraciones realizadas.

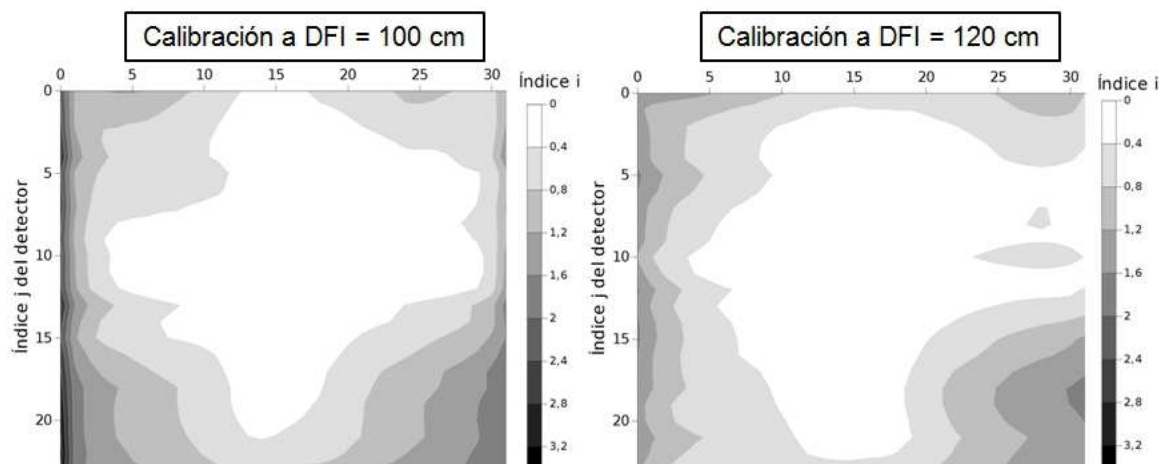


Figura 3.12. Desviación estándar de los valores promediados para obtener la matriz de factores de calibración para dos procedimientos realizados a diferente *DFI*.

La dispersión de los valores de los factores obtenidos es menor al 0,4% en la zona central de la matriz y aumenta conforme nos acercamos a los bordes del *EPID*, donde pueden producirse violaciones del primer, segundo y cuarto postulados. Sin embargo, en el caso de la calibración a $DFI = 120$ cm, estas discrepancias raramente superan el 0,8%, mientras que, para la calibración realizada a $DFI = 100$ cm, las discrepancias superan el 1% con frecuencia en los bordes del *EPID*. Estas discrepancias son más pronunciadas cerca del borde izquierdo de la *EPID* (alrededor del 3%), a causa de los cambios en las condiciones de dispersión cuando el *EPID* es desplazado, ya que el tamaño del campo no es lo suficientemente grande como para cubrir toda la superficie sensible del dispositivo.

DFI de la calibración	Magnitud	$SI_{C/R}$	$SI_{C/M}$	$SI_{B/C}$	$SI_{L/C}$
SI a 120 cm	Promedio	1,0112	0,9969	0,9980	0,9987
	Desv. Est.	0,0003	0,0002	0,0002	0,0003
SI a 100 cm	Promedio	1,0153	1,0205	0,9855	0,9991
	Desv. Est.	0,0003	0,0002	0,0002	0,0002

Tabla 3.1. Valor promedio de los factores de desviación entre irradiaciones junto con su desviación estándar obtenidos mediante los dos procedimientos realizados a diferente DFI.

Los valores promedio de los factores de desviación entre irradiaciones junto con su desviación estándar se muestran en la tabla 3.1. Estos factores corrigen las variaciones en la dosis o en la sensibilidad de los detectores que se producen entre dos irradiaciones, y que, de no ser eliminadas, afectarían a nuestra matriz de calibración, como se ha explicado en el apartado 3.1.1. La dispersión de estos factores ha resultado ser, en todo caso, inferior a 0,03%.

Con el fin de evaluar la pertinencia de esta corrección, se adquirió una imagen de un campo de $30 \times 40 \text{ cm}^2$ y, a continuación, esta imagen fue procesada, usando los dos procedimientos realizados a diferente *DFI*, con y sin corrección por desviaciones. Se compararon los perfiles transversales y longitudinales de estas imágenes procesadas. En la figura 3.13, se muestran estos perfiles normalizados a la respuesta del *EPID* en el eje central. Cuando los efectos de estas desviaciones no son compensados, pueden apreciarse claramente la deriva global y la asimetría de los perfiles en las gráficas no corregidas. Sin embargo, es importante tener en cuenta que el cuarto postulado es una aproximación, no es un requisito impuesto al campo; algunas asimetrías menores pueden permanecer en los perfiles después de ser corregidos.

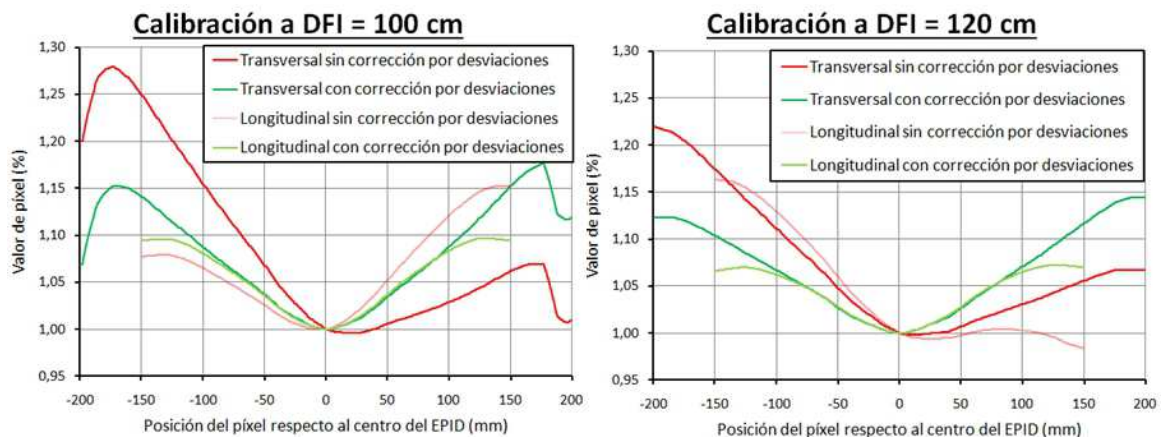


Figura 3.13. Efecto de la corrección de las desviaciones en los perfiles transversal y longitudinal de un campo grande ($40 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$) obtenidos mediante los dos procedimientos realizados a diferente *DFI*.

3.4.2 AJUSTE DE LA FUNCIÓN DE RESPUESTA FUERA DEL EJE

La respuesta del *EPID* fuera del eje del haz difiere de la de una cámara de ionización (Kirkby y cols., 2005). Para poder comparar los resultados obtenidos con un *EPID* algunos autores han propuesto introducir una

corrección de este efecto (Greer, 2005; Parent y cols., 2007). En nuestra investigación, se propuso una corrección *RFE* similar. Se ajustaron las diferencias a un polinomio par de cuarto grado, como se describe en la ecuación (83). Los valores de los parámetros de ajuste obtenidos para la calibración realizada a $DFI = 100 \text{ cm}^2$ son $p_1 = -4.234 \times 10^{-11} \text{ mm}^{-4}$ y $p_2 = 5.467 \times 10^{-6} \text{ mm}^{-2}$. Para la calibración realizada a $DFI = 120 \text{ cm}$ son $p_1 = -2,527 \times 10^{-11} \text{ mm}^{-4}$ y $p_2 = 3,723 \times 10^{-6} \text{ mm}$. La coincidencia de este ajuste con los datos medidos se muestra en la figura 3.14.

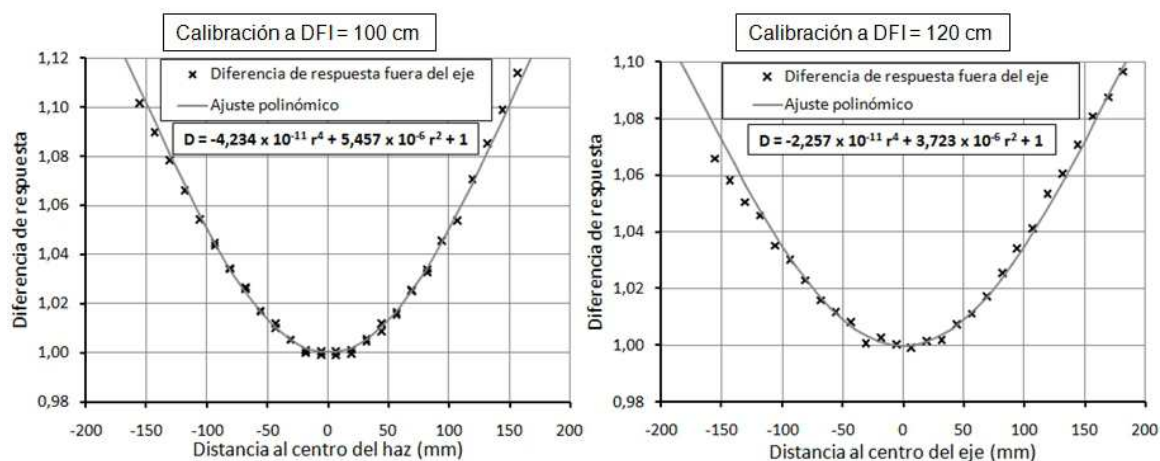


Figura 3.14. Ajuste de la función de corrección del *RFE* obtenida para cada uno de los dos procedimientos de calibración realizados a diferente *DFI*.

En la figura 3.15 se muestra el resultado de las etapas consecutivas del procesado de una imagen en crudo obtenida con el EPID. En estas gráficas, de nuevo para cada uno de los dos procedimientos de calibración realizados a diferente *DFI*, se puede ver un perfil transversal de los valores de píxel de un campo de $40 \times 30 \text{ cm}^2$. En primer lugar aparecen los valores originales, en crudo a los que solo se les ha aplicado una corrección por la lectura de fondo. Después se muestra el mismo perfil al cual se le ha añadido la corrección por sensibilidad obtenida mediante el nuevo método. Y, para terminar, a ese mismo perfil se le añade la corrección *RFE*.

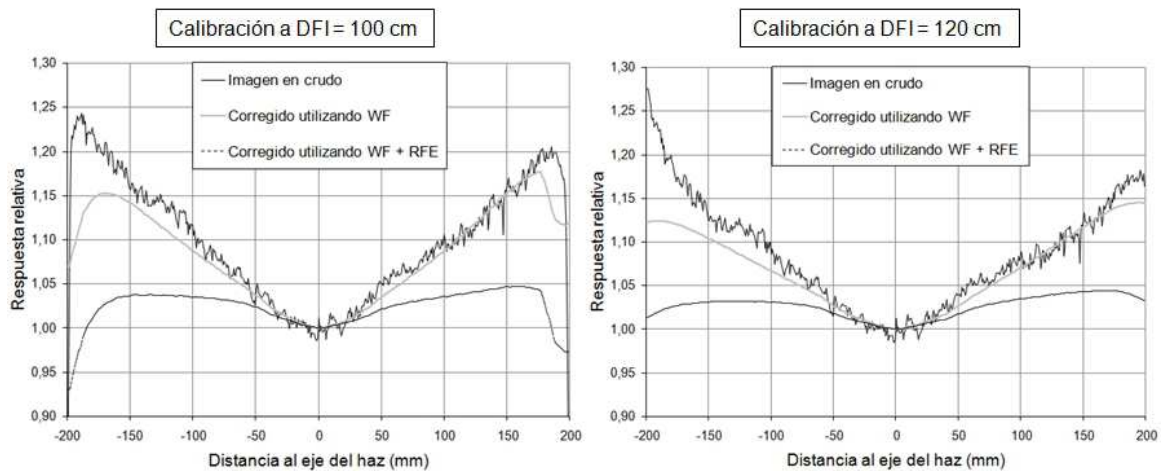


Figura 3.15. Ilustración del procesado de una imagen de un campo de tamaño 40 cm x 30 cm. Los perfiles mostrados van incorporando las correcciones incluidas en el proceso.

3.4.3 VERIFICACIÓN DE LA VALIDEZ DE NUEVO MÉTODO

Uno de los objetivos de este trabajo era obtener un método de calibración de la sensibilidad de los píxeles del *EPID* que no se viera afectado por los artefactos y distorsiones provocados por los desplazamientos del *EPID* como ocurre cuando se utiliza el método convencional. El efecto del desplazamiento lateral del dispositivo se ilustra en la figura 3.16, en la que se muestran los perfiles de un haz con tamaño de campo 40 cm x 30 cm procesado utilizando el nuevo método de calibración y el método convencional, sin desplazamiento, para confirmar que coinciden entre sí en este caso. Por otra parte, también se muestra un perfil de otra imagen del mismo campo obtenida con el *EPID* desplazado 3 cm lateralmente, y procesada con el nuevo método de calibración y el método convencional.

Los resultados obtenidos utilizando las dos calibraciones que usan el método *WF*, desarrollado aquí, muestran una diferencia entre los perfiles con y sin desplazamiento inferior al 1%. Sin embargo, las distorsiones introducidas en el perfil procesado utilizando el método de calibración *FF* convencional, son claramente visibles cuando se ha realizado un desplazamiento lateral.

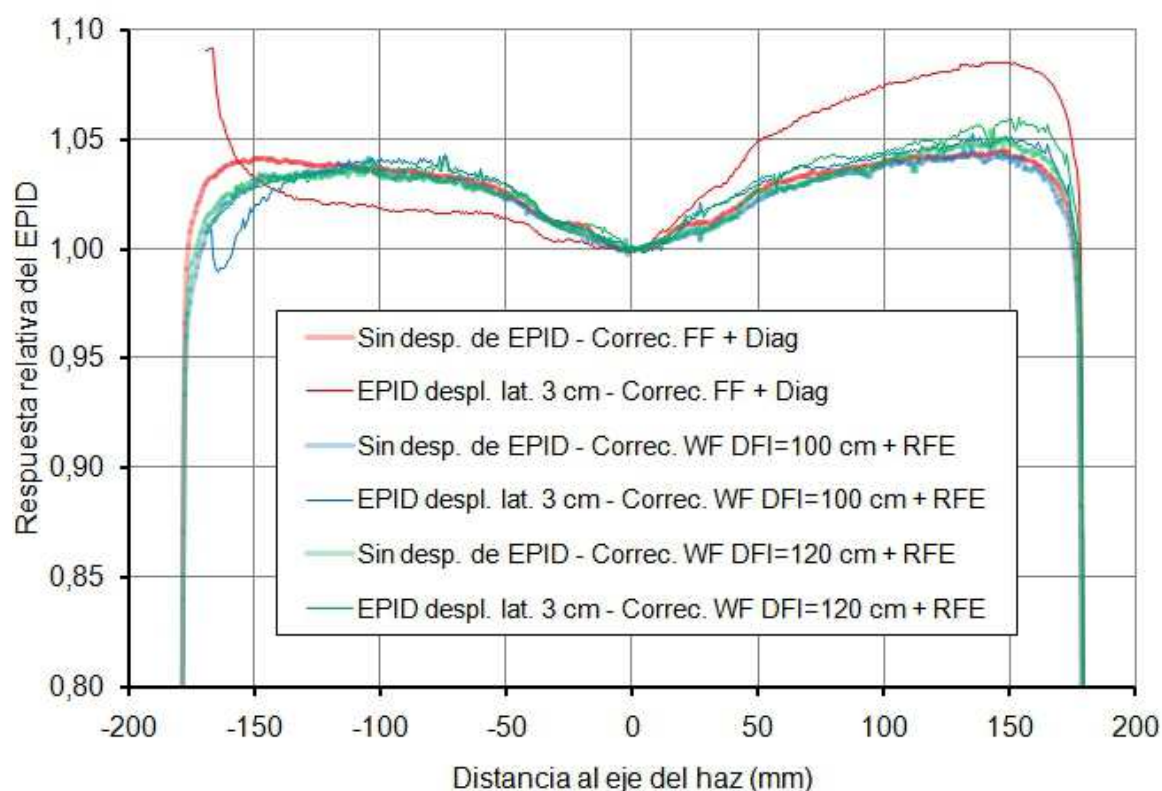


Figura 3.16. La gráfica muestra el efecto del desplazamiento lateral del *EPID* 3 cm a la derecha para el mismo campo procesado utilizando diferentes procedimientos.

Del mismo modo, en la figura 3.17 se muestran los resultados de un estudio del efecto de un desplazamiento vertical 20 cm del dispositivo representándose los perfiles transversales. En este caso el resultado es similar al anterior, se han encontrado sólo pequeñas diferencias (<1%) entre los perfiles con y sin desplazamiento, salvo en el caso del perfil procesado usando el método de calibración convencional *FF*, en el cual se aprecian diferencias significativas.

Para verificar que las imágenes procesadas con el método *WF*, sin desplazamientos del dispositivo, ofrecen resultados coherentes con los obtenidos con el método *FF* y con las medidas realizadas con cámara de

ionización en agua a la profundidad del máximo, se analizaron imágenes de campos de varios tamaños como se dijo en el punto 3.3.3.

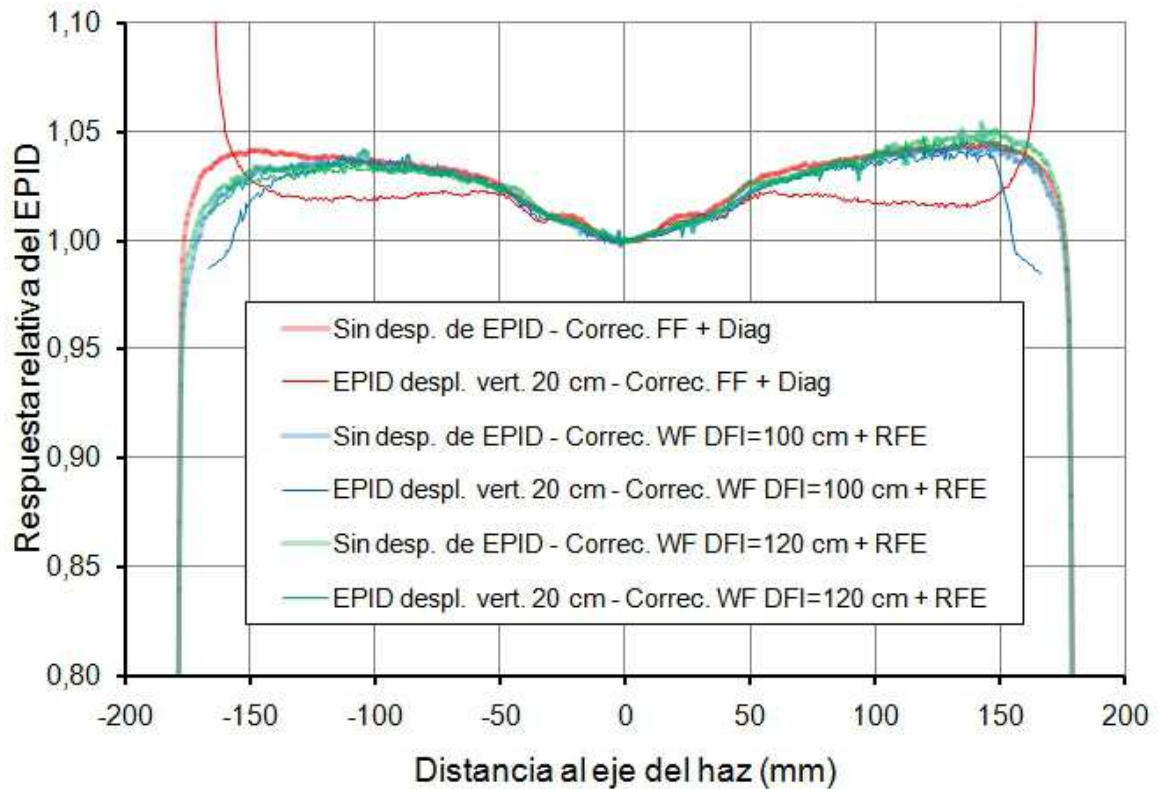


Figura 3.17. La gráfica muestra el efecto del desplazamiento vertical del *EPID* 20 cm para el mismo campo procesado utilizando diferentes procedimientos.

Los perfiles transversales y longitudinales obtenidos con cámara de ionización se muestran, para que puedan ser comparados de forma cualitativa, junto a los obtenidos usando tres procedimientos: el primer procedimiento calibrado utilizando un método convencional de *FF* al que se le ha añadido un perfil diagonal, el segundo procedimiento calibrado a *DFI* = 100 cm utilizando un método *WF* al que se le ha añadido la corrección *RFE*, y, por último, el tercer procedimiento calibrado a *DFI* = 120 cm utilizando un método *WF* al que se le ha añadido la corrección *RFE* (ver figuras 3.18, 3.20, 3.22, 3.24, 3.26, 3.28, 3.30 y 3.32). En las figuras 3.18 y 3.20, con el fin de mostrar claramente

estos perfiles sin superposición con otros, se han normalizado los valores representados tomando como referencia la señal en el centro del *EPID* del campo de tamaño 10 cm x 10 cm, el resto están normalizadas al valor del eje central del haz.

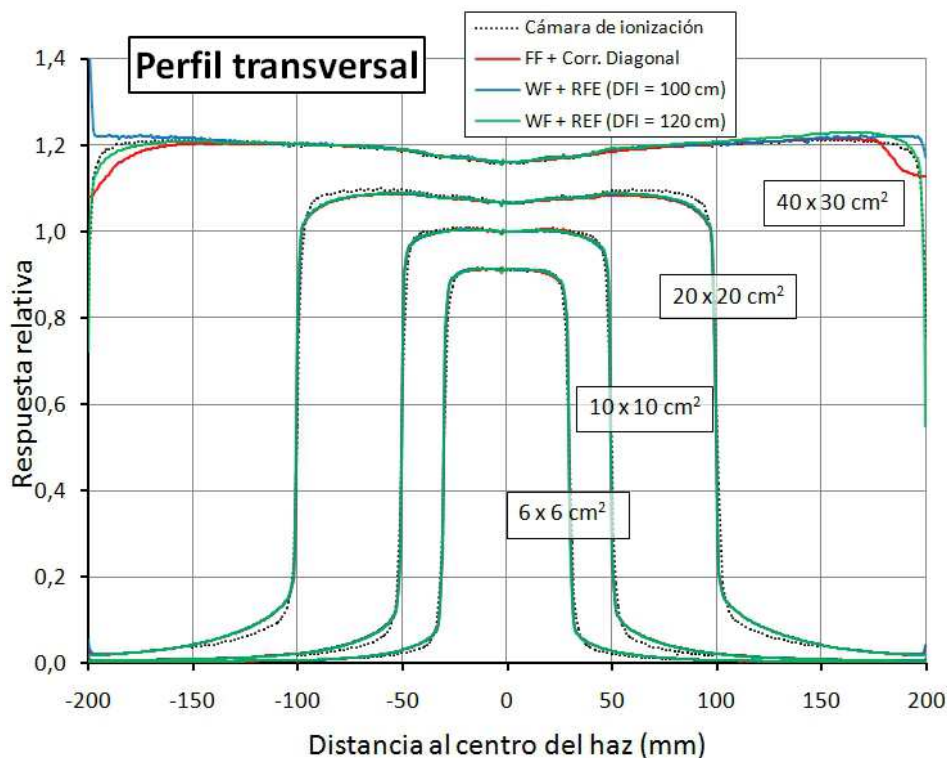


Figura 3.18. Perfiles transversales de los campos 6 cm x 6 cm, 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm y 40 cm x 30 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

Se ha realizado una comparación cuantitativa de la diferencia entre los perfiles obtenidos a partir de imágenes del *EPID*, utilizando los procedimientos descritos anteriormente, y el medido con la cámara de ionización en las figuras 3.19, 3.21, 3.23, 3.25, 3.27, 3.29, 3.31 y 3.33. Esta diferencia se obtuvo restando el perfil obtenido con cámara de ionización al perfil obtenido a partir de la imagen procesada mediante los diferentes métodos.

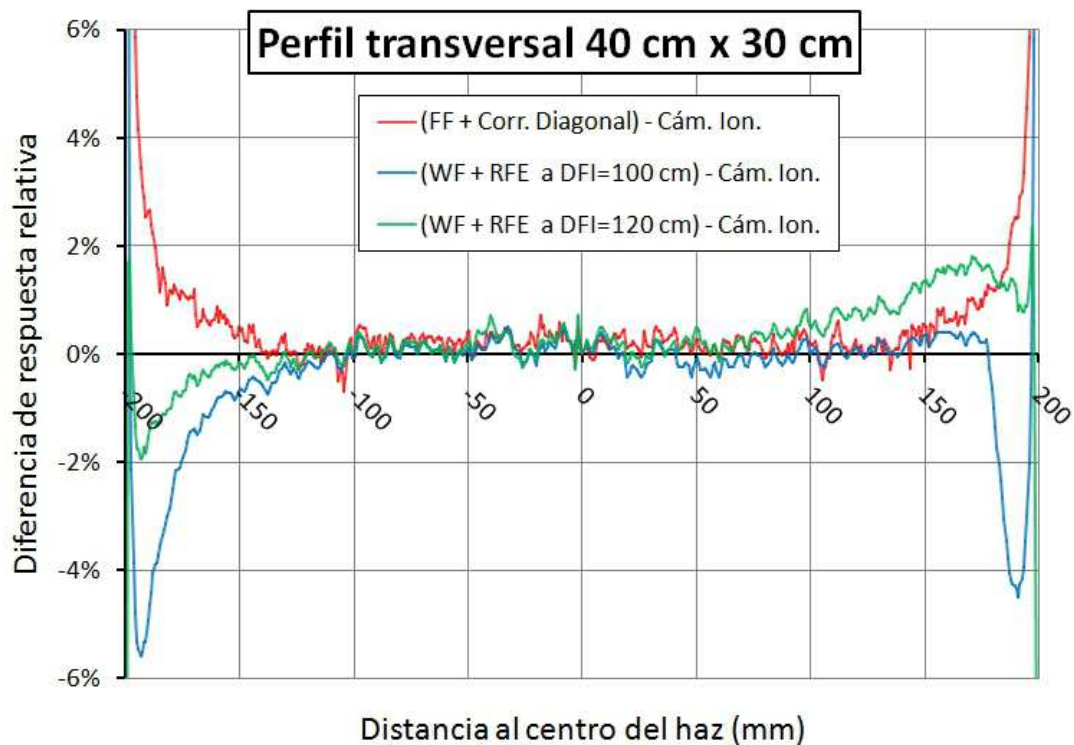


Figura 3.19. Diferencia entre los perfiles transversales del campo de 40 cm x 30 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

Fuera de los bordes de la superficie sensible del *EPID*, excluyendo las penumbras, las diferencias de todos los perfiles transversales están dentro del 2%. La mayor diferencia entre estos perfiles es del 4% en el campo de 20 cm x 20 cm. Los perfiles longitudinales obtenidos mediante procedimientos de *WF* y *FF* coincidieron dentro de la penumbra, mostrando *WF* y *FF* el mismo comportamiento; sin embargo se encuentran grandes diferencias en las formas del campo cuando se comparan con los perfiles obtenidos con cámara de ionización.

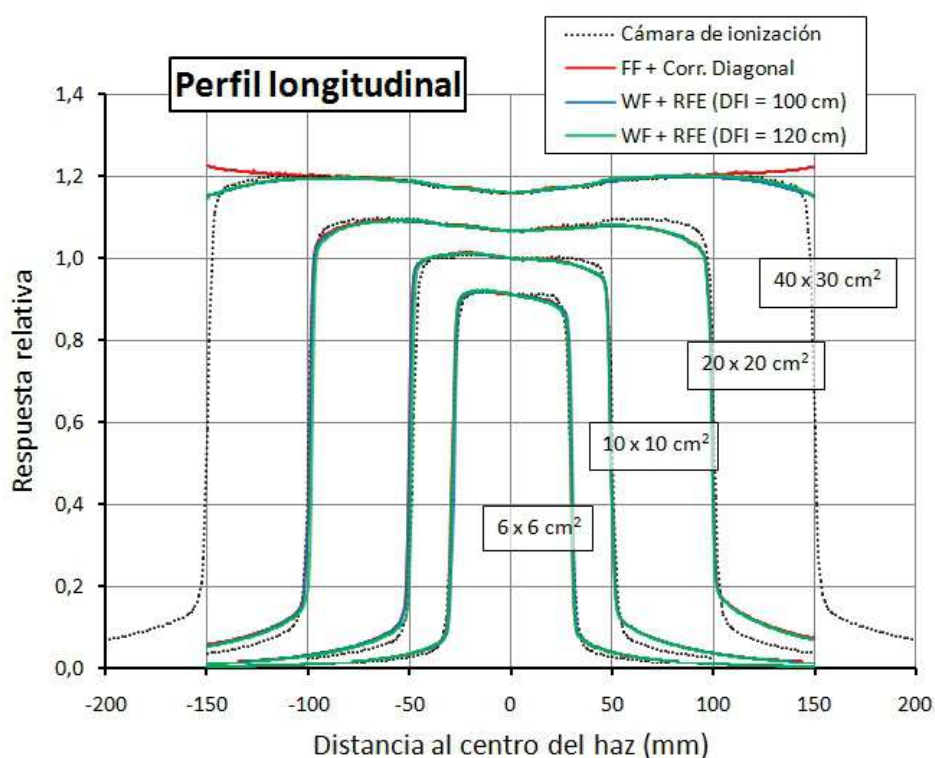


Figura 3.20. Perfiles longitudinales de los campos 6 cm x 6 cm, 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm y 40 cm x 30 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

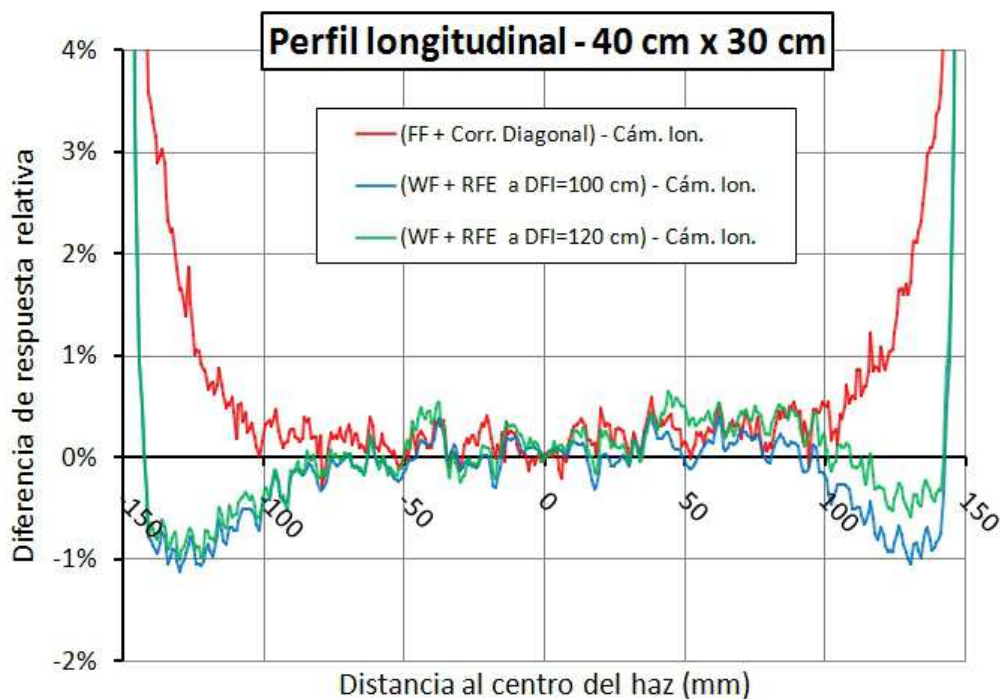


Figura 3.21. Diferencia entre los perfiles longitudinales del campo de 40 cm x 30 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

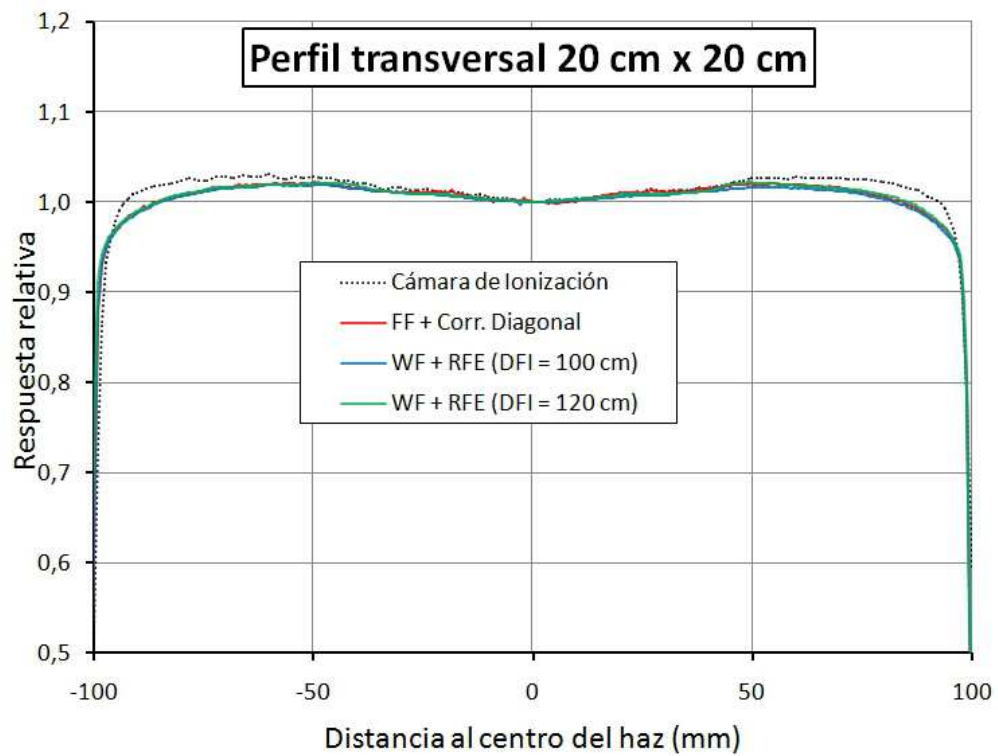


Figura 3.22. Perfiles transversales del campo 20 cm x 20 cm obtenidos procesando las imágenes del EPID mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

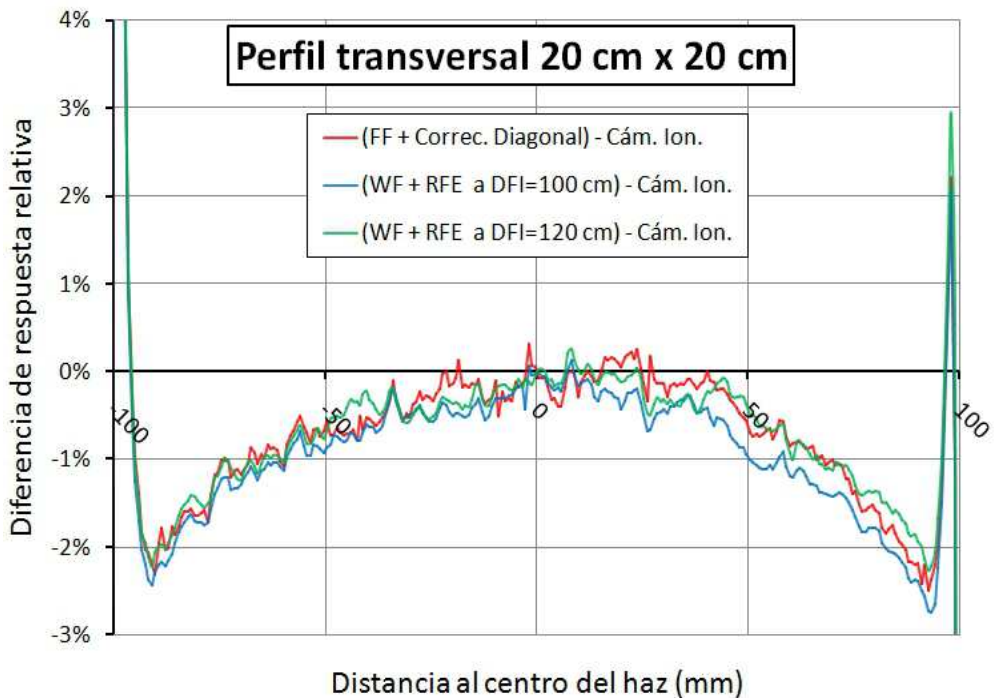


Figura 3.23. Diferencia entre los perfiles transversales del campo de 20 cm x 20 cm obtenidos procesando las imágenes del EPID mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

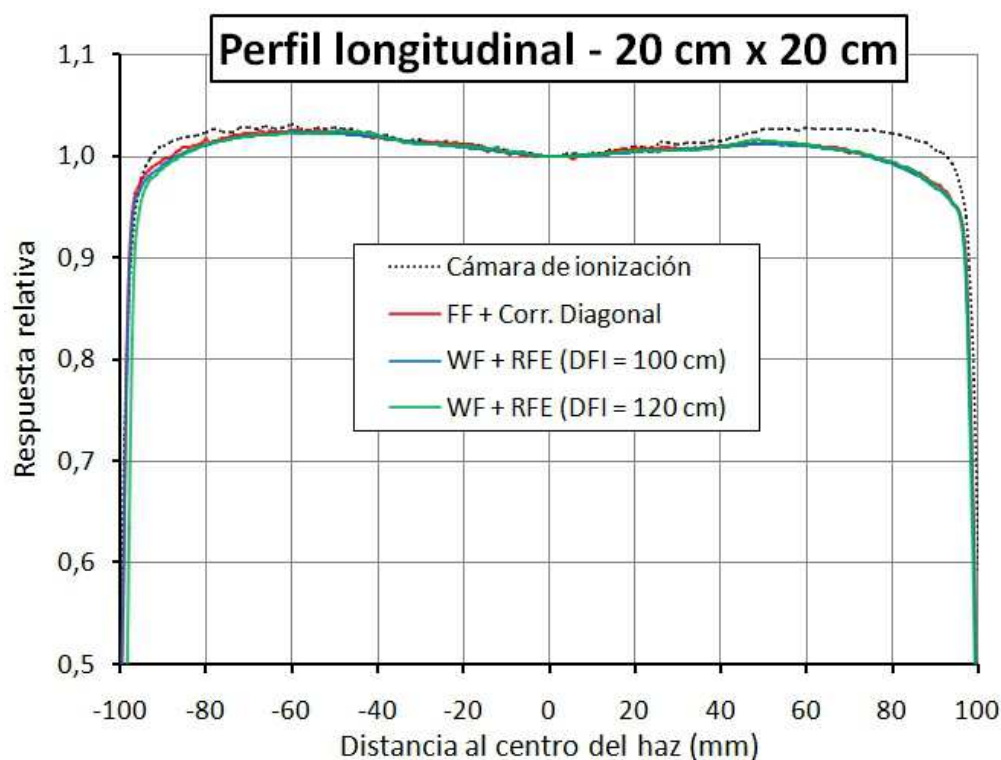


Figura 3.24. Perfiles longitudinales del campo 20 cm x 20 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

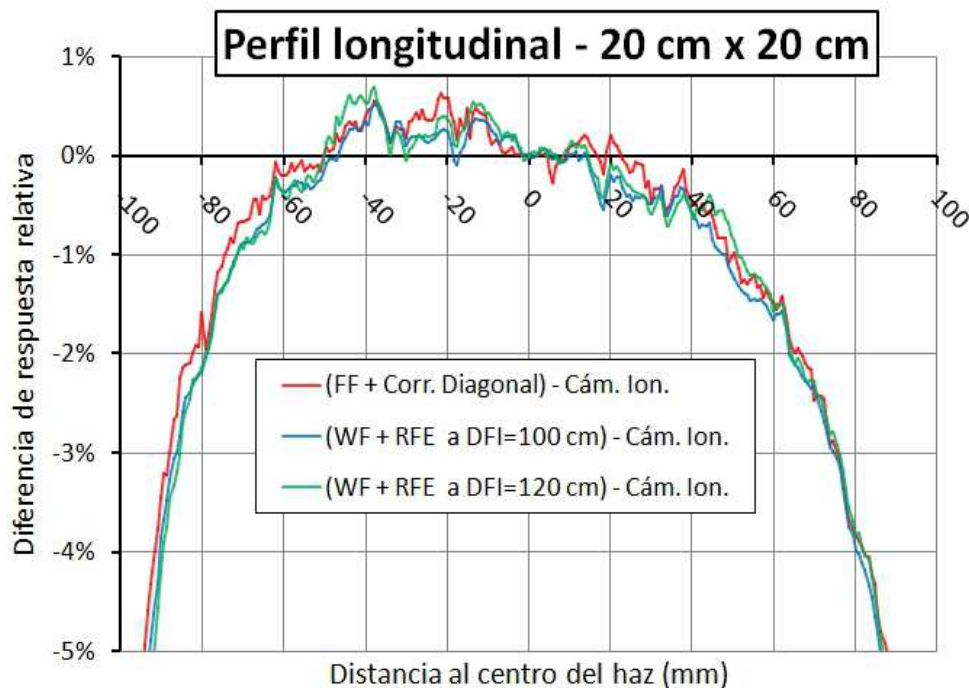


Figura 3.25. Diferencia entre los perfiles longitudinales del campo de 20 cm x 20 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

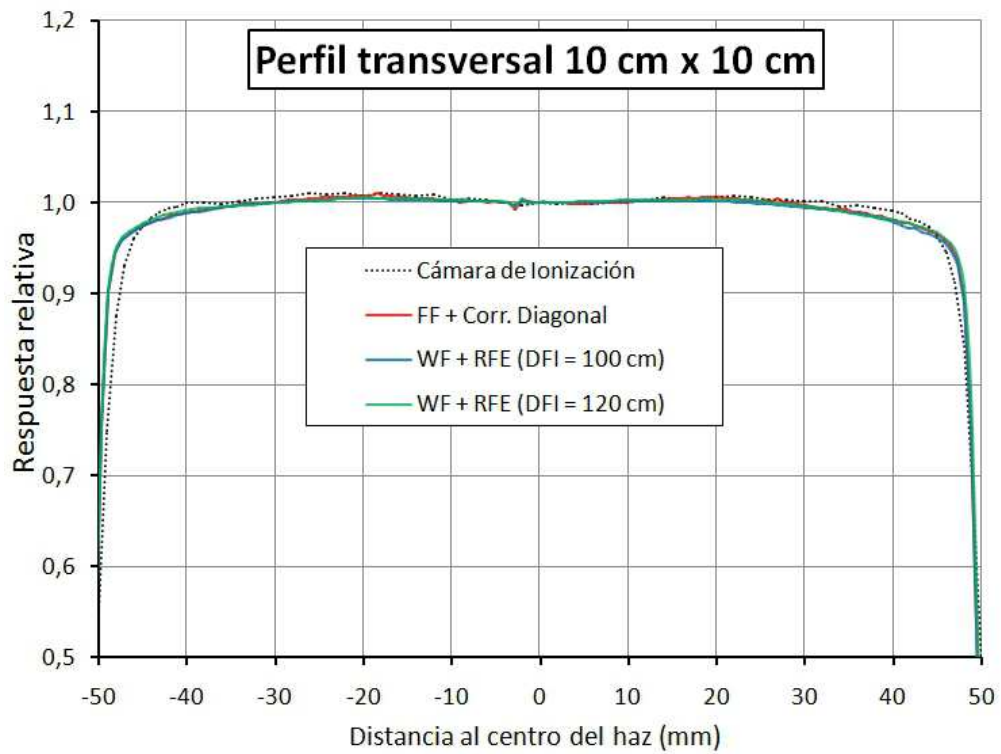


Figura 3.26. Perfiles transversales del campo 10 cm x 10 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

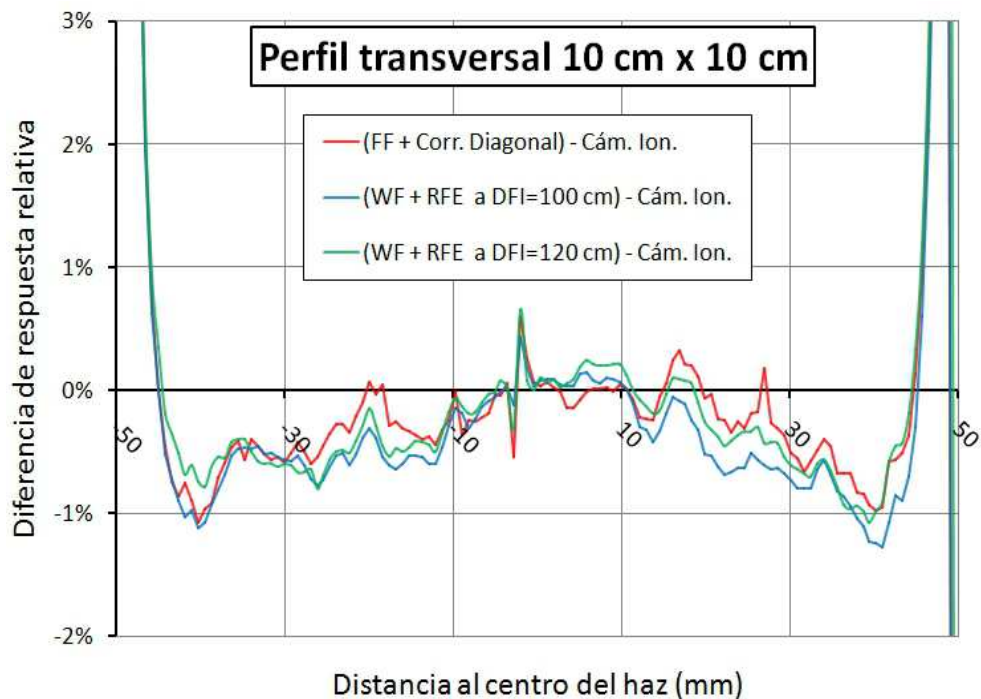


Figura 3.27. Diferencia entre los perfiles transversales del campo de 10 cm x 10 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

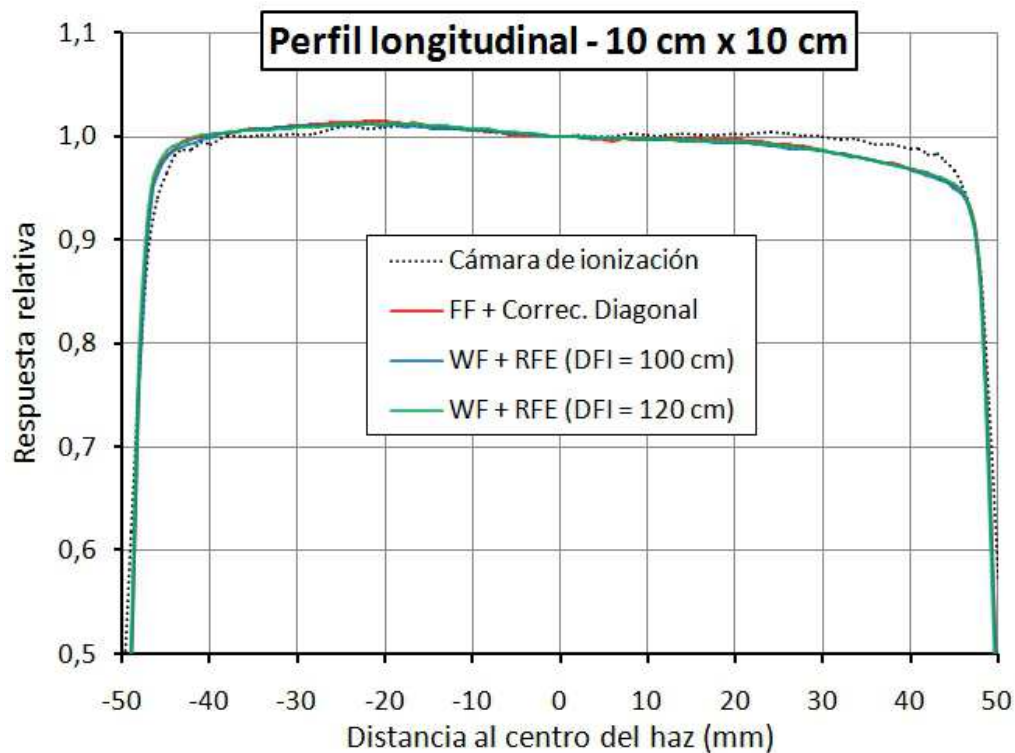


Figura 3.28. Perfiles longitudinales del campo 10 cm x 10 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

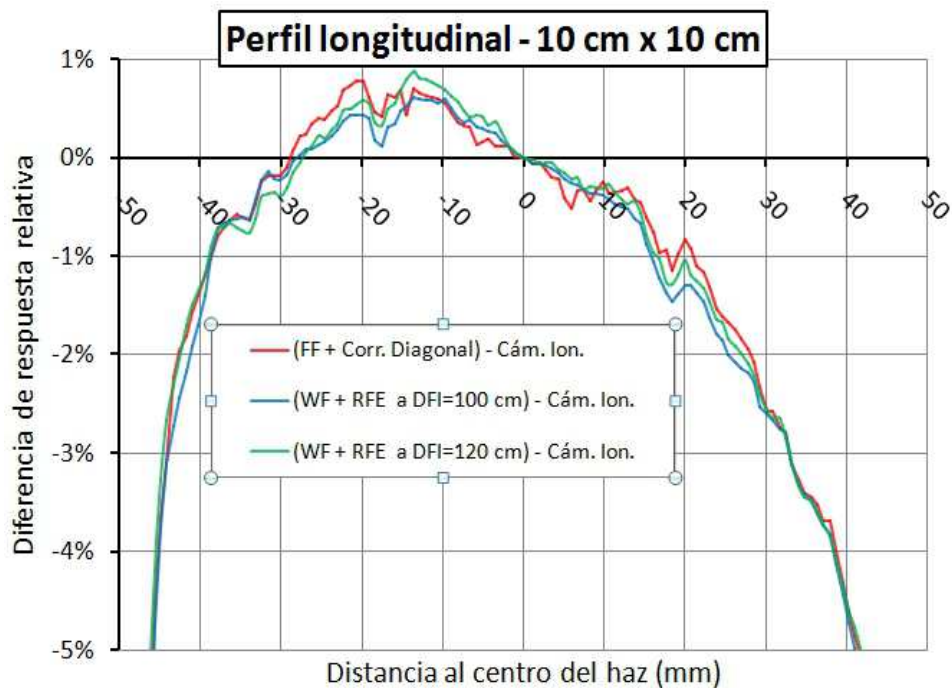


Figura 3.29. Diferencia entre los perfiles longitudinales del campo de 10 cm x 10 cm obtenidos procesando las imágenes del *EPID* mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

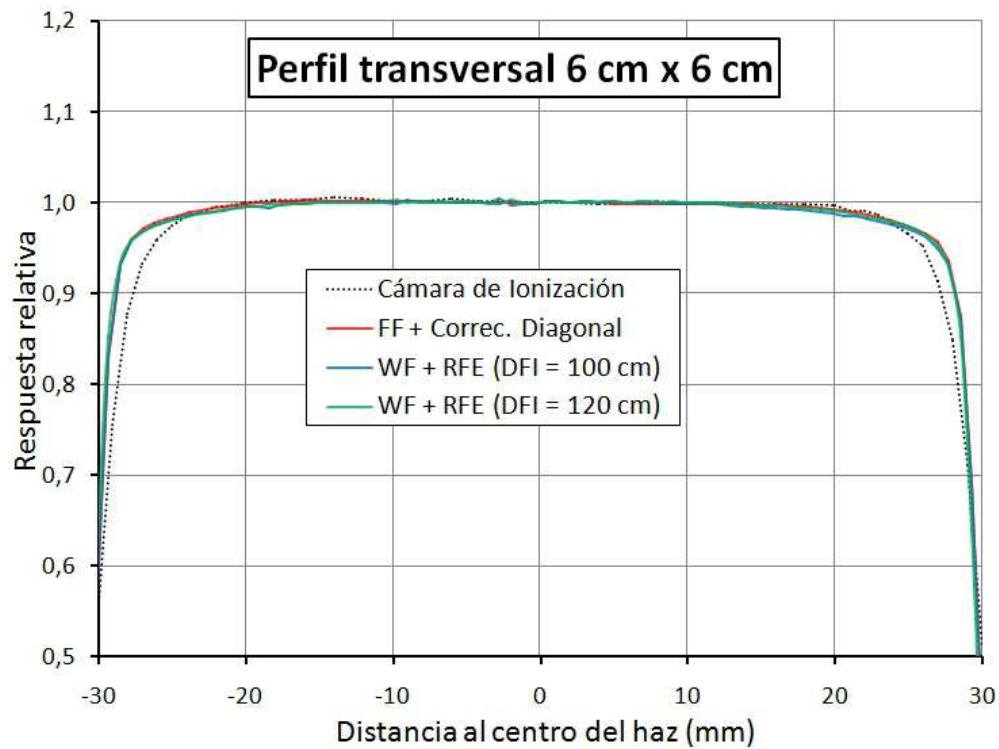


Figura 3.30. Perfiles transversales del campo 6 cm x 6 cm obtenidos procesando las imágenes del EPID mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

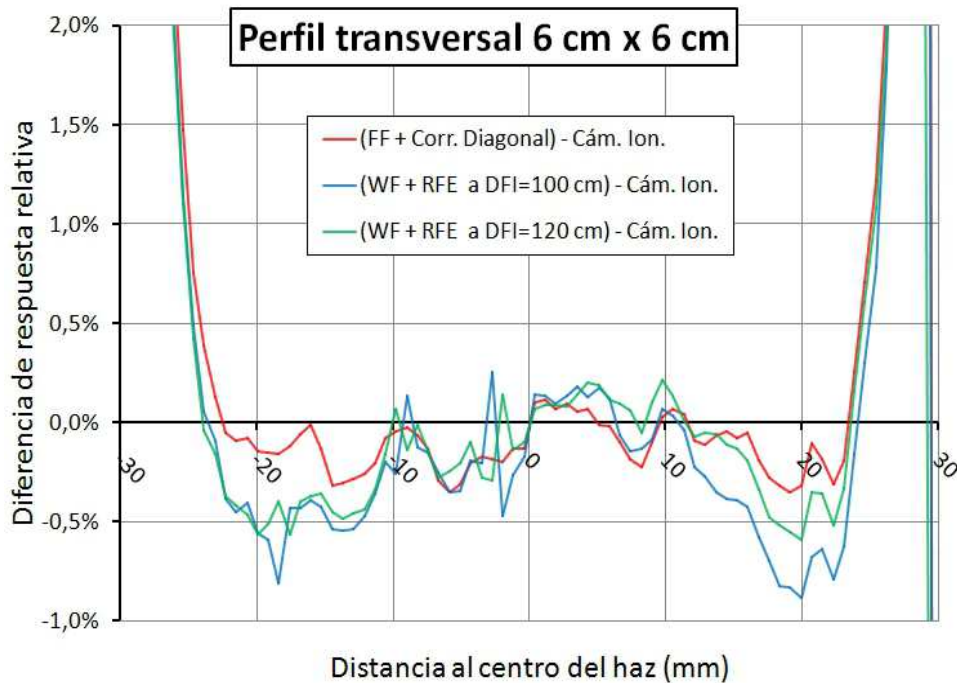


Figura 3.31. Diferencia entre los perfiles transversales del campo de 6 cm x 6 cm obtenidos procesando las imágenes del EPID mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

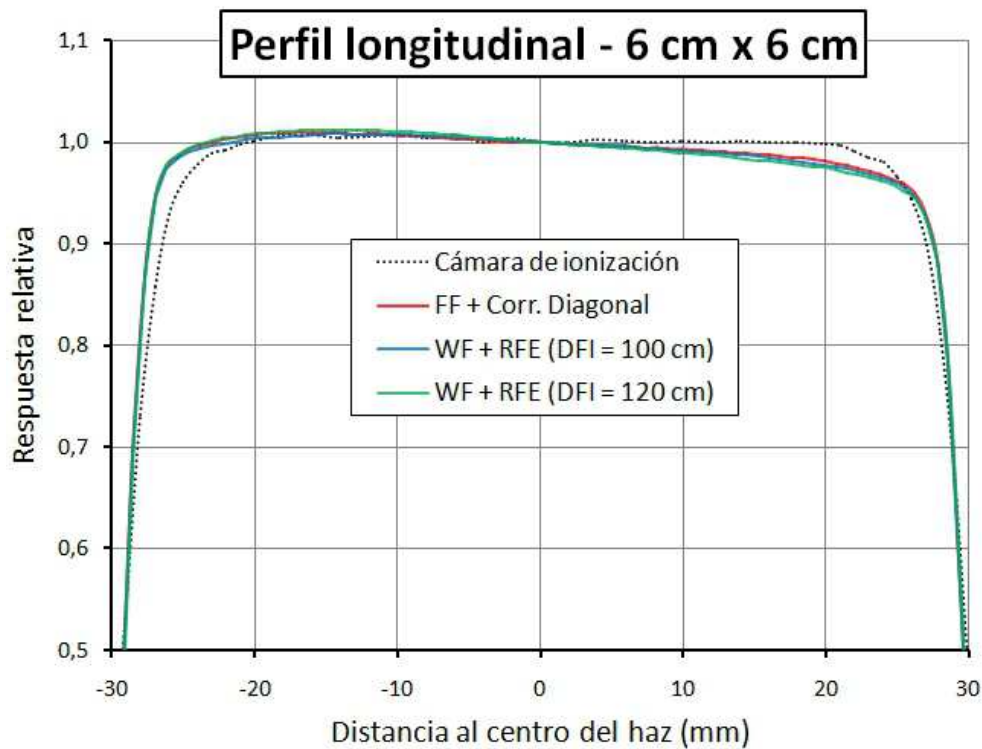


Figura 3.32. Perfiles longitudinales del campo 6 cm x 6 cm obtenidos procesando las imágenes del EPID mediante diferentes procedimientos y medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

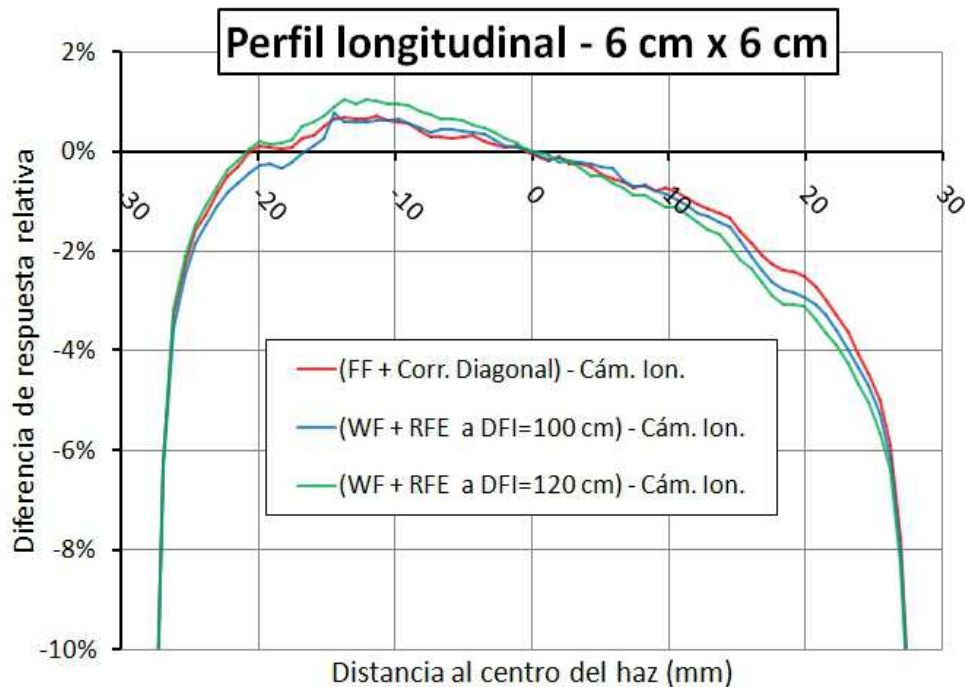


Figura 3.33. Diferencia entre los perfiles longitudinales del campo de 6 cm x 6 cm obtenidos procesando las imágenes del EPID mediante diferentes procedimientos y el perfil medido con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo.

3.5 Discusión

La utilización del método de calibración *WF* para un *EPID* no resulta significativamente más compleja que la opción implantada de forma convencional. El procedimiento es intuitivo y puede ser fácilmente automatizado (ver figura 3.7). Para esta investigación se necesitaba obtener imágenes en bruto de las aplicaciones del *EPID*, corregidas únicamente por la señal de fondo. El método elegido para ello resulta algo tedioso debido a que las aplicaciones proporcionadas por el fabricante no son lo suficientemente flexibles, ya que los requerimientos del procedimiento son realmente básicos. En el método propuesto, únicamente son necesarias cinco imágenes en bruto para calibrar en sensibilidad la matriz del *EPID* y se pueden realizar a diferentes distancias desde la fuente de radiación al detector de imagen, siendo los resultados, en general, equivalentes (ver figuras 3.10 y 3.11). Este procedimiento nos permite obtener la sensibilidad relativa de los píxeles del dispositivo de forma directa, lo que permite su uso para cualquier posición del *EPID*. Los resultados de las calibraciones obtenidos a $DFI = 100$ cm y a $DFI = 120$ cm son coherentes entre si y demuestran la viabilidad de este nuevo método (ver figura 3.12).

El método propuesto no resuelve completamente el problema de la calibración debido a que es necesaria la introducción de un postulado que exige al haz la simetría de las lecturas diametralmente opuestas. Tal y como se puede apreciar en la figura 3.13, la necesidad de corregir la calibración por las diferencias entre las diferentes irradiaciones está completamente justificada y, con ella, la introducción del quinto postulado, a pesar de que éste tenga como consecuencia una pérdida de versatilidad del método. La aproximación introducida con el quinto postulado ha dado lugar a resultados aceptables y

coincidentes con las medidas realizadas con la cámara de ionización, lo que sugiere que la introducción de esta corrección es razonable (ver figura 3.18). Aunque esta corrección es sólo una aproximación a un campo con una simetría radial perfecta, podría enmascarar las asimetrías reales intrínsecas del campo, lo que descarta el uso de este método para tareas de control de calidad del haz de radiación, al igual que ocurre con los métodos basados en *FF* convencional. En cualquier caso, este problema podría resolverse obteniendo imágenes espejo, es decir, obtener una imagen con el dispositivo rotado 180° alrededor del eje del haz, tal y como han propuesto otros autores para otro tipo de detectores (*Simon y cols., 2000*), en lugar de introducir el quinto postulado. De esta forma, características del haz de radiación como la uniformidad o la simetría, básicas en el control de calidad, permanecerían inalteradas en las imágenes procesadas. Esta sería una ventaja más del método basado en *WF* sobre el basado en *FF*.

Desafortunadamente, los dispositivos disponibles en la actualidad no están diseñados para hacer este tipo de rotaciones. No sería imprescindible que el giro se realizase de forma automática o robotizada, ya que solamente sería necesaria para una de las irradiaciones de la calibración espejo. En la actualidad, solamente los modelos de *EPID* de un fabricante son capaces de realizar los desplazamientos laterales y longitudinales para poder realizar la calibración basada en *WF*, pero sería bueno que los nuevos modelos incorporasen nuevas prestaciones ya pensadas para su uso en dosimetría portal, debido a la creciente importancia de este uso frente al uso de *EPID* como equipo de imagen.

La respuesta del *EPID* fuera del eje de radiación es diferente a la obtenida con una cámara de ionización, lo que coincide con lo estudiado por

otros autores (*Kirkby y cols., 2005*), de modo que para poder comparar los resultados obtenidos utilizando el método *WF* con los medidos mediante una cámara de ionización, ha sido necesario añadir una corrección de la respuesta fuera del eje (*Greer, 2005*). Esta corrección ha sido ajustada a la diferencia entre los valores de un perfil diagonal obtenido con una cámara de ionización en un maniquí de agua y los valores de píxel de los puntos de dos perfiles transversal y longitudinal obtenidos de la imagen de un campo grande (40 cm x 30 cm), procesada utilizando una calibración *WF*. Para el procesado por el método *FF*, no es necesario incorporar ninguna corrección, ya que está incluida en la calibración a través de la introducción de la diagonal del campo. Sin embargo, aplicando esta corrección, se supone que el espectro del haz fuera del eje va a ser aproximadamente constante en cualquier posición y no se tiene en cuenta que la forma del campo o la dispersión de la radiación en las diferentes partes del dispositivo puede afectar a la energía de los fotones que componen el haz. La suposición mencionada puede ser incorrecta cuando trabajamos con diferentes tamaños de campo, cuñas físicas (ver el apartado Anexo 5.1 de esta misma tesis) o campos de *IMRT*. El espectro del haz también será modificado por la transmisión de la radiación a través del material que se introduzca entre la fuente del haz y el *EPID*, como ocurre con el paciente en las mediciones in vivo, o por los materiales de acumulación de mediciones de dosimetría. Así que los modelos de dosimetría portal que tomen como base esta nueva calibración de la sensibilidad deberán continuar incluyendo correcciones que tengan en cuenta estas variaciones de la respuesta del *EPID*, y deberán incluir núcleos de convolución o deconvolución para tener en cuenta la dispersión de la radiación o el endurecimiento del haz. Estas correcciones ya se incluyen en los modelos actuales basados en calibraciones de la sensibilidad que usan el método *FF* (*Nijsten y cols., 2007*).

Las gráficas de las figuras 3.16 y 3.17 muestran la diferencia de comportamiento de los dos procedimientos de calibración de la sensibilidad comparados en este trabajo, *WF* con una corrección *RFE* y *FF* con la introducción diagonal, ante los desplazamientos del *EPID*. Las distorsiones son perfectamente visibles en el caso de los perfiles transversales obtenidos a partir de una calibración basada en *FF* con el *EPID* desplazado. Esto es debido a que, tanto la imagen *FF*, como el perfil diagonal que restaura la distribución de dosis del campo de radiación en esta imagen, están almacenados juntos en la misma matriz de sensibilidad y se desplazan solidariamente con la imagen, es decir, con el *EPID* (Greer, 2005; Parent y cols., 2007). En el caso de los perfiles obtenidos a partir de calibraciones basadas en *WF*, la matriz de factores de sensibilidad es independiente de la posición del haz y la corrección *RFE* es solidaria al haz, así es capaz de restaurar la distribución de dosis original en cualquier situación.

En las figuras 3.18, 3.20, 3.22, 3.24, 3.26, 3.28, 3.30 y 3.32 se representan los perfiles transversales y longitudinales obtenidos a partir de las calibraciones basadas en *WF* y *FF*, junto con los perfiles obtenidos con cámara de ionización. Los resultados muestran que, en condiciones de referencia, es decir, sin desplazar el *EPID*, los perfiles obtenidos a partir de las imágenes del *EPID* por ambos métodos tiene un comportamiento muy parecido. Sin embargo, las diferencias de estos perfiles con los obtenidos usando la cámara de ionización son importantes y tienen diferente naturaleza dependiendo si analizamos los perfiles transversales o los longitudinales. Las diferencias en los perfiles transversales son debidas a la variación de la respuesta del *EPID* al ser irradiado con diferentes tamaños de campo, como se ha argumentado anteriormente, lo que se traduce, fundamentalmente, en diferencias en la caída de la dosis en la penumbra del campo. Esto puede apreciarse en los gráficos

de las figuras 3.23, 3.27 y 3.31, en los que al acercarse al límite del campo, la respuesta de la cámara de ionización cae por debajo de la respuesta del *EPID*.

Por otro lado, si analizamos los perfiles longitudinales, además de las diferencias que hemos comentado para los perfiles transversales, encontramos una pendiente en la repuesta que se reduce conforme nos acercamos al brazo del *LINAC*. Este efecto es mayor para los campos más pequeños y no existe en el campo más grande y puede ser explicado por la radiación dispersada hacia la superficie detectora en el brazo robótico y en los materiales de la electrónica y la estructura del *EPID* y que depende, obviamente, del tamaño del campo. De hecho, este efecto está completamente compensado en el campo más grande, ya que coincide aproximadamente con el utilizado para la calibración, así que está incluido dentro de la matriz de sensibilidad. Este efecto se aprecia en las figuras 3.21, 3.25, 3.29 y 3.33. En la bibliografía, ya se ha tenido en cuenta este efecto (*Rowshanfarzad y cols., 2010*) y se ha propuesto una corrección que actualmente se ha incorporado en una aplicación comercial de dosimetría portal (*van Esch y cols., 2013*). Los efectos de esta corrección se estudiarosn en el anexo 5.2.

En la gráfica 3.20 puede observarse que, para el campo de 30 cm x 30 cm, la corrección de la RFE es demasiado simple como para obtener el mismo resultado que en el caso del perfil obtenido a partir de un proceso basado en FF. Es conveniente tener en cuenta que el proceso que utiliza FF, cuando se usa para procesar campos tan grandes como el de calibración, básicamente es introducir el perfil diagonal a una imagen plana, por tanto, es lógico que reproduzca el perfil medido con la cámara de ionización.

Se han detectado algunos efectos de borde que resultan totalmente indeseables para la dosimetría portal. Afectan especialmente a la calibración

basada en WF a 100 cm de DFI y hacen que la respuesta cerca de los límites de la superficie sensible del *EPID* no sea correcta. Estos efectos son visibles en casi todos los gráficos que presentan resultados de campos grandes, aunque son más claros en la figuras 3.13, 3.15 o 3.18. En estos casos, es probable que los postulados de la 1ª, 2ª y 4ª se violen cerca de los bordes de la *EPID*, ya que las condiciones de dispersión de la radiación en estos puntos pueden variar de una adquisición a otra al desplazar el *EPID*. Esto es debido a que el tamaño de campo del haz no llega a cubrir toda la superficie sensible del detector cuando es desplazado. Afortunadamente, esto sólo afecta a los píxeles cerca de los bordes del dispositivo. El área central del *EPID*, la que se usa más frecuentemente en la práctica, se encuentra aislada de estos efectos. Esto sucede porque el algoritmo ha sido diseñado eligiendo como píxel de referencia uno que se encuentra aproximadamente en el centro, de forma que los factores de calibración se propagan desde el centro hacia los bordes, evitando que los efectos de borde afecten a los píxeles más internos. Aunque esta decisión implica que la derivación matemática del algoritmo sea más complicada [cada factor de fila o columna necesita tres ecuaciones para ser definido, como se muestra en las ecuaciones (25), (38), (51) y (64)] que si se hubiera elegido un píxel en una de las esquinas del *EPID* (bastaría con una ecuación para cada factor de columna o fila), esto nos permite evitar la propagación de los efectos de borde a través de toda la matriz de factores de calibración.

No obstante, los efectos de borde no pueden evitarse por completo debido a que los campos de radiación tienen un tamaño limitado. Además, durante el procedimiento de calibración, debe evitarse la irradiación directa de la electrónica que está a aproximadamente 3 cm de la superficie sensible, lo que también limita el tamaño del campo de radiación. Esta limitación de tamaño

afecta también a la calibración basada en FF y es visible los perfiles transversales para los campos de tamaño 40 cm x 30 cm (ver la figura 3.18), debido a que la superficie sensible del *EPID* tiene 40 cm de anchura, que coincide con el tamaño máximo de campo a $DFI = 100$ cm. Esta es la razón por la cual no observamos efectos de borde en los perfiles procesados usando una calibración basada en WF a $DIF = 120$ cm (ver las figuras 3.18 y 3.19), en la que los campos pueden ser lo suficientemente amplios para cubrir la superficie del *EPID* en cualquier situación.

Otra opción para mitigar estos efectos de borde podría ser reducir el tamaño del grupo de píxeles, pero eso implicaría incrementar la complejidad del procedimiento de calibración y reducir la magnitud de los desplazamientos del *EPID*. A la vista de los resultados obtenidos con la calibración a 120 cm de DFI , esto último no parece necesario.

Como consecuencia de lo visto en este trabajo, se propone que los fabricantes incorporen una serie de cambios en el diseño de los EPIDs. Sería conveniente que los fabricantes reconsideraran el diseño de los dispositivos para utilizar elementos como el cristal centelleador con unas características de densidad electrónica más próximas al tejido o al agua, para evitar así el aumento de la respuesta a la radiación dispersa de menor energía (*Kirkby y cols., 2005*). De esta forma, el equipo podría ser tratado como equivalente a agua, lo que reduciría necesariamente la sofisticación de los modelos de calibración necesarios.

Otro de los aspectos del diseño que tiene margen de mejora y que no parece crítico en el funcionamiento del *EPID* es la sustitución de los materiales usados para fabricar el brazo robótico por otros de menor número atómico, que

produjese menos retrodispersión, y el rediseño de las carcasas para homogeneizar dicha dispersión hacia la superficie sensible del *EPID*.

Otra mejora conveniente en el diseño del *EPID* que se ha encontrado es la introducción delante de la superficie detectora de un espesor de material superior al de acumulación, para que, a la profundidad de medida, el gradiente en profundidad sea menor que el actual.

3.6 Conclusiones

El nuevo método de corrección basado en una calibración de campo completo ha demostrado ser un procedimiento factible y coherente, tan útil como el método de corrección convencional, pero sin los problemas asociados a éste.

El nuevo método es capaz de calcular directamente la sensibilidad de los píxeles del *EPID*, de forma independiente del haz de radiación. La obtención de una matriz de sensibilidad del dispositivo sin información del haz permite adaptar un modelo de calibración que incluye únicamente las correcciones que necesita el *EPID* para transformar los datos de la imagen en fluencia o en dosis.

El procedimiento de calibración se puede automatizar fácilmente para determinar la sensibilidad del píxel directamente, sin irradiarlo con una fuente externa y permite la corrección de imágenes del *EPID* cuando el detector está en cualquier posición.

El método propuesto no resuelve completamente el problema de la calibración debido a que es necesaria la introducción de un postulado que exige al haz la simetría de las lecturas diametralmente opuestas. Esta aproximación también afectaría a las medidas de la homogeneidad o simetría

de un haz y, por tanto, sería desaconsejable su uso para las tareas más básicas de control de calidad del haz de radiación. Este postulado no sería necesario si el *EPID* pudiese efectuar una rotación de 180° . Sin embargo, desde el punto de vista de la dosimetría portal, esta aproximación ha resultado aceptable.

4. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS FUTURAS

4.1 Conclusiones

En cuanto al desarrollo de un nuevo método de calibración de la sensibilidad de los píxeles de un *EPID* para dosimetría portal, objetivo primario de esta tesis, las conclusiones obtenidas son las siguientes:

1) El nuevo método de corrección basado en una calibración de campo completo ha demostrado ser un procedimiento factible y coherente, tan útil como el método de corrección convencional, pero sin los problemas asociados a éste.

2) El método es capaz de calcular directamente la sensibilidad de los píxeles del *EPID*, de forma independiente del haz de radiación. La obtención de una matriz de sensibilidad del dispositivo sin información del haz hace posible desarrollar un modelo de calibración que incluye únicamente las correcciones que necesita el *EPID* para transformar los datos de la imagen en fluencia o en dosis.

3) El procedimiento de calibración se puede automatizar fácilmente para determinar la sensibilidad del píxel directamente, sin irradiarlo con una fuente externa, y permite la corrección de imágenes del *EPID* cuando el detector está en cualquier posición.

4) El método propuesto no resuelve completamente el problema de la calibración debido a que es necesaria la introducción de un postulado que exige al haz la simetría de las lecturas diametralmente opuestas. Esta aproximación también afectaría a las medidas de la homogeneidad o simetría de un haz y, por tanto, sería desaconsejable su uso para las tareas más básicas de control de calidad del haz de radiación. Este postulado no sería

necesario si el *EPID* pudiese efectuar una rotación de 180°. Sin embargo, desde el punto de vista de la dosimetría portal, esta aproximación ha resultado aceptable.

Respecto a la caracterización dosimétrica de un *EPID* y el desarrollo de un modelo simple de dosimetría portal, objetivo secundario de esta tesis, las conclusiones obtenidas son las siguientes:

1) El dispositivo estudiado ha mostrado excelentes propiedades para la dosimetría sin material dispersor entre la fuente del haz y el *EPID*. Su respuesta es lineal y reproducible, con bajo ruido.

2) La influencia de las correcciones aplicadas por el programa de adquisición que minimizan la influencia de la lectura de fondo o los píxeles defectuosos en la respuesta del dispositivo es destacable. No se ha detectado ningún problema de sincronización entre el *software* de adquisición y el acelerador, como se había señalado para modelos anteriores (*Chen y cols., 2006; Tyner y cols., 2009*).

3) Hay que tener en cuenta los efectos del aumento de la respuesta a las radiaciones de baja energía que muestra el *EPID* al trabajar con aperturas pequeñas, como bandas o campos grandes con puntos alejados del eje de radiación, puntos en la penumbra o más allá de ésta o con material dispersor entre la fuente y el *EPID*.

4) La herramienta informática desarrollada ha sido incorporada a los procedimientos del centro, obteniéndose buenos resultados. Los planos de dosis obtenidos por medio del software han reproducido de forma satisfactoria los campos más complejos, sin necesidad de aportar más información al proceso que la que contiene la cabecera del fichero *IMA/DICOM* generado durante la adquisición.

5) La información que podemos obtener es exhaustiva: la imagen tiene una gran resolución (un Mpíxel), la cabecera del fichero *IMA/DICOM* contiene abundante información sobre cómo se ha administrado la radiación y, en el caso de campos de *IMRT* estática, esta información se desglosa en los distintos segmentos que componen el haz.

4.2 Perspectivas futuras

Al concluir el trabajo actual quedan bastantes líneas de investigación que pueden ser abordadas en el futuro.

A partir de la labor realizada en este trabajo, podríamos continuar desarrollando un algoritmo de predicción de imagen que proporcionara directamente la señal de salida del *EPID* sin necesidad de utilizar una corrección de la *RFE*. También sería de gran utilidad disponer de un algoritmo que permita procesar la imagen con las correcciones necesarias para calcular la fluencia o la dosis en un plano situada a una profundidad de referencia del haz de radiación partir de la información de salida suministrada por el nuevo procedimiento. En la misma línea, sería interesante incorporar la matriz de sensibilidad que ofrece nuestro proceso de calibración a la aplicación de dosimetría portal proporcionada por el fabricante.

Como perfeccionamiento del método actual, un posible trabajo con mucho potencial podría ser modificar ligeramente el proceso de calibración de la sensibilidad para introducir las irradiaciones espejo. Para verificar el funcionamiento del proceso, necesitaríamos la complicitad del fabricante para que, un técnico del *LINAC*, desmontara el *EPID* y nos permitiera desplazarlo o girarlo, y así realizar las adquisiciones necesarias para la calibración *WF* con imágenes espejo. Esto evitaría la introducción del quinto postulado usado en

este trabajo y permitiría comprobar que las características del haz de radiación, tales como la homogeneidad o la simetría, permanecen correctamente en la imagen procesada y que es un método de medida realmente alternativo a los que se utilizan actualmente para estas tareas.

Por último, entretanto el fabricante no ofrezca una solución alternativa y permanente, una línea de trabajo sería mejorar la corrección de la retrodispersión utilizada actualmente, basada en una matriz de distribución de dosis que incorpora los efectos del brazo y que este optimizada para los campos de tamaño de uso clínico (*Van Esch y cols., 2013*). La mejora podría estar basada en una calibración de la sensibilidad dependiente de la apertura de campo basada en núcleos de convolución que reflejaran la posición física del brazo.

Para llevar a cabo todas estas mejoras, la colaboración del fabricante sería, cuando no imprescindible, al menos de gran ayuda.

5. ANEXOS

5.1 Efecto de las cuñas físicas en la Dosimetría Portal

La dosimetría portal con *EPID* se puede aplicar con frecuencia para verificar algunos tratamientos de radioterapia con fotones de megavoltaje, principalmente cuando se trata de tratamientos que utilizan técnicas como la *IMRT* o la *VMAT*. Los haces de radiación de estas técnicas se ven sometidos a variaciones de la fluencia bruscas, usando segmentos de muy pequeña apertura que afectan al espectro de los fotones del haz (*Kirkby y cols., 2005*).



Figura 5.1. Ilustración de una cuña física. El marco que rodea la cuña se utiliza para sujetarla al cabezal del acelerador.

Un caso paradigmático para estudiar estos efectos, en el que esta variación es máxima, son los campos con cuña física, aunque no son los campos utilizados en las técnicas anteriores y, al menos en nuestro centro, están en desuso. Un campo con una cuña física consiste en un campo de fotones abierto en el cual se ha colocado un bloque de material en forma de cuña (ver figura 5.1), de forma que el espesor del material y, por tanto, la atenuación que produce en la radiación en un extremo del campo es superior a la del extremo contrario. Sin embargo, debido a las variaciones en el espectro de energía de los fotones incidentes al atravesar los diferentes espesores del

material de la cuña, los valores de las medidas resultantes en el *EPID* no se corresponden con los que mediríamos con una cámara de ionización para este tipo de campos, así que no resulta demasiado conveniente utilizar un algoritmo de conversión de la señal del *EPID* a la dosis absorbida (*Spreeuw y cols.*, 2015).

Para explorar el comportamiento del *EPID* calibrado con un método basado en *WF* para medir perfiles de cuñas físicas, se realizaron adquisiciones de imágenes de campos con cuña y se compararon los perfiles transversales, que no están afectados por el efecto de la retrodispersión en el brazo robótico del dispositivo, con los medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo. En la figura 5.2 se representan los perfiles medidos con cámara de ionización y con el *EPID*, estos últimos procesados con el procedimiento de calibrado en sensibilidad con un método basado en *WF*, al cual se le ha añadido la corrección *RFE*. Los campos utilizados son de tamaño 20 cm x 20 cm para las cuñas de 15°, 30° y 45° y de 15 cm x 15 cm para la cuña de 60°, por limitaciones físicas del tamaño de la cuña. También se ha añadido un campo sin cuña de tamaño 20 cm x 20 cm para comparar las diferencias entre *EPID* y cámara de ionización para campos abiertos. Los campos que contenían cuña han sido normalizados al valor máximo de la respuesta y los campos sin cuñas están normalizados en el eje central de haz.

Las diferencias que se observan no son tolerables para justificar que el *EPID* pueda ser utilizado para la verificación de campo con cuña física, si no se realizan correcciones adicionales (*Spreeuw y cols.*, 2015).

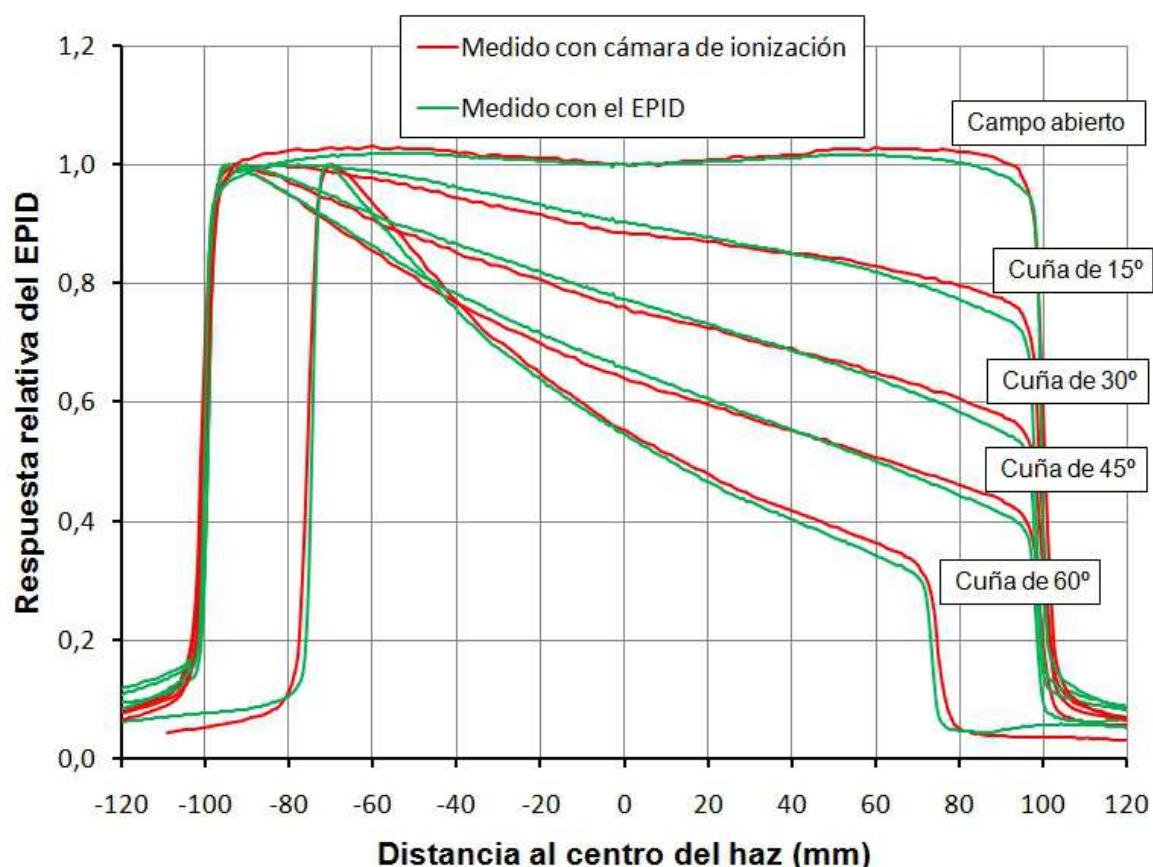


Figura 5.2. Comparación de perfiles transversales de varios campos con cuña y un campo abierto medidos con cámara de ionización en agua a la profundidad del máximo con los obtenidos a partir de imágenes adquiridas con el *EPID* mediante un proceso basado en un método de *WF* y una corrección de la *RFE*.

En cualquier caso, el *EPID* ha demostrado ser una herramienta útil para la medición de algunos parámetros de interés en el control de calidad del haz de radiación de un *LINAC*. Aprovechando esta desviación en el comportamiento de las medidas de *EPID* en el caso de los campos con cuñas físicas, se ha propuesto controlar la estabilidad de la energía nominal de los fotones del haz de radiación verificando periódicamente que la forma del perfil no varía (*Dawoud y cols., 2014*). Se trata de un trabajo que ajusta los perfiles de la cuña con polinomio de segundo grado y propone una correlación entre un índice de calidad del haz con el coeficiente cuadrático de este ajuste. Esto

demuestra la relación directa entre el comportamiento del *EPID* y la variación en la energía del haz.

Los resultados hubieran sido equivalentes de haber utilizado el método de calibración basado en FF en lugar del basado en WF.

5.2 Análisis de la influencia del brazo robótico en las imágenes.

El uso de los *EPIDs* de silicio amorfo para la verificación de la distribución de la fluencia o la dosis en un plano en los tratamientos de *IMRT* está realmente extendido. Es igualmente conocido que el brazo robótico utilizado para sujetar y desplazar algunos tipos de dispositivos en el acelerador puede introducir distorsiones e inexactitudes en la dosimetría debido a la presencia de piezas metálicas en su estructura. Según algunos estudios, estas distorsiones pueden llegar al 6% de la señal para grandes campos (*Rowshanfarzad y cols., 2010*). Aunque, según lo expuesto en el apartado 3.4.3, los efectos de esta distorsión en el método desarrollado en esta tesis eran similares a los encontrados para el método de calibración convencional, se realizó una comparación de los resultados obtenidos en este trabajo con los que proporciona la aplicación comercial *Portal Dosimetry* (*Varian Medical Systems, Palo Alto, California, USA*) que dispone de una corrección desarrollada específicamente con el fin de paliar estas distorsiones (*Van Esch y cols., 2013*).

Para realizar este análisis se extrajeron perfiles longitudinales, los que resultan afectados por la radiación dispersada por el brazo robótico, de las imágenes procesadas utilizando el procedimiento de la aplicación comercial para campos abiertos de tamaño 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm, 20 cm x 20 cm y 40 cm x 30 cm. Estos perfiles se confrontaron con los obtenidos para esos

mismos campos según el proceso desarrollado en este trabajo, utilizando una calibración de la sensibilidad basada en *WF* y una corrección *RFE* ajustada como se ha descrito anteriormente.

Adicionalmente, se ha añadido la simetría de cada perfil en el eje secundario de la gráfica (el de la derecha) para que esta distorsión pueda ser valorar de forma cuantitativa. Tanto los perfiles como los datos de la simetría de los campos de tamaño 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm, 20 cm x 20 cm y 40 cm x 30 cm se muestran en la figuras 5.3, 5.4, 5.5 y 5.6 respectivamente. La gráfica de la simetría del perfil solamente aparece para la mitad del perfil, ya que la otra mitad tendría la misma información cambiada de signo y no aporta información.

La simetría de los perfiles se calculó según la definición de la *Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM)* (*Nath y cols., 1994*), que queda definida por

$$Simetría(\%) = \left(\frac{R(d)}{R(-d)} \right) \times 100, \quad (89)$$

donde $R(d)/R(-d)$ es la relación entre la respuesta de dos píxeles del *EPID* que se encuentran situados en dos puntos simétricamente opuestos a ambos lados del eje central del haz de radiación.

La simetría de los perfiles es, en general, mucho mejor en los perfiles procesados usando *Portal Dosimetry*, sin embargo la mejora no es comparable para todos los tamaños de campo. La simetría de estos perfiles empeora al aumentar el tamaño de campo y da la impresión que el procedimiento comercializado por el fabricante está optimizado para aberturas de tamaño menor a 15 cm x 15 cm, más cercano a lo que sería la apertura habitual utilizada en la práctica.

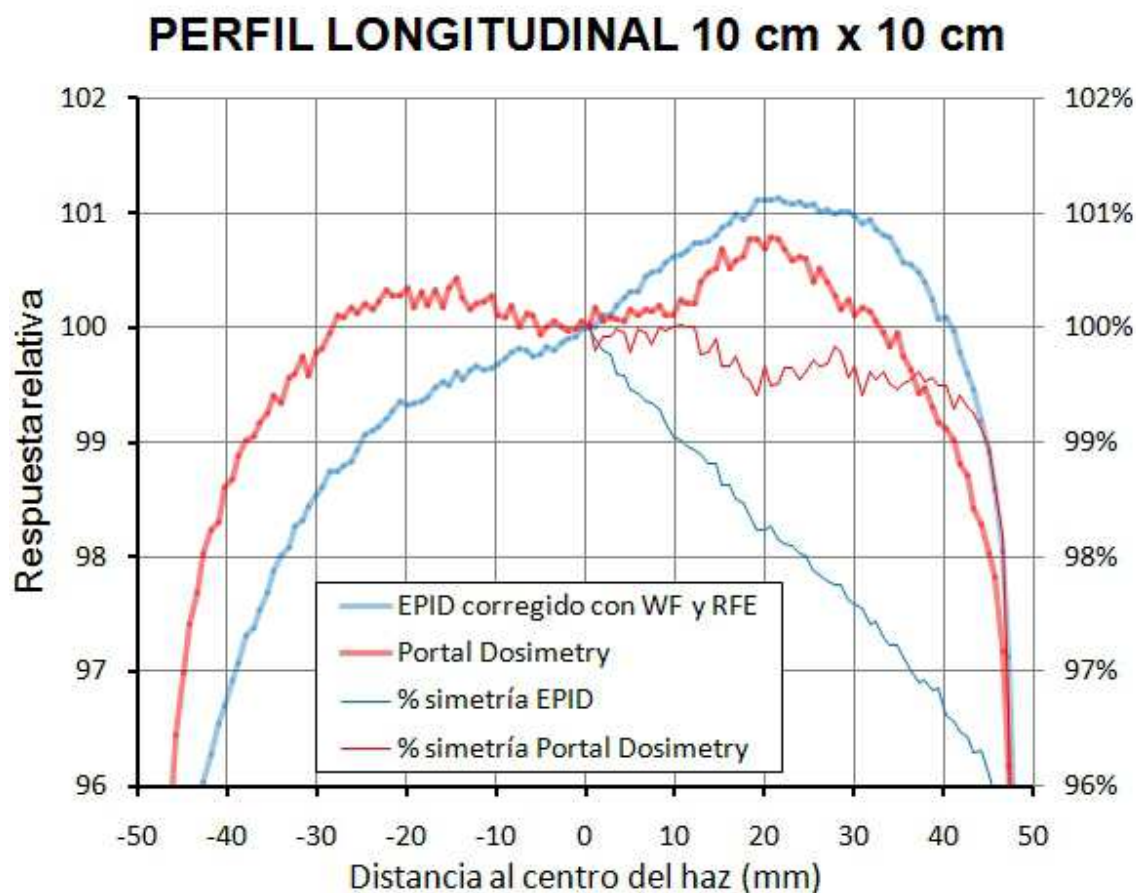


Figura 5.3. Comparación de dos perfiles longitudinales de una imagen adquirida con el *EPID* de un campo 10 cm x 10 cm, uno procesado usando un procedimiento basado en *WF* y una corrección de la *RFE*, y otro obtenido con el procedimiento suministrado por el fabricante (*Portal Dosimetry*). En el eje secundario se muestra la simetría de ambos perfiles.

Sin embargo, los perfiles obtenidos utilizando un procedimiento basado en *WF* y corrección de la *RFE*, que carece de corrección por la dispersión del brazo robótico, ofrece una simetría casi perfecta en el caso del campo más cercano al campo de calibración (40 cm x 32 cm), pero empeora conforme la apertura se va haciendo menor. Es notable que la asimetría de los perfiles del campo de 20 cm x 20 cm obtenidos mediante ambos métodos sea comparable a una distancia menor de 75 mm de eje de haz.

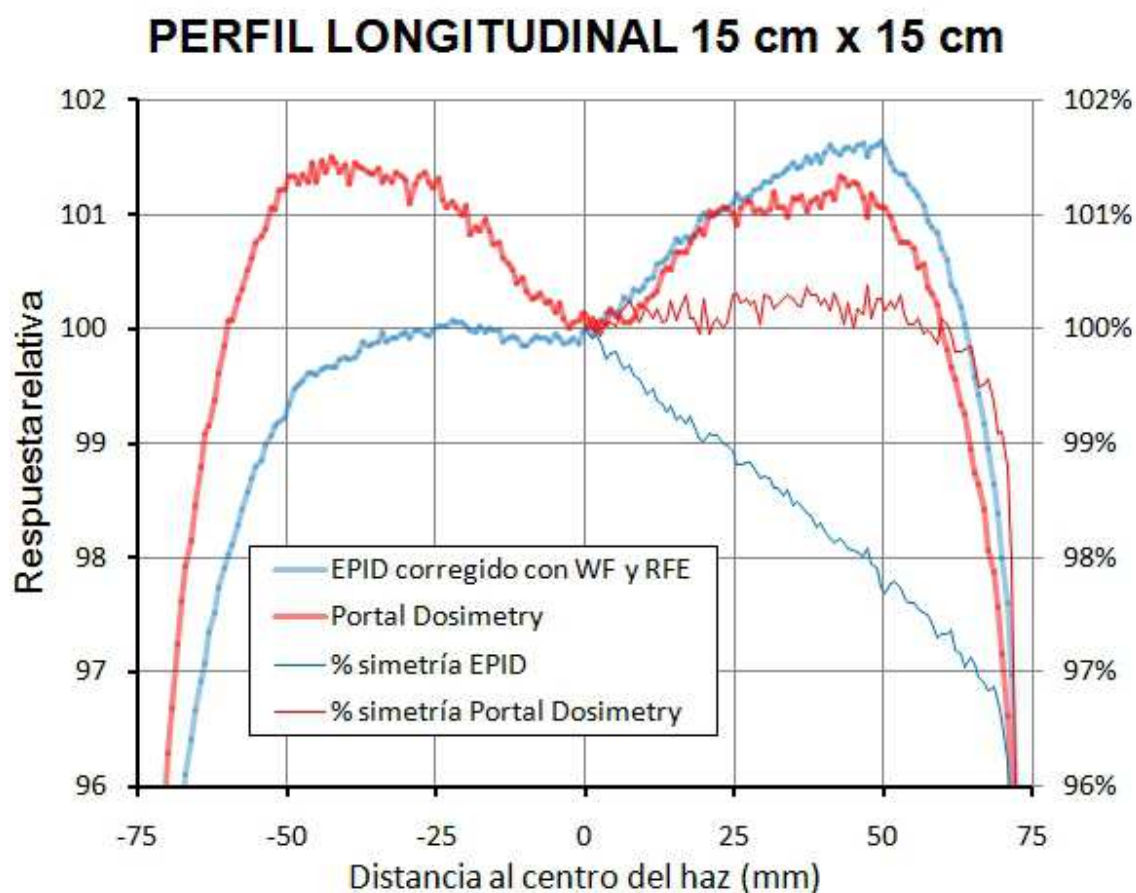


Figura 5.4. Comparación de dos perfiles longitudinales de una imagen adquirida con el *EPID* de un campo 15 cm x 15 cm, uno procesado usando un procedimiento basado en *WF* y una corrección de la *RFE*, y otro obtenido con el procedimiento suministrado por el fabricante (*Portal Dosimetry*). En el eje secundario se muestra la simetría de ambos perfiles.

Como se ha visto en el apartado 3.4.3, el comportamiento de las medidas obtenidas de imágenes procesadas mediante un procedimiento convencional, basado en *FF* y una corrección de la distribución de la dosis introduciendo un perfil diagonal, que no corrige las distorsiones del brazo del *EPID*, es prácticamente idéntico al obtenido con el método desarrollado en este trabajo.

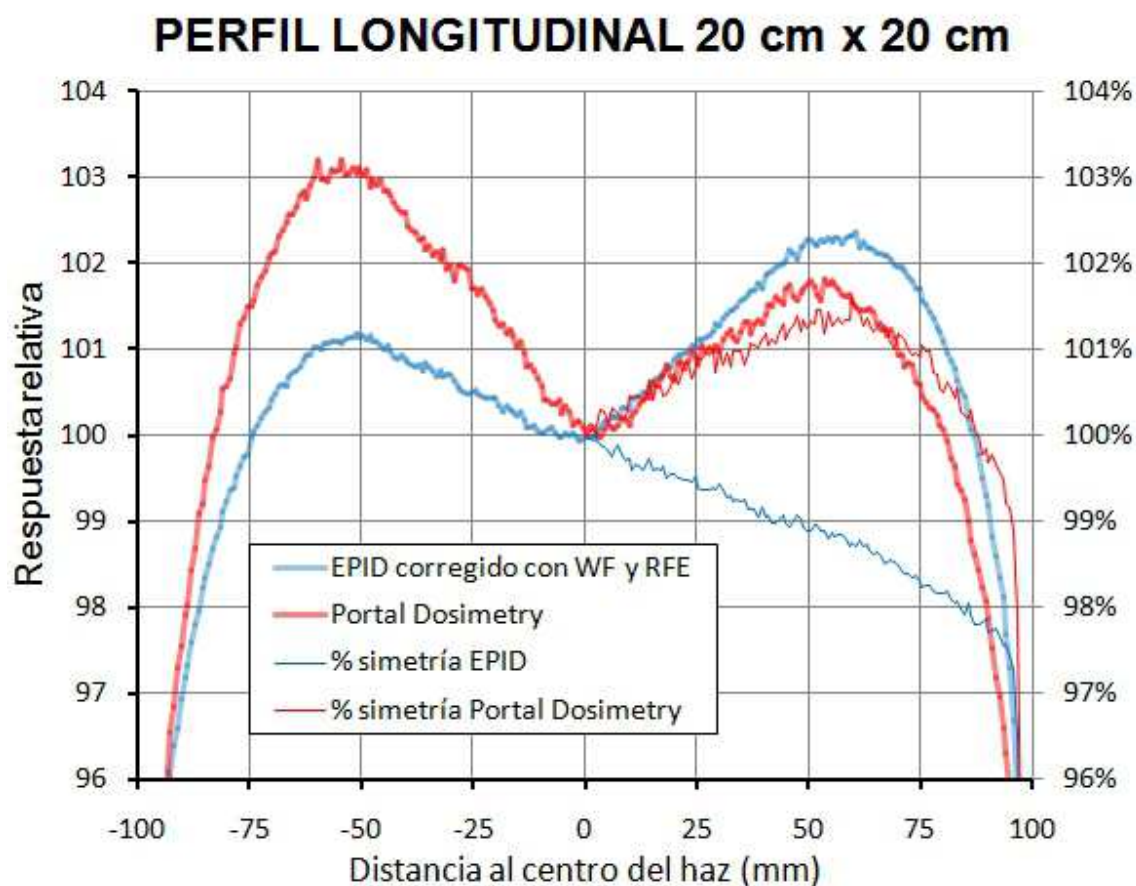


Figura 5.5. Comparación de dos perfiles longitudinales de una imagen adquirida con el *EPID* de un campo 20 cm x 20 cm, uno procesado usando un procedimiento basado en *WF* y una corrección de la *RFE*, y otro obtenido con el procedimiento suministrado por el fabricante (*Portal Dosimetry*). En el eje secundario se muestra la simetría de ambos perfiles.

Como puede apreciarse en la comparación de ambos métodos, la corrección de las distorsiones producida por el brazo del *EPID* resulta incompleta en el caso de la opción introducida en *Portal Dosimetry*. Algunos autores han propuesto correcciones dependientes del tamaño de campo, por ejemplo, proponiendo como modelo una función de distribución de la retrodispersión normal en dos dimensiones (*Rowshanfarzad y cols., 2010*). Pero, si tenemos en cuenta que en los resultados solo estamos mostrando los perfiles longitudinales y transversales y que estas distorsiones afectarán de forma variable a todo el *EPID*, resulta evidente que la retrodispersión del brazo sobre la superficie sensible del dispositivo depende de la zona en la que incide

el haz de radiación de forma directa, así que la propuesta de una corrección dependiente del tamaño de campo podría resultar, todavía, insuficiente. Sería mejor proponer una solución que tenga en cuenta la forma del campo. Aunque lo óptimo sería que el fabricante reemplazara los materiales utilizados en la construcción del brazo robótico por otros más ligeros y que homogeneizara la densidad de la zona que atraviesa el haz durante la adquisición de imágenes, como han propuesto algunos autores (Zwan y cols., 2014).

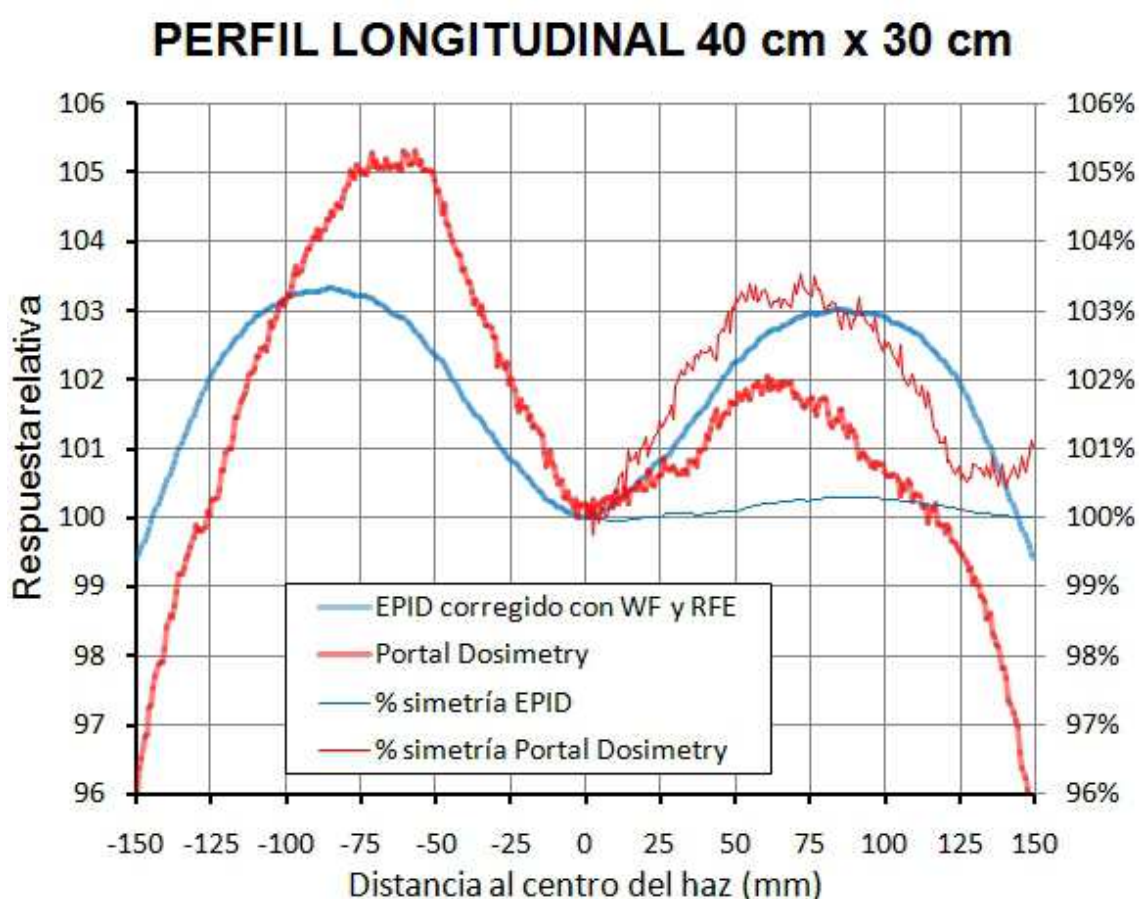


Figura 5.6. Comparación de dos perfiles longitudinales de una imagen adquirida con el EPID de un campo 40 cm x 30 cm, uno procesado usando un procedimiento basado en WF y una corrección de la RFE, y otro obtenido con el procedimiento suministrado por el fabricante (Portal Dosimetry). En el eje secundario se muestra la simetría de ambos perfiles.

5.3 Manual de la aplicación *JDICOM2Dose*

Se añade en un anexo el manual del programa *JDICOM2Dose*, tal y como se entregó a los usuarios, como descripción adicional de sus utilidades en el momento de finalizar el primer objetivo de esta tesis.

5.3.1 REQUISITOS DEL SISTEMA

El *software* es multiplataforma y portátil, es decir, se puede ejecutar desde un lápiz de memoria, sin instalación previa. El requisito es que el ordenador en el que se quiere ejecutar tenga instalada la máquina virtual *JAVA* con una versión 6.1 o superior, que es de libre disposición.

Para poder modificar y compilar el programa necesitamos tener instalado el *IDE* (Entorno de Desarrollo Integrado) de *NetBeans*, que es un programa de código abierto, aunque se puede trabajar sin tener instalado este *software*.

Recomendamos instalar el *SDK* (*software development kit*) de *Java 2 Platform Enterprise Edition* versión 6 o superior y *NetBeans IDE* versión 6.9 o superior, incluyendo, al menos, los módulos de las tecnologías *NetBeans Platform SDK*, *Java SE* y *Java EE*.

El *software* requerido se encuentra disponible de forma legalmente gratuita para un amplio rango de plataformas, aunque solamente se ha probado en *Windows Vista*, *7* y *XP* y en algunas distribuciones de *Linux* (*RedHat*, *UBUNTU*...).

Se requieren 10 MB de espacio en el disco duro, pero hay que tener en cuenta que los ficheros que se van a manipular son potencialmente grandes y que nos va a hacer falta bastante más espacio.

El directorio raíz de la aplicación es “.JDicom2Dose” y en él estarán todos los ficheros involucrados en la ejecución y configuración. Aconsejamos que esto sea así, porque de esta manera, la instalación consiste en copiar el directorio al dispositivo donde se va a trabajar y la desinstalación consistirá en borrar el directorio.

Los datos de configuración se encuentran en el fichero “JD2DSettings.xml” del directorio raíz y en el directorio “.JDicom2Dose\config”, salvo si se ha configurado de otra forma.

Hay que tener en cuenta que la aplicación permite lanzar procesos encadenados y que, incluso los simples, constan de varias etapas, que según el rendimiento de nuestro equipo, pueden tardar en algún tiempo en ejecutarse. Debido a que el desarrollo de la aplicación es “*amateur*”, ésta puede parecer bloqueada en algunos momentos. Os pido disculpas y paciencia.

Ahora que ya sabéis a que os enfrentáis, vamos a ejecutar la aplicación y veamos que sucede...

5.3.2 EJECUCIÓN E INICIO DE PROGRAMA

Dentro del directorio raíz de la aplicación, donde se encuentran los archivos, debemos buscar el archivo ejecutable por lotes: *lanzaJDICOM2Dose.bat*. Al ejecutarlo nos aparecerá una ventana de sistema (en *Windows* será *MSDOS*) que permanecerá abierta mientras el programa funcione y donde pueden aparecer mensajes de error, si nos parece que algo no funciona bien, debemos acudir a ella para ver si hay algún problema.

También aparecerá la ventana principal (Figura 5.7), en la que tenemos todos los componentes de la aplicación.

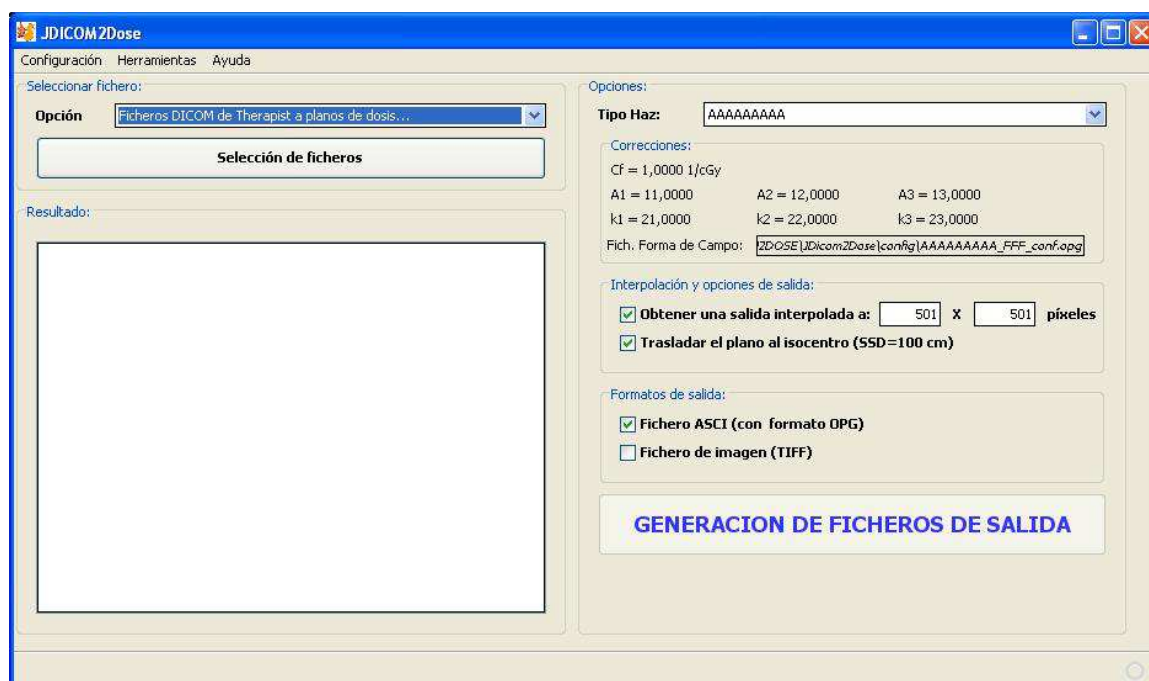


Figura 5.7. Ilustración de la interfaz de usuario de la herramienta *JDICOM2Dose* desarrollada en este trabajo.

En la parte izquierda, podemos seleccionar la opción que elegimos para el proceso y navegar por el disco duro para seleccionar los ficheros a procesar. Debajo se nos irán mostrando los procesos que va realizando la aplicación.

En la parte derecha, obtenemos un detalle de las opciones del procesado y nos permite modificar algunas de ellas.

La forma de trabajar con el programa es, en primer lugar, seleccionar los ficheros y optar por los distintos procesos a los que podemos someterlos, en función del tipo de proceso elegido, nos permitirá seleccionar ficheros de un tipo o de otro. Después, elegir las correcciones que se desean realizar, la interpolación, si se desea, y si se desea trasladar el plano de dosis al isocentro y, por último, una vez seleccionado los formatos de salida, pulsar el botón de “*GENERACIÓN DE FICHEROS DE SALIDA*”, para que comience el proceso. Dependiendo del tipo de proceso, nos solicitará que seleccionemos el directorio o fichero de destino de los datos procesados. Cuando termine el proceso,

aparecerá un resumen de los pasos realizados en el recuadro de resultado (a la izquierda y abajo)

5.3.3 TIPOS DE PROCESOS

Lo primero que debemos hacer para trabajar con el programa es guardar los ficheros a procesar en el disco y elegir qué proceso vamos a aplicarles. Los procesos que se han programado (Figura 5.8) son los siguientes:

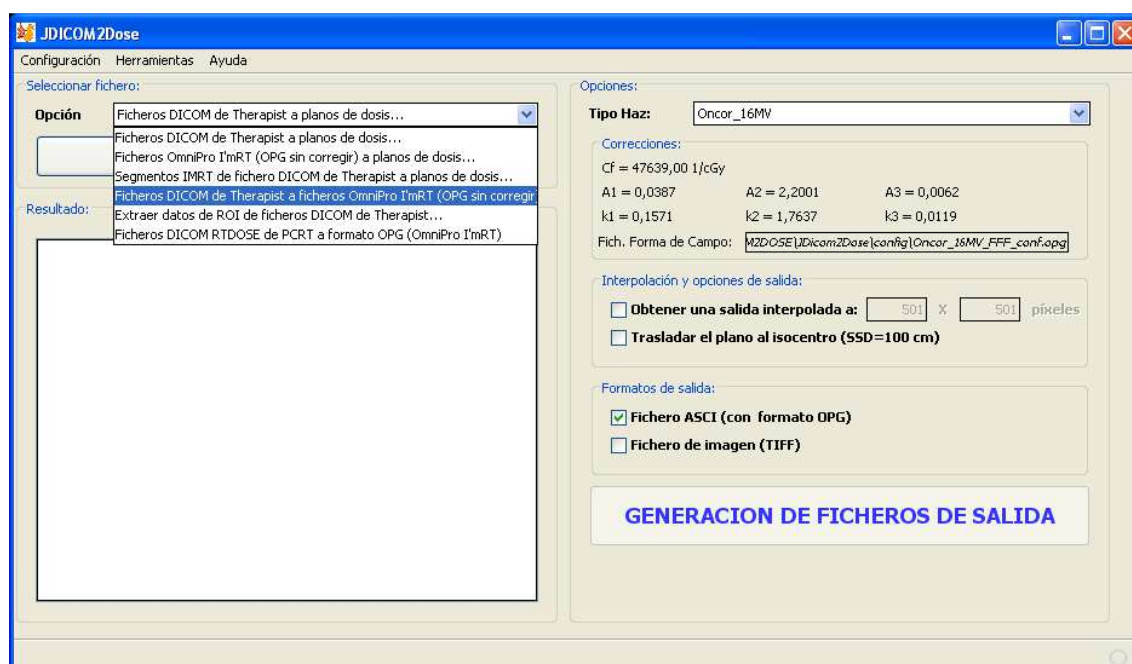


Figura 5.8. Ilustración del desplegable de modos de operación de la herramienta.

5.3.3.1 Ficheros *DICOM* de *Therapist* a planos de dosis...

Esta opción permite seleccionar ficheros con extensiones *IMA* y *DCM* generados por *Therapist* al irradiar el *EPID* de un equipo Siemens. Los ficheros seleccionados son transformados a planos de dosis aplicando las correcciones asociadas al haz que se haya seleccionado en el combo "*Tipo Haz*" (a la derecha, arriba). Estas correcciones se muestran justo debajo del *combo*. El

plano se interpolará y se trasladará al isocentro si esta seleccionada la opción y se generará un fichero por cada formato de salida activado.

5.3.3.2 Ficheros *OmniPro I'mRT (OPG sin corregir)* a planos de dosis...

Esta opción permite seleccionar ficheros con extensión *OPG* obtenidos de procesar otros planos con *JDICOM2Dose* sin aplicar las correcciones de transformación a dosis. Los ficheros seleccionados son transformados a planos de dosis aplicando las correcciones asociadas al haz que se haya seleccionado en el combo "*Tipo Haz*" (a la derecha, arriba). Estas correcciones se muestran justo debajo del *combo*. El plano se interpolará y se trasladará al isocentro si esta seleccionada la opción y se generará un fichero por cada formato de salida activado.

5.3.3.3 Segmentos *IMRT* de ficheros *DICOM* de *Therapist* a planos de dosis...

Esta opción permite seleccionar ficheros con extensión *IMA* (y *DCM*) generados por *Therapist* al irradiar el *EPID* de un equipo Siemens con campos de *IMRT*. Los ficheros seleccionados son separados en segmentos y transformados segmento a segmento a planos de dosis aplicando las correcciones asociadas al haz que se haya seleccionado en el combo "*Tipo Haz*" (a la derecha, arriba). Estas correcciones se muestran justo debajo del *combo*. El plano se interpolará y se trasladará al isocentro si está seleccionada la opción y se generará, por cada formato de salida activado, un fichero con el total del campo y un fichero por cada segmento.

5.3.3.4 Ficheros *DICOM* de *Therapist* a ficheros *OmniPro l'mRT* (*OPG* sin corregir)...

Esta opción permite seleccionar ficheros con extensiones *IMA* y *DCM* generados por *Therapist* al irradiar el *EPID* de un equipo Siemens. Los ficheros seleccionados no serán transformados a planos de dosis. El plano se interpolará y se trasladará al isocentro si está seleccionada la opción y se generará un fichero por cada formato de salida activado.

5.3.3.5 Extraer datos de una *ROI* de ficheros *DICOM* de *Therapist*...

Esta opción permite seleccionar ficheros con extensión *IMA* (y *DCM*) generados por *Therapist* al irradiar el *EPID* de un equipo Siemens. Los ficheros seleccionados son explorados y se obtienen los datos necesarios para la obtención del coeficiente de calibración en dosis absoluta (C_f). Al finalizar el proceso se solicitará un nombre de fichero y una ubicación donde se guardarán los resultados en un fichero CSV, conteniendo el fichero de origen, las unidades de monitor con la que se ha irradiado, el numero de *subframes* que se han leído en el *EPID*, el promedio del valor del píxel o tono de gris en la *ROI* que se haya configurado en la configuración general y su desviación estándar. El resultado puede verse en la tabla 5.1.

FICHERO	MU	Subframes	Tono de gris	Desv. Est.
2011.03.29.18.46.14.843750.100038151.IMA	100	211	11112,1792	0.3131
2011.03.29.18.46.14.843750.100038167.IMA	100	211	11111,3312	0.3074
2011.03.29.18.46.14.843750.100038183.IMA	100	210	11163,5984	0.2932

Tabla 5.1. Tabla con un ejemplo de la información que contiene el fichero de salida del proceso.

5.3.3.6 Ficheros *DICOMRTDOSE* de *PCRT* a formato *OPG (OmniPro I'mRT)*

Esta opción permite seleccionar ficheros con extensión *DCM* generados por *PCRT 3D (TECNICAS RADIOFISICAS S.L., Zaragoza España)* como planos de dosis en formato *DICOMRTDOSE*. Los ficheros seleccionados no serán transformados ni se trasladarán el plano al isocentro. Si está seleccionada la opción, se interpolará la salida y se generará un fichero por cada formato de salida activado.

Esta opción será útil a los usuarios de *PCRT 3D* y la configuración por defecto de estos procesos se realizará en una ventana aparte.

5.3.4 MENÚS DE CONFIGURACIÓN

Para la configuración de la aplicación podemos hacer uso de tres menús que podemos ver en la figura 5.9:



Figura 5.9. Detalle del menú desplegable de configuración.

5.3.4.1 Configuración general

Pulsando el menú desplegable “*Configuración*” nos aparece la opción “*Config. General*”. Al seleccionar esta opción se nos abre la ventana de la figura 5.10.

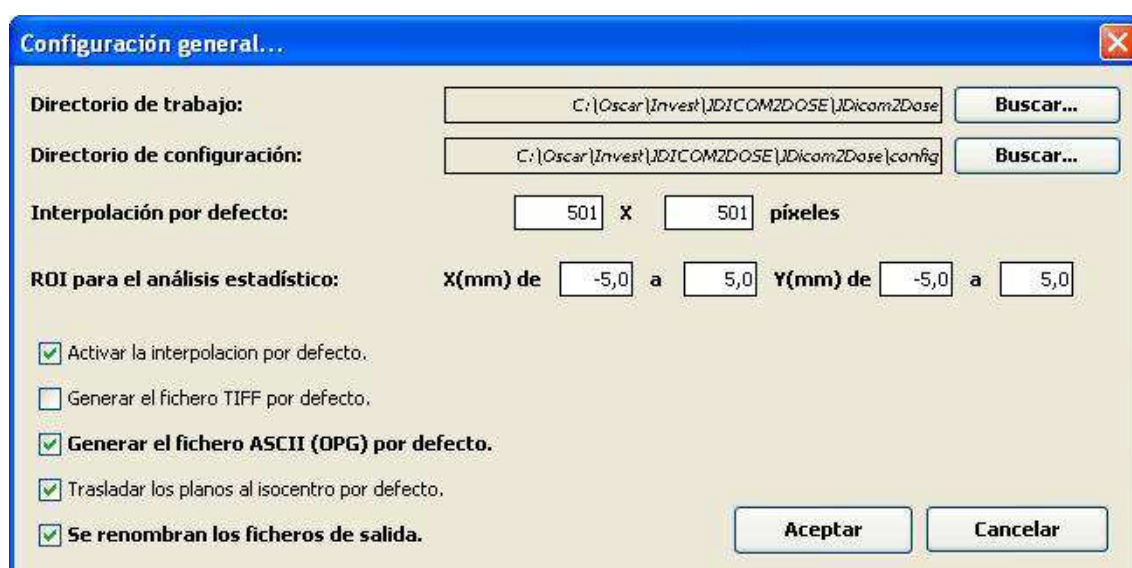


Figura 5.10. Detalle de la pantalla de configuración general de la herramienta *JDICOM2Dose*.

La ventana contiene las siguientes opciones configurables para el funcionamiento general de la aplicación y que podemos dejar establecidas por defecto para usarlas en la mayoría de los casos:

Directorio de trabajo: Es el directorio del disco duro donde el programa va a buscar por defecto los ficheros, así que agiliza bastante el funcionamiento configurar esta opción.

Directorio de configuración: Es el directorio donde la aplicación va a guardar los ficheros de configuración.

Interpolación por defecto: El número de píxeles por defecto que sugerirá por defecto la aplicación siempre que procesemos planos de dosis, excepto si esos planos de dosis provienen de *PCRT 3D* en formato *DICOMRT*, en tal caso se configurará en otro menú. Estos parámetros pueden modificarse en la ventana principal del programa.

ROI para el análisis estadístico: Permite definir la *ROI* que se usará en el caso en que el proceso deseado sea la extracción del promedio de valor de píxel de una serie de ficheros. Esto es útil para la calibración de la herramienta.

Activa la interpolación por defecto: Si se selecciona, la interpolación se aplicará por defecto a los ficheros de salida, a no ser que se modifique en la pantalla principal. Excepto si los planos de dosis provienen de *PCRT 3D* en formato *DICOMRT*, en tal caso, se configurará en otro menú.

Generar fichero TIFF por defecto: Si se selecciona, aparecerá la opción de generar por defecto a los ficheros de salida en formato *TIFF*. Puede modificarse en la pantalla principal.

Generar fichero ASCII (OPG) por defecto: Si se selecciona, aparecerá la opción de generar por defecto a los ficheros de salida en formato *OPG*. Puede modificarse en la pantalla principal.

Trasladar los planos de dosis al isocentro por defecto: Si se selecciona, aparecerá la opción de trasladar los planos de dosis al isocentro de forma automática. Puede modificarse en la pantalla principal.

Se renombran los ficheros de salida: Si se selecciona, aparecerá la opción de renombrar los ficheros de salida al nombre del haz, si no se selecciona, el proceso mantiene el nombre del fichero, añadiendo únicamente un sufijo y una extensión. No puede modificarse en la pantalla principal.

Será preciso pulsar el botón “*Aceptar*” para que las modificaciones sean tenidas en cuenta. Si no se quieren guardar los cambios pulsaremos “*Cancelar*”.

5.3.4.2 Configuración de datos calibración según haces

Pulsando el menú desplegable “*Configuración*” nos aparece la opción “*Config. Haces*”. Al seleccionar esta opción se nos abre la ventana de la figura 5.11.

Configuración de Campos...

Nombre de Haz:

Coeficiente de calibración en dosis absoluta: 1/cGy

Fichero de forma de campo (Flood Field):

Parámetros del modelo de retardo de imagen (Image Lag):

A1: A2: A3:

k1: 1/s k2: 1/s k3: 1/s

Figura 5.11. Detalle de la pantalla de configuración de los campos de radiación, donde se pueden introducir los valores de los parámetros del modelo de calibración para cada combinación de energía y acelerador.

Utilizando el combo que contiene los nombres de los haces ya configurados, podemos elegir el haz cuya configuración queremos modificar o consultar. Al seleccionar nos aparecerán todos los parámetros que le corresponden. Estos datos lo obtendremos del proceso de calibración que requiere el modelo, este proceso se describirá más adelante.

Si lo que necesitamos es crear un nuevo haz, podemos pulsar el botón “*Crear nuevo...*”, arriba a la derecha y se nos activará el campo de texto de debajo t el botón de “*CREAR CAMPO*”. Debemos escribir el nuevo nombre de haz y pulsar el botón “*CREAR CAMPO*”, esto generará la estructura para la configuración del nuevo haz en vacío, deberemos rellenar los campos con los datos reales que caracterizan al campo y pulsar el botón “*Guardar*”.

Si necesitamos borrar un haz, solo tenemos que seleccionarlo en el combo y pulsar el botón “*Borrar*” y después “*Guardar*” para que almacene los datos en el fichero *XML* de configuración.

Coeficiente de calibración de dosis absoluta: Es el coeficiente que, según el modelo de calibración, va a afectar al valor del píxel para transformarlo en dosis. Debe introducirse en las unidades requeridas.

Fichero de forma de campo (FFF): Es el fichero que utiliza el modelo de calibración para deshacer la calibración de la ganancia del programa de adquisición. Para modificarlo tenemos que contar con un fichero generado a priori con la forma de campo, pulsar el botón “*Buscar Fichero...*”, podremos navegar hasta nuestro fichero generado. La herramienta procesará el fichero, normalizándolo e interpolándolo, renombrará el fichero y lo grabará en la ubicación reservada a tal efecto en la pantalla de *Configuración General*. Siempre va a renombrar el fichero con el nombre del haz, así que puede parecer que no ha cambiado el fichero cuando termina el proceso.

Parámetros del modelo de retardo de imagen (*Image Lag*): Son los factores que, según el modelo de calibración, van a afectar al valor del píxel para eliminar el efecto de retardo de imagen. Deben introducirse en las unidades requeridas.

5.3.4.3 Configuración de datos calibración según haces

Pulsando el menú desplegable “*Configuración*” nos aparece la opción “*Opciones PCRT*”. Esta configuración se aplicará solamente cuando se procesen ficheros *DICOMRTDOSE* y ha sido ideada para trabajar con el planificador *PCRT 3D*. Al seleccionar esta opción se nos abre la ventana de la figura 5.12.



Figura 5.12. Pantalla para especificar las opciones a utilizar en el proceso auxiliar creado para interactuar con *PCRT 3D*.

El *checkbox* “**Se cambian los nombres de los ficheros...**” nos permite fijar por defecto si los ficheros resultantes de nuestro proceso van a llevar como nombre la descripción del plan en el *DICOM*.

El *checkbox* “**Interpolar plano de dosis resultante...**” nos permite fijar por defecto si los planos de dosis va a interpolarse por defecto para disminuir su tamaño. También podemos fijar las dimensiones del nuevo plano de dosis.

5.3.5 HERRAMIENTAS

5.3.5.1 Ensamblar fichero *FFF* de *MatriXX*

La herramienta que hay implementada permite ensamblar cuatro campos medidos con *MatriXX* para crear un fichero de forma de campo. Esta opción aparece al acudir al menú “*Herramientas*” (ver figura 5.7) y contiene cuatro botones (ver figura 5.13) que contiene un dibujo del cuadrante irradiado al que corresponde cada uno. Al pulsarlos nos aparecerá un navegador con el que tendremos que seleccionar el fichero generado con *OmniPro l'mRT* a partir de la medida del cuadrante que corresponda, realizada con la matriz de detectores *MatriXX*. Una vez seleccionados los cuatro ficheros, es necesario ensamblarlos pulsando el botón “*Generar Fichero...*” y asignar el *FFF* a un campo creado con anterioridad, seleccionándolo en el combo y pulsando el botón de “*Asignar a aun haz...*”.

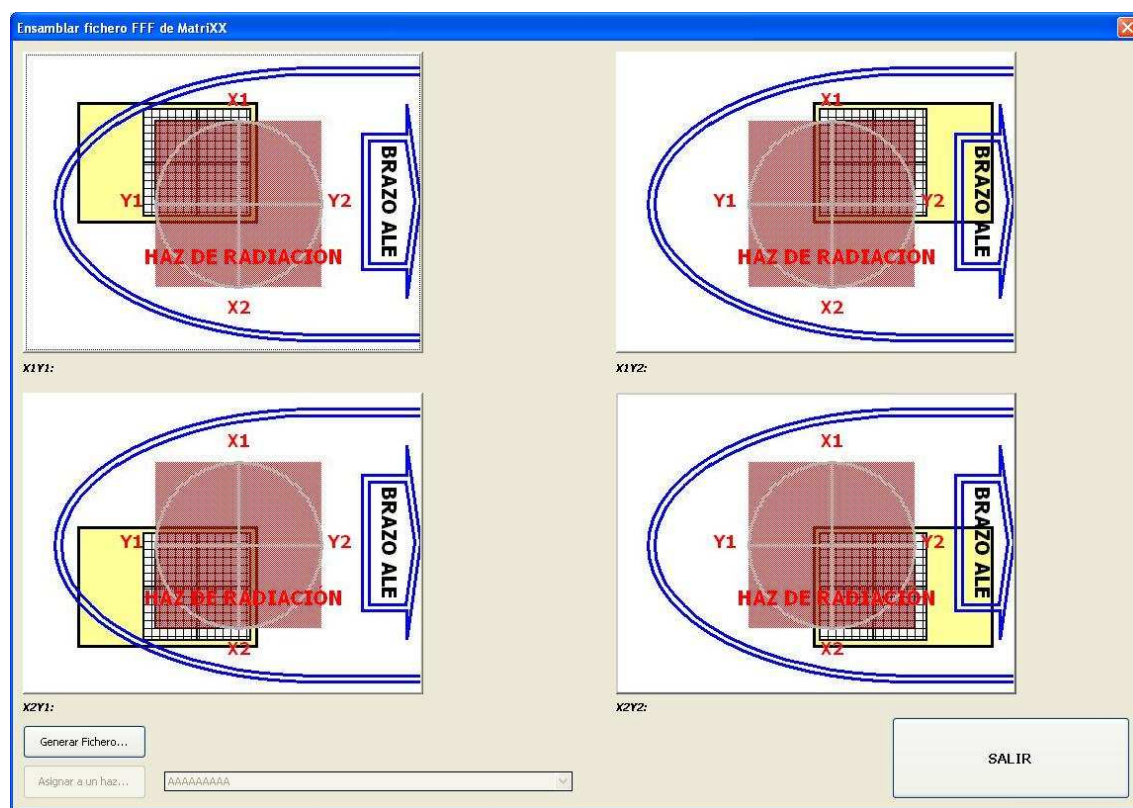


Figura 5.13. Ilustración de la pantalla de ensamblaje del fichero FFF a partir de los fichero generado al irradiar por separado los cuatro cuadrantes del detector.

6. REFERENCIAS

- Antonuk L E. 2002. "Electronic Portal Imaging Devices: A Review and Historical Perspective of Contemporary Technologies and Research." *Phys Med Biol.* 47: R31–65.
- Chen J, Chuang F, Morin O, Aubin M y Pouliot J. 2006. "Calibration of an Amorphous-Silicon Flat Panel Portal Imager for Exit-Beam Dosimetry." *Med Phys.* 33(3): 584–94.
- Cilla S, Fidanzio A, Greco F, Sabatino D, Russo A, Gargiulo L, AzarioL y Piermattei A. 2011. "Correlation Functions for Elekta aSi EPIDs Used as Transit Dosimeter for Open Fields." *J Appl Clin Med Phys.* 12(1): 3279.
- Cortés Rodicio J, Ripol Valentín O, García-Romero A, Ortega Pardina P, Laliena Bielsa V, Hernández Vitoria A, Millán Cebrián E y Canellas Anoz M. 2012. "EP-1363 Comparison of beam characteristics at low monitor units between two different linac working modes." *Radiother Oncol.* 103 (Supplement 1 - ESTRO31): S517–18.
- Dawoud S M, Weston S J, Bond I, Ward G C, Rixham P, Mason J, Huckle A y Sykes J R. 2014. "Measuring Linac Photon Beam Energy through EPID Image Analysis of Physically Wedged Fields." *Med Phys.* 41(2): 021708.
- El-Mohri Y, Antonuk L E, Yorkston J, Jee K W, Maolinbay M, Lam K L y Siewerdsen J H. 1999. "Relative Dosimetry Using Active Matrix Flat-Panel Imager (AMFPI) Technology." *Med Phys.* 26(8): 1530–41.
- van Elmpt W, Sebastiaan J C, Nijsten S, Schiffeleers R, Dekker A, Mijnheer B, Lambin P y Minken A. 2006. "A Monte Carlo Based Three-Dimensional Dose Reconstruction Method Derived from Portal Dose Images." *Med Phys.* 33(7): 2426–34.

- van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P y Mijnheer B. 2008. "A Literature Review of Electronic Portal Imaging for Radiotherapy Dosimetry." *Radiother Oncol*. 88(3): 289–309.
- van Elmpt W, Ezzell G y Orton C. 2009a. "Point/Counterpoint. EPID Dosimetry Must Soon Become an Essential Component of IMRT Quality Assurance." *Med Phys*. 36(10): 4325–27.
- van Elmpt W, Nijsten S, Petit S, Mijnheer B, Lambin P y Dekker A. 2009b. "3D In Vivo Dosimetry Using Megavoltage Cone-Beam CT and EPID Dosimetry." *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 73(5): 1580–87.
- van Esch A, Depuydt T y Huyskens D P. 2004. "The Use of an aSi-Based EPID for Routine Absolute Dosimetric Pre-Treatment Verification of Dynamic IMRT Fields." *Radiother Oncol*. 71(2): 223–34.
- van Esch A, Huyskens DP, Hirschi L y Baltes C. 2013. "Optimized Varian aSi Portal Dosimetry: Development of Datasets for Collective Use." *J Appl Clin Med Phys*. 14(6): 4286.
- Fidanzio A, Cilla S, Greco F, Gargiulo L, Azario L, Sabatino D y Piermattei A. 2011. "Generalized EPID Calibration for in Vivo Transit Dosimetry." *Phys Med*. 27(1): 30–38.
- Greer P y Popescu C. 2003. "Dosimetric Properties of an Amorphous Silicon Electronic Portal Imaging Device for Verification of Dynamic Intensity Modulated Radiation Therapy." *Med Phys*. 30(7): 1618–27.
- Greer P. 2005. "Correction of Pixel Sensitivity Variation and off-Axis Response for Amorphous Silicon EPID Dosimetry." *Med Phys*. 32(12): 3558–68.

- Greer P, Vial P, Oliver L y Baldock C. 2007. "Experimental Investigation of the Response of an Amorphous Silicon EPID to Intensity Modulated Radiotherapy Beams." *Med Phys*. 34(11): 4389–98.
- Kirkby C y Sloboda R. 2005. "Consequences of the Spectral Response of an a-Si EPID and Implications for Dosimetric Calibration." *Med Phys*. 32(8): 2649–58.
- Laliena V y García-Romero A. 2015. "Monte Carlo modeling of the Siemens Optifocus multileaf collimator". *Phys. Med.* May;31(3):301-6.
- Lee C, Menk F, Cadman P y Greer P. 2009. "A Simple Approach to Using an Amorphous Silicon EPID to Verify IMRT Planar Dose Maps." *Med Phys*. 36(3): 984–92.
- Low D, Harms W B, Mutic S y Purdy J. 1998. "A Technique for the Quantitative Evaluation of Dose Distributions." *Med Phys*. 25(5): 656–61.
- McCurdy B M, Luchka K y Pistorius S. 2001. "Dosimetric Investigation and Portal Dose Image Prediction Using an Amorphous Silicon Electronic Portal Imaging Device." *Med Phys*. 28(6): 911–24.
- McDermott L N, Nijsten S M J J G, Sonke J-J, Partridge M, van Herk M y Mijnheer B J. 2006. "Comparison of Ghosting Effects for Three Commercial a-Si EPIDs." *Med Phys*. 33(7): 2448–51.
- McNutt T R, Mackie T R, Reckwerdt P, Papanikolaou N y Paliwal B R. 1996. "Calculation of Portal Dose Using the Convolution/superposition Method." *Med Phys*. 23(4): 527–35.
- Merheb C, Chevillard C, Ksouri W, Fawzi M, Bollet M y Toledano A. 2015. "Comparison between Two Different Algorithms Used for Pretreatment QA via aSi Portal Images." *J Appl Clin Med Phys*. 16(3): 5202.

- Murphy MJ, Balter J, Balter S, BenComo J, Das I J, Jiang S B, Ma C M, Olivera G H, Rodebaugh R F, Ruchala K J, Shirato H y Yin F-F. 2007. "The Management of Imaging Dose during Image-Guided Radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75." *Med Phys*. 34(10): 4041–63.
- Nath R, Biggs P J, Bova F J, Ling C C, Purdy J A, van de Geijn J y Weinhaus M S. 1994. "AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45." *Med Phys*. 21(7): 1093–1121.
- Nelms B E, Rasmussen K H y Tome W A. 2010. "Evaluation of a Fast Method of EPID-Based Dosimetry for Intensity-Modulated Radiation Therapy." *J Appl Clin Med Phys*. 11(2): 3185.
- Nijsten S M J J G, van Elmpt W, Jacobs M, Mijnheer B J, Dekker L J, Lambin P y Minken W H. 2007. "A Global Calibration Model for a-Si EPIDs Used for Transit Dosimetry." *Med Phys*. 34(10): 3872–84.
- Parent L, Fielding A L, Dance D R, Seco J y Evans P M. 2007. "Amorphous Silicon EPID Calibration for Dosimetric Applications: Comparison of a Method Based on Monte Carlo Prediction of Response with Existing Techniques." *Phys Med Biol*. 52(12): 3351–68.
- Piermattei A, Greco F, Azario L, Porcelli A, Cilla S, Zucca S, Russo A, Di Castro E, Russo M, Caivano R, Fusco V, Morganti A y Fidanzio A. 2012. "A National Project for in Vivo Dosimetry Procedures in Radiotherapy: First Results." *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms* 274: 42–50.

- Renner WD, Norton K y Holmes T. 2005. "A Method for Deconvolution of Integrated Electronic Portal Images to Obtain Incident Fluence for Dose Reconstruction." *J Appl Clin Med Phys*. 6(4): 22–39.
- Ripol Valentín O, Garcia Romero A, Hernández Vitoria A, Jiménez Albericio J, Cortés Rodicio J, Millán Cebrián E, Ruiz Manzano P, Canellas Anoz M. 2010a. "Caracterización dosimétrica de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) y desarrollo de un modelo simple de dosimetría portal" *Rev. Fis. Med.*; 11(3): 199-210.
- Ripol Valentín, O, A García-Romero, A Hernández Vitoria, J Jiménez Albericio, J Cortés Rodicio, and E Millán Cebrián. 2010b. "Development of a Simple Procedure to Verify IMRT Planar Dose Maps Using an Amorphous Silicon EPID." *Radiother Oncol*. 96 (Supplement 1 – ESTRO29): S453-54.
- Rowshanfarzad P, McCurdy B, Sabet M, Lee C, O'Connor D y Greer P B. 2010. "Measurement and Modeling of the Effect of Support Arm Backscatter on Dosimetry with a Varian EPID." *Med Phys*. 37(5): 2269–78.
- Simon W E, Shi J y Iannello C A. 2000. "U.S. Patent No. 6,125,335."
- Spreeuw H, Rozendaal R, Camargo P, Mans A, Wendling M, Olaciregui-Ruiz I, Sonke J-J, van Herk M y Mijnheer B. 2015. "Portal Dosimetry in Wedged Beams." *J Appl Clin Med Phys*. 16(3): 5375.
- Steciw S, Warkentin B, Rathee S y Fallone B G. 2005. "Three-Dimensional IMRT Verification with a Flat-Panel EPID." *Med Phys* 32(2): 600–612.
- Tyner E, McClean B, McCavana P y Wetterstedt S. 2009. "Experimental Investigation of the Response of an a-Si EPID to an Unflattened Photon Beam from an Elekta Precise Linear Accelerator." *Med Phys* 36(4): 1318–29.

- Varatharaj C, Moretti E, Ravikumar M, Malisan M R, Supe S y Padovani R. 2010. "Implementation and Validation of a Commercial Portal Dosimetry Software for Intensity-Modulated Radiation Therapy Pre-Treatment Verification." *J Appl Clin Med Phys*. 35(4): 189–96.
- Vial P, Hunt P, Greer P B, Oliver L y Baldock C. 2008. "Software Tool for Portal Dosimetry Research." *Australas Phys Eng Sci Med*. 31(3): 216–22.
- Wendling M, McDermott N L, Mans A, Sonke J-J, van Herk M y Mijnheer B J. 2009. "A Simple Backprojection Algorithm for 3D in Vivo EPID Dosimetry of IMRT Treatments." *Med Phys*. 36(7): 3310–21.
- Winkler P y Georg D. 2006. "An Intercomparison of 11 Amorphous Silicon EPIDs of the Same Type: Implications for Portal Dosimetry." *Phys Med Biol*. 51(17): 4189–4200.
- Yeboah C y Pistorius S. 2000. "Monte Carlo Studies of the Exit Photon Spectra and Dose to a Metal/phosphor Portal Imaging Screen." *Med Phys* 27(2): 330–39.
- Yeo I J, Jung J W, Chew M, Kim J O, Wang B, Dibiase S, Zhu Y y Lee D. 2009. "Dose Reconstruction for Intensity-Modulated Radiation Therapy Using a Non-Iterative Method and Portal Dose Image." *Phys Med Biol*. 54(17): 5223–36.
- van Zijtveld M, Dirkx M, de Boer H y Heijmen B. 2007. "3D Dose Reconstruction for Clinical Evaluation of IMRT Pretreatment Verification with an EPID." *Radiother Oncol*. 82(2): 201–7.
- van Zijtveld M, Dirkx M, Breuers M, de Boer H y Heijmen B. 2009. "Portal Dose Image Prediction for in Vivo Treatment Verification Completely Based on EPID Measurements." *Med Phys*. 36(3): 946–52.

Zwan B, King B, O'Connor D J y Greer P B. 2014. "Dose-to-Water Conversion for the Backscatter-Shielded EPID: A Frame-Based Method to Correct for EPID Energy Response to MLC Transmitted Radiation." *Med Phys.* 41(8): 081716.