

VNIVERSITAT̄ DE VALÈNCIA

Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear



Doctorado en Física

CREACIÓN Y DESARROLLO DE UN PLAN DE  
CONTROL DE CALIDAD PARA TRATAMIENTOS  
DE RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD  
MODULADA (IMRT)

**TESIS DOCTORAL**

Presentada por:

Néstor Chinillach Ferrando

Dirigida por:

Sergio Diez Domingo

Valencia, Mayo 2017



Sergio Diez Domingo, Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario de Valencia y profesor asociado del Departamento de Fisiología de la Facultad de Medicina de la Universitat de València.

CERTIFICA:

Que la presente memoria, titulada “CREACIÓN Y DESARROLLO DE UN PLAN DE CONTROL DE CALIDAD PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)”, corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por Néstor Chinillach Ferrando, para su presentación como Tesis Doctoral en el Programa de Doctorado en Física de la Universitat de València.

Y para que conste, firma el presente certificado en Valencia, a mayo de 2017.

Fdo.

Sergio Diez Domingo



## **Agradecimientos**

En primer lugar a mi familia, mis padres Marian y Vicente, gracias a su esfuerzo, dedicación y constancia yo he podido desarrollar mis estudios y llegar a este momento. Y a mi hermano Fran, por su apoyo y amor incondicional.

En segundo lugar, a Sergio, sin el cual yo nunca me habría metido en el mundo de la física médica. Además, por la ayuda tanto material como mental en estos años de travesía por el desierto que ha sido la elaboración de esta tesis.

A todos los compañeros con los que empecé en el clínico, a Juanma, a Bea y a Sara que al igual que Sergio han sido mis mentores en este apasionante mundo de la física médica. Y sin ellos la aventura de Elche en la que nos embarcamos no habría sido posible y yo no estaría hoy donde estoy.

No puedo olvidarme de mis amigos de IMED, tanto Pablo como Ricardo, los tres somos uno y lo sabéis, seguro que si no fuera por esos ánimos y ayuda continua, no habría llegado a tiempo, la tesis sin vosotros no sería una realidad.



# Índice:

<b>Agradecimientos .....</b>	<b>5</b>
<b>Índice:.....</b>	<b>7</b>
<b>1. Capítulo 1: Introducción .....</b>	<b>9</b>
1.1. La radioterapia.....	10
1.2. Aceleradores lineales .....	13
1.3. Sistema de planificación.....	18
1.4. Técnicas de tratamiento.....	19
1.5. Fuentes de error /incertidumbre y control de calidad.....	21
1.6. Función Gamma .....	25
1.7. Objetivos .....	29
1.8. Estructura del trabajo.....	30
<b>2. Capítulo 2: Dosimetría de película.....</b>	<b>33</b>
2.1. Introducción .....	34
2.2. Película radiocrómica EBT3 .....	34
2.3. Software para la comparación de distribuciones de dosis.....	37
2.4. Aceptación del escáner .....	38
2.5. Calibración de las películas radiocrómicas.....	43
2.6. Creación de los planes de verificación .....	47
2.7. Adecuación y preparación de los planes de verificación .....	47
2.8. Adquisición y evaluación de los planes de verificación.....	48
<b>3. Capítulo 3: Dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) .....</b>	<b>55</b>
3.1. Introducción: .....	56
3.2. Física de la imagen portal.....	63
3.3. Descripción del dispositivo.....	76
3.4. Calibración del dispositivo de imagen portal .....	80
3.5. Aceptación del dispositivo .....	83
3.6. Proceso de verificación del tratamiento .....	105
3.7. Estudio para la selección de la distancia idónea entre el detector y la fuente de radiación.....	109
3.8. Estudio nueva diagonal .....	114
3.9. Otras aplicaciones del detector de imagen portal .....	115

<b>4. Capítulo 4: Matrices de cámaras de ionización y diodos.....</b>	<b>125</b>
4.1. Introducción y objetivos.....	126
4.2. Descripción del dispositivo.....	128
4.3. Descripción del software de adquisición y análisis .....	132
4.4. Pruebas de aceptación del dispositivo.....	134
4.5. Calibración del dispositivo.....	160
4.6. Creación de los planes de verificación. ....	161
4.7. Adecuación y preparación del plan de verificación .....	162
4.8. Adquisición y evaluación del plan de verificación.....	170
4.9. Funciones especiales del MapCHECK 2 .....	173
<b>5. Capítulo 5: Dosis absoluta con cámara de ionización .....</b>	<b>177</b>
5.1. Introducción .....	178
5.2. Formalismo NDW .....	178
5.3. Material .....	182
5.4. Calibración cruzada .....	186
5.5. Creación y preparación del plan de verificación .....	188
5.6. Adquisición y evaluación del plan de verificación.....	189
<b>6. Capítulo 6: Aplicación clínica .....</b>	<b>191</b>
6.1. Introducción .....	192
6.2. Estudio completo de un paciente .....	192
6.3. Resultados de todos los pacientes estudiados .....	198
<b>7. Capítulo 7: Conclusiones.....</b>	<b>203</b>
<b>Anexo 1: Creación de los planes de verificación .....</b>	<b>207</b>
7.1. Introducción: .....	207
7.2. Creación del plan de verificación .....	207
<b>Anexo 2: Adecuación y preparación del plan de verificación .....</b>	<b>215</b>
<b>Anexo 3: Disparo y Adquisición del plan de verificación .....</b>	<b>219</b>
<b>Anexo 4: Abreviaturas .....</b>	<b>223</b>
<b>Bibliografía.....</b>	<b>225</b>



# Capítulo 1: Introducción

## **1.1.La radioterapia.**

### **1.1.1. Impacto del cáncer en la sociedad**

El cáncer supone en la actualidad, una de las enfermedades con mayor impacto social dada su creciente incidencia, su alta tasa de mortalidad y el amplio abanico de población a la que afecta (1). A pesar de los constantes avances médicos y científicos que se han producido en las últimas décadas, el cáncer sigue siendo uno de los grandes problemas sanitarios a los que se enfrenta la sociedad actual. Tal y como recoge la Organización Mundial de la Salud el número de nuevos casos de cáncer detectados cada año en el mundo pasará de ser de 10 millones en el año 2000 a 15 millones en el 2020. En Europa, se diagnostican cada año 1,5 millones de cánceres nuevos y mueren cerca de un millón de personas a causa de esta enfermedad. Publicaciones recientes (1) indican que una de cada tres personas desarrollará un cáncer a lo largo de su vida y una de cada cinco morirá debido a esta enfermedad. Estos datos justifican que la lucha contra el cáncer constituya uno de los principales objetivos científicos, económicos y sociales en los países desarrollados.

La mejora del tratamiento del cáncer ha sido muy importante en las últimas décadas. Gracias a las investigaciones constantes, se han logrado importantes avances en el diagnóstico precoz y en el tratamiento (2) (3) (4) (5), por lo que se está consiguiendo que aumente la esperanza de curación para quienes padecen esta enfermedad. El tratamiento actual del cáncer se constituye en una actividad multidisciplinar de gran complejidad debido al uso creciente de tratamientos combinados. El éxito en el tratamiento de un cáncer depende de la combinación adecuada de las tres principales técnicas terapéuticas: cirugía, quimioterapia y radioterapia. Con ellas es posible curar o paliar los efectos de la enfermedad, una vez que ésta se ha desarrollado.

El papel que juega la radioterapia en esta combinación de tratamientos es esencial, sobre todo en aquellos pacientes que presentan una enfermedad localizada. En aproximadamente el 50% de los pacientes se emplea la radioterapia con fines curativos, asociadas o no a cirugía o quimioterapia (6). Con el aumento de los esfuerzos orientados al diagnóstico temprano, se podría lograr que aproximadamente un 70% de los pacientes tratados no tengan metástasis distantes detectables, por lo que sería suficiente un tratamiento loco-regional del tumor, en el que la radioterapia tiene un rol prominente. Además, la radioterapia se utiliza a menudo como tratamiento paliativo, mejorando la calidad de vida del paciente. La radioterapia, como herramienta para tratar el cáncer, se utiliza desde principios del siglo XX y ha ido evolucionado con los avances científicos de la física y de la oncología (5) (7). Esta modalidad de tratamiento consiste básicamente en la aplicación de radiación ionizante sobre el tumor de tal forma que al interaccionar las partículas emitidas con el medio, destruyan o al menos impidan la división celular de las células cancerígenas.

El proceso ideal en radioterapia consistiría en irradiar sólo las células tumorales a un nivel letal para ellas, a la vez que las células sanas no sufriesen efecto alguno. Lamentablemente, los tumores no pueden tratarse de forma aislada e inevitablemente una parte del tejido sano también resulta dañado. Esto lleva a buscar siempre el mejor compromiso entre los efectos beneficiosos de la radiación al incidir sobre zonas tumorales y los efectos perjudiciales al atravesar zonas sanas. Se puede decir, por tanto, que el fin de los tratamientos curativos que

utilizan radiaciones es impartir la mayor cantidad de dosis en el tumor evitando causar daños inaceptables en los tejidos sanos que lo rodean. El desarrollo de nuevas técnicas para limitar los efectos de la radioterapia en las zonas sanas es un reto constante en esta disciplina científica, donde convergen la medicina, la biología, la física y la ingeniería. Desde la aplicación de los primeros tratamientos de radioterapia hasta la actualidad, las técnicas aplicadas se han ido haciendo cada vez más sofisticadas (5) (7) (8) (9) (2). Para lograr los mejores resultados existen diferentes formas de administración de las radiaciones en función del tipo, extensión y localización del tumor. Actualmente, las técnicas de tratamiento con radioterapia se dividen básicamente en dos modalidades:

**Radioterapia externa o teleterapia:** La fuente de radiación se sitúa a cierta distancia del paciente y, por tanto, el tumor es irradiado con un haz de radiación externo. Las radiaciones son generadas y emitidas generalmente por aceleradores lineales capaces de realizar tratamientos de muy alta precisión.

**Radioterapia interna o braquiterapia:** En este tipo de radioterapia se coloca la fuente de radiación dentro del paciente o en contacto directo con él, de forma que toca el tumor o queda muy próxima a él. En este caso la fuente de radiación ionizante es un radionúclido encapsulado, que generalmente es emisor de fotones, aunque también se usan emisores de electrones.

### 1.1.2. Tipos de radiaciones ionizantes

La radioterapia lleva a cabo su objetivo mediante el uso de radiaciones ionizantes, las cuales pueden clasificarse en dos grandes grupos: radiaciones directamente ionizantes y radiaciones indirectamente ionizantes (10) (11). Al primer grupo pertenecen las partículas cargadas. Este tipo de partículas interactúan continuamente con los electrones y otras partículas cargadas del medio a través del campo coulombiano, cediendo paulatinamente su energía. Por el contrario, las radiaciones indirectamente ionizantes son aquellas que carecen de carga eléctrica, como los fotones y los neutrones. Su interacción con los electrones y otras partículas cargadas del medio es probabilística y catastrófica: en una sola interacción pueden perder una parte importante de su energía, e incluso toda ella. Una sola interacción puede afectar radicalmente las propiedades del fotón (o neutrón) incidente. En el caso de las radiaciones indirectamente ionizantes, la cesión de energía al medio es un proceso en dos etapas: los fotones (o neutrones) ceden energía a las partículas cargadas, que son puestas en movimiento, y éstas son quienes en última instancia ceden la energía al medio (10) (11).

Las interacciones de los fotones con la materia pueden dividirse en:

- Efecto fotoeléctrico
- Efecto Compton
- Producción de pares
- Dispersión Rayleigh

De los cuatro procesos mencionados, el más probable en el rango de energías que se utilizan para tratamientos de radioterapia es el efecto Compton (Figura 1). La importancia relativa de las interacciones que ocurren en el transporte de fotones a través de la materia depende fundamentalmente de la energía incidente y del material en el que se produce la interacción.

En los elementos que constituyen los tejidos humanos y para energías del fotón del orden de decenas de MeV los procesos dominantes son producción de pares y Compton. Por último, a energías menores que 1 MeV los procesos dominantes son el efecto fotoeléctrico y la dispersión coherente.

En la Figura 1, se muestra un gráfico de las secciones eficaces de los diferentes procesos de interacción de fotones para el rango de energías desde 1 eV hasta 1 GeV. En cuanto a la dependencia de la importancia relativa de las distintas interacciones con el elemento, para una energía fija del fotón, el efecto fotoeléctrico es más importante a medida que aumenta el número atómico del medio. Esto es de suma importancia en el estudio de la incidencia de los colimadores y cabezales de aceleradores lineales debido a que se componen de elementos más pesados que los elementos de los tejidos que se irradian.

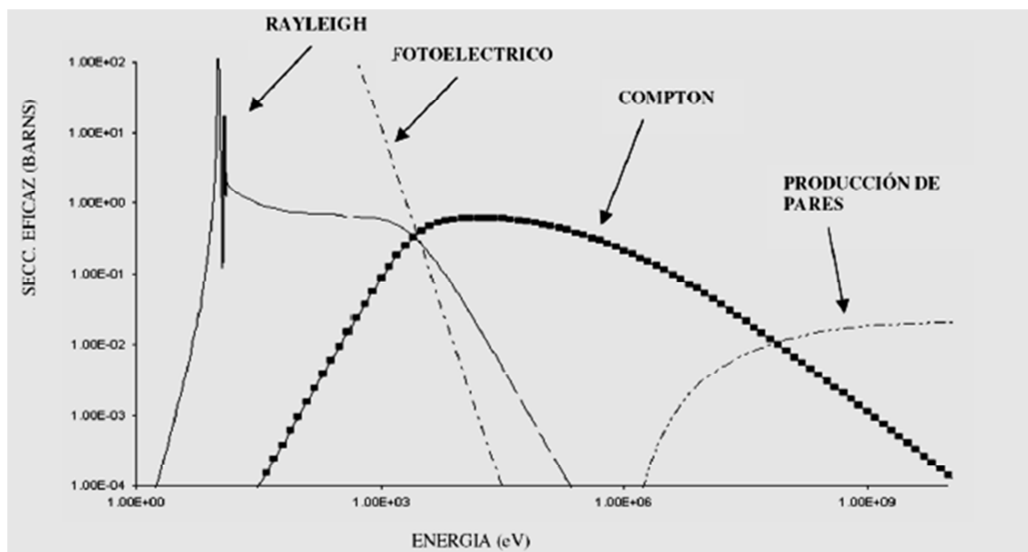


Figura 1. Secciones eficaces para el hidrógeno (12).

Las interacciones de los electrones con la materia pueden dividirse en:

- Dispersiones inelásticas de los electrones atómicos (colisiones blandas)
- Dispersiones con los electrones atómicos (colisiones fuertes)
- Dispersiones inelásticas con los núcleos atómicos (Bremsstrahlung):
- Aniquilación electrón-positrón.

Que se produzca un tipo de interacción u otro va a depender del tipo de partícula con el que se encuentra el electrón en su movimiento por el medio material.

## 1.2. Aceleradores lineales

Actualmente existen máquinas capaces de generar haces de electrones a altas energías para uso terapéutico, el más usado es el acelerador lineal de electrones. Cada fabricante, partiendo del mismo concepto inicial, ha ido desarrollando sus aceleradores de manera diferente, a continuación se presenta el esquema general de un acelerador lineal mostrando los componentes más relevantes como se ilustra en la Figura 2.

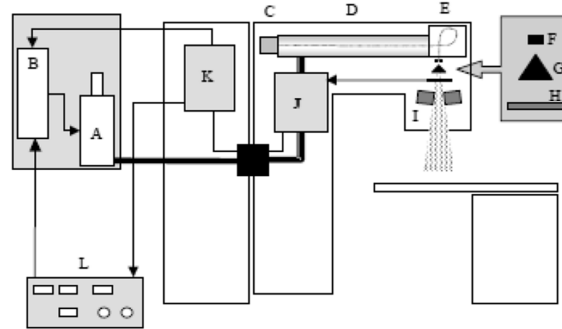


Figura 2. Esquema general de un acelerador lineal de uso clínico. Se ilustra la fuente de microondas (A), el sistema generador de pulsos (B), la fuente de electrones (C), la guía aceleradora (D), el sistema deflector magnético (E), la lámina dispersora primaria (F), el dispersor secundario o equalizador (G), el sistema monitor de dosis (H), las mordazas de colimación (I), los sistemas de control automático de frecuencia (J), los sistemas eléctricos y de seguridad (K) y la consola de control (L) (13)

- Guía de onda aceleradora

Para uso terapéutico, se utilizan fotones y electrones de hasta 50MeV, estas energías son alcanzadas gracias a la aceleración del haz de electrones en la guía de onda aceleradora (14), debido a un campo eléctrico alterno de alta frecuencia. Esta guía de onda está seccionada por cavidades, donde cada electrón gana cierta energía ( $\Delta E$ ), durante la parte negativa del pulso. El proceso se repite en cada una de las cavidades, ganando una energía ( $\Delta E_i$ ), en la  $i$ -ésima cavidad. Por tanto en la  $n$ -ésima cavidad resonante, tenemos:

$$E = \Delta E_1 + \Delta E_2 + \dots + \Delta E_n$$

Ecuación 1. Energía total ganada por un electrón al atravesar las  $n$  cavidades de una guía de onda aceleradora.

La guía de onda aceleradora está ubicada en el gantry, por lo que gira junto con este. Los electrones en su paso por cada cavidad interactúan con el campo electromagnético, mientras que entre cavidades el campo generado por las microondas es nulo. En la Figura 3 se muestra el tránsito del electrón 1 atravesando una cavidad, en donde la fase de la onda en la cavidad que le sucede tiene tiempo para invertirse, de modo que en esta cavidad el electrón 1 es acelerado nuevamente, mientras que el electrón 2 que se encuentra entre las dos cavidades no es acelerado. Las velocidades que pueden llegar alcanzar estos electrones son próximas a la velocidad de la luz.

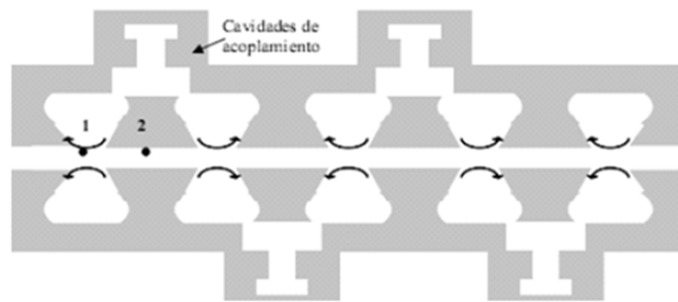


Figura 3. Esquema del tránsito de los electrones por la guía aceleradora. El electrón 1 es acelerado en la primera cavidad resonante, mientras el electrón 2 atraviesa el espacio entre dos cavidades sin variar su energía cinética (15)

La absorción electromagnética es la causa de la aceleración de los electrones en la guía, en donde las primeras cavidades agrupan a los electrones suministrados por el cañón de electrones, mientras que en las cavidades siguientes son las encargadas de la aceleración, con la ayuda de pulsos de microondas de alta potencia suministrados a la guía por un klystron o un magnetrón.

- Suministro de potencia por microonda.

El Klystron o magnetrón es el encargado de generar las microondas de alta potencia a través de la guía de onda aceleradora, la cual está al vacío.

- Haz pulsado.

Teniendo en cuenta que la energía total disponible para la producción y aceleración del haz, es obtenida a través de la red eléctrica convencional, la alta potencia requerida es generada a través del almacenamiento de la potencia eléctrica producida por el generador, descargándola de forma abrupta a cada dispositivo implicado. De esta manera la acumulación toma lugar durante algunos milisegundos donde la descarga se produce en tiempos de pocos milisegundos. En esta medida, el haz de radiación que se genera no es continuo, sino pulsado. De este modo, el conjunto de dispositivos que permite la descarga de forma abrupta es denominada generador de pulsos.

- Fuente termoiónica de electrones.

Los electrones son producidos por efecto termoiónico y son preacelerados a energías cercanas a 150 kV. La carga se controla con una rejilla de control polarizada. El conjunto de fuente, rejilla, focalizador y preacelerador se encuentran conectados a la guía y en donde su interior se encuentra un alto vacío.

- Sistema de deflexión magnético acromático.

La guía de onda aceleradora se encuentra en una posición horizontal o casi horizontal, por lo que el haz de electrones tiene que ser desviado con el fin de orientarlo hacia el blanco, el cual se convertirá en la nueva fuente de fotones con dirección hacia la camilla de tratamiento. Esta desviación se logra haciendo pasar el pulso de electrones por una cavidad de alto vacío que se encuentra acoplada a la guía de onda, en cuyo interior se encuentran unos electroimanes, los cuales son los encargados de generar un campo magnético transversal. Estos electroimanes se

encuentran muy bien diseñados con el fin de desviar los electrones hacia la ventana de salida, independientemente de la dirección y energía inicial de desplazamiento. El diseño de estos electroimanes es acromático, de tal manera que permite obtener un alto rendimiento en la guía de onda, además, tiene un sistema de colimación de la trayectoria tal que limita la anchura espectral y la divergencia angular del haz. Este sistema acromático también permite tener haces más estables ante pequeñas variaciones de la energía en la guía de onda.

- Ventana de salida refrigerada.

Después de ser desviado el pulso de electrones por medio el sistema de deflexión, este emerge a través de una ventana de salida la cual está diseñada mediante dos finas láminas metálicas a través de las cuales se hace circular un fluido refrigerante con el fin de reducir las altas temperaturas que se producen de la colisión de los electrones con el blanco.

- Blanco.

El blanco del acelerador cumple la función de convertir los electrones generados en fotones. El blanco de los aceleradores Varian está compuesto de dos capas de materiales, generalmente tungsteno y cobre, generalmente el cobre es para disipar el calor.

- Filtro aplanador.

Debido a que el espectro del haz de fotones tiene un perfil de fluencia aproximadamente gaussiano y su intensidad es mucho mayor en la región axial que en la región periférica, es necesario un filtro aplanador para evitar que esta falta de uniformidad afecte a la calidad del tratamiento. Este filtro es más grueso en la parte central, tiene una forma cónica tal que el haz de fotones a la salida del filtro sea uniforme. Desde hace unos años es común encontrar aceleradores que combinan energías con filtro aplanador, con las mismas energías nominales, pero sin filtro aplanador. Con esto se consiguen tasas de dosis mucho más elevadas, reduciendo considerablemente el tiempo de irradiación en el caso de los tratamientos con hipofraccionamiento de la dosis.

- Colimadores primarios (mandíbulas o mordazas).

Para ajustar el campo de tratamiento del haz de fotones, es necesario colimarlo con unas mandíbulas o mordazas las cuales están hechas de tungsteno y de un grosor considerable, tal que se pueda delimitar el haz de fotones a la zona de tratamiento.

- Colimadores secundarios (Colimador multiláminas (MLC))

La principal característica de los colimadores multiláminas es permitir crear campos que se acomoden a la geometría del volumen a irradiar, con lo que se consiguen campos de formas irregulares (Figura 4). Estos sistemas de colimación están formados por dos bloques de láminas enfrentados, en su mayoría cuentan con 60 a 80 pares de láminas, cada fabricante presenta un modelo específico de acuerdo con el acelerador lineal. En la Tabla 1 puede verse un resumen de los tres colimadores multiláminas que se comercializan actualmente.

Marca	Modelo	Laminas	Tamaño de campo máximo
<b>Varian</b>	Millenium 120	40 pares de láminas centrales de 0,5 cm y 20 pares de láminas de 1 cm de espesor	40 cm x 40 cm
<b>Varian</b>	Millenium 120HD	32 pares de láminas centrales de 0,25 cm y 28 pares de láminas de 0,5 cm de espesor	40 cm x 22 cm
<b>Elekta</b>	Agility	80 pares de láminas de 0,5 cm de espesor cada una	40 cm x 40 cm

Tabla 1. Resumen de las principales características de los colimadores multiláminas que se comercializan actualmente (16).

En los últimos años las técnicas especiales han utilizado sistemas de colimación con láminas cada vez más delgadas; desde 10 mm hasta 2,5 mm con lo que se logra una mejor conformación y modulación del haz.

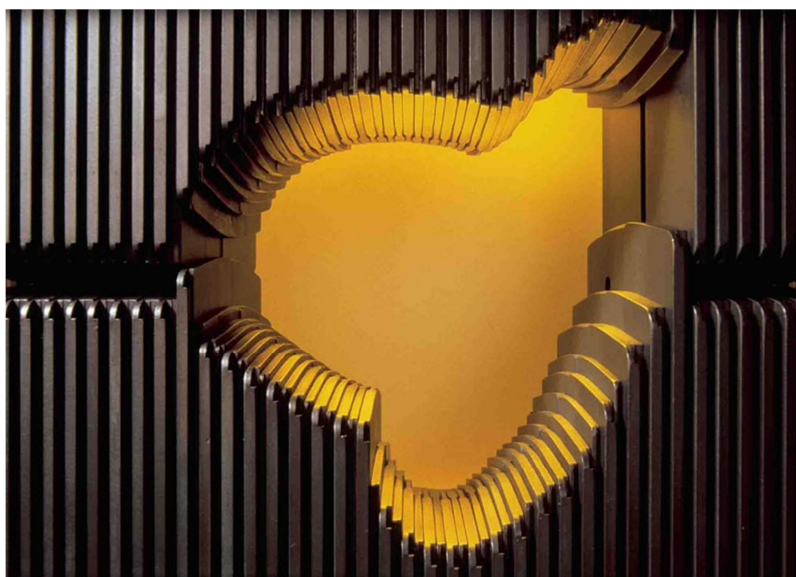


Figura 4. Colimador multiláminas Millenium 120, de la empresa Varian Medical System. Este modelo presenta 60 pares de láminas, con un ancho en el isocentro de 5mm, en los 40 pares centrales y de 10 mm los 20 pares externos.

La proliferación y avance de las diferentes técnicas especiales hubiera sido imposible sin la existencia y posterior perfeccionamiento de los colimadores multiláminas.



### 1.2.1. Clinac DHX

El acelerador empleado para este trabajo es el instalado en el hospital IMED Elche, se trata de un Clinac, modelo DHX de la marca Varian Medical Systems (Figura 5).

El acelerador dispone de dos energías de fotones (6 MV y 15 MV) y cinco energías de electrones (6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV y 18MeV).

El acelerador permite tratar tamaños de campo de para fotones desde 1 cm x 1 cm hasta un tamaño máximo de campo de 40 cm x 40 cm. Permitiendo colimar campos asimétricos de cualquier tamaño entre el mínimo y máximo anteriormente mencionados.

Para los tratamientos de electrones se disponen de cuatro aplicadores cuadrados con tamaños de campo de 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm, 20 cm x 20 cm y 25 cm x 25 cm. Permitiendo introducir en cada uno de ellos moldes con el fin de colimar el campo de tratamiento a la forma que pueda presentar cada lesión.

El acelerador dispone de un colimador multiláminas (MLC) del modelo Millenium 120, con 60 pares de láminas, con un ancho en el isocentro de 5mm, en los 40 pares centrales y de 10 mm los 20 pares externos.

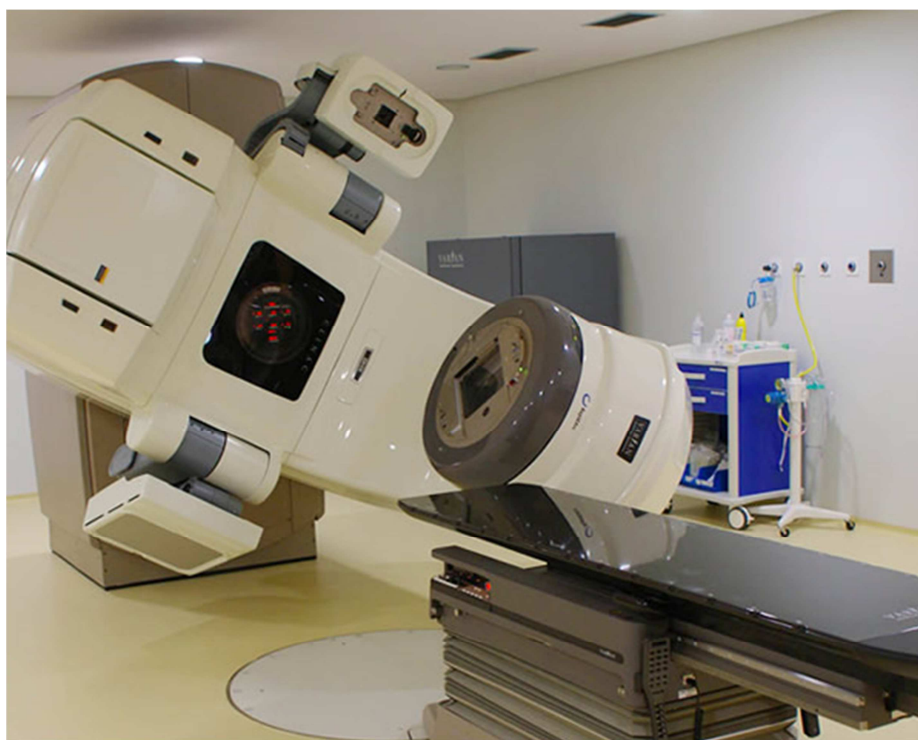


Figura 5. Acelerador Clinac DHX instalado en el hospital IMED Elche

Además el acelerador dispone de un módulo de imagen de kilovoltaje, que permite la obtención de proyecciones ortogonales de los pacientes, así como la obtención de una imagen volumétrica, mediante la tecnología del "Cone Beam CT" (CBCT). A su vez dispone de un sistema de imagen portal, mediante el cual se pueden obtener proyecciones del paciente, empleando el haz de megavoltaje.

### 1.3.Sistema de planificación

Los sistemas de planificación son un conjunto complejo de programas informáticos, mediante los cuales se calcula el tratamiento radioterápico de un paciente.

En el hospital IMED Elche se dispone del sistema de planificación ECLIPSE de la empresa Varian Medical Systems. Eclipse es un avanzado sistema de planificación de tratamientos de Radioterapia con haces de fotones y de electrones.

Eclipse permite para los tratamientos con haces de fotones, la planificación de dichos tratamientos de forma directa e inversa (IMRT y VMAT). El cálculo de dosis es realizado mediante el algoritmo de pencil beam, AAA o Acuros XB.

El estudio de los diferentes algoritmos de cálculo queda fuera del ámbito de este trabajo. En la práctica clínica la mayoría de los casos se calculan empleando el algoritmo AAA, y en ciertos casos se emplea el algoritmo Acuros XB.

Esto es debido a que algoritmo Acuros XB está basado en el método Monte Carlo, lo que le permite reproducir mejor ciertas situaciones límite (17) (18). El motivo de no emplear este algoritmo para todos los pacientes es el elevado tiempo de cálculo. Lo cual hace que su utilización deba estar justificada (lesiones pequeñas o zonas con un gran cambio de densidad), ya que para el resto de situaciones los resultados obtenidos con el algoritmo AAA son buenos.

El sistema de planificación permite la delimitación de los volúmenes de tratamiento, órganos a riesgo y márgenes de seguridad. A partir de estos es posible construir el plan de tratamiento por simulación virtual con numerosas herramientas de visualización tridimensional.

La distribución de dosis resultante puede ser analizada mediante planos, histogramas dosis volumen y visualización 3D. (Figura 6)

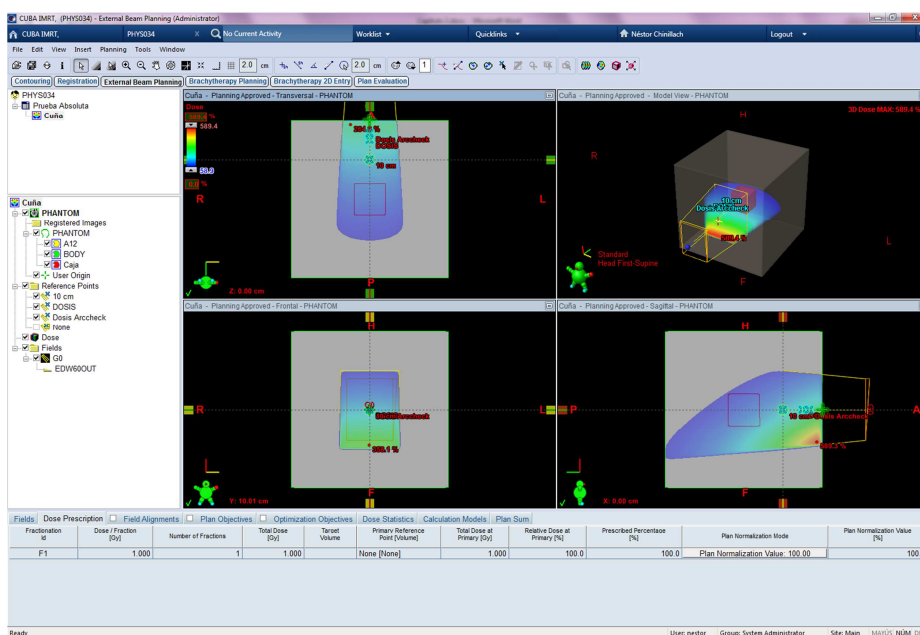


Figura 6. Vista general del planificador Eclipse. En la imagen se pueden ver las tres proyecciones ortogonales, así como una vista en 3D del tratamiento calculado.

Hay que señalar que, aunque todos los cálculos del trabajo han sido realizados con el sistema de planificación Eclipse, todos los planificadores que existen en la actualidad van a permitir realizar todos los cálculos que se describen en el trabajo. No obstante una explicación más detallada de todo el proceso de cálculo se puede encontrar en los Anexos 1, 2 y 3.

## **1.4. Técnicas de tratamiento**

En función de la complejidad y los recursos empleados existen diferentes técnicas de tratamiento que un mismo acelerador puede administrar.

### **1.4.1. Radioterapia conformada 3D**

La modalidad de tratamiento más sencilla que se emplea en la actualidad es la conocida como radioterapia conformada 3D, dicha técnica consiste en la aplicación de haces de radiación cuya colimación coincide con la proyección del volumen de tratamiento desde el punto de perspectiva del haz.

Con el fin de conseguir una conformación suficiente se seleccionan distintas incidencias, cada una de ellas con la dosis adecuada.

Esta técnica presenta una serie de limitaciones: no se contempla la posibilidad de irradiar con mayor dosis algunas zonas del volumen de tratamiento, no es posible obtener una alta homogeneidad de la dosis que compense la falta de simetría en las incidencias o la superficie irregular del paciente y fundamentalmente, no es posible la conformación de concavidades.

### **1.4.2. Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)**

Para poder evitar los inconvenientes de la radioterapia conformada 3D se procede a modular con el acelerador la fluencia de las distintas incidencias. Existen diferentes maneras de modular esta intensidad, históricamente se interponía entre el paciente y el acelerador un bloque de material de alta densidad, con diferente relieve, esta diferencia en el relieve hacía variar la fluencia del haz, permitiendo una mejor conformación de la dosis. Con la aparición de los colimadores multiláminas, la utilización de los bloques ha ido cayendo en desuso, pues lo que se hace con el colimador multiláminas es crear una serie de conformaciones, denominadas segmentos, que unidas al haz original de la radioterapia conformada 3D permite hacer variaciones en la fluencia del haz. Esta técnica recibe el nombre de Radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

Lo que se hace es utilizar campos de dimensiones menores, se contempla el uso de aquellos campos cuyo tamaño es equiparable o menor al recorrido libre medio de los electrones secundarios en el paciente (19).

Además, la penumbra de segmentos ya no tiene porqué coincidir necesariamente con los márgenes de los volúmenes de tratamiento, sino que puede contribuir parcialmente a la dosis del volumen de tratamiento. Por tanto, la incertidumbre asociada a su cálculo debe ser menor, aumentando por consiguiente la complejidad de la planificación del tratamiento.

Cuando surgieron los primeros tratamientos de IMRT con múltiples segmentos, el tiempo necesario para irradiar el plan era un factor limitante. La solución propuesta fue administrar los segmentos de forma continua y no discreta de manera que una abertura se “deslizaba” a lo largo de la extensión del frente del haz consiguiendo el efecto deseado de obtener una

fluencia no uniforme en función de las necesidades. Esta técnica recibe el nombre comercial de “Sliding Windows” y presenta como principal desventaja el alto número de unidades de monitor que precisa debido a que el tamaño de la abertura es sensiblemente más pequeño que el tamaño característico de los segmentos empleados en la radioterapia con intensidad modulada de segmentos discretos (20).

La utilización de campos de IMRT con la combinación de diferentes incidencias permite disminuir la radiación que recibe el tejido sano y seleccionar los ángulos más favorables dependiendo de la geometría. A mayor número de incidencias, mejor será el resultado de la planificación, no obstante, si se aumentan las posiciones del brazo durante el tratamiento, aumenta también el tiempo necesario para el mismo. Este aumento del tiempo de tratamiento puede verse traducido en un aumento de los desplazamientos intrafracción. Esto significa que el tratamiento es tan largo, que durante el tiempo que dura una sesión de radioterapia, el volumen blanco puede desplazarse, bien sea por el movimiento del paciente, o por propios movimientos internos de órganos del paciente.

Con este fin se ha de buscar un solución de compromiso entre la calidad del cálculo del tratamiento de IMRT y el tiempo necesario para administrarlo (21).

En la actualidad existe una tendencia creciente a aumentar las dosis que se administran a los pacientes debido a mejoras en conformación de la radiación y precisión en su administración. También al aumentar la dosis que recibe el paciente por fracción en base a la reducción total del número de días de tratamiento sin menoscabo de su eficacia, y a efectos radiobiológicos que mejoran la respuesta al tratamiento cuando la dosis por fracción supera unos determinados valores (alrededor de 10 Gy). A estos tratamientos hay que unir los ya existentes de radiocirugía donde el paciente recibe la dosis total de tratamiento en una única sesión. Estas situaciones suelen tener lugar en tratamientos donde el volumen a irradiar es de dimensiones pequeñas lo cual conlleva que el acelerador necesita más unidades de monitor de las que se necesitan para volúmenes más grandes.

Por todo ello, surge la necesidad de aumentar la tasa de dosis lo cual se puede conseguir eliminando el filtro aplanador de la trayectoria del haz. Aunque el frente del haz en estas condiciones no sea plano, este hecho no es acentuado si el tamaño de campo está por debajo de un 10 cm ×10 cm y en cualquier caso, la posibilidad de añadir segmentos que modulen el haz permite salvar cualquier obstáculo de falta de uniformidad. El nombre asociado a estos haces es “FFF” (“flattening filter free”, haces sin filtro aplanador).

## **1.5.Fuentes de error /incertidumbre y control de calidad**

Como ya se ha ido desarrollando, el tratamiento radioterápico es un proceso muy complejo, en el cual hay muchos sistemas y algoritmos involucrados, y múltiples potenciales fuentes de error. Estas fuentes de error han sido recogidas en diferentes trabajos (22) y a continuación se detallarán todas ellas. Un error a la hora de administrar un tratamiento de radioterapia puede ser fatal, esto obliga a seguir un riguroso control de calidad que permita garantizar que los tratamientos administrados se encuentran dentro de las tolerancias previstas.

### **1.5.1. Tolerancia del cálculo de la distribución de dosis**

Hay que distinguir entre:

- Dosis en condiciones de referencia
- Dosis en condiciones distintas a las de referencia

La dosis medida en condiciones de referencia consiste en la medida en un punto en agua en unas determinadas condiciones de distancia fuente superficie, tamaño de campo y profundidad. En estas condiciones de las magnitudes de influencia el factor de calibración de la cámara de ionización es válido sin factores de corrección adicionales.

La dosis medida en condiciones distintas a las de referencia se calcula a partir de la dosis en el punto de referencia, modificándola por diferentes factores. La incertidumbre asociada incluye, por tanto, la correspondiente a la determinación del valor de referencia.

El cálculo de la dosis en condiciones de referencia se realiza multiplicando la medida obtenida por el factor de calibración del detector. Este factor de calibración ha sido obtenido en una calidad de haz diferente, con lo cual es preciso aplicar un factor de corrección para conocer la dosis correspondiente. Este factor de corrección se extrae a partir de protocolos, como pueden ser el TRS-398 de la IAEA o el TG-51 de la AAPM. Todo esto se explicará más en detalle en el Capítulo 5.

Las diferentes partes del proceso tienen incertidumbres asociadas que suelen dar lugar a una estimación de incertidumbre en torno al 1,5% para una cámara calibrada en la radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$ .

El proceso de estimación de la dosis en otros puntos conlleva, evidentemente, un incremento en la incertidumbre final. Para este segundo cálculo, existen límites de tolerancias comúnmente aceptados que pueden variar entre el 3% y el 5% para las zonas de bajo gradiente y en las zonas de alto gradiente suele aceptarse una tolerancia en distancia de 3 mm.

### **1.5.2. Fuentes de error**

Cuando en un proceso como el de radioterapia, intervienen muchos elementos diferentes las causas de una desviación fuera de las tolerancias previstas pueden ser múltiples. De entrada es obvia la criticidad del sistema de planificación. Dentro de éste, cualquiera de las partes que lo componen puede ser la razón del problema final:

- Modelo virtual del acelerador:

- Errores en las medidas (rendimientos, perfiles y factores de salida) que se emplean para ajustar el modelo.
- Errores en la descripción mecánica del sistema de colimación (distancias y espesores de los elementos que lo componen).
- Errores en el ajuste de los parámetros del modelo (ejemplo: tamaños de las fuentes).
- Modelo virtual del paciente
  - Errores en la curva que relaciona los números Hounsfield con densidades másicas o electrónicas.
  - Errores debido a artefactos en la imagen (ejemplo: pacientes con prótesis).
- Algoritmo
  - Errores debidos a limitaciones del algoritmo de cálculo.

Las fuentes de error también podemos encontrarlas en las variaciones del comportamiento de los equipos de irradiación y adquisición de imagen a lo largo del tiempo. Así tenemos, asociados a los diferentes sistemas:

- Acelerador
  - Errores en la formación del haz, variación de la respuesta de cualquier elemento que contribuye a la creación del haz.
  - Errores en la colimación del haz, desviación con respecto a la posición esperada de componentes del sistema de conformación.
  - Errores en la administración del haz, ocurren cuando el ángulo del brazo del acelerador o de la mesa en la que se coloca al paciente no es el previsto.
- TAC
  - Desviaciones en los números Hounsfield correspondientes a densidades electrónicas o másicas conocidas.

Los errores asociados a desviaciones en el comportamiento de los equipos también pueden ser originados por fallos en la transmisión de la información entre el TAC y el sistema de planificación o entre este último y el acelerador.

### **1.5.3. Etapas del control de calidad**

Para poder garantizar que estos errores no tienen lugar, en los diferentes centros se lleva a término un programa de garantía de calidad que consta de los siguientes pasos:

- Establecimiento del estado de referencia. Tras la aceptación de los sistemas se determinan los valores de referencia que deben permanecer estables en el tiempo.
- Validación del cálculo en el planificador. Tras el modelado en el sistema de planificación debe procederse a la realización de medidas que verifiquen que la comparación entre el resultado del modelo y la realidad están dentro de tolerancias.
- Seguimiento. Se realizará un control de calidad exhaustivo del TAC y del acelerador que garantice que su comportamiento a lo largo del tiempo es estable. En caso contrario se procede a su reparación o en su defecto al establecimiento de una nueva referencia y si es necesario un nuevo modelo.

- Verificación del tratamiento de pacientes. Dada la complejidad que conllevan algunas de las técnicas empleadas, es preciso llevar a término una verificación experimental previa al tratamiento que verifique que el resultado calculado está dentro de tolerancias.

Llegados a este punto parece procedente efectuar la siguiente reflexión. Si el comisionado y el control de calidad fuesen extremadamente exhaustivos la verificación de pacientes podría parecer redundante. No obstante, por un lado la complejidad de los tratamientos, y por otro lado la posibilidad de un fallo en la transmisión de la información desde el planificador al acelerador, justifican la necesidad de la verificación del tratamiento de los pacientes. Puede resultar también interesante reflexionar a la inversa: un proceso de comisionado y control de calidad insuficientes descargarían demasiada responsabilidad sobre la verificación del tratamiento de los pacientes.

La situación más equilibrada consiste en desarrollar procesos de comisionado y control de calidad lo más completos posibles y mecanismos de verificación de pacientes cuya exhaustividad se adecúe a procesos que se realizan con mucha asiduidad.

#### **1.5.4. Necesidad de verificar los tratamientos de IMRT**

Dentro del proceso de control de calidad, es un hecho, la necesidad de realizar una verificación de los tratamientos de pacientes. Esto es especialmente significativo cuando se trata de tratamientos de IMRT, ya que el movimiento de las láminas se convierte en una fuente elevada de error.

Esta verificación consiste en comprobar que el tratamiento que administra el acelerador coincide con el calculado en el sistema de planificación.

Esta comparación, a grandes rasgos consiste en generar de un plan de tratamiento válido clínicamente un plan de verificación, administrarlo con el acelerador y mediante algún dispositivo ser capaces de recoger ese tratamiento administrado, para posteriormente compararlo con el planificado.

Para generar el plan de verificación, se cogen los campos de IMRT del plan de tratamiento y se calculan sobre un detector válido para la verificación de tratamientos de IMRT.

En la actualidad existen muchos dispositivos sobre los que calcular el plan de verificación:

- Dispositivos de imagen portal.
- Matrices de cámaras de ionización o diodos.
- Películas radiocrómicas.
- Cámaras de ionización.

Del plan de verificación se extrae una distribución bidimensional de dosis, y mediante el uso de uno de los detectores de la lista anterior se adquiere una distribución experimental de dosis.

Una vez adquiridas ambas distribuciones hay que obtener de manera cuantitativa lo que difieren las dos distribuciones entre sí.

Algo diferente es el caso de las cámaras de ionización, pues en lugar de obtener una distribución bidimensional de dosis, se pretenden comprobar puntos discretos del volumen.

Esto hace que la comparación para la dosis absoluta sea conceptualmente más sencilla, y no requiera de complejas herramientas matemáticas, como es el caso de las distribuciones bidimensionales.

Uno de los posibles errores en la dosimetría para tratamientos de IMRT es la selección del detector utilizado en la verificación del plan de tratamiento del paciente, debido a la falta de equilibrio electrónico lateral y altos gradientes de dosis se requiere un detector con alta resolución espacial (23). Los aspectos físicos del detector que puede afectar a la medición de la dosis se deben principalmente al material y las dimensiones del detector (24). Se han desarrollado varios tipos de detectores tratando de resolver el problema, sin embargo, todavía permanecen algunas desventajas. Sin embargo, las películas radiocrómicas poseen características adecuadas que las han convertido en una herramienta muy útil para la dosimetría bidimensional con alta precisión en la determinación de la dosis para tratamientos de IMRT (25) (26) (27), a diferencia de la matrices donde la resolución es menor.



## 1.6. Función Gamma

Es una necesidad del proceso radioterápico, la comparación de manera cuantitativa de las distribuciones bidimensionales de dosis teóricas y experimentales.

La mayoría de detectores empleados, disponen de un programa informático, mediante el cual se adquiere la distribución experimental. Dichos programas permiten a su vez importar la distribución teórica y realizar una comparación cuantitativa entre ambas, para ello dispone de una herramienta matemática.

Esa herramienta matemática va a ser la función Gamma (28).

La función Gamma nos va a permitir realizar una comparación simultánea en cada punto de la distribución de dos parámetros, la diferencia de dosis y la distancia de aceptación (DTA), pudiendo crear un criterio de pasa-no pasa para las distribuciones.

En nuestro caso, nos va a permitir comparar la distribución de dosis planificada por el radiofísico, que llamaremos distribución calculada, con la distribución de dosis obtenida experimentalmente, la cual llamaremos distribución medida.

Inicialmente se realizaba una comparación cualitativa del sistema de planificación del tratamiento mediante la superposición de las curvas de isodosis, ya sea empleando herramientas de software, o mediante la superposición de las mismas.

La realización de una comparación cualitativa pone de manifiesto la subjetividad del procedimiento, ya que es el observador el que según su criterio decide si esas dos distribuciones son o no compatibles, haciéndose necesario el empleo de un método cuantitativo (29).

Los métodos cuantitativos de evaluación comparan directamente los valores de las distribuciones de dosis medida y calculada. Existen publicaciones (30) donde se describen los procedimientos de calidad seguidos por los planificadores de tratamientos. Hay que dividir la comparación de las distribuciones de dosis en las regiones de gradientes de dosis alta y baja, cada uno con un criterio de aceptación diferente. En las regiones con bajo gradiente, la dosis se compara directamente. En las regiones con alto gradiente de dosis, un pequeño error espacial en cualquiera de las distribuciones de dosis se traduce en una diferencia significativa entre la dosis medida y la calculada, es decir en las zonas con alto gradiente vamos a tener una mayor discrepancia entre las dos distribuciones.

A continuación detallaremos el proceso seguido para desarrollar la función Gamma

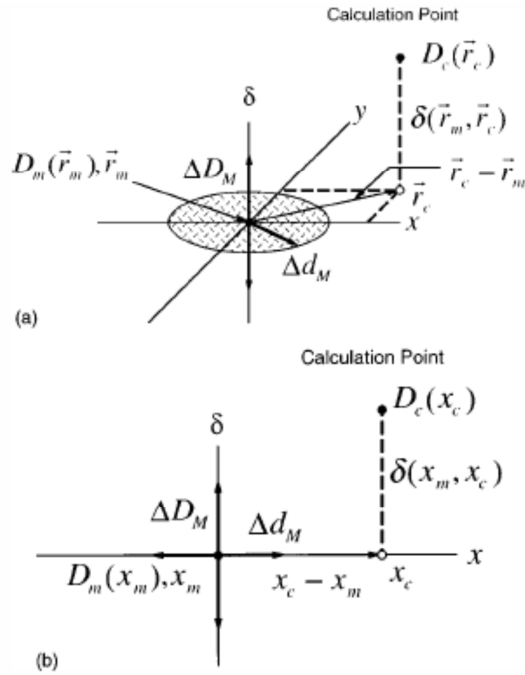


Figura 7. Representación geométrica de los criterios de evaluación de las distribuciones de dosis para diferencia de dosis y DTA. (a) Representación tridimensional. (b) Representación bidimensional

En la Figura 7a) podemos observar una representación geométrica tridimensional de la evaluación de los dos criterios empleados en la evaluación de la función Gamma (DTA y diferencia de dosis) donde  $\Delta D_M$  es el criterio de diferencia de dosis y el criterio de la DTA es  $\Delta d_M$ . Donde el estándar clínico para fotones es  $\Delta D_M = 3\%$  y  $\Delta d_M = 3mm$ . En este y en los casos siguientes la evaluación presentada es para un punto singular  $r_m$ , ubicado en el origen de coordenadas, para evaluaciones clínicas la comparación es repetida para todos los puntos medidos. A lo largo de los ejes x e y representaremos la localización espacial  $r_c$  de la distribución calculada relativa al punto medido. El tercer eje ( $\delta$ ) representaremos las diferencias entre las dosis medidas  $[D_m(r_m)]$  y calculada  $[D_c(r_c)]$ . El criterio de la DTA,  $\Delta d_m$ , se representa por un disco en el plano que contiene a los puntos  $r_c$  y  $r_m$ , con un radio igual a  $\Delta d_M$ .

Si la superficie de la distribución calculada  $D_c(r_c)$  intersecta el disco, la DTA está dentro del criterio de aceptación establecido para el mismo, y la distribución calculada pasa el test para la DTA en ese punto.

La línea vertical que representa la diferencia de dosis tiene una longitud de  $2\Delta D_M$ . Si la superficie de la distribución calculada cruza la línea  $[|D_c(r_m) - D_m(r_m)| \leq \Delta D_M]$ , la distribución calculada pasa el test de diferencia de dosis en el punto de medida ( $r_m$ ). En la Figura 7b) se puede observar un análogo a la Figura 7a) pero en dos dimensiones.

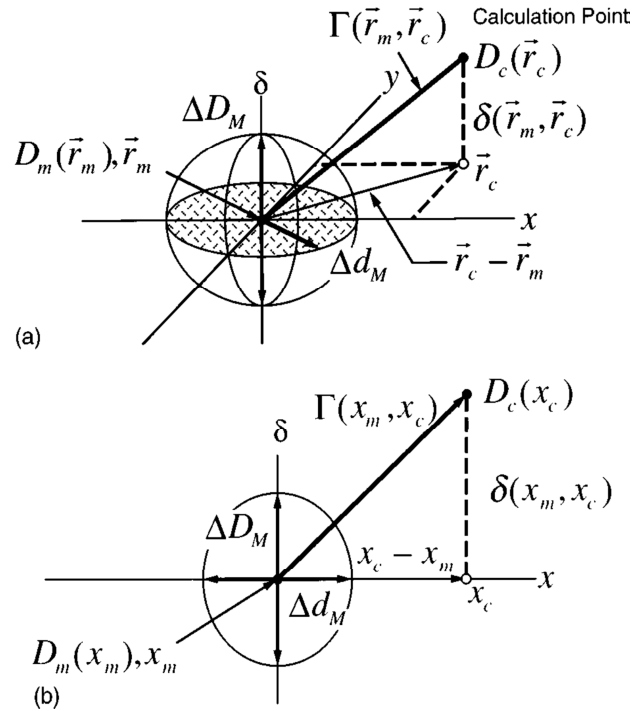


Figura 8. Representación geométrica de los criterios de evaluación de las distribuciones de dosis usando una combinación elipsoidal de la diferencia de dosis y la DTA. (a) Representación tridimensional. (b) Representación bidimensional.

La Figura 8 muestra una representación del método para determinar un criterio de aceptación que considere las diferencias de dosis y las DTA. La superficie que se elige para representar el criterio de aceptación es un elipsoide. Cuya ecuación es

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{\Delta D_M^2}}$$

Ecuación 2. Ecuación del elipsoide que define el criterio Gamma

donde

$$r(r_m, r) = |r - r_m|$$

y

$$\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$$

es la diferencia de dosis en el punto  $r_m$ .

Si alguna parte de superficie definida por  $D_c(r_c)$  interseca el elipsoide definido por la ecuación 1, el cálculo pasa el test para  $r_m$ .

Definir los criterios de aceptación no solo a lo largo del eje  $\delta$  y el plano  $r_c - r_m$ , permite una comparación más general entre las distribuciones medidas y calculadas, que los métodos tradicionales.

La cantidad de la derecha de la ecuación 1 puede ser utilizada para identificar un índice de calidad  $\gamma$  en cada punto, en la evaluación del plano  $r_c - r_m$  para el punto medido  $r_m$ ,

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}$$

donde

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}}$$

$$r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|$$

y

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$$

es la diferencia entre los valores de la dosis en la distribución calculada y medida, respectivamente.

Por lo tanto podemos escribir los criterios de pasa-no pasa como

$$\gamma(r_m) \leq 1 \text{ El calculo pasa}$$

$$\gamma(r_m) > 1 \text{ El calculo falla}$$

Una característica importante de este método es que en la evaluación final de la calidad de la distribución de dosis el valor de  $\gamma(r_m)$  se puede mostrar en una distribución de iso- $\gamma$ . Las regiones donde  $\gamma(r_m)$  es mayor que la unidad, podrán ser apreciadas visualmente, por comparación con los puntos vecinos.

## 1.7.Objetivos

Debido a las incertidumbres asociadas al proceso radioterápico es necesario llevar a cabo una verificación de cada tratamiento antes de ser administrado al paciente.

Existen diferentes opciones comerciales para realizar esta verificación. En este trabajo, estudiaremos las diferentes soluciones, mediante su caracterización y elaboración de un protocolo para su uso como sistema de verificación de tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT), con el fin de comprobar si alguno de los dispositivos estudiados permite realizar las verificaciones adecuadamente.

Para ello se han seleccionado detectores de diferentes tecnologías de detección, con diferentes grados de automatización y distintas utilidades de software incorporadas.

Por todo ello el objetivo final de este trabajo será la creación y desarrollo de un plan de control de calidad para tratamientos de IMRT.

El control de calidad a modo esquemático va a consistir en:

1. Validar un detector para verificar tratamientos de IMRT.
2. Obtener una calibración que convierta la lectura del detector en dosis.
3. Aplicar esa calibración a la lectura del detector.
4. Comparar la lectura con el cálculo realizado por el sistema de planificación.

Describiremos las pruebas a las que se debe someter cada detector, en función del tipo, con el fin de poder ser utilizado como un instrumento para verificar tratamientos de IMRT.

Además, se describirá el proceso para obtener y comparar las distribuciones de dosis teóricas y experimentales, empleando para ello diferentes herramientas informáticas.

Por último, una vez validados todos los detectores para su uso clínico, se estudiarán una serie de casos clínicos, con el fin de intentar ver qué detector es mejor para llevar a cabo las verificaciones de tratamientos de IMRT.

## 1.8. Estructura del trabajo

En el Capítulo 1 se hace una introducción a la radioterapia y a los diferentes elementos presentes en el proceso radioterápico, tales como: el acelerador, los sistemas de planificación, etc. Además se presentarán las diferentes técnicas de tratamiento y las incertidumbres asociadas al proceso radioterápico, así como la necesidad de realizar una verificación a los tratamientos de radioterapia de intensidad modulada. Por último se presenta la función gamma, que es la herramienta matemática necesaria para realizar comparaciones bidimensionales de dosis de forma cuantitativa.

En el Capítulo 2 se introducirá uno de los métodos para la verificación de tratamientos más extendido, la dosimetría de película. Inicialmente se utilizaban películas radiográficas, con los años se han intentado corregir las deficiencias que estas presentaban y ahora se utilizan películas radiocrómicas. En este capítulo se presentarán sus características y las recomendaciones de manejo. Además, se describe brevemente el proceso de calibración y la forma de obtener y comparar las distribuciones bidimensionales de dosis.

Otro de los sistemas de verificación más utilizado se estudiará en el Capítulo 3, se trata de los detectores de imagen portal. Estos detectores presentan la gran ventaja de están unidos al acelerador y permiten realizar la verificación de los tratamientos de IMRT sin complicados montajes experimentales. Durante el trabajo se presentarán una serie de pruebas para caracterizar el detector y la forma de obtener y comparar las distribuciones bidimensionales de dosis.

En el Capítulo 4 se presentarán las matrices de cámaras de ionización y diodos, las cuales han ido aumentando en importancia durante los últimos años, debido a los avances técnicos. En el trabajo se estudiarán la matriz de diodos MapCHECK 2 de la marca SunNuclear y la matriz de cámaras de ionización MatriXX Evolution de la casa IBA. Para ambos dispositivos se propondrán una serie de pruebas de aceptación y el procedimiento necesario para calibrar cada dispositivo. Por último se describirá como obtener y comparar las distribuciones bidimensionales de dosis.

En el Capítulo 5 se introduce el formalismo  $nD_w$  para la medida de dosis absorbida en agua, y el proceso de calibración de la cámara idónea para tratamientos de IMRT partiendo de otra cámara trazada a un patrón. Una vez calibrado y caracterizado el detector se presenta un método para realizar medidas de dosis en puntos discretos de la distribución tridimensional, así como su comparación con el correspondiente plan teórico.

Por último, en el Capítulo 6 se presentarán los resultados de utilizar los métodos descritos en los capítulos anteriores para realizar verificaciones de tratamientos de IMRT con cada uno de los detectores, aplicándolos a veinte pacientes.





# Capítulo 2: Dosimetría de película

## **2.1.Introducción**

Uno de los detectores más estudiados y de mayor utilización históricamente en el campo de la radioterapia es la película radiográfica.

Entre sus ventajas cabe destacar en primer lugar que es adaptable a multitud de formas, ya que la podemos cortar al tamaño y con la forma que se desee.

Las películas radiográficas convencionales, son un método clásico y muy validado, es decir, se han publicado multitud de trabajos confirmando la utilización de estas películas para temas de dosimetría. El mayor inconveniente que presentan es la necesidad de revelado, lo cual obliga a llevar a cabo un mantenimiento exhaustivo de la reveladora, a fin, de que esta, esté operando siempre dentro de los márgenes de tolerancia.

Actualmente las películas radiográficas convencionales se encuentran descatalogadas y es imposible su utilización como sistema de dosimetría. Esto es debido a que en los últimos años han surgido un tipo de películas diferentes, las cuales no requieren de un sistema de revelado, estas películas se conocen como películas radiocrómicas.

Las películas radiocrómicas son detectores de dosimetría relativa que tiene la capacidad de producir un cambio de color visible y permanente tras la irradiación. Además de la equivalencia a tejido, alta resolución espacial y la independencia con la tasa de dosis, estos dosímetros presentan la ventaja del revelado en tiempo real, poca sensibilidad a la luz de interiores, y se pueden sumergir en agua, lo que facilita su uso en dosimetría clínica (25) (26) (27) (31) (32) (33).

## **2.2.Película radiocrómica EBT3**

En los últimos años se han desarrollado varios modelos de películas radiocrómicas para aplicaciones clínicas basadas en polidiacetilenos. Sin embargo, los modelos de películas radiocrómicas EBT, han sido diseñados para satisfacer las necesidades dosimétricas en radioterapia, específicamente para radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y procedimientos de control de calidad (32). Estos modelos de películas radiocrómicas han sido extensamente estudiados y caracterizados para un intervalo de dosis entre 0,2 y 10 Gy (34) (35) (36) (37) (38) (39) (40) (41) (42), haciendo hincapié a la uniformidad de la respuesta de las películas radiocrómicas y a la dependencia con la energía (42) (43) (44) (45) (46).

En 2009, la películas radiocrómicas EBT fue sustituida por la películas radiocrómicas EBT2 con el fin de mejorar la precisión en la medición de la dosis absorbida (47) (48). Para lograr esto, el fabricante decidió mejorar la uniformidad de la respuesta de la película agregando un tinte amarillo (tinte marcador) a la capa sensible. De acuerdo con el fabricante, el propósito principal de este colorante es corregir las diferencias sutiles en el espesor de la capa activa. También se supone que el marcador se distribuye uniformemente a través de la capa sensible y que el cambio en la respuesta de la película cuando se expone a la radiación no se ve afectada por la presencia de este (33). Además, se propuso un método de múltiples canales que reduce el ruido aleatorio en las imágenes (49). El último modelo de películas radiocrómicas que salió al mercado a finales de 2011 es la EBT3 mejorando la precisión y manteniendo un rendimiento dosimétrico similar a su predecesora, la película radiocrómica

EBT2 (50) (51). La película radiocrómica EBT3 conserva la composición química de la capa activa que tenía la EBT2 (51).

La Figura 9 muestra el esquema de la estructura de la películas radiocrómicas EBT3, la cual tiene en una sola capa activa de 27  $\mu\text{m}$  de espesor, entre dos sustratos de poliéster de 120  $\mu\text{m}$  de espesor cada una. La capa activa está compuesta de Hidrógeno (56,8%), Carbono (27,6%), Oxígeno (13,3%), Aluminio (1,6%) y Litio (0,6%), por lo tanto, posee un número atómico efectivo de 7.26 de acuerdo a lo reportado por el fabricante (51), mientras que el número atómico efectivo del agua es de 7,3 (26), esta similitud entre los números atómicos efectivos hace que la película sea equivalente a tejido.

La película radiocrómica EBT3 presenta algunas mejoras respecto a los modelos anteriores (EBT y EBT2), tales como, mayor uniformidad, una estructura simétrica, que evita errores en la medición de la densidad óptica neta debido a la cara de escaneo, un sustrato de poliéster mate que evita la formación de anillos de Newton para una mayor precisión y facilidad de uso. En la capa activa se incorporó un colorante amarillo para disminuir la sensibilidad a la luz UV y permitirle todos los beneficios de la dosimetría multicanal, cuando se utiliza el formato RGB (Red-Green-Blue) del escáner de cama plana para su lectura (51).

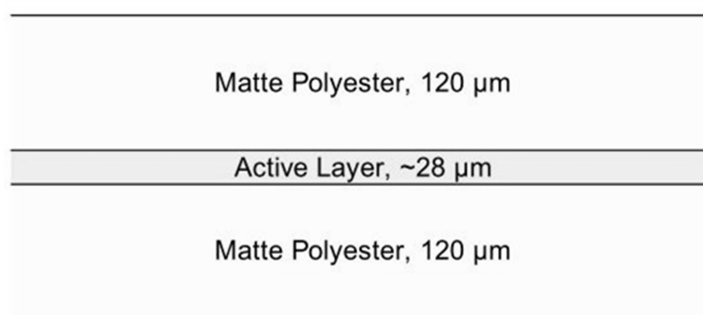


Figura 9. Esquema de la estructura de la película radiocrómica EBT3

### 2.2.1. Manejo y uso de las películas radiocrómicas

Como se mencionó antes, las películas radiocrómicas presentan grandes ventajas para la dosimetría clínica, además de no requerir proceso de revelado, sin embargo, exigen un manejo muy cuidadoso para limitar en lo posible todos aquellos factores que pudieran incrementar la incertidumbre en el proceso de medición de la dosis. Por lo tanto, se recomienda tomar en cuenta las siguientes precauciones en su manejo, uso y almacenamiento (25) (31) (32) (33):

- a) Manipularlas por los bordes, de preferencia usando guantes para no dejar impresiones digitales y/o despreñar la zona de manipulación.
- b) No presionarlas sobre superficies no homogéneas ya que pueden rayarse fácilmente.
- c) Pueden marcarse con rotulador y borrarse con cualquier disolvente (alcohol, acetona).
- d) Las películas radiocrómicas pueden cortarse para su mejor aprovechamiento, sin embargo, el trauma mecánico por el corte produce una zona dañada de 8 mm aproximadamente, la cual debe ser excluida del análisis (52). Además, con el fin de que las tensiones mecánicas se relajen, las películas radiocrómicas deben cortarse 48 h antes de la irradiación y la lectura (39).

e) Aunque puedan manipularse en condiciones normales de luz, se recomienda mantenerlas guardadas en un sobre opaco, extrayéndolas únicamente para su irradiación y lectura, y siempre el menor tiempo posible.

f) La influencia de la humedad relativa, en general, es pequeña en condiciones no extremas. Aunque se aconseja que no pase mucho tiempo entre la calibración y la lectura de las películas radiocrómicas ya que podrían producirse cambios en el estado de hidratación (53).

g) La influencia de la temperatura es importante y condiciona el proceso de coloración postirradiación. En general se recomienda mantener la temperatura lo más estable posible y en torno a unos 20º C, teniendo en cuenta que, por encima de los 60º C, la película sufre un cambio brusco (38).

h) Las películas radiocrómicas se comercializan en varios formatos rectangulares. Si se utilizan recortes de película radiocrómica, es importante mantener la dirección de escaneo, ya que esto influye en la respuesta debido a que las cadenas de polímeros se acomodan de forma paralela al lado más corto de la película, de acuerdo con el fabricante (51).

i) Las películas radiocrómicas deben almacenarse lejos de las fuentes de radiación ionizante, para evitar cualquier contribución en la respuesta que no resulte de la dosis de prescripción.

### 2.3. Software para la comparación de distribuciones de dosis

Como parte importante de las pruebas a realizar, nos interesa poder comparar resultados que provienen de detectores distintos, que en cada caso se analiza con su software propio y formato de fichero propietario. Para eso necesitamos un software que nos permita integrar la información de los distintos detectores. Para ello se ha elegido DoseLab Pro de la compañía mobius medical system, que es un conjunto de programas de software que entre otras funcionalidades permite la comparación de dos distribuciones bidimensionales de dosis, empleando para ello la función gamma.

Este programa es capaz de leer imágenes en multitud de formatos siendo los más comunes:

- Imágenes TIF (\*.tif,\*.tiff) obtenidas de un escáner
- Distribuciones teóricas de dosis (\*.dcm) obtenidas directamente del planificador

DoseLab lee dos imágenes en cualquiera de los formatos mencionados anteriormente, una que representa la distribución de dosis medida experimentalmente, y la otra la distribución de dosis calcula con el planificador. Realiza comparaciones cuantitativas, empleando la función gamma.

La ventana principal del programa DoseLab Pro se puede ver en la Figura 73, en ella se observan los cinco módulos que tiene el programa:

- Comparación de dosis
- Control de calidad del acelerador
- Dosimetría de película
- Historial
- Utilidades

En este capítulo nos centraremos en el primer módulo, mediante el cual llevaremos a cabo las comparaciones entre las distribuciones bidimensionales de dosis. El segundo módulo será presentado en el Capítulo 3. El módulo de dosimetría de película nos va a permitir calibrar en dosis la distribución experimental de dosis, todo este proceso se explicará más adelante. El módulo historial almacena en una base de datos todos los resultados del módulo de control de calidad del acelerador, permitiendo su acceso para posteriores evaluaciones o búsqueda de una tendencia en algún parámetro concreto. Por último el módulo de utilidades permite configurar y personalizar el programa con las exigencias o necesidades del usuario.

## **2.4. Aceptación del escáner**

Una vez presentado el detector que se emplea y siguiendo con el esquema empleado en los capítulos anteriores el siguiente paso sería definir una serie de pruebas para confirmar la viabilidad del detector para verificar tratamientos de IMRT. Debido a las características de fabricación de las películas no es necesario someter a las películas a una batería exhaustiva de pruebas, ya que estas han sido ampliamente estudiadas y validadas como detector para la verificación de tratamientos de IMRT. No obstante sí que es necesario someter cada lote de películas a una calibración, durante dicha calibración se detectaría alguna anomalía en la fabricación del lote.

Aunque no es necesario hacer pruebas de aceptación para las EBT3, sí que hay que mencionar que para poder comparar la distribución que se obtiene con la película radiocrómica es necesaria su digitalización, para ello se emplea un escáner.

Para las películas EBT3 el fabricante recomienda una serie de equipos (54), pero se puede emplear cualquier escáner con capacidad para adquirir imágenes por transmisión de 48 bits.

Para comprobar que el escáner se comporta correctamente y es capaz de digitalizar las distribuciones experimentales el grupo de trabajo N°55 de la AAPM recomienda en su informe someter al escáner con el que se digitalizan las películas a una serie de pruebas de aceptación.

Para la digitalización de las películas EBT3 empleadas en este trabajo se ha utilizado el escáner Epson Perfection V800 y el software Epson Scan.

A continuación se presentan las diferentes pruebas y el resultado de someter el escáner Epson Perfection V800 a dichas pruebas.

### **2.4.1. Prueba 1: Calentamiento.**

La primera prueba consiste en evaluar el ruido que introduce el escáner en la digitalización en función del tiempo. Para ello se emplea un conjunto de películas (Figura 10) con distintos niveles de dosis (Niveles de gris) que cubran todo el rango de uso de la película EBT3, esto se hace para evaluar el ruido introducido en función del tiempo y del nivel de dosis.

Para ello se enciende el escáner y se digitaliza el montaje de la Figura 10, durante una hora a intervalos de cinco minutos, con el fin de evaluar el efecto del calentamiento del escáner y la necesidad de esperar un cierto tiempo antes de realizar una digitalización.

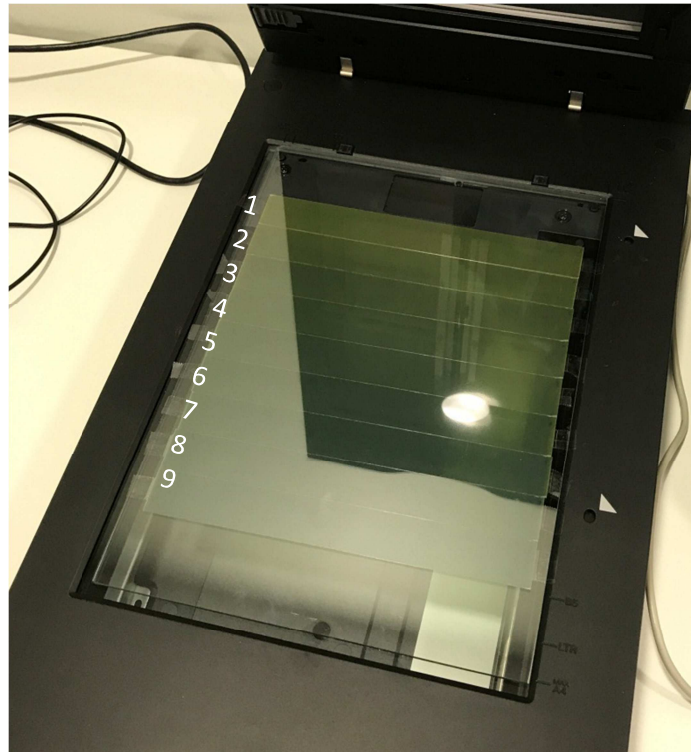


Figura 10. Imagen empleada para evaluar el calentamiento del escáner, donde vienen definidas las distintas regiones con igual tono de gris.

Para evaluar el ruido introducido de una manera cuantitativa, se calcula para cada nivel de gris la densidad óptica neta, la cual se define como la densidad óptica del nivel de dosis dividida entre la densidad óptica de una película sin irradiar (55).

La evaluación visual de estos resultados la hacemos en la Figura 11.

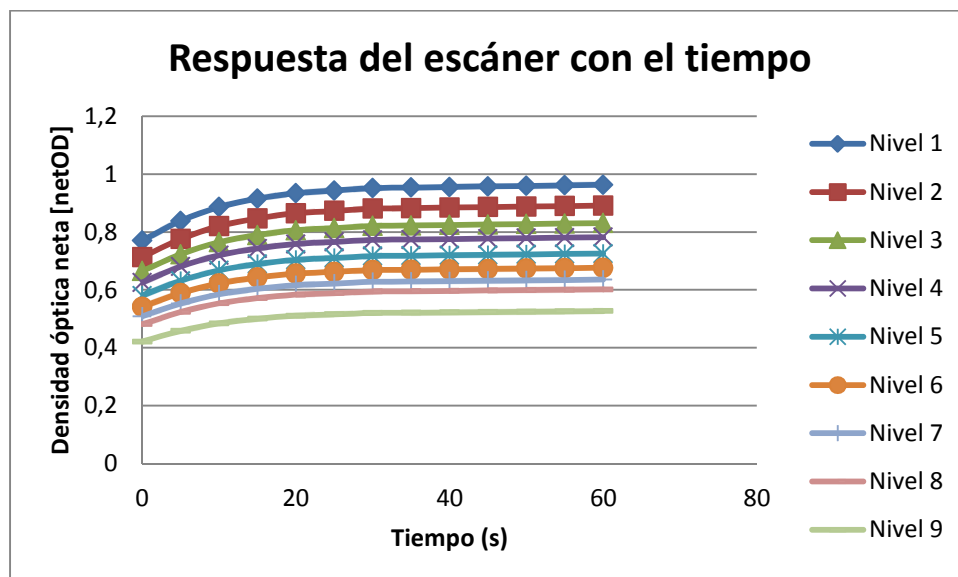


Figura 11. Estudio de la respuesta del escáner en función del tiempo para diferentes niveles de dosis.

Una vez representados los valores se observa como para tiempos de treinta minutos o superiores la señal se estabiliza, esto no quiere decir que sea el tiempo que hay que esperar

entre la irradiación y el escaneo (50), sino que es el tiempo de espera debido al calentamiento de la lámpara del escáner.

Esto nos permite concluir que con el fin de obtener una digitalización fiable hay que encender el escáner y esperar treinta minutos hasta digitalizar la película EBT3. Además se recomienda realizar siete escaneos espaciados 90 segundos justo antes de hacer el último escaneo, con el fin de que la lámpara del escáner se encuentre en su temperatura óptima de trabajo (50).

#### 2.4.2. Prueba 2: Test dimensiones.

La finalidad de esta prueba es la comprobación de la escala de dimensiones que asigna el escáner a las imágenes digitalizadas.

Para esta prueba se obtiene la imagen de una regla usando las condiciones de digitalización de las películas EBT3 (72 dpi., transparencia, color 48-bits)

Sobre la imagen obtenida se mide con el software ImageJ la distancia en píxeles que hay entre las marcas de la regla de 0 cm y 20 cm, Obteniéndose una distancia de  $295 \pm 1$  píxeles.

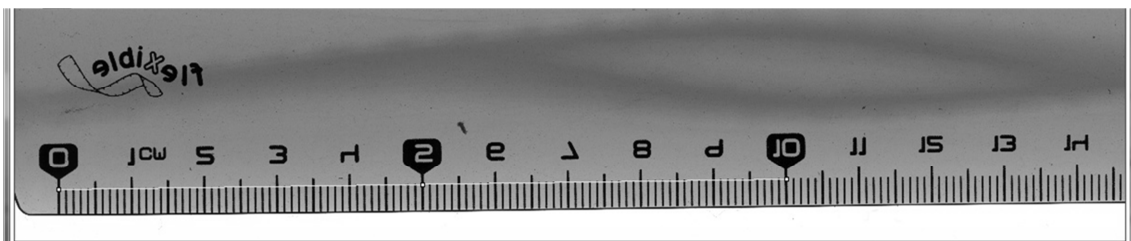


Figura 12. Medida en píxeles de una distancia conocida, con el fin de comprobar que las dimensiones son correctas

Esta medida se divide entre la resolución de la digitalización y se obtiene una distancia entre las marcas de 0 y 10 cm de  $3,933 \pm 0,013$  pulgadas, que convertido a centímetros nos da una distancia de  $9,99 \pm 0,03$  cm, frente a los 10 cm que teníamos teóricamente.

Lo que significa una diferencia de un 0,09% entre ambas medidas.

#### 2.4.3. Prueba 3: Precisión geométrica.

La integridad espacial de los escáneres bidimensionales se ha de validar mediante un método independiente en ambas direcciones (vertical y horizontal), usando para ello un patrón de distancias bien caracterizado.

Lo ideal es usar un patrón comercial debidamente validado por un laboratorio, en el caso de no tener acceso a uno se puede imprimir con una impresora láser un patrón de líneas o puntos en una transparencia. Este patrón obtenido debe de ser validado mediante un método independiente (se debe medir la distancia entre líneas con una regla).

Para esta prueba se digitaliza el patrón de líneas usando las mismas condiciones de la prueba anterior.



La tolerancia para esta prueba (56) nos dice que las diferencias entre la imagen digitalizada y la original no pueden exceder de 0,5 mm en distancias de 10 cm, es decir, la separación entre diez de las líneas de la rejilla empleada.

Se ha evaluado este parámetro en las diferentes partes de la imagen, ya que se debe comprobar si existe alguna distorsión geométrica en toda la zona de escaneo. En todos los casos estudiados se han obtenido diferencias inferiores a 0,5 mm.

En todas las medidas realizadas se ha obtenido para las medidas verticales y horizontales respectivamente:

$$3,93 \pm 0,01 \text{ pulgadas}$$

$$3,92 \pm 0,01 \text{ pulgadas}$$

Esto pasado a metros es:

$$9,98 \pm 0,03 \text{ cm}$$

$$9,96 \pm 0,03 \text{ cm}$$

Obteniéndose para el primer valor una diferencia entre el valor medido y el valor experimental de 0,018 cm y para el segundo valor 0,024 cm. Quedando ambos valores como ya se ha mencionado previamente dentro de los márgenes de tolerancia.

#### 2.4.4. Prueba 4: Homogeneidad del escáner

En esta prueba se pretende estudiar la homogeneidad del escáner, para ello se digitaliza una película EBT3 de 10 cm x 10 cm ubicándola en diferentes posiciones del escáner, tal y como se observa en la Tabla 2.

VISAGRA DE LA TAPA		
LAMPARA		
1	2	3
4	5	6
7	8	9

Tabla 2. Posiciones de la película EBT3 empleada para la realización de la prueba 4.

Mediante el uso del software ImageJ se dibujará el perfil del cuadrado en cada una de las posiciones, obteniéndose los resultados mostrados en la Figura 13.

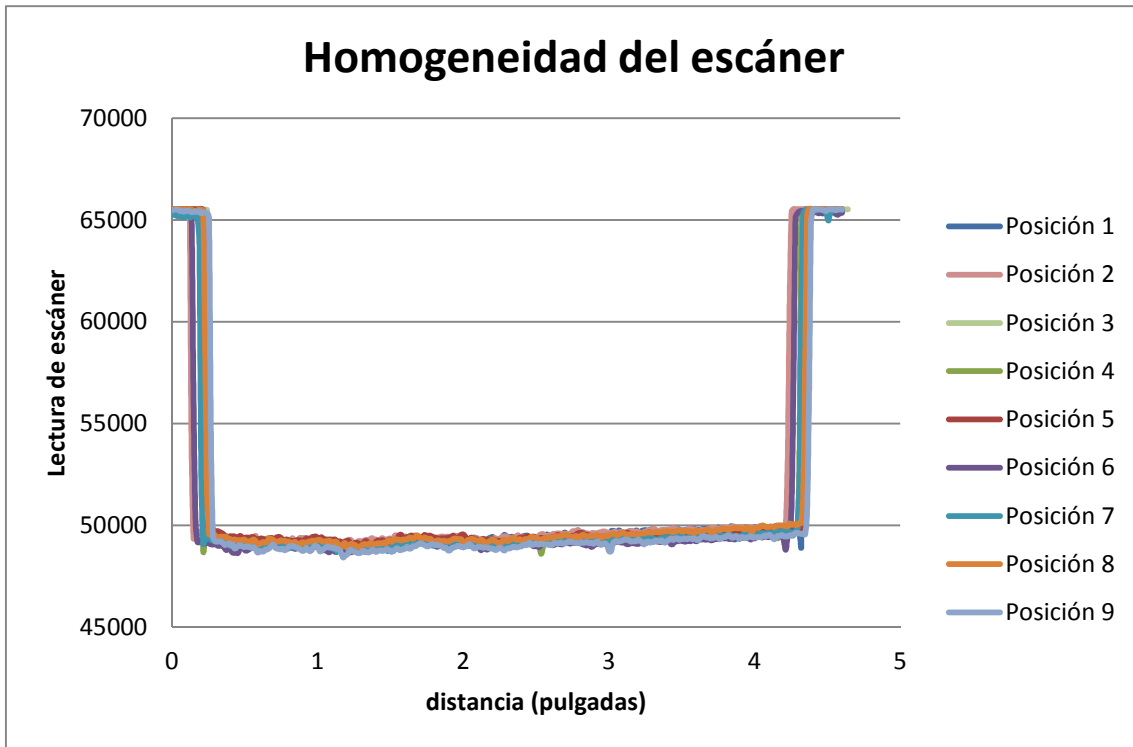


Figura 13. Estudio de la homogeneidad del escáner, empleando un rectángulo de película radiográfica de 10 x 10 cm<sup>2</sup> ubicado en nueve posiciones distintas del escáner.

Tras un análisis cuantitativo de las diferencias entre las diferentes posiciones, se obtiene una desviación promedio entre las medidas de un 0,78%. Registrándose un máximo de 1,48%, siendo un 2% la máxima desviación permitida según las tolerancias del TG-69.

## 2.5. Calibración de las películas radiocrómicas

La dosimetría con película obliga a realizar un calibrado, el cual convierte la densidad óptica que lee el escáner en un valor de dosis.

En el caso de las películas radiocrómicas, dicho calibrado debe realizarse para cada lote, ya que las propiedades físicas de la película pueden variar ligeramente entre los diferentes lotes de fabricación.

El proceso de caracterización de las películas radiocrómicas como sistema dosimétrico y su calibración es un proceso complejo en el que no sólo influirá la propia película, sino que también se verá afectado por el tipo de densitómetro o escáner usado en su lectura. Una correcta calibración permitirá, por otro lado, reducir el nivel de incertidumbre en todo el procedimiento, por lo que resulta fundamental definir de manera adecuada este aspecto.

La caracterización dosimétrica de las películas radiocrómicas, al igual que la de cualquier otro detector, debe realizarse mediante comparación frente a un sistema de dosimetría bien establecida como un conjunto cámara-electrómetro adecuadamente calibrado. La relación entre dosis absorbida y respuesta de la película a distintos niveles de irradiación conforman la llamada curva de respuesta o curva de calibración de la películas radiocrómicas.

Las condiciones usadas en la irradiación de las muestras de películas para su calibración siguen habitualmente las recomendaciones del TG-55 de la AAPM en cuanto a colocar las muestras de películas radiocrómicas en el centro de un campo de radiación amplio, perpendicular al haz y a la profundidad de interés (preferiblemente superior a 5 cm).

Existe variación en la forma de irradiar la película a las dosis de calibración. Un procedimiento consiste en realizar la irradiación a distintos niveles de dosis en una sola película con diferentes zonas de irradiación (35) (57). Otra posibilidad es utilizar un campo con cuña con distintos niveles de dosis (58), o bien cortar una película en piezas de menor tamaño siendo éstas las irradiadas (34) (59) (60) (39) (61) (62) (63). Es importante señalar que la independencia de la respuesta de la película con la energía hace que el tamaño de campo usado no influya en la curva de calibración. Este hecho ha sido verificado para campos entre 2 cm x 2 cm y 10 cm x 10 cm e incluso en el rango 5 cm x 5 cm a 40 cm x 40 cm llegándose en ambos casos a la misma conclusión (35) (64). Por tanto es posible la utilización de una sola curva de calibración para todas las dimensiones de irradiación lo que es de especial importancia en tratamientos como los de IMRT donde las variaciones en el tamaño del segmento llegan a ser bastante amplias.

El número de puntos utilizados para definir la curva sensitométrica resulta fundamental a la hora de reducir la incertidumbre (62). El número mínimo de puntos que se pueden utilizar es seis, pudiendo usarse hasta 35 puntos (35) (59) (65). Sin embargo con nueve puntos se obtienen buenos resultados (58) (66) (63).

El procedimiento de calibración contribuye a la incertidumbre total en un 0,5% (58) (62).

El procedimiento que se emplea en este trabajo consiste en una calibración de nueve niveles discretos de dosis.

La calibración se realiza de la siguiente manera:

1. El tamaño de una película es de 8'' x 10'' (20,32 cm x 25,4 cm) con el fin de poder hacer un único escaneo con todos los niveles de gris tanto para escáneres de tamaño A4 como A3, se propone recortar 10 tiras de 2,4 cm x 20,32 cm.

Nueve de esas tiras se emplearán para cada uno de los niveles de calibración y el último trozo se dejará sin irradiar y se almacena junto con los otros trozos para ser utilizado a modo de control.

2. Para la irradiación de las películas se emplea la siguiente geometría (Figura 14):
  - Distancia fuente superficie: 90 cm.
  - Profundidad 10 cm.
  - Tasa de dosis 600 UM/min.
  - Tamaño de campo: 20 cm x 20 cm.

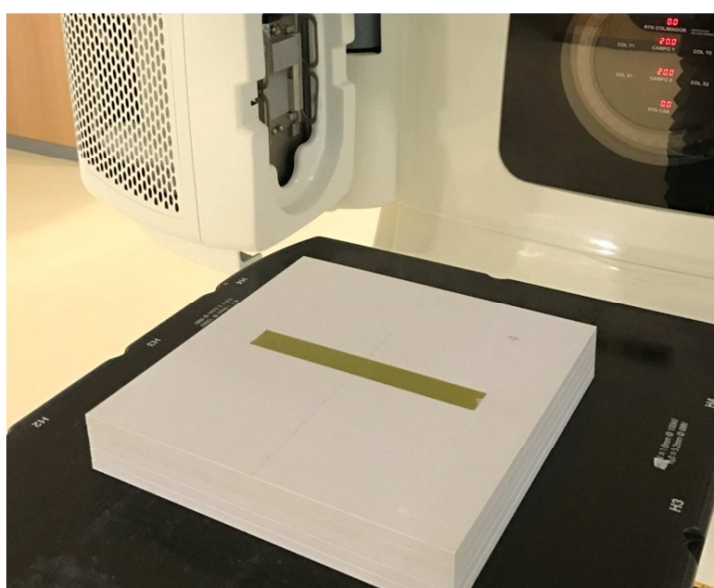


Figura 14. Montaje experimental para la adquisición de los diferentes niveles de dosis.

3. Siguiendo la geometría antes descrita se irradian los diferentes trozos a las dosis recogidas en la Tabla 3.

Nivel	UM	Dosis planificada (cGy)
1	25	21,25
2	50	42,50
3	100	85,00
4	150	127,50
5	200	170,00
6	275	233,75
7	350	297,50
8	425	361,25
9	500	425,00

Tabla 3. Dosis de calibración de cada uno de los niveles y las UM necesarias para alcanzar dicha dosis en cada nivel.

4. Los niveles de dosis recogidos en la Tabla 3 son valores obtenidos del planificador, con el fin de obtener una curva de calibración realista es necesario saber la dosis real con la que se ha irradiado cada nivel.

Para llevar a cabo esta corrección se mide la dosis de salida del acelerador en las mismas condiciones que se irradian las películas y se compara el valor obtenido con el valor que calcula el planificador. Obteniendo así un factor de corrección que se aplica a cada uno de los niveles de calibración.

5. Una vez conocida la dosis de cada nivel es necesario digitalizar todos los niveles. Para la digitalización se emplea una lámina de cristal de 0,5 cm de espesor, con el fin de eliminar bolsas de aire que se forman entre la película y el cristal de escáner (67).
6. Se inicia el programa del escáner y se definen las características de la adquisición:
  - Tipo de imagen: 48-bits-Color.
  - Resolución: 72 dpi.
  - Deshabilitar todos los ajustes de imagen, con el fin de obtener una imagen sin alteraciones.
  - No aplicar ninguna corrección de color.
7. Una vez completado el calentamiento del escáner adquirir tres imágenes iguales con el fin de obtener una dispersión en el valor de pixel de cada nivel.
8. Abrir en el programa ImageJ cada una de las imágenes adquiridas. Se separa cada imagen en los canales correspondientes a los tres colores y se desechan los canales azul y verde. Se define una región de interés en cada uno de los diferentes niveles.

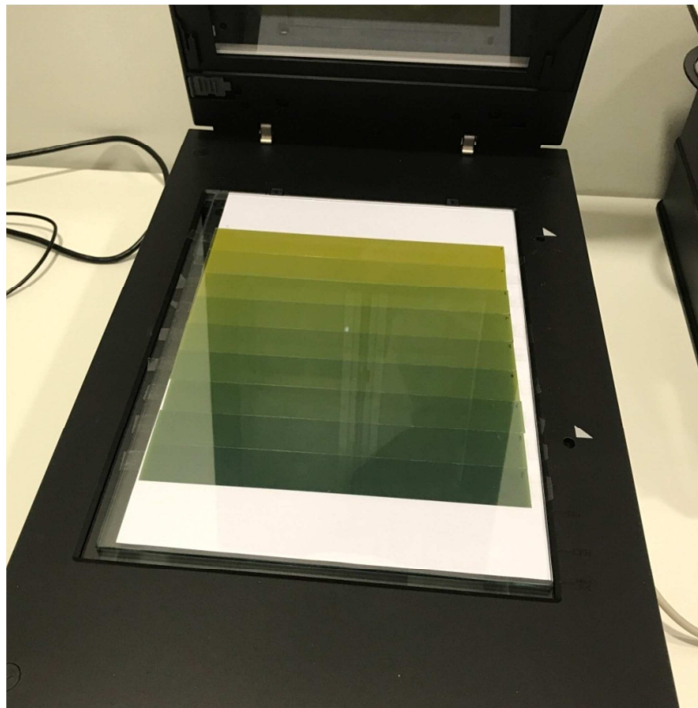


Figura 15. Montaje para la digitalización de los diferentes niveles de calibración. La adquisición se realiza por transmisión, se ha colocado una hoja de papel para mejorar la visualización del montaje en la imagen.

Como resultado del proceso de calibración del lote, lo que se obtiene es la equivalencia entre la dosis y el valor de pixel. Para el lote estudiado el resultado de la calibración puede verse en la Tabla 4.

Nivel	Dosis medida(cGy)	Valor de pixel
1	21,03	38429,53
2	42,06	36605,81
3	84,13	33875,16
4	126,19	31574,25
5	168,25	29716,70
6	231,35	27564,58
7	294,44	25700,91
8	357,54	24143,35
9	420,64	22850,94

Tabla 4. Resultado de la calibración del lote de películas EBT3.

Si representamos estos valores en un gráfico se observa como los valores de densidad óptica son mayores para las dosis inferiores y van disminuyendo a medida que aumenta la dosis.

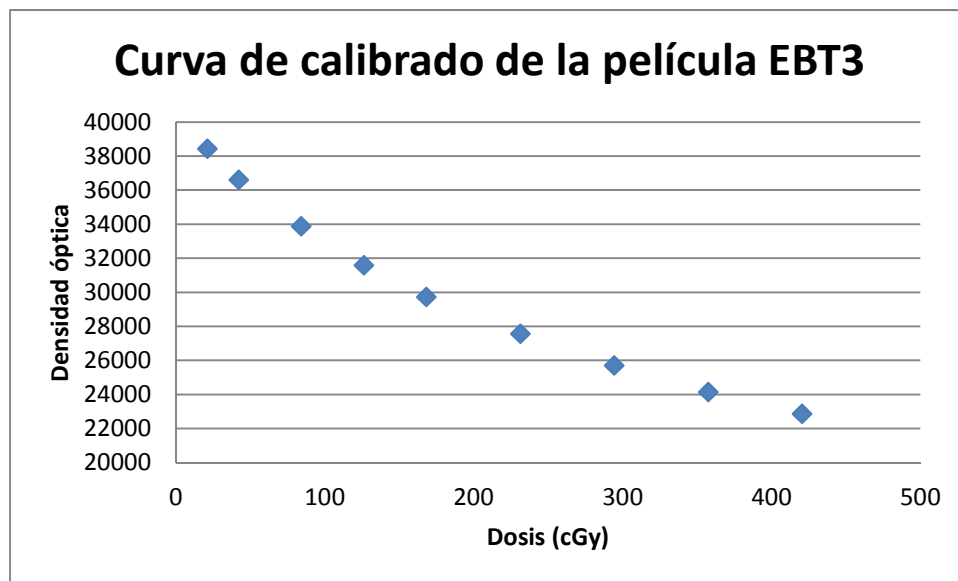


Figura 16. Curva de calibrado de la película EBT3.

El DoseLab empleará estos datos de densidad óptica en función de la dosis para obtener una curva de calibrado, realizando un ajuste de los datos a un polinomio de orden 3. El programa no permite la visualización de los coeficientes de dicho ajuste.

## 2.6. Creación de los planes de verificación

Siguiendo el procedimiento descrito en el anexo 1, se crea el plan de verificación para los tratamientos de IMRT, usando en este caso un maniquí formado por 15 láminas de PMMA.

Se ajusta la distancia foco superficie a 90 cm y se define el plano coronal que se encuentra a una profundidad de 10 cm como la distribución teórica.

## 2.7. Adecuación y preparación de los planes de verificación

Una vez calculado el plan de verificación se debe aprobar y programar para poder ser disparado en la unidad de tratamiento. Para ello se sigue el procedimiento descrito en el anexo 2.

Para poder llevar a cabo la comparación se debe exportar el plano coronal de la distribución teórica que se corresponda con el plano en el que se ha colocado la película.

Para ello se carga en el planificador el plan de verificación y se localiza el plano coronal que se encuentra a 10 cm de profundidad. Se selecciona la opción "Export Dose Plane..." y se almacena y etiqueta para ser usado posteriormente en la comparación.

La ventana de exportación puede verse en la Figura 17 donde el planificador nos permite seleccionar el tamaño del plano que se desea exportar, así como la opción de añadir unas marcas para posteriormente alinear la distribución teórica y experimental.

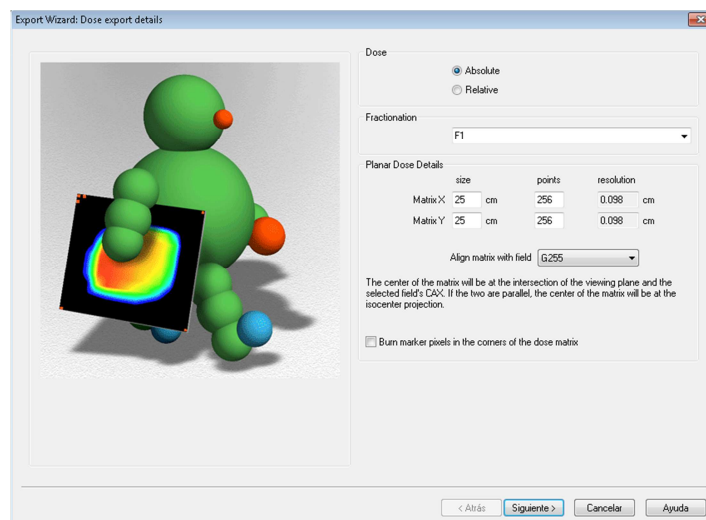


Figura 17. Ventana para exportar el plano de dosis, que se corresponde con la distribución teórica.

## **2.8. Adquisición y evaluación de los planes de verificación**

En este apartado se explicará como adquirir la distribución experimental de dosis, convertir esa imagen de grises en dosis y su posterior comparación con la distribución teórica.

### **2.8.1. Adquisición de la distribución experimental de dosis.**

Una vez el plan de verificación está calculado y preparado para ser disparado, se carga en la cola de trabajo, tal y como viene explicado en el Anexo 3.

Se posicionan sobre la mesa del acelerador 5 láminas de PMMA a modo de retrodispersión, acto seguido se coloca sobre el PMMA una película radiocrómica centrándola con la cruceta del acelerador (Figura 18).

Una vez centrada se colocan diez láminas de PMMA sobre la película y se ajusta la distancia fuente superficie a 90 cm quedando la película a 100 cm y se dispara el plan de verificación.



Figura 18. Montaje experimental para la adquisición de la distribución experimental de dosis empleando la película EBT3.

### **2.8.2. Digitalización de la película y calibración en dosis.**

Una vez disparada la distribución experimental se digitaliza empleando el escáner y con las siguientes condiciones:

- Tipo de imagen: 48-bits-Color.
- Resolución: 72 dpi.
- Deshabilitar todos los ajustes de imagen, con el fin de obtener una imagen sin alteraciones.
- No aplicar ninguna corrección de color.

Hay que señalar que se debe esperar un tiempo mínimo de cuatro horas desde que se irradia la película EBT3 hasta que se digitaliza (25).



Una vez digitalizada la película se inicia el programa DoseLab Pro y se selecciona la opción “Apply Calibration” (Figura 19), esta aplicación permite seleccionar las imágenes que se desean calibrar y el archivo Excel que contiene la calibración del lote de películas que se utiliza.

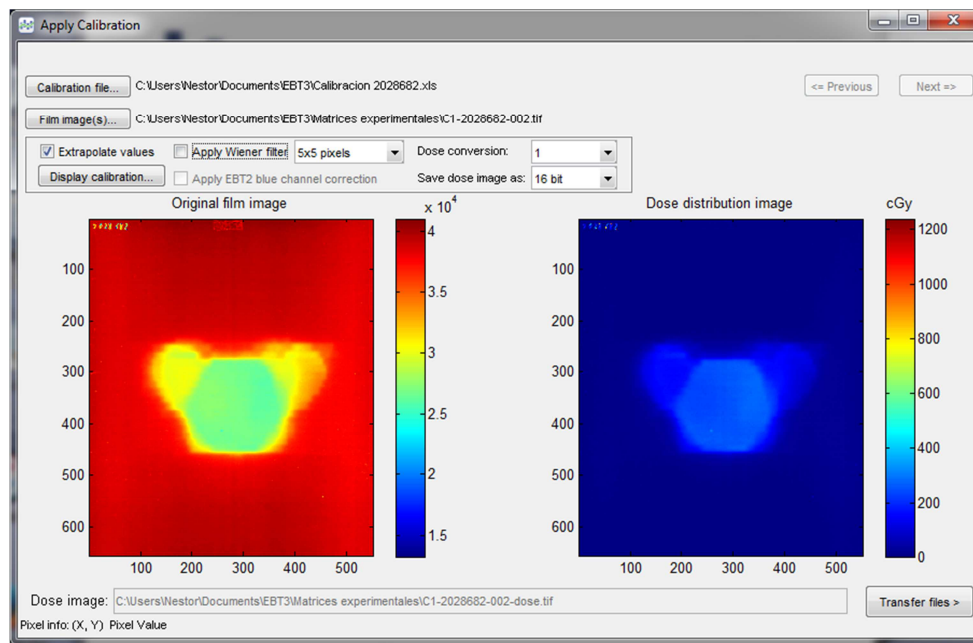


Figura 19. Aplicación “Apply Calibration”. A la izquierda se puede ver la imagen en escala de grises y a la derecha el resultado de aplicar la calibración en dosis de lote.

Una vez completado el proceso de calibración el programa almacena una nueva imagen calibrada en dosis, a la que le añade el sufijo “-dose”.

### 2.8.3. Comparación entre la distribución teórica y experimental.

Una vez calibrada en dosis la distribución experimental y exportada del planificador y comparada con la distribución teórica, se procede a la comparación de ambas. Para ello se emplea el módulo “Dose Comparison Interface”. En la Figura 20 se puede ver una vista general del módulo de comparación de dosis del DoseLab Pro. En esta ventana se cargan ambas distribuciones de dosis, seleccionando la resolución de cada una y si se debe aplicar algún factor de corrección de dosis.



Figura 20. Pantalla principal del módulo de comparación de distribuciones bidimensionales de dosis del programa DoseLab Pro. Desde esta ventana se cargan las dos distribuciones de dosis así como los diferentes elementos que se desean visualizar como resultado de la comparación.

Al iniciar la comparación la primera posibilidad es realizar rotaciones a izquierda y derecha y voltear ambas distribuciones bidimensionales.

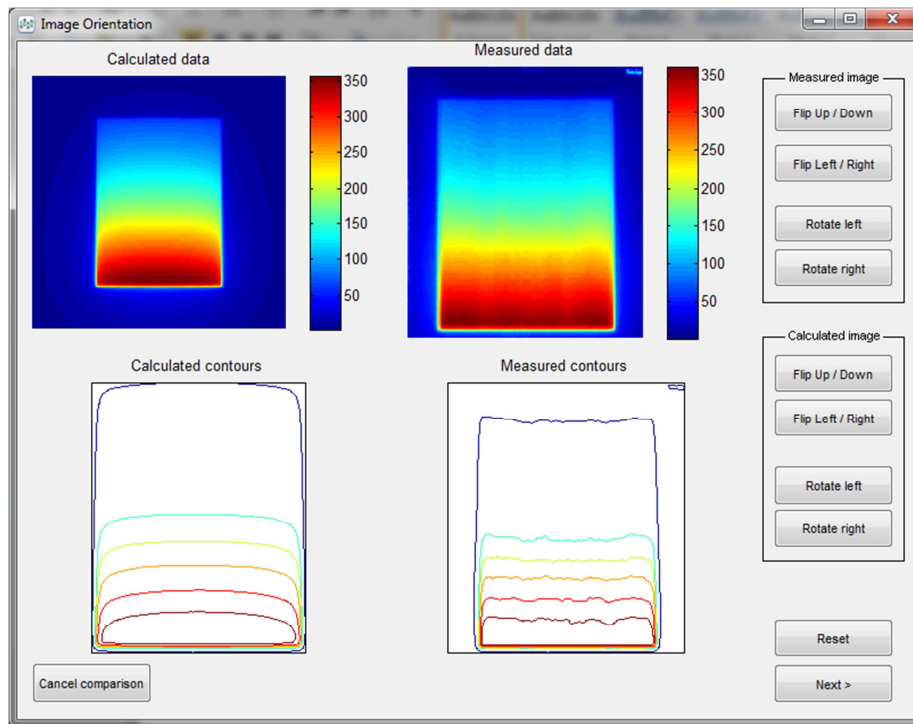


Figura 21. Ventana "Image Orientation" que permite girar ambas imágenes y/o voltearlas.

Una vez ambas imágenes están orientadas en el mismo sentido, el programa nos permite girar toda la distribución, seleccionando para ello dos puntos previamente marcados en la imagen. Esta corrección permite corregir algún giro incluido en el proceso de digitalización.

DoseLab Pro permite acotar sobre la distribución experimental la región de comparación. En la Figura 22 se ve la distribución experimental y sobre esta se puede seleccionar la región sobre la que se desea hacer la comparación.

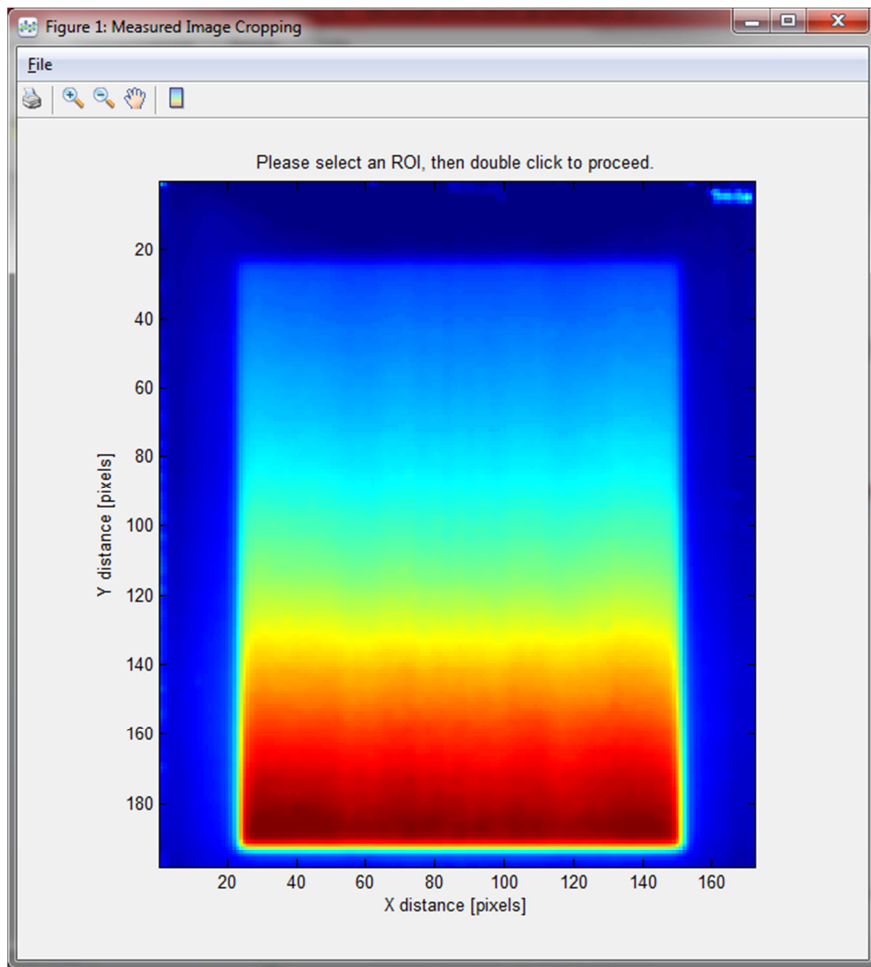


Figura 22. Ventana donde se visualiza la distribución teórica y permite hacer sobre ella una selección de la zona a analizar.

Por último el programa muestra el resultado de la superposición automática de ambas distribuciones. Permitiendo desplazamientos en los dos ejes. Para evaluar el resultado de la superposición se muestran dos perfiles, uno horizontal y otro vertical.

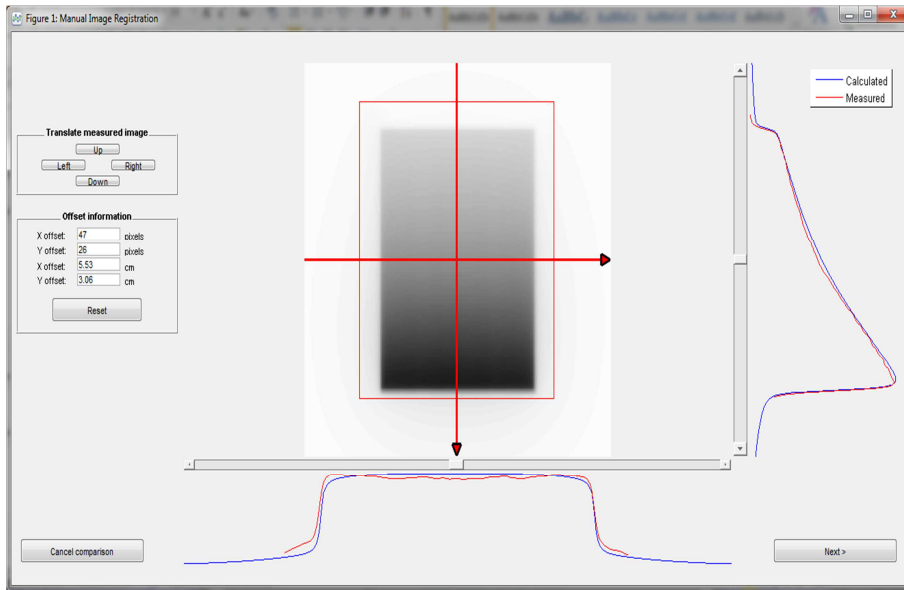


Figura 23. Ventana para evaluar la superposición de ambas distribuciones y hacer pequeñas modificaciones en los dos ejes.

Una vez se acepta la superposición el sistema ya hace los cálculos y calcula la función gamma, mostrando todos los elementos que se habían seleccionado para su visualización antes de empezar la comparación.



# Capítulo 3: Dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID)

### 3.1.Introducción:

La imagen portal es aquella que se obtiene usando la unidad de tratamiento como fuente de radiación (68).

Históricamente, la obtención de imágenes portales del paciente ha sido, y es, de gran utilidad en radioterapia.

En sus inicios se empleaban los dispositivos de imagen portal para verificar el correcto posicionamiento del paciente en la unidad de tratamiento. Hoy en día, la verificación de la posición ha evolucionado y son los sistemas de kilovoltaje los que se emplean para este fin en la mayoría de aceleradores. Esto no quiere decir que para algunas localizaciones o algunos casos se emplee la imagen portal. El uso más extendido de la imagen portal es como sistema de verificación pretratamiento. Actualmente ya existen soluciones que emplean el detector de imagen portal como herramienta para verificar la dosis que recibe el paciente en cada sesión (Dosimetría "In vivo").

A lo largo de los años los dispositivos de imagen portal han ido evolucionando. Los primeros sistemas utilizan como detector una película radiográfica dentro de un chasis entre dos placas metálicas (1 mm de cobre generalmente) cuyo objetivo es absorber la radiación dispersa, así como generar electrones que aumenten la respuesta y mejorar la calidad de imagen.

El chasis se coloca a su vez sobre un accesorio independiente que permite colocarlo en diferentes posiciones y orientaciones para que éste se oriente perpendicularmente al haz de radiación. Para mejorar la calidad de imagen se han ido desarrollando distintos tipos de película, modificaciones en el chasis y se han añadido pantallas de fósforo que mejoran la eficiencia de detección. Independientemente, estos sistemas presentan una serie de inconvenientes, como la dificultad en la colocación en posición y orientación perpendicular al haz de radiación, el tiempo de procesado de la película durante el cual existe el riesgo de que el paciente se mueva, la posibilidad de infra o sobre-exposición de la película, la influencia del proceso de revelado de la imagen, las dificultades en comparación con las imágenes de referencia y la obtención de resultados cuantitativos, etc. Además, si se quiere retener un registro informatizado de las imágenes, éstas ha de ser escaneadas con el consiguiente incremento en la carga de trabajo.

Para evitar algunos de estos problemas, desde los años 50 se han venido desarrollando distintos dispositivos electrónicos para producir imágenes portales (EPID, *Electronic Portal Imaging Devices*), aunque hasta los años 90 su uso no ha sido generalizado. La base de estos dispositivos es diversa y ha ido evolucionando a lo largo del tiempo. Desde el punto de vista geométrico, generalmente se encuentran integrados en la propia unidad de tratamiento y se sitúan mediante brazos mecanizados. Estos sistemas superan gran parte de los inconvenientes de las películas radiográficas comentados anteriormente: el proceso de colocación y orientación perpendicular al haz es mucho más simple y preciso, la imagen se obtiene en tiempo real y directamente en formato digital por lo que se puede manipular informáticamente para mejorar la visualización de las estructuras de interés (ajustes de ventana, filtros, etc.), etc. Además si las imágenes de referencia se encuentran en formato digital, tanto el proceso de registro de imágenes como la estimación cuantitativa de diferencias se simplifica y se realiza de manera fiable.



En cuanto a la calidad de imagen obtenida, ésta depende de diversos factores. En primer lugar, presentan un reducido contraste debido al uso de haces de fotones de alta energía en los que predomina la interacción Compton y se reduce la fotoeléctrica. Por este motivo, es aconsejable utilizar la menor energía disponible (69) (70), para obtener imágenes con el mayor contraste posible. Seguidamente, en la mayoría de sistemas el *Software* del equipo permite escoger entre diferentes relaciones calidad de imagen – dosis paciente, ya que el ruido cuántico disminuye con la cantidad de radiación que llega al EPID, pero por el contrario esto incrementa la dosis recibida por el paciente para la adquisición de la imagen. Por último, la tasa de dosis repercute en la calidad de imagen de algunos EPID, ya que el proceso de lectura está sincronizado con los pulsos de radiación.

La obtención de imágenes prácticamente en tiempo real permite la opción de adquirirlas antes, durante o después del tratamiento. En algunos sistemas se permite también la adquisición en forma de secuencia de cine, lo que permite verificar fácilmente si existen movimientos interfracción o intrafracción.

Existen otros usos de las imágenes portales adquiridas mediante EPID además de la verificación geométrica del tratamiento, como por ejemplo la dosimetría (71), el control de calidad de las unidades de tratamiento, el control de calidad de tratamientos de IMRT y la dosimetría “in vivo”. Todos estos aspectos han ido en aumento en últimos años y de desarrollarán a lo largo del presente capítulo.

A continuación se presenta una breve descripción del principio de funcionamiento y de las características de los tres tipos de EPID más extendidos (72), (73):

- EPID basados en fluoroscopia.
- EPID basados en cámaras de ionización líquidas
- EPID basados en matriz activa y panel plano.

### 3.1.1. EPID basados en fluoroscopia

Este tipo de EPID se encuentra disponible desde la década de 1980 y aunque actualmente ya no se comercializan, su uso sigue siendo relativamente común.

El principio de funcionamiento se ilustra en la Figura 24. Se basa en la conversión en luz visible de la radiación que ha atravesado al paciente y su registro mediante una cámara de vídeo.

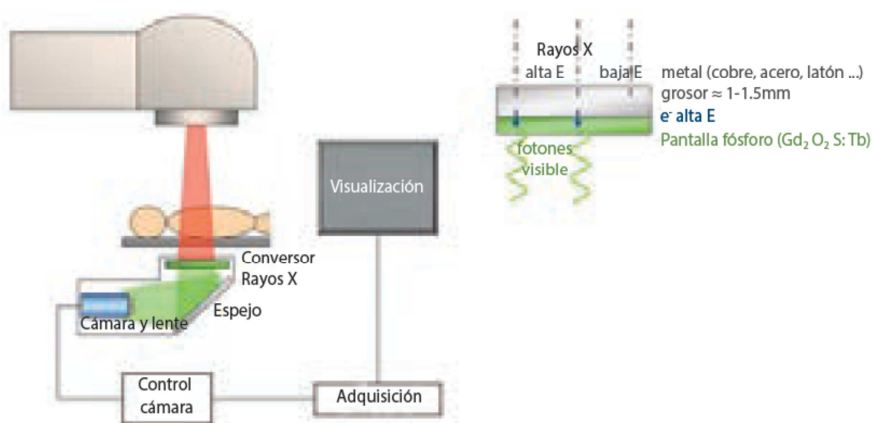


Figura 24. Principio de funcionamiento de los EPID basados en fluoroscopia (74).

El primer paso es convertir los rayos X incidentes en el EPID en fotones de luz visible. Esto se consigue con un convertidor de rayos X constituido por una placa metálica y una pantalla de fósforo. La placa metálica (1-1,5 mm de cobre, acero, latón, etc.) genera electrones de alta energía y absorbe los rayos X de baja energía. Los electrones generados en la placa metálica, generan a su vez fotones de luz visible en la pantalla de fósforo. Por último, estos fotones visibles pasan por una lente y se registran en la cámara de vídeo proporcionando la imagen.

Es conveniente retirar los componentes electrónicos del haz de radiación para evitar su deterioro. Para ello se utilizan uno o dos espejos, dependiendo del sistema, que reflejan la luz visible originada en el convertidor y hacen que ésta llegue finalmente a la lente y a la cámara situada fuera del haz directo (75).

La eficiencia cuántica de detección (ECD) de estos equipos es baja, situándose en valores inferiores al 1% (73) debido principalmente a la baja eficiencia del convertidor de rayos X (sólo un 2-4% de los rayos X proporcionan una señal medible) y al sistema óptico (sólo entre un 0,1 y un 0,01% de la luz llega a la cámara).

Estos dispositivos son relativamente voluminosos y suelen presentar problemas de fiabilidad geométrica (deformaciones, desalineaciones, etc.).

### 3.1.2. EPID basados en cámaras de ionización líquidas

Este tipo de EPID se encuentra disponible desde la década de 1990. Únicamente ha sido comercializado por un fabricante y actualmente ya no se encuentra disponible.

El principio de funcionamiento se ilustra en la Figura 25. Se basa en la utilización de cámaras de ionización para detectar la radiación que ha atravesado al paciente. Antes de llegar a las cámaras de ionización, y para aumentar la eficiencia de detección, los rayos X atraviesan una lámina de 1mm de plastoferrita que tiene la finalidad de generar electrones de alta energía y absorber los rayos X de baja energía. Las cámaras de ionización son líquidas (isooctano) para aumentar su respuesta (unas 300 veces mayor que en aire).

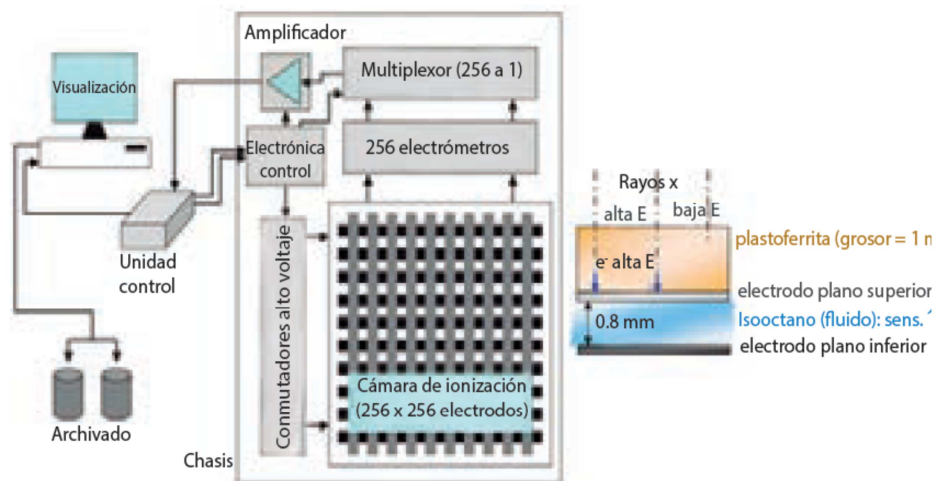


Figura 25. Principio de funcionamiento de los EPID basados en cámaras de ionización líquidas (74).

Para la obtención de la imagen, las cámaras de ionización líquidas se disponen en forma de matriz (256 x 256). El líquido es compartido por todas ellas, y los electrodos se disponen en dos conjuntos de filas ortogonales formando una red cuyos nodos corresponden a los píxeles de la imagen. Los electrodos distribuidos en filas horizontales se encuentran en un plano inferior al líquido y son los responsables de proporcionar el voltaje a las cámaras de ionización. Los electrodos distribuidos en filas verticales se encuentran en un plano entre la plastoferrita y el líquido y son los responsables de realizar la lectura.

El proceso de lectura se realiza mediante escaneo: el voltaje se aplica secuencialmente a cada electrodo y, para cada uno, se realiza el procesado de los electrodos de lectura. Es posible modificar este proceso agrupando los electrodos por pares para disminuir el tiempo y las unidades de monitor (UM) necesarias para obtener una imagen, aunque a costa de una disminución de la resolución espacial.

Las particularidades del proceso de lectura afectan a las características del dispositivo. La lectura proporcionada está fuertemente relacionada con la tasa de dosis absorbida, por lo que es muy importante la sincronización del proceso con los pulsos de radiación y ocasiona que estos equipos sean muy sensibles a las fluctuaciones de la tasa de dosis absorbida. Debido a que únicamente se aprovecha la radiación que llega a cada cámara durante el tiempo de su lectura, la ECD es baja, situándose alrededor del 0,5% (73). Por último, se trata de un dispositivo no isótropo debido al carácter secuencial línea a línea de la lectura.

Estos dispositivos son más compactos y presentan una mayor fiabilidad geométrica que los EPID basados en fluoroscopia. Sin embargo, existe la posibilidad de irradiar la electrónica circundante, lo que contribuye a su degradación.

### 3.1.3. EPID basados en matriz activa y panel plano

Este tipo de EPID se encuentra disponible desde el 2000 y es el que actualmente comercializan todos los fabricantes.

El principio de funcionamiento se ilustra en la Figura 26 y es análogo al de los detectores usados en radiología digital. El primer paso es convertir los rayos X incidentes en fotones de luz visible utilizando un convertidor de rayos X como el de los EPID basados en fluoroscopia (placa metálica de aproximadamente 1 mm de grosor y pantalla de fósforo). Estos fotones de luz visible son detectados por un fotodiodo de silicio, que actúa como un condensador e integra la señal hasta su lectura. Se trata, pues, de una detección indirecta de los rayos X. Los sistemas basados en detección directa se encuentran actualmente en fase de desarrollo y aún no están comercializados.

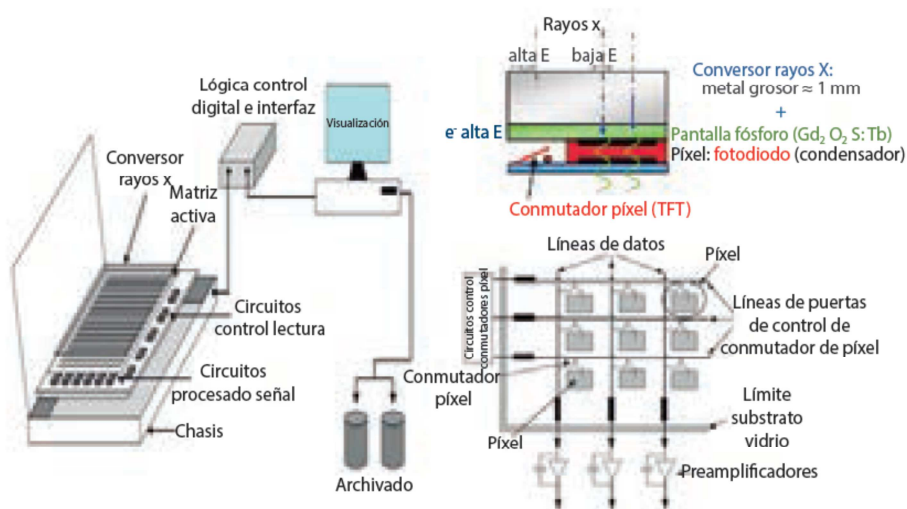


Figura 26. Principio de funcionamiento de los EPID de tipo AMFPI (74).

Para la obtención de la imagen, la matriz de fotodiodos se fabrica sobre un panel plano de silicio amorfo, lo que da nombre al tipo de dispositivo: matriz activa y panel plano (AMFPI, "Active Matrix Flat Panel Imager").

El proceso de lectura se controla mediante una matriz formada por transistores de película fina (TFT) que actúan como conmutadores de píxel. Al igual que en los EPID de cámaras de ionización líquidas, la lectura se realiza mediante escaneado: las líneas de control de conmutadores de píxel se activan secuencialmente y, para cada una de las líneas de control, se leen todos los píxeles. Es posible modificar este proceso agrupando diversas líneas de control para disminuir el tiempo y las UM necesarias para obtener una imagen, aunque a costa de una disminución de la resolución espacial. La respuesta de los píxeles es bastante lineal, lo que permite aplicaciones dosimétricas.

Las particularidades del proceso de lectura afectan a las características del dispositivo de una manera similar al caso de los EPID basados en cámaras de ionización líquidas, teniendo que el dispositivo no es isótropo debido al carácter secuencial línea a línea de la lectura y presenta una dependencia con la tasa. La diferencia estriba en que esta dependencia es mucho menor,

ya que los fotodiodos actúan como integradores de la señal, a diferencia de las cámaras de ionización que únicamente registraban la señal del momento en que se leían.

Por tanto, estos EPID presentan las ventajas que ya tenían los de cámaras de ionización líquidas sobre los de fluoroscopia en cuanto a fiabilidad geométrica y tamaño compacto. Además, superan a los de cámaras de ionización líquidas en eficiencia, en estabilidad frente a la tasa de dosis absorbida y en resolución espacial, ya que la tecnología asociada a los fotodiodos y TFT permite la fabricación de detectores más pequeños.

Como desventaja frente a los otros tipos destaca la mayor degradación que presentan con la radiación. Por un lado, la radiación genera defectos en el panel plano de silicio amorfo que pueden llevar a su sustitución. Además, existen componentes electrónicos no sólo en las zonas adyacentes, sino en los conmutadores de píxel que se encuentran dentro del propio detector y cuya degradación inutiliza permanentemente el píxel asociado.

Para la detección indirecta se utiliza un convertor de rayos x, que consiste en una placa metálica y un centelleador, con este último colocado directamente sobre el fotosensor integrado en la matriz (fotodiodo). La luz generada en el centelleador incide en el fotodiodo, donde se convierte en pares electrón-hueco. El elemento capacitivo de cada píxel está formado por este mismo fotodiodo, de forma que se mide la carga generada (Figura 27).

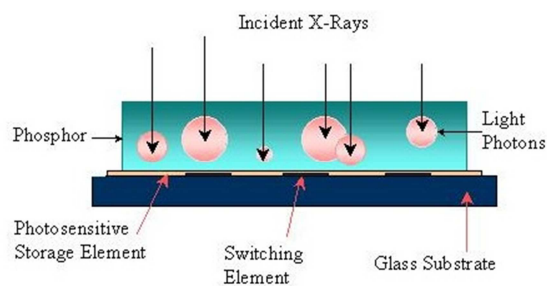


Figura 27. Esquema de la detección de la radiación mediante el método indirecto.

Por otro lado, para la detección directa, los AMFPis utilizan un convertor de rayos x consistente en una combinación de una placa metálica y un fotoconductor, éste acoplado electrónicamente a un condensador construido en cada píxel de forma separada. La radiación genera los pares electrón – hueco directamente en el fotoconductor y la señal de la imagen se almacena en los condensadores de los píxeles hasta su lectura (Figura 28)

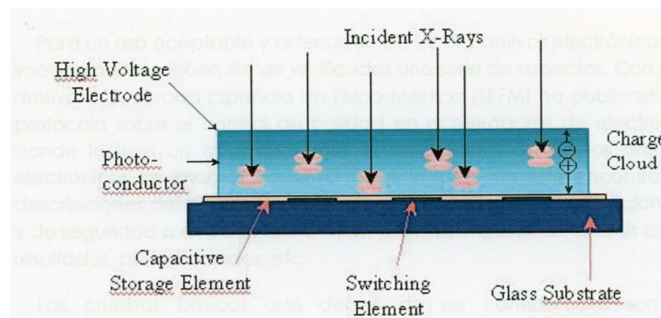


Figura 28. Esquema de la detección de la radiación mediante el método directo.

### 3.2. Física de la imagen portal

La verificación de tratamientos de radioterapia normalmente implica la comparación de una imagen portal adquirida durante la fracción de tratamiento con una imagen de referencia, la cual se genera antes de iniciar el tratamiento. Mientras que las imágenes portales se forman con el haz de megavoltaje usado en el tratamiento del paciente, la imagen de referencia puede ser una imagen de kilovoltaje, megavoltaje o una radiografía digitalmente reconstruida (RDR).

Es un hecho aceptado que la calidad de las imágenes adquiridas con haces de rayos X de megavoltaje son peores que las adquiridas con haces de rayos X de kilovoltaje. Además del bien conocido descenso del contraste de un objeto, a medida que la energía de los rayos X aumenta, otros muchos factores pueden influir en la pobre calidad de las imágenes portales. Estos factores pueden ser el funcionamiento del receptor, la dispersión de los rayos X a través del espesor del paciente, el tamaño de la fuente de rayos X, el ruido en el sistema humano ojo-cerebro y la posición del receptor de imágenes. En este apartado explicaremos cómo estos factores pueden influir en la calidad de la imagen portal, así como entender las limitaciones de la imágenes creadas con haces de rayos X de megavoltaje. Esto además contribuirá a saber qué se puede esperar de imágenes adquiridas con un dispositivo de imagen portal.

Para explicar todos estos efectos es necesario definir una serie de magnitudes físicas que nos darán una idea cuantitativa de la calidad de las imágenes. En la Figura 29 se puede observar el proceso de formación de imágenes y su relación con algunas de las magnitudes físicas indicadoras de la calidad de la imagen, tales como contraste, ruido, resolución espacial eficiencia cuántica de detección (ECD) de los dispositivos de imagen portal y dispersión de los rayos X.

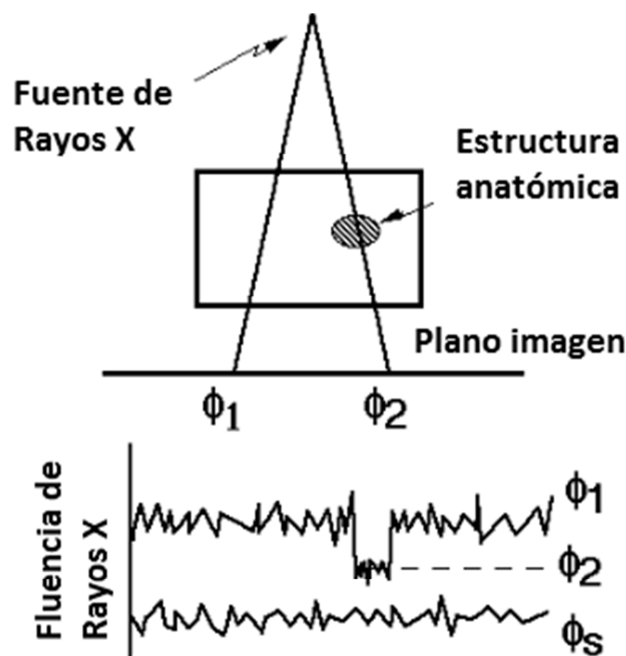


Figura 29. Representación gráfica del proceso de imagen. Fluencias  $\phi$  definidas en el texto

### 3.2.1. Contraste

El contraste (C) describe lo que un objeto se destaca de su entorno. Existen distintas definiciones, en este trabajo utilizaremos la definición de (76):

$$C = \frac{\text{señal}}{\text{señal media}} = \frac{\phi_{p2} - \phi_{p1}}{(\phi_{p2} - \phi_{p1} + 2\phi_s)/2}$$

Ecuación 3. Definición de contraste

Donde  $\phi_{p1}$ ,  $\phi_{p2}$  y  $\phi_s$  son la fluencias de fotones primarias y dispersa que llegan al receptor de la imagen (Figura 1). La ecuación 1 puede reescribirse (76):

$$C = \frac{2(1 - e^{-\Delta})}{1 + e^{-\Delta} + \frac{2 SF}{1 - SF}}$$

Ecuación 4. Definición alternativa de contraste

Donde  $\Delta$  es la diferencia de la atenuación entre un objeto y el fondo, por ejemplo, agua y hueso (es decir,  $\Delta = L_x |\mu_{hueso} - \mu_{agua}|$ ), donde  $\mu_{hueso}$  y  $\mu_{agua}$  son los coeficientes de atenuación de los rayos X para hueso y agua respectivamente,  $L_x$  es el espesor de la estructura anatómica y  $SF$  es la fracción de dispersión  $\{SF = \phi_s / (\phi_s + \phi_p)\}$ .

La Ecuación 3 muestra que el contraste aumenta al aumentar la diferencia en la atenuación a lo largo del camino que recorren los rayos X y disminuye al aumentar la fluencia de los fotones dispersos. Así, el contraste de un trozo de hueso de un espesor determinado se puede calcular usando la Ecuación 4. Para simplificar se suele calcular el contraste asumiendo que no hay dispersión de los rayos X (es decir,  $SF = 0$ ).

Con el fin de realizar una comparación asumimos 50 keV como la energía media de los haces de rayos X empleados en un simulador de radioterapia (100 kVp, imagen de diagnóstico) y 2 MeV para generar una imagen portal. Examinando el contraste del mismo objeto para estas dos energías típicas en el entorno de trabajo de un servicio de radioterapia, observamos que el contraste para el hueso disminuye de 0,5 a 0,037 (un factor 13), sin embargo se produce una variación de 0,2 a 0,05 para el agujero de aire (solo un factor 4). Esto explica la mayor visibilidad de estructuras con aire en comparación con estructuras óseas que se observa en las imágenes adquiridas con energías de MV en las unidades de tratamiento, frente a las adquiridas con kV en sistemas de simulación. (Figura 30)

El contraste es, por tanto, el resultado de las diferencias en la atenuación de los rayos X dentro del paciente, a bajas energías el efecto fotoeléctrico domina, ya que la sección eficaz del efecto fotoeléctrico es proporcional al número atómico y varía como  $Z^3$  (ley de Bragg-Pierce), con lo cual el mayor número atómico del hueso se traduce en un mayor coeficiente de atenuación que el del agua. Sin embargo, la sección eficaz del efecto fotoeléctrico es a su vez inversamente proporcional a la energía al cubo ( $1/E^3$ ).





Figura 30. Arriba a la derecha se puede ver una radiografía digitalmente reconstruida (RDR) de un TAC, abajo a la derecha se puede observar una imagen obtenida con el detector de imagen portal. La imagen de la izquierda consiste en la superposición de ambas con el fin de verificar la posición de paciente.

Esto se traduce en que la dispersión Compton empieza a ser la interacción dominante por encima de 20 keV para el tejido blando y por encima de 50 keV para el hueso (asumiendo que el número atómico del hueso es 13). Esta dependencia se puede observar en la Figura 31, donde se puede ver gráficamente como varía el coeficiente de absorción para un medio material, en este caso *NaI*.

La sección eficaz del efecto Compton depende de la densidad electrónica del material, la cual, con excepción del hidrógeno, varía solo ligeramente con el número atómico. La densidad electrónica del agua ( $\rho_e(\text{agua}) = 3,34 \times 10^{23} \text{ electrones/cm}^3$ ) es comparable con la del hueso ( $\rho_e(\text{hueso}) = 5,81 \times 10^{23} \text{ electrones/cm}^3$ ). Por lo tanto, la diferencia en la atenuación, y por lo tanto en el contraste se reduce significativamente con energías de megavoltaje.

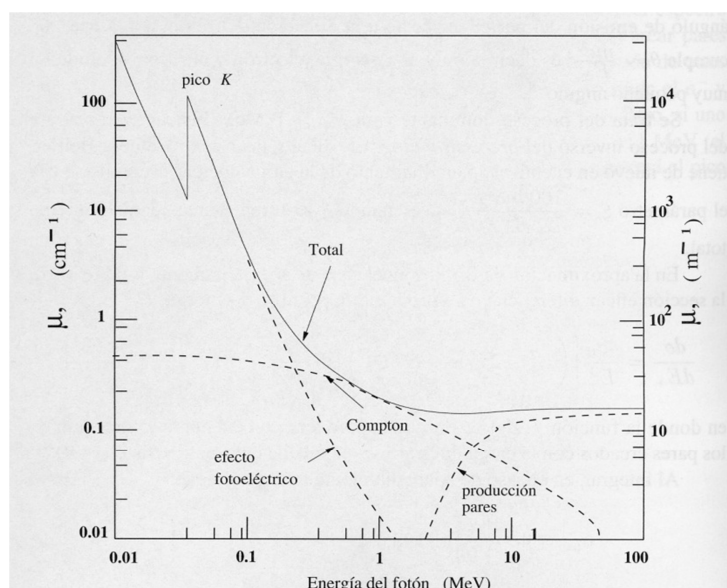


Figura 31. Coeficiente de absorción,  $\mu$ , para fotones en un detector de *NaI* (77).

### 3.2.2. Relación señal-ruido (SNR<sup>1</sup>)

El concepto más importante a entender es que la calidad de las imágenes (o la capacidad de ver estructuras óseas) va a estar determinado en última instancia no por el contraste del objeto del cual se adquiere la imagen, sino por el cociente señal-ruido (CSR) de la imagen, es decir, la diferencia entre la señal que se registra en un objeto y la señal que corresponde con el fondo.

#### 3.2.2.1. Ruido cuántico

Distintos elementos contribuyen en el cociente señal-ruido.

Un elemento que contribuye a esto es la estadística cuántica de los rayos X.

Esto queda explicado nuevamente en la Figura 29, la cual muestra el proceso de formación de una imagen de rayos X. La diferencia en la atenuación entre un objeto y sus alrededores (por ejemplo, contraste de un objeto) da como resultado un número diferente de rayos X que interactúan con el receptor de rayos X. El contraste del objeto viene determinado por la energía del haz de rayos X, las propiedades radiológicas del objeto del que se desea adquirir la imagen y de la cantidad de rayos X dispersos que alcanzan el detector. Sin embargo, puesto que la formación de imágenes es un proceso estadístico que implica la detección de cuantos discretos de rayos X habrá una incertidumbre estadística (conocida como moteado cuántico de rayos X) en el número de cuantos de rayos X que interactúan con el receptor de imágenes. La detectabilidad de un objeto dependerá, por lo tanto, no sólo de lo grande que sea la diferencia en la atenuación de un objeto con respecto a sus alrededores, sino de cómo de grande es esa diferencia comparada con la incertidumbre de la señal, es decir, el SNR.

La cantidad de cuantos de rayos X detectados en un cierto intervalo de tiempo responden a una distribución de Poisson, dado que se dispone de poca estadística. Para un proceso Poissoniano, la diferencia en el número de sucesos detectados es igual al número medio de fotones detectados. Por lo tanto, si la fluencia media es conocida, el SNR puede ser calculado. La relación señal ruido para la señal de la estructura mostrada en la Figura 29 se calcula como:

$$SNR = \frac{\text{señal de la imagen}}{\text{ruido}} = \frac{\phi_{p2} - \phi_{p1}}{(\phi_{p2} - \phi_{p1} + 2\phi_s)/2}$$

Ecuación 5. Definición del cociente señal-ruido.

Si la ecuación anterior la reescribimos en términos de la geometría mostrada en la Figura 29 obtenemos:

$$SNR = \sqrt{A \cdot \phi_i \cdot T \cdot \eta} \frac{2(1 - e^{-\Delta})}{1 + e^{-\Delta} + \frac{2SF}{1-SF}}$$

Ecuación 6. Definición de la relación señal-ruido para la geometría estudiada.

---

<sup>1</sup> En toda la bibliografía la relación señal-ruido es conocida por sus siglas en inglés SNR, con lo que para este trabajo utilizaremos sus siglas en inglés

Donde:  $A$  es el área del detector,  $\phi_i$  es la fluencia incidente,  $T$  es la transmisión del paciente y  $\eta$  es la eficiencia del detector de rayos X. La Ecuación 6 muestra que el CSR, como el contraste, disminuye a medida que la diferencia en la atenuación entre el objeto y el fondo ( $\Delta$ ) disminuye. Aunque, al contrario que el contraste el SNR es proporcional al número de rayos X detectados ( $A \cdot \phi_i \cdot T \cdot \eta = \text{área} \times \text{fluencia} \times \text{transmisión} \times \text{eficiencia de detección} = \text{número de rayos x detectados}$ ). Además, la dispersión reduce el SNR, por que añade ruido sin contribuir a la señal.

El SNR en función de la energía de los rayos x puede calcularse por ejemplo, para un espesor de 1 cm de hueso usando la Ecuación 6. Una imagen típica de diagnóstico administra una dosis de 0,05 cGy al paciente (78). Para el mismo paciente e imágenes de megavoltaje el CSR es aproximadamente 100 veces menor. Mientras que el CSR de las imágenes de diagnóstico satisface el criterio de *Rose*<sup>2</sup> para la visibilidad de las imágenes (SNR=5) (76) las imágenes de megavoltaje no lo satisfacen, a pesar que la misma fluencia de fotones deposita una dosis mayor. Las dosis más comunes en imágenes de megavoltaje se pueden observar en la Tabla 5.

Energía	Diagnóstico (50 keV)	Terapia (2 MeV)	Terapia (2 MeV)	Terapia (2 MeV)	Terapia (2 MeV)
<b>Dosis al paciente</b>	0,05 cGy	0,05 cGy	1 cGy	10 cGy	55 cGy
<b>SNR</b>	71	<1	4.8	15	35

Tabla 5. Cálculo del SNR para energías de diagnóstico y terapia (68).

Este ejemplo sencillo demuestra que el SNR de un objeto disminuye con el aumento de la energía de rayos X. Este aumento de la energía no sólo hace que el contraste del objeto disminuya, sino que la tasa de variación depende del número atómico efectivo del objeto. Además, el CSR de la señal del hueso disminuye rápidamente con el aumento de la energía. Esto se traduce en que para la misma dosis al paciente, el CSR es mucho menor para imágenes de megavoltaje (2 MeV) que para las imágenes de diagnóstico (50 keV). Para dosis típicas de diagnóstico y de tratamiento de 0,05 cGy y 10 cGy respectivamente, la diferencia en el CSR se reduce. El CSR es sólo cinco veces inferior para energías de megavoltaje.

### 3.2.2.2. Eficiencia Cuántica

Mientras que el ruido cuántico afecta a la calidad de la imagen, la eficiencia de propagación de los cuantos hasta el nivel final de detección puede tener un efecto elevado sobre el SNR. Un análisis de la eficiencia cuántica de detección (ECD) de un sistema de imagen determina la magnitud de este efecto. Si bien una introducción exhaustiva en la ECD está más allá del alcance de este trabajo (79), comentaremos brevemente que es la ECD y el impacto que puede tener a la hora de diseñar un dispositivo de imagen.

La ECD es una medida de cómo de eficiente es el sistema de detección en transferir la información contenida en el haz de radiación que incide sobre el detector. Esto se expresa como el cociente entre el cuadrado del SNR saliente y el cuadrado del SNR incidente, siendo

<sup>2</sup> Una explicación detallada del criterio de Rose para la visibilidad de las imágenes puede encontrarse en (166).

función de la frecuencia espacial (80). Este concepto expresado matemáticamente puede verse en la Ecuación 7.

$$ECD = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2}$$

Ecuación 7. Definición matemática de la eficiencia cuántica de detección.

El receptor de imagen debe siempre tener una alta ECD de manera que una gran fracción de los cuantos de rayos X incidentes realmente interactúen con el detector. En realidad los sistemas de imagen portal generalmente operan con una baja eficiencia cuántica. Todos los sistemas comerciales de imagen portal usan una placa de metal con el objetivo de convertir los fotones en electrones Compton. En los dispositivos de imagen portal basados en fluoroscopia se usa una pantalla de fósforo para convertir los electrones en fotones visibles. Los sistemas basados en cámaras de ionización líquidas detectan directamente la ionización producida por los electrones. Mientras que aproximadamente el 4% de los cuantos de rayos X incidentes interactúan con la placa metálica, menos del 1% de los cuantos incidentes de rayos X generan electrones que salen del metal, propagando los cuantos más abajo hacia la cadena de formación de imágenes. La Figura 32 muestra la eficiencia de 1 mm de cobre en contacto con diferentes espesores de pantallas de fosforo, cuando se irradia con un haz de 2 MeV. Los sistemas convencionales de imagen portal adquiridas bajo una lámina de metal, sin fósforo, tienen una eficiencia cuántica aproximada de un 1%.

La Figura 32 muestra que la ECD aumenta a medida que aumenta el espesor de la pantalla de fósforo, ya que los cuantos de rayos X incidentes también pueden interactuar directamente dentro de la pantalla de fósforo (81). Por lo tanto la presencia de una pantalla de fósforo aumenta la eficiencia cuántica de los dispositivos de imagen portal. Por ejemplo, una pantalla de fósforo con un espesor de 200 mg/cm<sup>2</sup> (en un sistema de imagen portal basado en cámaras) tiene una eficiencia cuántica aproximadamente 2,5 veces mayor que los casetes usados para imágenes portales. Un argumento similar puede usarse para los dispositivos de imagen portal basados en cámaras de ionización líquidas, donde una placa con un espesor aproximado de 80 mg/cm<sup>2</sup> produce un aumento similar en la eficiencia cuántica.

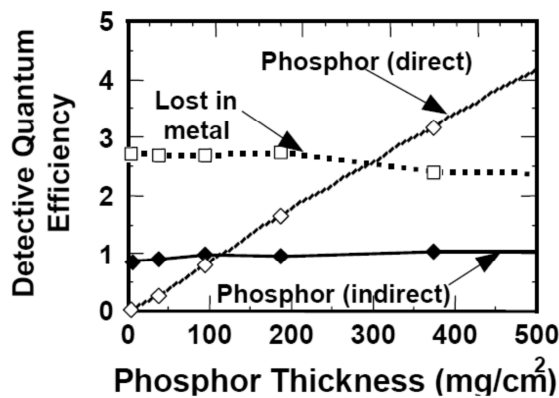


Figura 32. ECD para diferentes pantallas de fósforo. La curva "Phosphor (indirect)" representa los cuantos que primero interactúan con la placa metálica y depositan energía en la pantalla de fósforo. La curva "Lost in metal" representa aquellos cuantos que interactúan con la placa metálica pero no depositan energía en la pantalla de fósforo (68).

Intentos directos de aumentar la eficiencia cuántica aumentando el espesor y/o la densidad de la placa metálica de los detectores de rayos x resultan a menudo ineficaces.

Típicamente, la resolución espacial se deteriora debido al aumento de la extensión de la región de deposición de rayos X. Para los EPIDs basados en cámaras, se suelen emplear pantallas de fósforo gruesas. Además de la pérdida de resolución espacial y de transmisión de luz óptica, este tipo de pantallas no suelen estar fabricadas de manera uniforme, lo que añade ruido al sistema de imágenes. Es poco probable que el aumento del espesor de las pantallas de fósforo de más beneficios.

### **3.2.2.3. Otras fuentes de ruido**

El análisis anterior del CSR y la eficiencia cuántica se basa únicamente en el ruido cuántico de rayos X y no incluye otras fuentes de ruido, cada una de las cuales puede tener un efecto importante en la calidad de la imagen. Hay una gran cantidad fuentes de ruido en cualquier sistema de imagen portal, entre los cuales destaca el ruido de absorción de energía (82), el ruido añadido por el sistema de imagen y el ruido en el sistema visual humano.

Hay que tener presente que solo una pequeña cantidad de la información procedente del haz de rayos X es extraído por los dispositivos electrónicos de imagen portal y películas portales. De hecho, a la exposición típica (o dosis) utilizada para la obtención de imágenes, la fluencia de rayos X que llega al receptor de la imagen es generalmente 100 veces mayor en las energías de megavoltaje que en las energías de kilovoltaje (83).

Diversas publicaciones (84) (85) (86) sugieren que las películas portales convencionales registran más información que los sistemas electrónicos de imagen portal, pero la experiencia de los usuarios de sistemas electrónicos y los estudios de contraste-detalle (87) sugieren que la visualización mejorada de imágenes adquiridas con sistemas electrónicos reduce el efecto del ruido asociado al observador (88). Esto se debe a la mejor resolución de contraste del EPID y a la capacidad de procesar las imágenes.

El receptor de imagen ideal sería un sistema electrónico o de película que no agrega ruido a la imagen y que muestra la imagen óptimamente. Productos que ya se encuentran en el mercado, como la película EC-L y los paneles de silicio amorfos, se acercan a este ideal.

### **3.2.3. Resolución espacial**

Otro factor importante que influye en la calidad de la imagen, pero que no está incluido en el modelo descrito anteriormente, es la resolución espacial. La resolución espacial es la propiedad que describe la capacidad de un sistema de imagen de apreciar con exactitud objetos representados en las dos dimensiones espaciales de la imagen. El concepto clásico de resolución espacial hace referencia a la cualidad de un sistema de imagen de distinguir dos objetos representados a medida que se hacen más pequeños y más cercanos entre ellos. Cuanto más cerca se encuentran uno del otro y el sistema es todavía capaz de apreciarlos como separados, mejor resolución espacial posee. Si se continúa reduciendo la distancia entre

los dos objetos llega un momento en el que se aprecian como uno solo. En este instante la resolución espacial se ha perdido.

De manera cualitativa podemos entonces decir si un sistema de imagen posee una buena resolución espacial simplemente adquiriendo una imagen de un maniquí con un patrón de barras o círculos conocidos (Figura 33). Viendo cuáles somos capaces de visualizar obtendríamos una primera valoración. No obstante, esta medida es subjetiva, depende de un observador concreto y por tanto no es comparable entre distintos observadores. Es necesaria una medida cuantitativa de esta característica de los sistemas ópticos.

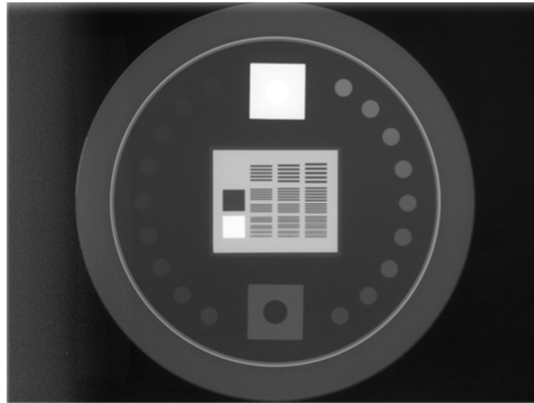


Figura 33. Imagen adquirida con el sistema de imagen portal de un maniquí con un patrón de barras y discos de contraste (Maniquí TOR-18FG de la marca Leeds test objcets)

La manera más sencilla sería intentar reproducir con nuestro sistema de imagen médica un pequeño agujero circular (pinhole). Sabemos que estamos adquiriendo la imagen de un punto, por lo que deberíamos observar gracias a nuestro detector precisamente eso, un único punto de mismo tamaño que el objeto (si no existe magnificación) y de la misma intensidad todo él, en contraste con el resto de la imagen. En la práctica, lo que obtendremos (si el sistema es isotrópico) será un círculo de intensidad decreciente hacia el exterior del círculo y cuyo radio será más grande cuanto peor sea la resolución del sistema. En un sistema ideal, un perfil de intensidad de la imagen realizado sobre un punto nos daría un pulso cuadrado bastante estrecho, mientras que en la realidad obtenemos una función dispersa, similar o igual a una gaussiana como se puede ver en la Figura 34, donde se puede observar cómo los bordes pierden definición, pasando de un perfil con cambio de intensidad brusco a uno en que la intensidad decrece de manera gradual.

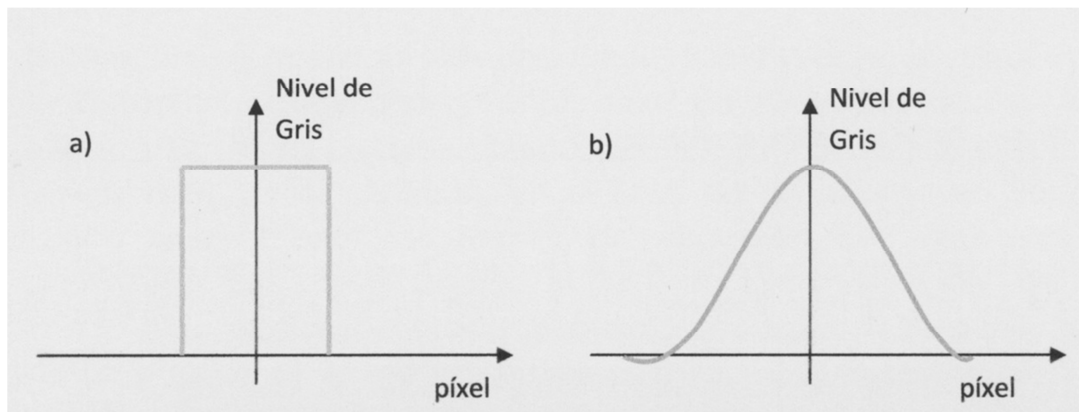


Figura 34. Ejemplo de la borrosidad que introduce un sistema óptico en un pinhole: a) Perfil ideal de un pinhole; b) Perfil real obtenido de un pinole.

Si el sistema es isoplanar (la forma de la imagen no se modifica si el objeto se mueve en el plano del objeto), podemos definir una función de dispersión puntual (respuesta impulsional o “point spread function” (PSF)) que mida la borrosidad que introduce el sistema. Se define, de este modo, como la distribución de intensidad de radiación en la imagen de una apertura infinitamente pequeña (fuente puntual) que radia con intensidad unidad.

Como es difícil conseguir una abertura de las características deseadas (¿cómo de pequeño debe de ser para considerarse un pinhole?) El tamaño de un pinhole en fotografía es de aproximadamente 0,15 mm para distancias cortas y, en cambio en medicina nuclear para energías de kV es de 1 a 2 mm) puede utilizarse en sistemas lineales la función de dispersión lineal (“line spread function” (LSF)), que representa la distribución de intensidad de una fuente lineal (Figura 35). Si el sistema es isotrópico, obteniendo un único perfil de intensidad de una fuente lineal (LSF) sería posible obtener la PSF del sistema puesto que coincidirían. Por el contrario, en el caso de un sistema no isotrópico habría que obtener los perfiles de dispersión de línea en todas direcciones. Experimentalmente la LSF es mucho más sencilla de medir que la PSF. Ahora ya poseemos información sobre el estado final y el inicial y debemos encontrar una función que nos relacione ambos estados. Entra en juego la función de transferencia óptica (OTF), basada en el teorema de Fourier, que se define como la relación entre la modulación de salida y la de entrada junto con el desfase, expresada en función de la frecuencia espacial. El valor absoluto de la OTF se define como la función de transferencia de modulación (“modulation transfer function” (MTF)) del sistema.

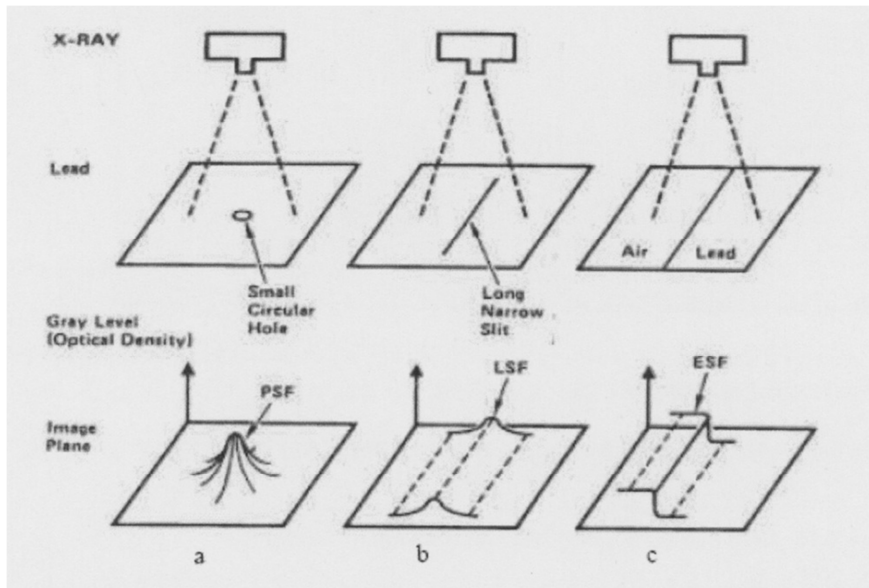


Figura 35. Experimento para visualizar la PSF. Encontraremos la respuesta del sistema óptico ante un objeto, de izquierda a derecha: una pequeña abertura circular, una estrecha línea y un borde (cambio brusco de intensidad).

Para entender estos conceptos debemos conocer el teorema de Fourier y algunas de sus implicaciones. El teorema de Fourier nos proporciona una herramienta muy potente para reproducir cualquier función periódica continua, con un número finito de máximos y mínimos en cualquier periodo, gracias a su desarrollo en una única serie trigonométrica uniformemente convergente a dicha función, llamada *serie de Fourier*. Esto es, una señal periódica admite un desarrollo en serie cuyos términos (armónicos) son múltiplos pares o impares de la frecuencia de repetición.

$$v(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(nwt) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(nwt)$$

donde:

$$n = \text{entero}$$

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_T v(t) \cos(0wt) dt = \frac{1}{T} \int_T v(t) dt$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_T v(t) \cos(nwt) dt$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_T v(t) \sin(nwt) dt$$

Trabajando con imágenes digitales las frecuencias temporales se convierten en frecuencias espaciales y los tiempos, por tanto, en distancias. El paso de distancias a frecuencias se realiza de igual manera que la obtención de la frecuencia temporal a partir del valor del periodo:

$$f_n = \frac{n}{(\text{número de pixeles seleccionados}) \times (\text{mm pixel})}$$



Por tanto, cada función trigonométrica con su correspondiente frecuencia irá pesada por un coeficiente propio. Siguiendo esta línea, podemos emplear la transformada de Fourier para conocer, de una función, cuáles son sus frecuencias espectrales y con cuánta intensidad contribuyen (sus coeficientes), no siendo necesario que la función sea periódica en el tiempo siempre y cuando sea finita (matemáticamente podemos decir que ese pulso se repite temporalmente y obtendremos la misma información).

De esta manera, si tenemos un perfil sinusoidal proveniente por ejemplo, de un perfil de dispersión puntual (PSF), sabemos cuáles son sus frecuencias espectrales (únicamente debería aparecer una) (Figura 36) y con qué coeficientes (de intensidad 1 ya que está normalizado), así que la comparación entre una y otra nos daría cuánto modifica el sistema óptico la imagen, cuánta borrosidad le da a los perfiles de los objetos. De hecho, nunca nos aparecerá una función tipo delta sino que tendremos una distribución de puntos, que caen a cero, con una cierta anchura. Cuanto más se diferencie del caso ideal, peor será la resolución del sistema. Y esto en definitiva es lo que estamos buscando, una medida de su poder de resolución. Una manera de cuantificarla puede ser el parámetro **f50**, que se define como la resolución (medida en pares de líneas por mm) al 50% de la MTF normalizada, y proporciona un valor numérico para la resolución espacial del sistema.

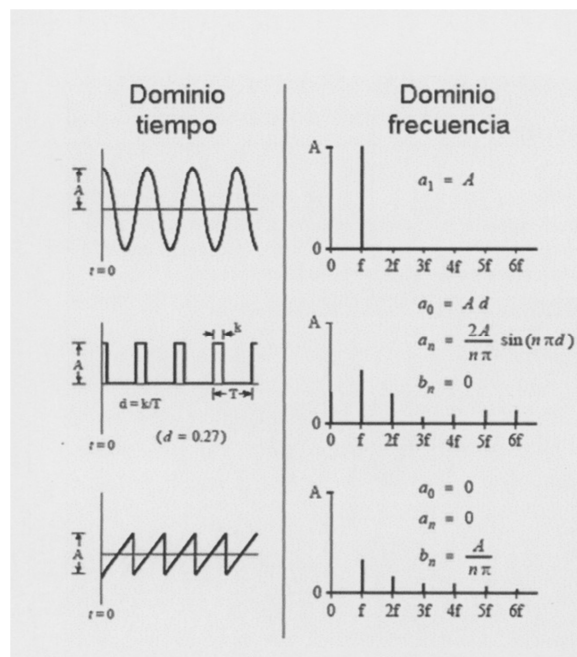


Figura 36. Estudio temporal y frecuencial de tres tipos de señales: trigonométrica, cuadrada y diente de sierra.

Realmente, la imagen que recibimos en nuestro monitor ha pasado por una serie de sistemas internos del detector en los que va perdiendo intensidad y resolución. No obstante, gracias a la propiedad multiplicativa de la Transformada de Fourier, la MTF del sistema que obtenemos corresponde con la multiplicación de todas las MTFs del subsistema.

La función de transferencia de modulación, queda teóricamente definida de la siguiente manera:

$$MTF(f) = |F[LSF(x)]| = \left| \int_{-\infty}^{\infty} [LSF(x)e^{-j2\pi xf}] dx \right|$$

Donde F expresa la Transformada de Fourier

Los perfiles de los que se disponen en imagen digital provienen de una serie de puntos discretos y no de una función continua, por ello se utiliza la expresión discretizada a la que además se le aplica la fórmula de Euler para operar más cómodamente con los números imaginarios. La transformada de Fourier se aproxima numéricamente usando la transformada de Fourier discreta:

$$\begin{aligned} MTF(f_k) &= \sum_{n=1}^{N-1} LSF(x) \left[ \cos\left(2\pi \frac{n}{N} k\right) - i \sin\left(2\pi \frac{n}{N} k\right) \right] \\ &= \sum_{n=0}^N LSF(x) [\cos(2\pi x_n f_k) - i \sin(2\pi x_n f_k)] \end{aligned}$$

Donde,

$$n = 0, 1, 2, \dots, N - 1 \text{ (perteneciente al píxel)}$$

$$k = 0, 1, 2, \dots, N - 1 \text{ (perteneciente a la frecuencia)}$$

$$N = \text{numero de puntos}$$

Así que una vez que poseemos el valor de la PSF o la LSF (cuyos perfiles coinciden en sistemas isotrópicos) podemos obtener el parámetro f50 a través de su Transformada de Fourier normalizada.

En la práctica es de mayor utilidad trabajar con un perfil de dispersión de borde ("Edge Spread Function" (ESF)), es decir, la imagen que produce un objeto que consiste en un cambio brusco de luminosidad entre dos semiplanos (Figura 37), puesto que es mucho más sencillo de conseguir (sólo se precisa de un maniquí rectangular) y la primera derivada de éste espectro a la distancia nos proporciona el perfil de dispersión de línea.

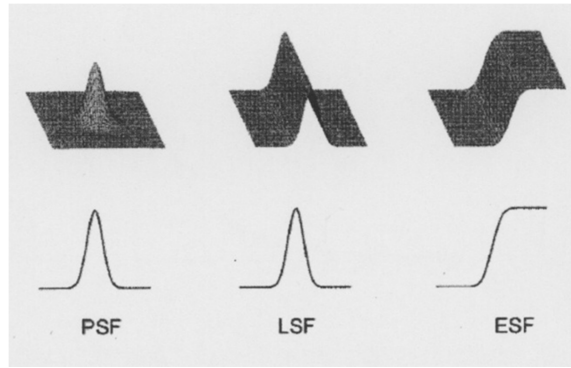


Figura 37. La función de dispersión puntual (PSF), dispersión lineal (LSF) y de borde (ESF). Están mostradas isométricamente en la parte superior y en perfil en la inferior.

$$ESF(x) = \frac{d}{dx} LSF(x) \approx \frac{\Delta LSF(x)}{\Delta x}$$

Ecuación 8. Ecuación para el cálculo de la ESF a partir de la LSF

El método que utilizaremos, por tanto, para el cálculo de la resolución espacial consiste en el registro de la función de borde, la derivación de la señal para obtener la LSF y la Transformada de Fourier en una dimensión de esta última (Figura 38). La derivación es una operación muy sensible a las imperfecciones de la señal original, y por tanto en este método hay que poner especial cuidado en la eliminación de errores y ruido en la etapa de registro.

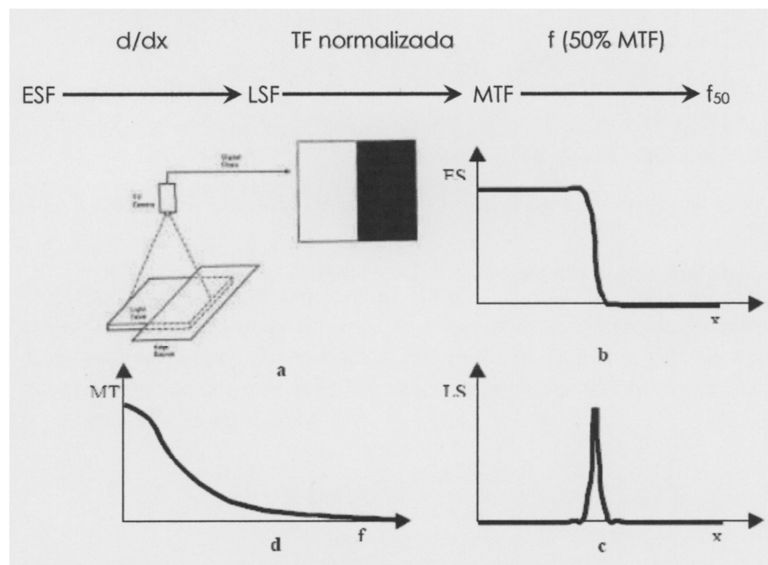


Figura 38. Experimento para relacionar ESF, LSF y MTF.

### 3.3.Descripción del dispositivo

El sistema de imagen utilizado en este trabajo está acoplado a un acelerador Clinac DHX de la empresa Varian Medical System y se denomina “Image Acquisition System 3 (IAS 3)”. El IAS 3 está formado por tres elementos: un panel de silicio amorfo (a-Si), la electrónica necesaria para adquirir la imagen y el software de adquisición de imágenes.

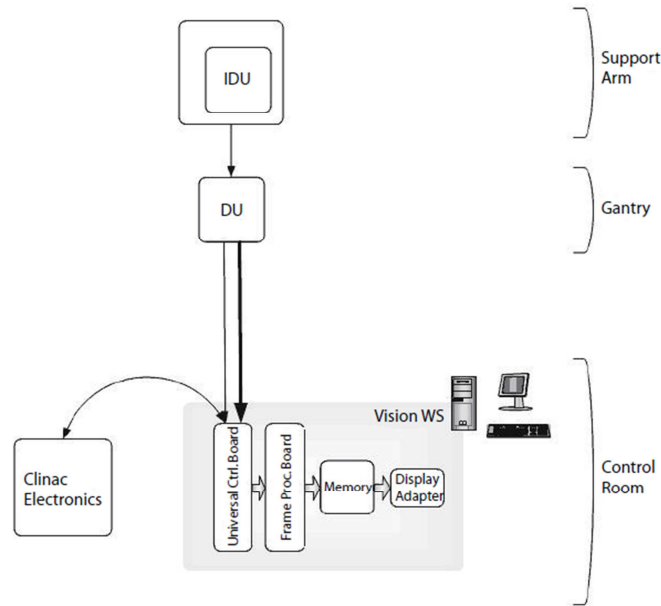


Figura 39. Resumen del IAS3 para las imágenes de Megavoltaje.

En la Figura 39 puede verse de forma esquemática la cadena asociada a la obtención, procesamiento y visualización de la imagen del dispositivo de imagen portal. En esta imagen se diferencian los elementos en función de su localización, encontrándose la unidad de detección de imagen (IDU) montada sobre un brazo mecanizado y moviéndose solidariamente con el giro del brazo del acelerador. En el Gantry se localiza la unidad de digitalización (DU) y el resto de elementos se ubican en la sala de control.

En la Tabla 6 puede verse una descripción de cada uno de los elementos presentados en la Figura 39.

Elemento	Descripción
Detector/IDU	El detector/ IDU (Unidad de detección de imagen) convierte los rayos x en señales eléctricas. Estas señales se transmiten al DU
DU	La unidad de digitalización (DU) convierte la información analógica de los píxeles en datos digitales, los cuales se transmiten a través de un bus de alta velocidad a la UCB en la estación de trabajo. EL DU se ubica en el gantry o cerca de él. La fuente de alimentación (PSU) del detector está en la misma ubicación.
UCB	La tarjeta de control (UCB) es uno de los dos componentes periféricos interconectados (PCI) en la estación de trabajo. La UCB recibe los datos de los píxeles, los codifica y transfiere la información a la FPB.

FPB	La tarjeta de procesamiento (FPB) es el segundo de los componentes periféricos interconectados. La FPB es la responsable de las correcciones que se realizan sobre la imagen (dark field, flood field, pixel muerto, etc.) La imagen es transferida desde esta tarjeta al dispositivo de visualización de la estación de trabajo y la almacena.
SW Driver	La estación de trabajo dispone de un programa para la visualización de las imágenes adquiridas.

Tabla 6. Descripción de los elementos que componen el IAS3.

### 3.3.1. Generación de la imagen

El esquema de los elementos que componen el detector es similar al de las películas radiográficas originales (Figura 40). Un centelleador en el IDU convierte los rayos x incidentes en fotones visibles. La luz es captada por una matriz de fotodiodos en el panel de silicio amorfo. Los fotodiodos integran la luz incidente y la convierten en carga eléctrica.

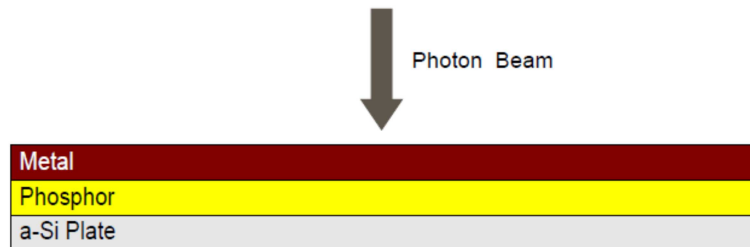


Figura 40. Esquema de los diferentes elementos que componen la región de acumulación del detector.

La electrónica del detector permite la transferencia de las cargas desde los diferentes píxeles a los circuitos electrónicos por medio de la activación de la matriz de los píxeles fila por fila mientras se leen las columnas, es decir, se activa una fila y se leen todos los píxeles de esa fila columna a columna, acto seguido se activa la siguiente fila y se leen nuevamente todos los píxeles de esta fila, y así hasta completar todas las filas del detector. Una descripción visual de este proceso puede verse en la Figura 41.

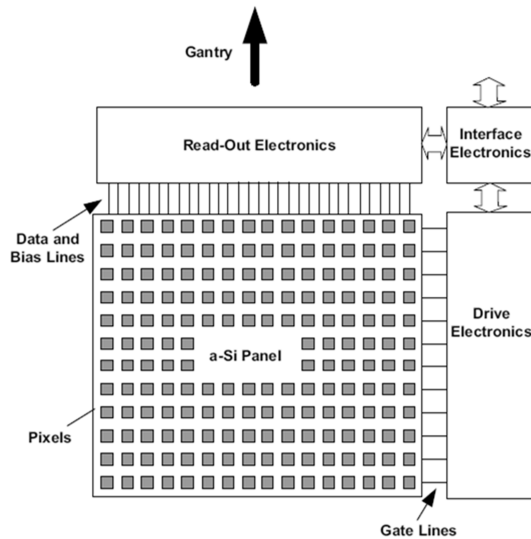


Figura 41. Diagrama de la unidad de detección de imagen (IDU).

Cada píxel del panel consiste básicamente en un fotodiodo sensible a la luz y un transistor de película delgada (TFT). Los fotodiodos actúan como un condensador porque la luz recibida se integra y se captura como una carga eléctrica. Habilitando la línea de puerta (gate line), el TFT se vuelve transparente (Figura 42) y la carga retenida en el fotodiodo se lee sobre la línea de datos.

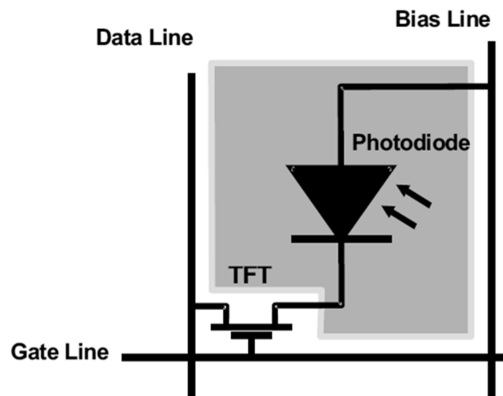


Figura 42. Esquema para la lectura de la información contenida en un pixel.

Para adquirir una imagen, los píxeles se disponen formando una matriz, la Figura 43 muestra una pequeña parte de la estructura de la matriz del detector. La electrónica de control de puerta activa la primera fila, es decir, todos los TFT de toda la fila de píxeles se vuelven transparentes. Las cargas retenidas en todos los fotodiodos de esta fila en particular se conducen a la electrónica de lectura que tiene un único amplificador de carga por columna. Tan pronto como se lee una fila, el sistema cambia a la fila siguiente y así hasta que se genera toda la imagen.

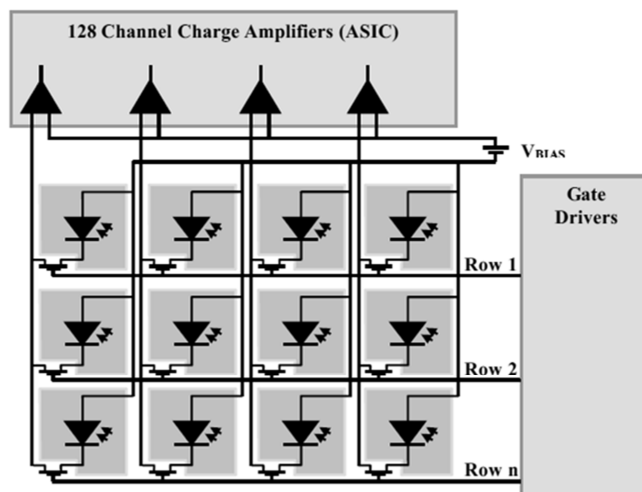


Figura 43. Diagrama de la matriz del detector.

### 3.3.2. Modos de adquisición

El IAS 3 dispone de cinco modos diferentes de adquisición de imagen, los cuales tienen los siguientes nombres en inglés:

- Last Image Hold
- Low Dose Image
- High Quality Image
- Continuous acquisition
- Integrated Image

La primera opción es el modo de adquisición que se emplea para las tareas de mantenimiento del dispositivo, y no tiene utilidad para este trabajo.

Las dos siguientes opciones sincronizan la adquisición de la imagen con el disparo del haz y detienen la radiación cuando la calidad de imagen alcanza los valores predeterminados. En el caso del modo “Low Dose Image” se prioriza obtener una imagen de baja dosis a costa de perder algo de calidad en la misma. Por el contrario el modo “High Quality Image” prioriza la calidad de la imagen frente a la dosis que reciba el paciente. Este tipo de imagen son las que se emplean para la verificación de la posición del paciente.

El modo “Continuous acquisition” se asemeja a una fluoroscopia, ya que va adquiriendo la imagen y la visualiza en el momento, pero no almacena ningún archivo con la información. Este modo es útil si se desea seguir el movimiento de un objeto a medida que varía el tiempo.

Por último, el modo “Integrated Image” consiste en ir sumando a lo largo del tiempo toda la información que va recibiendo el detector y presentar al final del disparo una única imagen integrada a lo largo del tiempo.

Este último modo será el que se estudie en este trabajo, ya que tanto las pruebas de aceptación como los posteriores desarrollos para la verificación pretratamiento de pacientes emplearán este tipo de imagen.

### **3.4. Calibración del dispositivo de imagen portal**

Todo nuevo EPID requiere de su calibración. Dicha calibración se divide en dos partes. La primera es calibrar mecánicamente el brazo sobre el que va montado el detector. La segunda parte consiste en calibrar el detector, para que este sea capaz de adquirir una imagen, aplicar las correcciones necesarias y mostrar una imagen final.

A continuación se describen detalladamente ambos procesos.

#### **3.4.1. Calibración del brazo.**

Ya se ha comentado en apartados anteriores que el detector va montado sobre un brazo mecánico articulado.

El brazo tiene una serie de articulaciones semejantes a las articulaciones del brazo humano. Cada una de estas articulaciones contiene un “encoder”, los cuales se usan para saber en qué posición está cada articulación.

Estos encoders tienen almacenado el valor de tensión para el cual la articulación describe un ángulo de  $90^{\circ}$ . La calibración consiste en correlacionar ese valor de tensión del encoder, con el valor de tensión que tiene el motor de la misma.

Un fallo muy común en este tipo de dispositivos es perder esa calibración, bien sea por un fallo en la alimentación mientras se mueve el brazo, por una diferencia entre la lectura del potenciómetro primario y el secundario, o porque se borra deliberadamente la calibración (89). Es necesario antes de realizar las diferentes pruebas de calidad de imagen que el brazo esté calibrado tal y como viene descrito en el propio manual del dispositivo (89).

#### **3.4.2. Calibración del detector**

Antes de poder adquirir una imagen que sea útil para el trabajo, es necesario tomar una serie de imágenes de calibración para cada uno de los modos de adquisición disponibles.

Hay dos tipos de imágenes de calibración o de corrección:

- Imagen de corriente oscura (en inglés “Dark field”(DF))
- Imagen de ganancia (en inglés “Flood field” (FF))

Un conjunto de calibración incluye una imagen de corriente oscura y una imagen de ganancia correspondiente a un modo de calibración.

Cada conjunto de calibración se almacena en la base de datos del IAS3.

El acelerador dispone de un procedimiento específico para la adquisición de imágenes de calibrado y corrección, el cual viene ampliamente descrito en el manual del detector (89).

#### **Imagen de corriente oscura:**

En la imagen de corriente oscura (Figura 44), los valores de cada pixel se miden de manera individual adquiriendo una imagen sin radiación.



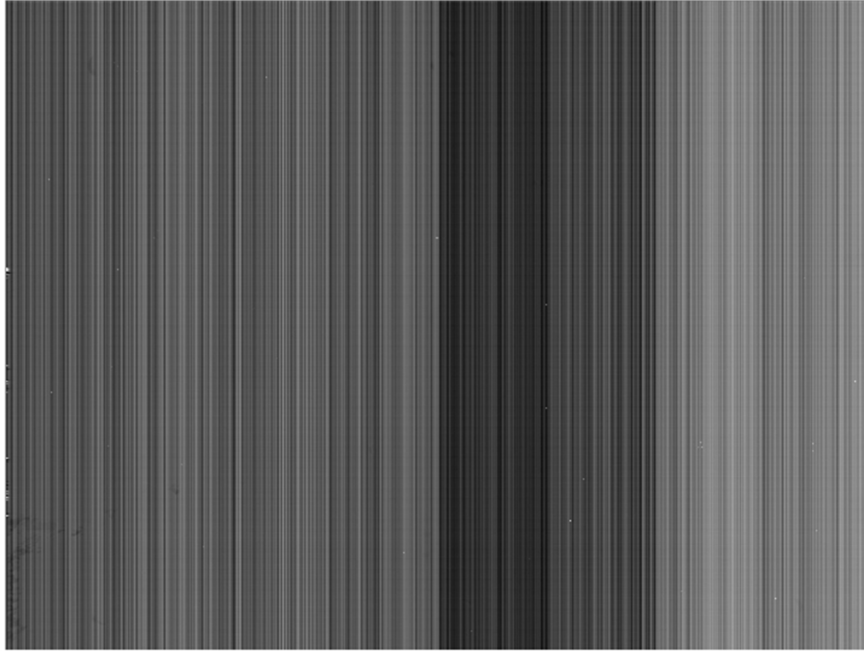


Figura 44. Imagen de a la corriente oscura para la energía de 6 MV.

Con el fin de reducir el ruido se adquieren una serie rápida de imágenes y se promedia. Esta imagen contiene imperfecciones de la matriz y factores de salida de los electrómetros. Las imágenes de corriente oscura son diferentes para cada conjunto de calibración (son función del tiempo de adquisición propio de cada modo), pero son independientes del hardware del acelerador, ya que se adquieren sin radiación.

En general las imágenes de corriente oscura presentan barras verticales oscuras y brillantes con un espaciado aleatorio.

Los valores individuales de cada pixel se determinarán de forma periódica adquiriendo una imagen sin radiación.

#### **Imagen de ganancia:**

Al igual que en caso de la imagen de corriente oscura para la imagen de ganancia se adquiere una serie rápida de imágenes y se promedia con el fin de reducir el ruido. Esta imagen contiene una representación de la homogeneidad del haz, la sensibilidad individual de cada pixel y las ganancias del electrómetro.

Para obtener la imagen de ganancia se posiciona el detector a una distancia fuente detector de 100 cm y se colima un campo de 40 cm x 32 cm (con el fin de cubrir toda el área sensible del detector) y se dispara un campo con suficientes UM, el propio sistema cuando tenga suficiente información detiene la adquisición.

La sensibilidad de cada pixel se determinará de forma periódica adquiriendo una imagen con radiación para un campo abierto sin ningún objeto entre el foco de radiación y el detector.

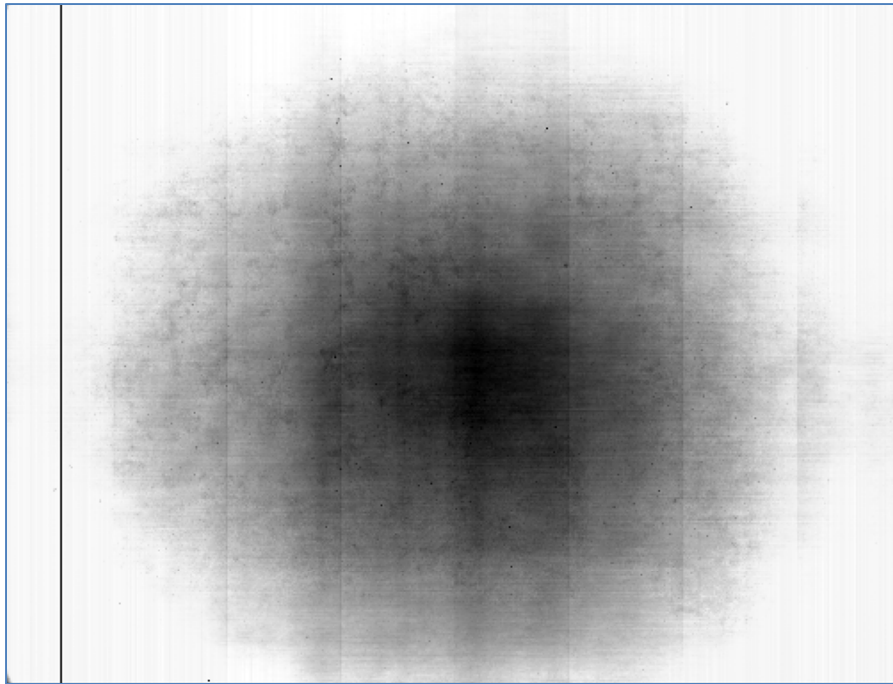


Figura 45. Imagen de ganancia del EPD para la energía de 6 MV.

Las imágenes de ganancia son diferentes para cada conjunto de tiempos de adquisición parámetros y configuración del hardware. Por ejemplo, variaciones en la tasa de dosis que ocurran durante la adquisición de la imagen pueden producir una mala corrección de ganancia de las siguientes imágenes.

**Corrección de la imagen:**

Si se asume que las propiedades físicas del detector no varían a corto plazo, se consigue una buena calidad de imagen aplicando correcciones sobre la imagen adquirida, empleando la imagen de ganancia y la imagen de corriente oscura.

Esta corrección se puede resumir de la siguiente manera:

$$\boxed{\text{Imagen final}} = \frac{\boxed{\text{Imagen adquirida}} - \boxed{\text{Imagen de corriente oscura}}}{\boxed{\text{Imagen de ganancia}}}$$

**3.4.2.1. Calibración en dosis del EPID**

Para poder emplear el EPID como dispositivo de verificación de tratamientos de IMRT, es necesario calibrar en dosis el dispositivo, esto es, correlacionar la señal que detecta el EPID con la dosis depositada.

Esto es necesario realizarlo por diversos motivos, el primero y más importante es porque la respuesta del detector no es lineal ni con la tasa de dosis ni con las UM, tal y como se estudiará más adelante. Por ello necesitamos un sistema de verificación que sea independiente de la tasa de dosis y que tenga una respuesta lineal con las UM administradas.

En segundo lugar, porque sin esta calibración las comparaciones que podríamos realizar son relativas, ya que no tendríamos forma de asignar un valor de dosis a la señal que recoge el dispositivo, y por tanto sería un sistema de verificación incompleto.

### **3.5.Aceptación del dispositivo**

Una vez completados los procesos de calibración del brazo y el detector, es necesario comprobar que esas calibraciones se han realizado correctamente y que el dispositivo completo (Brazo + detector) es apto para el uso clínico. Con este fin se presentan un conjunto de pruebas divididas en dos bloques, el primer bloque se centra en evaluar la parte mecánica del dispositivo y el segundo bloque tiene como finalidad evaluar la imagen generada, tanto en calidad como estabilidad (90).

#### **3.5.1. Test de aceptación mecánicos**

Como se ha mencionado en el apartado anterior el dispositivo de imagen portal va montado sobre un brazo articulado (Figura 46), permitiendo el posicionamiento automático del detector, para poder declarar como apto para uso clínico el conjunto detector más brazo robótico deben de pasar rigurosas pruebas de aceptación.

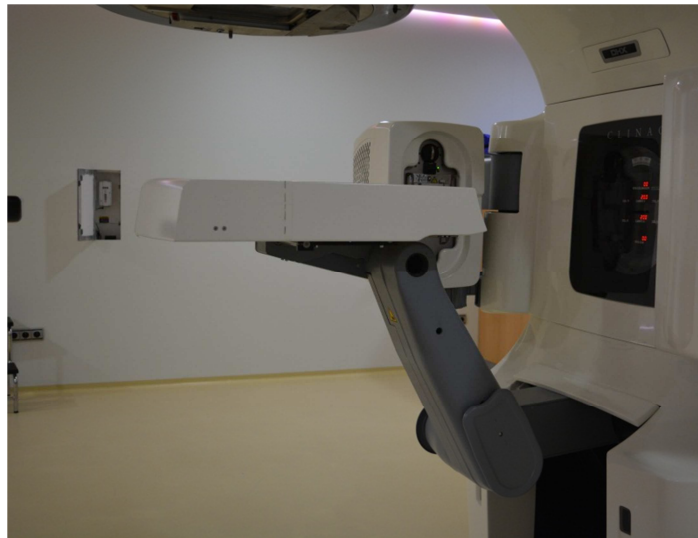
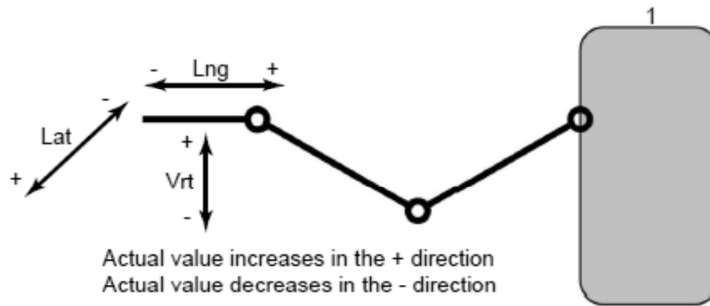


Figura 46. Imagen del EPID montado sobre el brazo articulado "E-arm".

A continuación se enuncian las pruebas mecánicas que debe pasar todo dispositivo (74) (91), sin explicarlas detalladamente, ya que queda fuera del objetivo de este trabajo.

El detector aS1000 va montado sobre un brazo "E-arm", los dispositivos de imagen portal de la casa Varian presentan dos tipos de brazos, los "E-Arm" y los "R-Arm", en la actualidad todos los nuevos equipos vienen montados en brazos "E-arm".

La principal diferencia entre ambos tipos de brazos es la cantidad de grados de libertad que tiene cada tipo de brazo. Los brazos tipo "R-arm" permiten mover el detector a lo largo de los ejes vertical y longitudinal. Mientras que los brazos tipo "E-arm" permiten mover el detector además de en los ejes vertical y longitudinal, en el eje lateral. Una definición de los ejes de coordenadas de los brazos "E-arm" puede verse en la Figura 47.



1. Gantry

Figura 47. Definición de los ejes de movimiento del brazo tipo "E-arm"

Las pruebas que se proponen para confirmar el correcto funcionamiento del brazo son las siguientes:

- Pruebas de seguridad e integridad.
- Posiciones prefijadas en el mando.
- Distancia foco-detector (DFD).
- Precisión en el posicionamiento.
- Rango de movimiento del brazo "E-Arm".
- Estabilidad durante el movimiento vertical.
- Precisión en el posicionamiento del detector en función del giro de gantry.
- Perpendicularidad al eje central del haz de radiación.
- Centrado con el eje central del haz.
- Límite de movimiento del dispositivo de imagen portal.

### 3.5.2. Test de aceptación del detector de imagen portal

Una vez enunciadas las pruebas para la aceptación mecánica del dispositivo queda por detallar el proceso de aceptación del detector en lo que a la imagen y a la calidad de la misma se refiere. Para ello se describen una serie de pruebas para comprobar el comportamiento del detector sometido a diferentes condiciones de medida (Variación de la tasa de dosis, linealidad, reproducibilidad, etc.), así como el cálculo y la obtención de los diferentes conceptos introducidos en el apartado *física de la imagen portal*.

Para las pruebas de calidad de imagen se emplea un maniquí específico, denominado "Las Vegas" (Figura 48). Consiste en un maniquí cuadrado de aluminio de dos centímetros de espesor el cual tiene diferentes agujeros realizados en el metal (92), que se corresponden con diferentes valores de contraste (Figura 49).



Figura 48. Imagen del maniquí las vegas, donde se pueden apreciar los diferentes orificios.

Hole Depth (mm)	Hole Diameter (mm)						% Contrast	
	0.5	2	4	7	10	15	6MV	15MV
4.5	⊗	•	•	•	•	•	5.1	3.4
3.25	•	•	•	•	•	•	3.7	2.5
2.0	•	⊗	•	•	•	•	2.3	1.5
1.0	•	○	⊗	•	•	•	1.2	0.8
0.5	•	○	○	⊗	•	•	0.6	0.4

Figura 49. Esquema del maniquí Las Vegas donde viene para cada orificio que valor de contraste le corresponde.

### 3.5.2.1. Reproducibilidad del detector

#### OBJETIVO:

Si se adquieren dos imágenes idénticas, es decir, sin variar ningún parámetro, en un sistema ideal no debería existir diferencia entre ambas imágenes, pero en la realidad, esto no sucede así. Debido al ruido que se introduce en el proceso de lectura esas imágenes nunca van a ser idénticas, pero hay que confirmar que las diferencias entre ellas sean mínimas.

Se pretende comprobar la estabilidad del detector al adquirir diversas imágenes, todas ellas con las mismas condiciones, para las dos energías de fotones disponibles en el acelerador (6 MV y 15 MV).

#### MATERIAL:

- Software de análisis de imagen (ImageJ)

#### METODO:

- A. Posicionar el detector centrado en los ejes lateral y longitudinal, a una distancia fuente detector (DFD) de 100 cm.
- B. Adquirir para la energía de 6 MV veinte imágenes bajo las mismas condiciones de irradiación, estas condiciones vienen recogidas en la Tabla 7.
- C. Bajo las mismas condiciones de irradiación repetir la adquisición de las veinte imágenes para la energía de 15 MV.

<b>Tamaño de campo</b>	10 cm x 10 cm
<b>Unidades Monitor</b>	100 UM
<b>Tasa de dosis</b>	600 UM/min
<b>DFD</b>	100 cm

Tabla 7. Condiciones de medida de la prueba "Reproducibilidad del detector".

- D. Cargar todas las imágenes correspondientes a 6 MV en el programa ImageJ en modo secuencia.
- E. Un vez importadas definir una región de interés (ROI) y hacer una medida de dicha región, obteniendo el valor medio y la desviación estándar de cada imagen.

**RESULTADOS:**

El valor medio y la desviación estándar de cada una de la imágenes para la energía de 6 MV puede verse en la Tabla 8.

Número de imagen	1	2	3	4	5	6	7
<b>Valor medio</b>	6294,3	6293,2	6293,5	6296,9	6292,6	6294,8	6293,6
<b>Desviación estándar</b>	23,3	23,5	23,6	24,0	23,8	23,8	24,2

Número de imagen	8	9	10	11	12	13	14
<b>Valor medio</b>	6291,1	6295,3	6294,6	6296,2	6291,4	6291,9	6292,9
<b>Desviación estándar</b>	23,9	24,1	24,6	24,2	24,0	24,1	24,0

Número de imagen	15	16	17	18	19	20
<b>Valor medio</b>	6290,4	6290,3	6291,6	6296,7	6295,8	6294,3
<b>Desviación estándar</b>	23,9	24,2	24,4	24,8	23,9	24,9

Tabla 8. Resultados de la linealidad para 6MV.

En la Figura 50 puede verse una representación gráfica del valor medio y la desviación estándar para las imágenes de 6MV, así como el promedio de las veinte medidas.

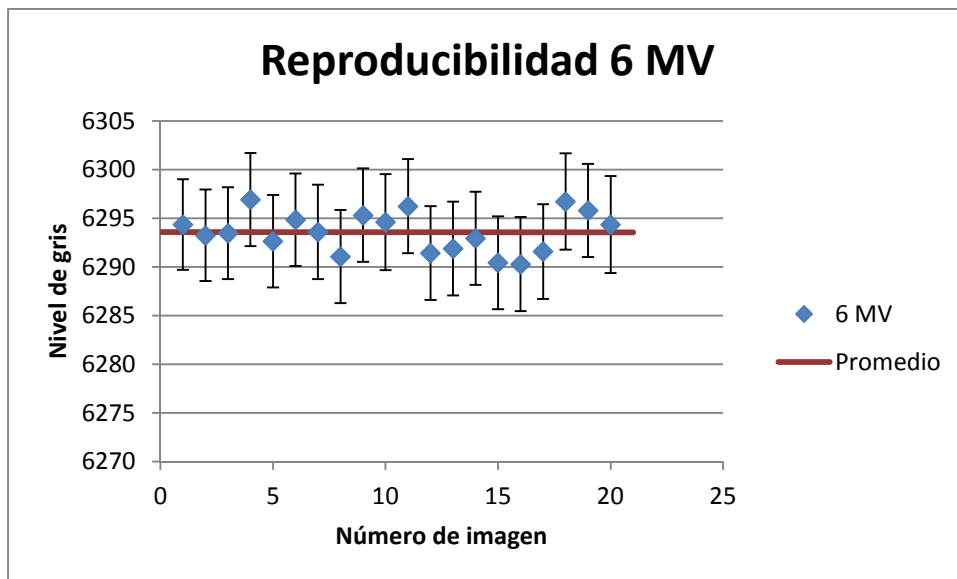


Figura 50. Resultado de la reproducibilidad del EPID para 6 MV.

Igual que en el caso de 6 MV, el valor medio y la desviación estándar de cada una de la imágenes para la energía de 15 MV puede verse en la Tabla 9.

Número de imagen	1	2	3	4	5	6	7
Valor medio	6931,1	6927,0	6924,2	6933,9	6927,3	6927,5	6932,3
Desviación estándar	40,2	39,2	37,1	37,6	37,0	37,3	37,6

Número de imagen	8	9	10	11	12	13	14
Valor medio	6935,5	6935,3	6927,9	6930,0	6927,9	6927,6	6928,4
Desviación estándar	37,6	37,7	37,9	38,5	37,8	37,6	37,5

Número de imagen	15	16	17	18	19	20
Valor medio	6934,5	6935,1	6928,6	6934,8	6927,7	6928,3
Desviación estándar	38,3	38,3	38,2	38,1	38,0	37,8

Tabla 9. Resultados de la linealidad para 15MV.

En la Figura 51 puede verse una representación gráfica del valor medio y la desviación estándar junto con el promedio de las imágenes de 15MV.

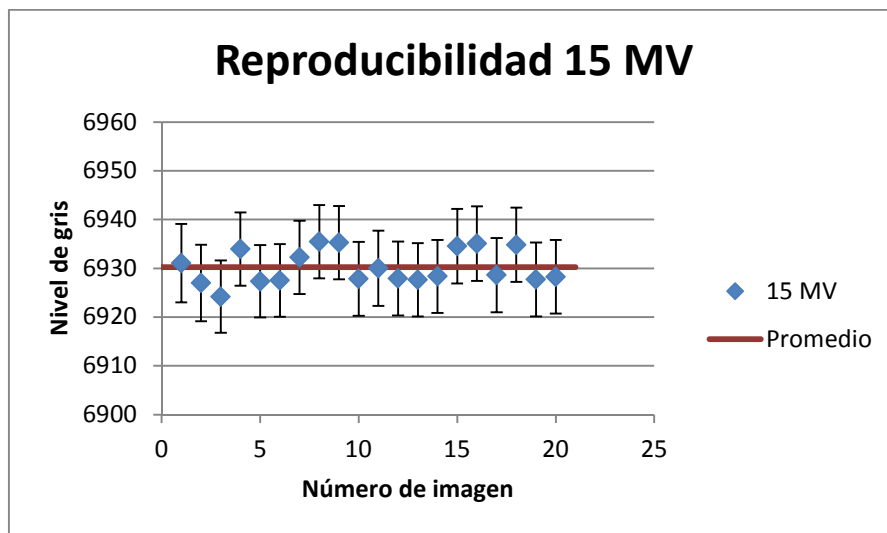


Figura 51. Resultado de la reproducibilidad del EPID para 15 MV.

**CONCLUSIÓN:**

En la Figura 50 y la Figura 51 puede observarse como el detector es estable para 6 MV y 15 MV respectivamente, ya que al repetir la adquisición los valores que se obtienen para las diferentes imágenes son compatibles. Ya que los distintos valores quedan englobados dentro de la horquilla que define el error de cada medida.



### 3.5.2.2. Distorsión y escalas geométricas

#### OBJETIVO:

La cuantificación de las discrepancias entre la imagen obtenida y la calculada con el planificador exige que la escala sea correcta en toda la imagen.

La escala de la imagen se obtiene a partir de la distancia teórica entre el foco de radiación y el plano de imagen. Aunque esta distancia ya se verifica en la prueba correspondiente, existen otras causas de variación.

Complementariamente, otro aspecto a considerar es la posible variación de la escala dependiendo de la zona considerada. Esto se conoce como distorsión y tiene lugar porque la ampliación transversal es función de la distancia del punto imagen al eje central.

#### MATERIAL:

Hoja de papel milimetrado con marcadores radiopacos en las esquinas de una campo de 10 cm x 10 cm y de un campo de 20 cm x 20 cm.

Software de análisis de imagen (ImageJ)

#### MÉTODO:

- A. Desplegar el detector a la posición (0,0,0)
- B. Colocar el papel milimetrado con los marcadores en el isocentro, centrándolo con la cruzeta del acelerador (Figura 52).
- C. Adquirir una imagen para cada uno de los siguientes ángulos ( $0^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$ ,  $180^{\circ}$ ,  $270^{\circ}$ ).
- D. Abrir cada una de las imágenes obtenidas con el programa ImageJ y medir la distancia entre los marcadores radiopacos de cada tamaño de campo.

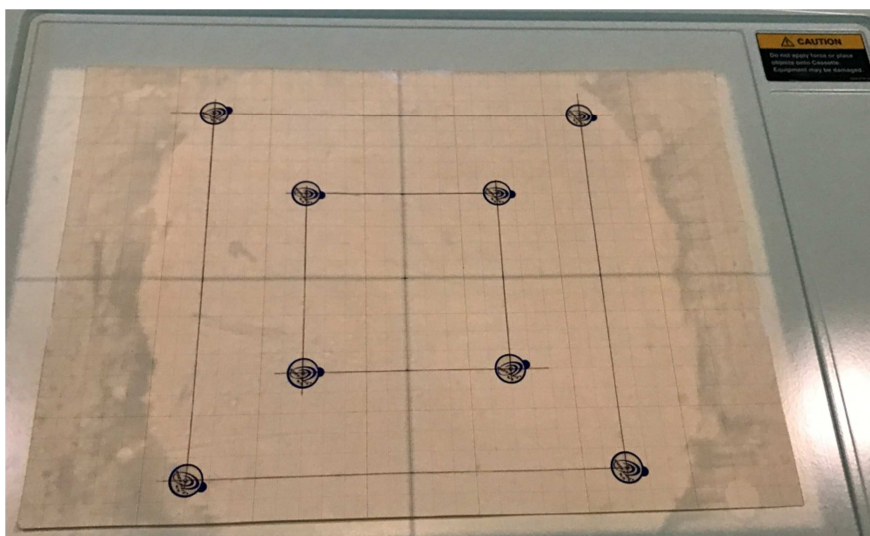


Figura 52. Papel milimetrado con marcadores radiopacos situados en las esquinas de una campo de 10 cm x 10 cm y de un campo de 20 cm x 20 cm.

## RESULTADO:

Un ejemplo de la imagen que se obtiene al realizar esta prueba puede observarse en la Figura 53, donde se visualizan los marcadores radiopacos que se han utilizado y el criterio de numeración seleccionado para medir las distancias entre ellos. El resultado de medir las distancias entre cada uno de los marcadores radiopacos puede verse en la Tabla 11 para el tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, y en la Tabla 12, para el tamaño de campo de 20 cm x 20 cm.

DFD (cm)	Tamaño de campo 1 (cm <sup>2</sup> )	Tamaño de campo 2 (cm <sup>2</sup> )
<b>96,8</b>	10,0 x 10,0	20,0 x 20,0
<b>100</b>	10,33 x 10,33	20,66 x 20,66

Tabla 10. Relación de tamaños de campo en la prueba "Distorsión y escalas geométricas".

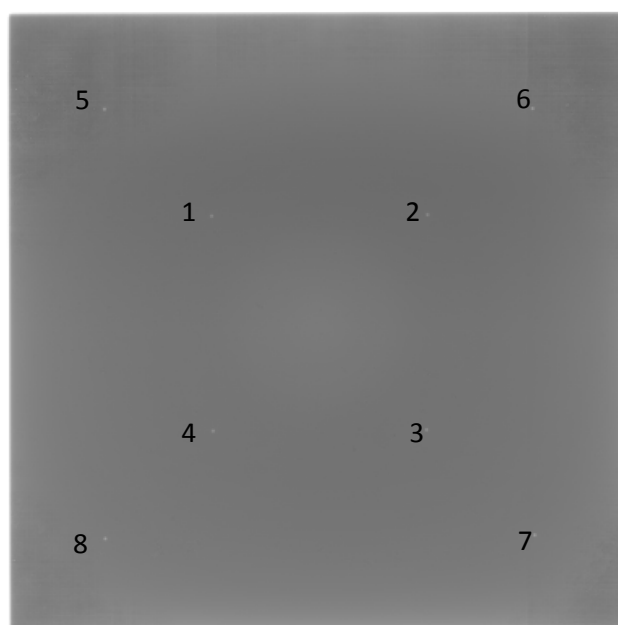


Figura 53. Imagen obtenida para 6MV siguiendo el procedimiento de la prueba "Distorsión y escalas geométricas".

Hay que tener presente que en la posición (0, 0, 0) el plano de formación de la imagen se sitúa en el isocentro pero el papel milimetrado se sitúa sobre la cubierta del detector. Esta cubierta está situada a una distancia de 96,8 cm desde el foco de radiación. Luego el tamaño de campo que tendremos si corregimos por la ley del inverso cuadrado (93) podemos verlo en la Tabla 10.

Se observa como para ambas energías y ambos tamaños de campo los resultados están dentro de la tolerancia fijada.

## TOLERANCIA:

La tolerancia para esta prueba es de  $\pm 1$  mm en cada eje.

Ángulo de gantry (°)	Marcadores	Distancia (cm)
<b>0</b>	1 – 2	10,39
	2 – 3	10,36
	3 – 4	10,27
	4 – 1	10,33
<b>90</b>	1 – 2	10,37
	2 – 3	10,33
	3 – 4	10,29
	4 – 1	10,30
<b>180</b>	1 – 2	10,39
	2 – 3	10,34
	3 – 4	10,30
	4 – 1	10,33
<b>270</b>	1 – 2	10,38
	2 – 3	10,32
	3 – 4	10,27
	4 – 1	10,31

Tabla 11. Resultados de la prueba “Distorsión y escalas geométricas” para el tamaño de campo de 10 cm x 10 cm.

Ángulo de gantry (°)	Marcadores	Distancia (cm)
<b>0</b>	5 – 6	20,66
	6 – 7	20,58
	7 – 8	20,66
	8 – 5	20,67
<b>90</b>	5 – 6	20,67
	6 – 7	20,63
	7 – 8	20,68
	8 – 5	20,65
<b>180</b>	5 – 6	20,69
	6 – 7	20,60
	7 – 8	20,69
	8 – 5	20,66
<b>270</b>	5 – 6	20,65
	6 – 7	20,64
	7 – 8	20,70
	8 – 5	20,66

Tabla 12. Resultados de la prueba “Distorsión y escalas geométricas” para el tamaño de campo de 20 cm x 20 cm.

### 3.5.2.3. Uniformidad y artefactos

#### OBJETIVO:

Estudiar en la imagen adquirida la aparición de artefactos tales como barras, líneas, burbujas, etc. Así como la uniformidad del sistema de imagen, que nos asegurará que la imagen se reproduce sin distorsiones en el proceso de creación de la imagen.

#### MATERIAL:

Maniquí homogéneo de material equivalente al agua o plancha de PMMA.

Software de análisis de imagen (ImageJ)

#### MÉTODO:

- A. Adquirir una imagen en campo abierto a 100 UM para la energía de 6MV sobre un maniquí cualquiera y almacenarla para su posterior análisis.
- B. Abrir la imagen con el programa ImageJ.
- C. Dividir la imagen en cuatro cuadrantes del mismo tamaño y calcular el nivel medio de gris para cada una de esas zonas (Figura 54). Repitiendo el cálculo para la zona central de la imagen.
- D. Calcular el valor medio de gris sobre la imagen completa
- E. Calcular la uniformidad:

$$U = \frac{\text{Mayor valor de gris de los cuadrantes}}{\text{Valor de gris de la imagen completa}}$$

Ecuación 9. Definición de la uniformidad para una imagen de EPID (74).

- F. Variar el contraste y el brillo de la imagen adquirida para verificar de forma cualitativa la existencia de artefactos.
- G. Repetir todo el proceso para una imagen adquirida con 100 UM para la energía de 15 MV.

#### RESULTADO:

La Figura 54 se corresponde con la imagen adquirida para la energía de 6 MV y se puede apreciar que no presenta ningún tipo de artefacto.

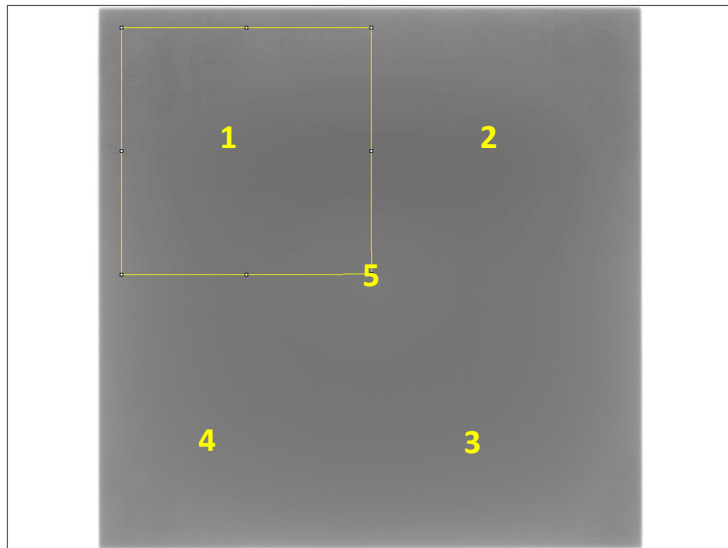


Figura 54. Imagen correspondiente a la prueba de uniformidad para la energía de 6 MV. En esta imagen se han representado las cinco zonas mencionadas en el punto C del apartado “Método”.

En la Tabla 14 puede verse el resultado del estudio de la uniformidad para la energía de 6 MV siendo el procedimiento antes descrito, para dicho caso la uniformidad calculada con la Ecuación 9 es de:

$$U = 100,7\%$$

Zona	Área (píxeles <sup>2</sup> )	Nivel medio de gris	Desviación Estándar
<b>1</b>	19072	5388,9	251,1
<b>2</b>	19072	5385,9	261,4
<b>3</b>	19072	5508,5	270,2
<b>4</b>	19072	<b>5543,4</b>	272,1
<b>5</b>	19072	5448,5	220,5
<b>Imagen completa</b>	132858	5505,3	318,5

Tabla 13: Resultados obtenidos midiendo la intensidad media, con su desviación estándar, de cada una de las selecciones de la Figura 54. El valor resaltado en negrita es el mayor valor de gris de los cuadrantes.

Por otro lado en la Figura 55, puede observarse como para la imagen de 15 MV, tampoco presenta ningún tipo de artefacto.

#### TOLERANCIA:

Reproducibilidad respecto al estado de referencia inicial del acelerador (ERI), es decir, a un valor adquirido inicialmente y que se sabe que es correcto.



Figura 55. Imagen correspondiente a la prueba de uniformidad para la energía de 15 MV.

En la Tabla 15 puede verse el resultado del estudio de la uniformidad para la energía de 15 MV, para dicho caso la uniformidad calculada con la Ecuación 9 es de:

$$U = 100,7\%$$

Zona	Área (píxeles <sup>2</sup> )	Nivel medio de gris	Desviación Estándar
1	19684	8377,1	251,1
2	19684	<b>8421,1</b>	261,4
3	19684	8349,1	270,2
4	19684	8312,2	272,1
5	19684	8230,6	220,5
<b>Imagen completa</b>	127800	8363,2	318,5

Tabla 14. Resultados obtenidos midiendo las intensidad media, con su desviación estándar, de cada una de las selecciones creadas. El valor resaltado en negrita es el mayor valor de los cuadrantes.

### 3.5.2.4. Nivel de ruido

#### OBJETIVO:

Calcular la medida más sencilla de ruido de salida del sistema, esto es, el cálculo de la varianza de intensidad sobre la imagen de un objeto uniforme.

#### MATERIAL:

Software de análisis de imagen (ImageJ)

Maniquí homogéneo de material equivalente al agua o plancha de PMMA.

#### MÉTODO:

- A. Colocar el maniquí sobre el EPID y adquirir una imagen para cada una de las energías del acelerador.
- B. El ruido se obtiene como la desviación típica de una región de interés (ROI) que abarque un tamaño suficientemente grande de la imagen.

#### RESULTADO:

En la Figura 56 A) puede verse la imagen correspondiente al cálculo del nivel de ruido para 6 MV y en el caso de la Figura 56 B) para la energía de 15 MV

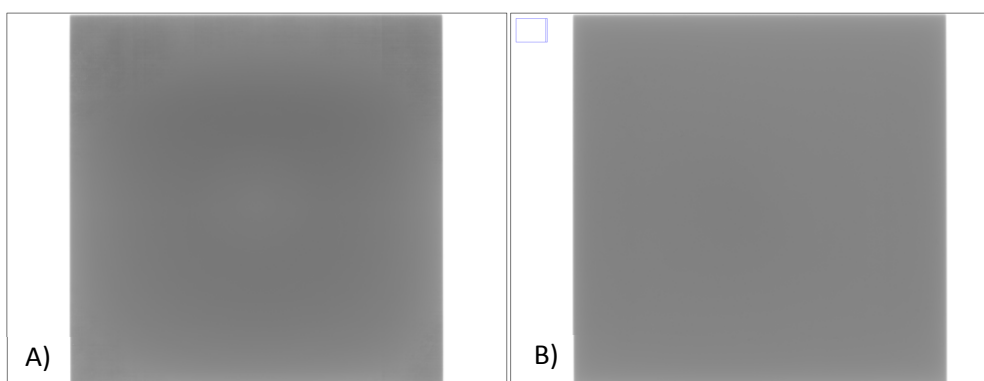


Figura 56. A) Imagen correspondiente a la prueba de uniformidad por la energía de 6 MV. B) Imagen correspondiente a la prueba de uniformidad para la energía de 15 MV.

El resultado de la prueba puede verse en la Tabla 16 donde se recogen las desviaciones estándar de cada una de las imágenes.

Energía	Área (píxeles <sup>2</sup> )	Nivel de gris	Desviación estándar
6 MV	105544	7326,7	115
15 MV	105544	8326,9	90

Tabla 15. Resultado de evaluar el ruido en las imágenes de 6 MV y 15 MV.

#### TOLERANCIA:

Reproducibilidad respecto al ERI

### 3.5.2.5. Relación contraste – ruido

#### OBJETIVO:

Obtener una medida cuantitativa de la relación contraste-ruido. Medida que define mejor la calidad de la imagen que el simple contraste o el ruido.

#### MATERIAL:

Software de análisis de imagen (ImageJ)

Maniquí homogéneo de alta densidad.

#### MÉTODO:

- A. Colocar un maniquí uniforme en el isocentro de forma que quede bastante espacio de fondo en la imagen.
- B. Adquirir una imagen para cada una de las energías del acelerador.
- C. Cargar la imagen correspondiente a la energía de 6MV en el programa ImageJ.
- D. Seleccionar en cada una de las zonas (objeto y fondo) una región análoga en tamaño y obtener mediante ImageJ el nivel de intensidad medio con su desviación estándar.
- E. Calcular la relación señal - ruido (SNR) o relación contraste – ruido empleando la Ecuación 5.
- F. Repetir el procedimiento para diferentes regiones de fondo, con el fin de obtener una dispersión en las medidas.
- G. Repetir el procedimiento para la energía de 15 MV.

#### RESULTADO:

En la Tabla 16 pueden verse los valores obtenidos para el fondo y el objeto, así como la desviación estándar de cada una de las medidas, para una energía de 6 MV

Medida	Objeto		Fondo	
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
1	9933,8	24,1	5190,0	32,8
2	9937,2	25,5	5141,4	32,4
3	9934,2	24,4	5075,9	30,3
4	9933,8	24,1	5163,8	34,9
5	9943,4	27,7	5190,6	30,0
6	9939,7	26,3	5065,5	31,9
7	9927,6	21,3	5152,1	36,0
8	9931,1	22,7	5117,8	28,7
9	9936,9	25,2	5177,7	28,3
10	9931,6	23,1	5076,0	30,4

Tabla 16. Resultados de las medidas necesarias para calcular la relación contraste – ruido para 6 MV.



En la Tabla 17 pueden verse los valores obtenidos para el fondo y el objeto, así como la desviación estándar de cada una de las medidas, para una energía de 15 MV.

Medida	Objeto		Fondo	
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
1	11045,2	32,6	5506,9	36,3
2	11047,2	35,4	5485,4	34,5
3	11045,7	33,3	5417,9	36,0
4	11050,6	37,8	5429,0	39,1
5	11044,5	31,6	5451,9	40,2
6	11045,1	32,2	5462,8	37,8
7	11046,6	34,7	5473,5	34,7
8	11046,5	33,9	5429,4	39,3
9	11045,7	33,3	5518,2	34,3
10	11047,8	35,8	5437,2	39,5

Tabla 17. Resultados de las medidas necesarias para calcular la relación contraste – ruido para 6 MV.

Se calcula el SNR para cada pareja de valores (Objeto – Fondo) y acto seguido se calcula el valor medio de esos SNR y su desviación estándar. El resultado del SNR con su desviación estándar puede verse en la Tabla 18.

Energía	CSR	Desviación estándar
6 MV	152,9	12,2
15 MV	150,7	8,7

Tabla 18. Resultado del cálculo de cociente señal – ruido para 6 MV y 15 MV con su respectivo error calculado como la desviación estándar de una serie de CSR calculados con distintas selecciones de la misma imagen.

#### TOLERANCIA:

Reproducibilidad respecto al ERI

### 3.5.2.6. Contraste y resolución: Estudio cualitativo

#### OBJETIVO:

Describir un procedimiento rápido para evaluar cualitativamente la resolución espacial del detector.

#### MATERIAL:

- Maniquí "Las Vegas"
- Software de análisis de imagen (ImageJ)

#### MÉTODO:

- A. Colocar el maniquí sobre la carcasa del detector, centrándolo con la cruceta del acelerador.
- B. Obtener una imagen de cada una de las energías disponibles en el acelerador y almacenarla para su posterior estudio.
- C. Abrir las diferentes imágenes y evaluar separadamente la visibilidad de los orificios del maniquí, variando para ello el contraste y el brillo de la imagen.

Para este tipo de dispositivos electrónicos, debemos de ser capaces de distinguir la mayoría de los orificios del maniquí a excepción del orificio de menos diámetro y profundidad, tal y como podemos ver en la Figura 57.

#### RESULTADOS:

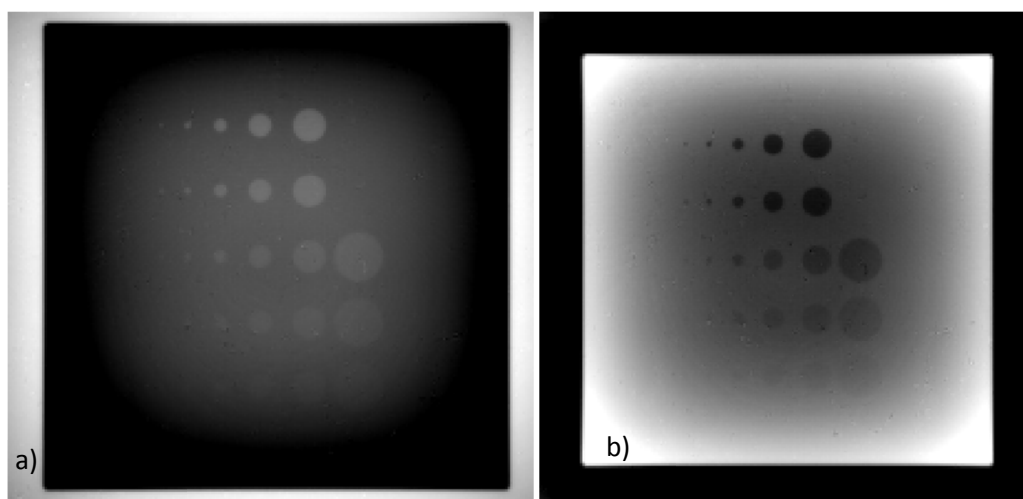


Figura 57. A) Imagen adquirida para la energía de 6MV B) Imagen adquirida para la energía de 15 MV con el fin de evaluar el contraste de forma cualitativa.

Como se puede apreciar en la Figura 57 A) para el caso de 6 MV y en la Figura 57 B) para 15 MV, se puede ver a simple vista todos los orificios a excepción del elemento de la fila inferior y que está más a la izquierda.

Con esto tenemos una idea cualitativa, pero es necesario obtener un valor cuantitativo.

### 3.5.2.7. Resolución espacial: Cálculo de la MTF a partir de la función de dispersión de borde

#### OBJETIVO:

Dotar al sistema de una medida cuantitativa de resolución espacial, la cual, servirá para comparar distintos detectores así como estudiar su evolución temporal y detectar daños de forma prematura.

#### MATERIAL:

- Maniquí de tamaño rectangular. El maniquí “Las Vegas” puede ser empleado para esta prueba puesto que posee un borde bien definido.
- Software de análisis de imagen (ImageJ)

#### MÉTODO:

- A. Situar el maniquí “Las Vegas” sobre la cubierta del detector y centrarlo usando la cruceta del acelerador.
- B. Se adquiere una imagen para cada energía con 50 UM y se almacena para poder manipularla con ImageJ.
- C. Se abre la imagen de una de las energías con ImageJ
- D. Se realiza una selección lineal en uno de sus bordes. Se obtiene mediante *Measure> Plot > Profile* el perfil de borde de la imagen es el ESF definido en la introducción teórica de este capítulo. Se debe escoger un número de píxeles que sea potencia de dos, ya que se va a utilizar la transformada de Fourier rápida.
- E. Calcular el valor de la frecuencia espacial sobre el trozo de la imagen seleccionado

$$f_n = \frac{n}{(n^{\circ} \text{ de píxeles seleccionados}) \times (\text{mm píxel})}$$

Donde el tamaño del píxel es ya un parámetro conocido por la prueba de escala geométrica.

- F. A partir del perfil de borde (ESF) se obtiene su derivada (LSF) realizando un cálculo aproximado como se ha descrito en la introducción teórica Ecuación 8.
- G. Siguiendo los procedimientos descritos en la introducción teórica y con ayuda de un libro Excel se calcula la transformada de Fourier normalizada (MTF) del LSF.

La resolución espacial será el valor de la frecuencia espacial (pares de líneas por milímetro) al 50%, obtenido por interpolación lineal.

- H. Se repite todo el procedimiento para cada una de las energías.

#### RESULTADO:

En la Figura 58 puede verse el perfil de borde seleccionado para calcular la MTF, siguiendo el procedimiento descrito se obtiene la función de dispersión lineal (LSF) derivando el perfil de

borde inicial respecto a la posición (Figura 59) y a partir de esta obtenemos la MTF calculando la transformada de Fourier normalizada del LSF (Figura 60).

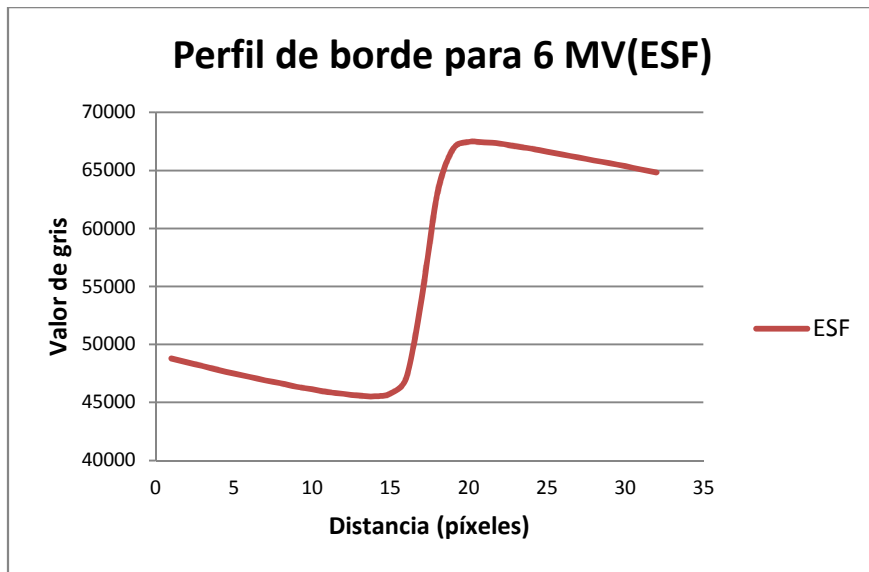


Figura 58. Perfil de borde obtenido usando el maniquí “Las Vegas” para una energía de 6 MV.

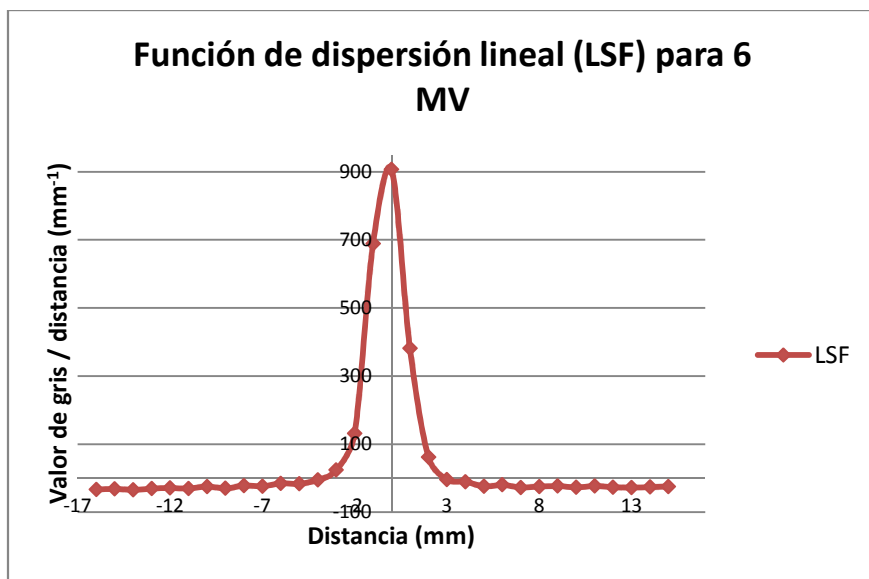


Figura 59. Función de dispersión lineal (LSF) para una energía de 6 MV.

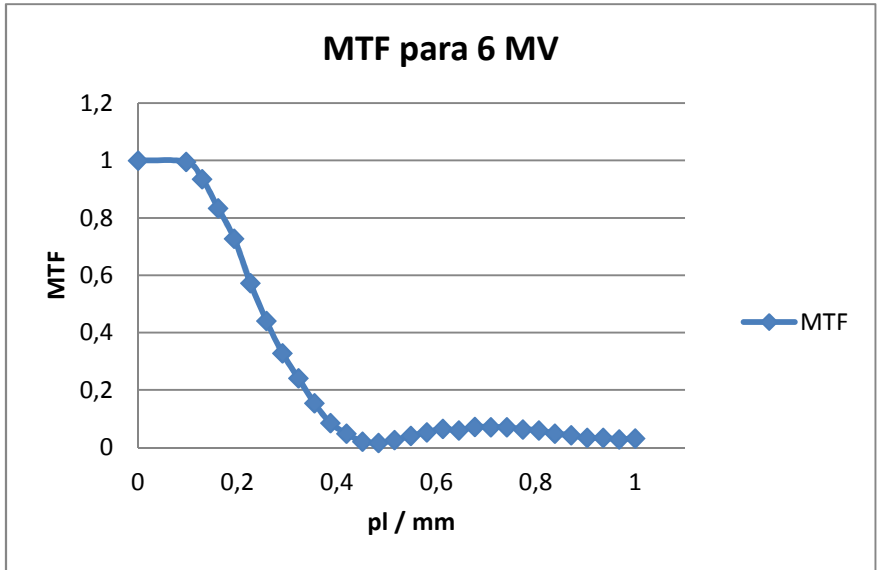


Figura 60. Función de transferencia de modulación (MTF) obtenida para 6 MV.

Igual que en el caso de la energía de 6MV, en la Figura 61 puede verse el perfil de borde (ESF) seleccionado para calcular la MTF para la energía de 15 MV, a partir de éste se calcula la función de dispersión lineal (Figura 62) y acto seguido la MTF (Figura 63) calculando la transformada de Fourier normalizada del LSF.

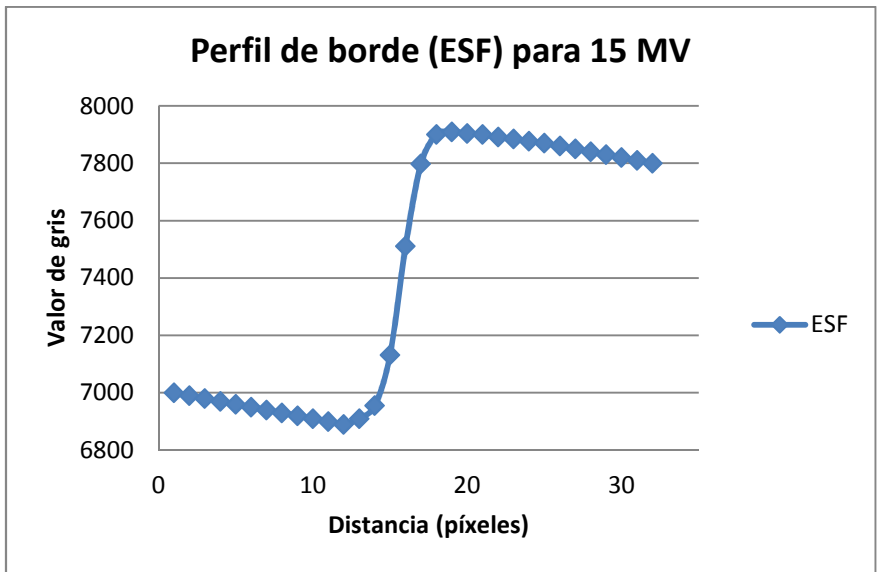


Figura 61. Perfil de borde obtenido usando el maniquí "Las Vegas" para una energía de 15 MV.

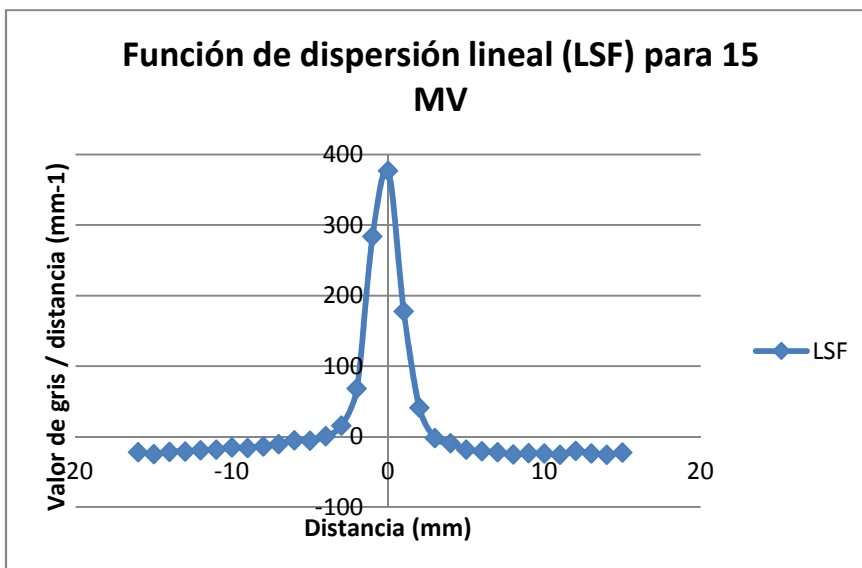


Figura 62. Función de dispersión lineal (LSF) para una energía de 15 MV.

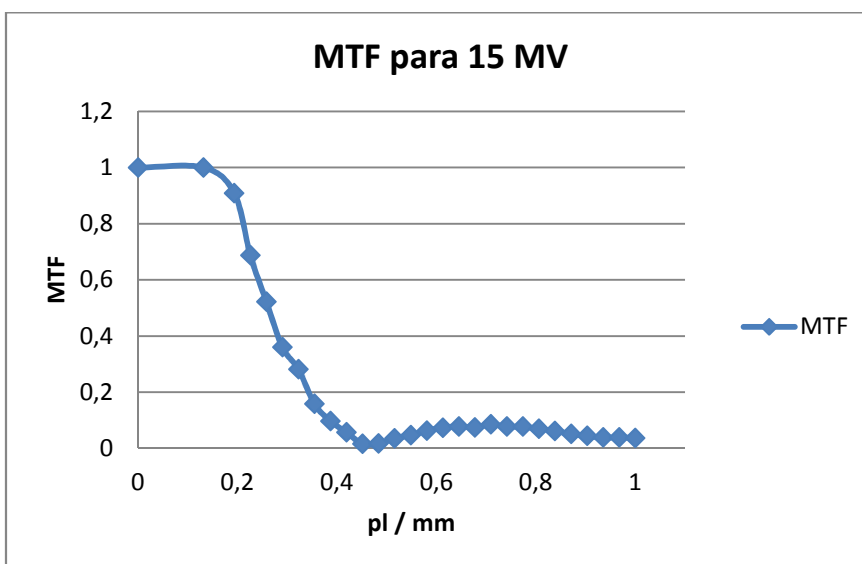


Figura 63. Función de transferencia de modulación (MTF) obtenida para 15 MV.

Como se ha comentado la resolución espacial es el valor de la frecuencia espacial (pares de línea / mm) al 50 % y se obtiene por interpolación lineal.

Si hacemos esto para la Figura 60 y la Figura 63, 6 MV y 15 MV respectivamente obtenemos los valores de resolución espacial que pueden verse en la Tabla 19.

Energía (MV)	Resolución espacial (pl/mm)
6	0,241
15	0,263

Tabla 19. Resolución espacial del EPID, para 6 MV y 15 MV calculada empleando la MTF.

**TOLERANCIA:**

Reproducibilidad respecto al ERI.

### 3.5.2.8. Estudio de la respuesta del detector

#### **OBJETIVO:**

Conocer la relación entre la exposición y el valor de píxel proporcionado por el detector en todo el rango del detector (94).

Asimismo, la calidad de imagen en cuanto a ruido, nivel medio de gris, etc. Tiene relación directa con la dosis absorbida. Una degradación del sistema puede llevar al mantenimiento de la calidad de imagen a expensas de un aumento de la dosis al paciente. Por tanto, es importante verificar la estabilidad del sistema a lo largo del tiempo, esto es, para poder mantener una calidad de imagen dada, el detector debe integrar más carga, lo que se traduce en un aumento del tiempo de exposición del paciente, y por tanto una mayor dosis.

La respuesta del detector (valor de píxel) para un rango lineal de UM no presenta un comportamiento lineal, por ello es necesario determinar cuál es la función respuesta del detector para cada energía (95).

#### **MATERIAL:**

No es necesario material específico.

#### **MÉTODO:**

- A. Obtener las imágenes para diferentes exposiciones, cubriendo el rango utilizado clínicamente. Para las energías de 6 MV y 15 MV.
- B. Para cada imagen obtener el valor medio de píxel en una región de interés (ROI) centrada de 100 x 100 píxeles.
- C. Normalizar el valor medio de píxel al de la imagen de 50 UM.
- D. Representar el valor medio de píxel normalizado en función de las UM administradas.
- E. Comparar las funciones respuesta de 6 MV y 15 MV obtenidas experimentalmente con las correspondientes funciones teóricas.

#### **RESULTADO:**

Siguiendo el procedimiento arriba descrito se obtienen las funciones respuestas del detector para las energías de 6 MV y 15 MV estas funciones pueden verse en la Figura 64.

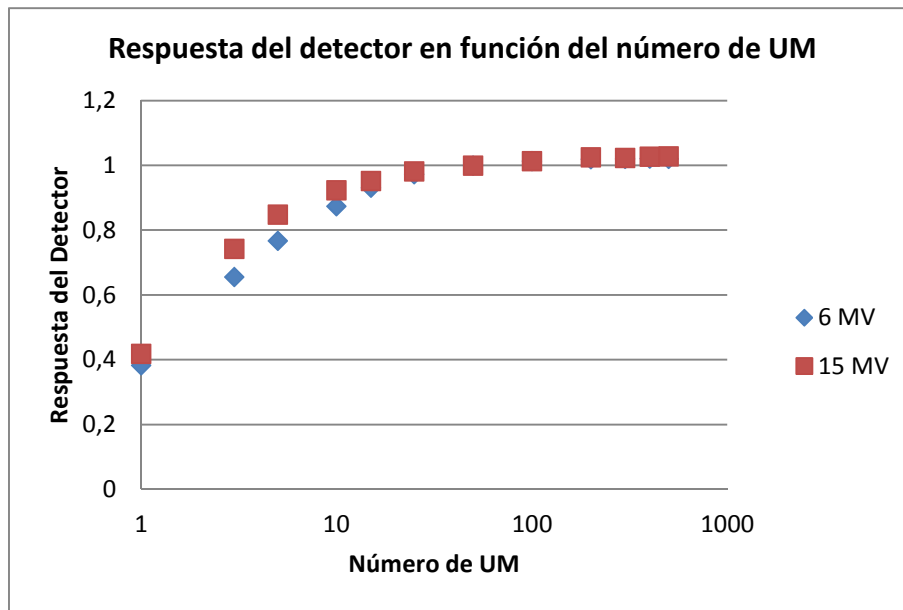


Figura 64. Función respuesta del detector para las energías de 6 MV y 15 MV.

Según la bibliografía (95), estas funciones se deben de ajustar a una ecuación del tipo:  $y = 1 - ax^{-b}$ . Empleando la función de ajuste de curvas del programa Matlab, se obtienen los coeficientes  $a$  y  $b$  para ambas energías. Siendo  $a = 0.686$  y  $b = 0.569$  para la energía de 6 MV, y  $a = 0.622$  y  $b = 0.721$  para la energía de 15 MV

Si se comparan las funciones respuesta obtenidas experimentalmente para el detector estudiado con las descritas en la bibliografía (96), se observa una coincidencia entre ambas funciones. Esto es, una respuesta no lineal con el número de UM, incrementándose rápidamente hasta alcanzar una zona de estabilidad. Para poder apreciar este efecto mejor la representación se ha hecho en escala logarítmica para el eje de abscisas. Por otro lado se observa una respuesta mayor a medida que aumenta la energía del haz tal y como era de esperar para estos dispositivos (97).

#### TOLERANCIA:

Reproducibilidad respecto al ERI.



### **3.6. Proceso de verificación del tratamiento**

Como se ha comentado al principio del trabajo nuestro objetivo último va a ser la creación y evaluación de los diferentes planes de verificación pre-tratamiento.

Una vez caracterizado y calibrado nuestro sistema de dosimetría portal, éste puede ser utilizado para verificar tratamientos de IMRT.

A continuación se describe el proceso necesario, para partiendo de un plan de tratamiento de IMRT clínicamente válido, crear un plan de verificación, adecuarlo para ser disparado en la unidad de tratamiento y su posterior evaluación empleando los programas necesarios para tal fin.

#### **3.6.1. Creación del plan de verificación**

En el Anexo 1 viene detallado todo el procedimiento a seguir para crear un plan de verificación sobre el dispositivo de imagen portal.

Como características del plan de verificación usando el sistema de imagen portal hay que señalar que la distancia fuente detector, se fija en 140 cm, basándonos en un trabajo de elaboración propia que se presenta al final de este capítulo.

Cada uno de los campos del plan de verificación se dispara con el mismo ángulo que tienen en el plan de tratamiento.

#### **3.6.2. Adecuación y preparación del plan de verificación**

Una vez creado el plan de verificación es necesario aprobarlo. Todo el proceso de aprobación de los planes de verificación calculados con eclipse viene detallado en el Anexo 2.

La red interdepartamental Aria V.11 (Varian Medical Systems, Palo alto, CA) permite almacenar la imagen que se captura con el EPID para cada campo. Para que la red realice este proceso es necesario asignar a cada campo de verificación una plantilla de imagen.

Esa plantilla de imagen se corresponde con los diferentes modos de adquisición del EPID mencionados anteriormente, esta asignación se realiza desde la aplicación "Plan Scheduling" Figura 65. Para ello hay que elegir el curso que contiene los planes de verificación, una vez hecho esto se deben programar las sesiones del plan de verificación del EPID.

Una vez programada la sesión, hay que asignar a cada campo la plantilla de imagen correspondiente. El modo de adquisición que se emplea para la verificación con portal es "Integrated Image".

Con todo esto, el plan de verificación está listo para ser disparado con el acelerador.

Para los planes de verificación no es necesario aprobar el tratamiento, simplemente aprobar la planificación. Este paso se realizaría seleccionando la opción "Approve..." que se puede ver en la Figura 65.

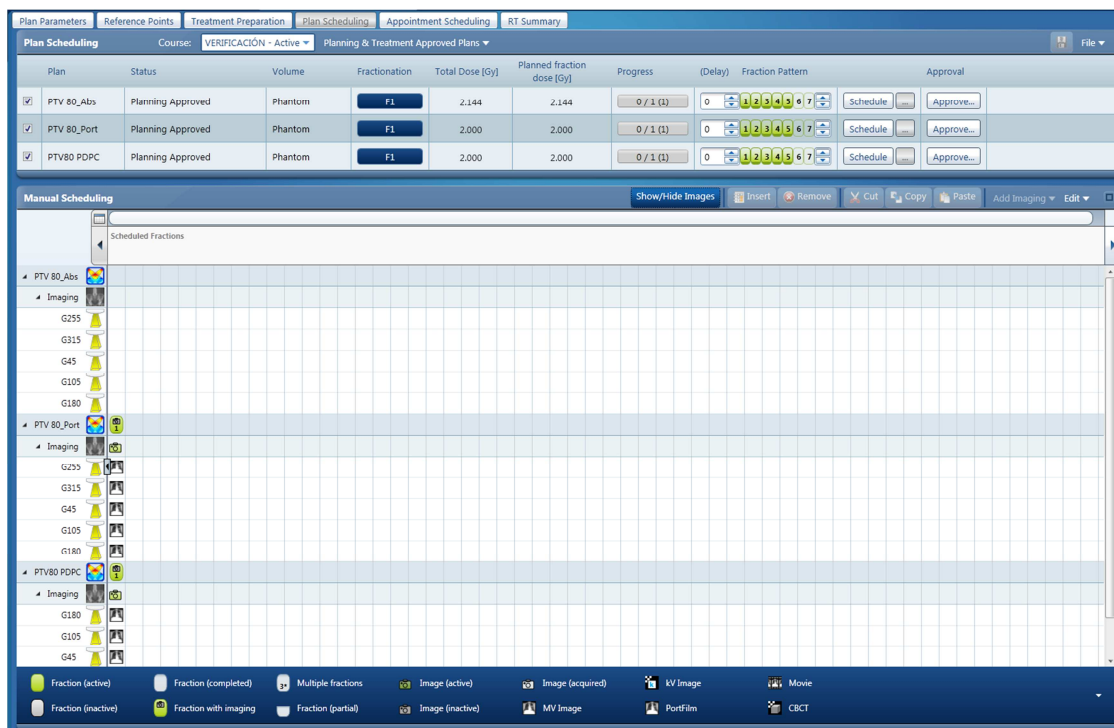


Figura 65. Programa Plan Scheduling. En él se pueden programar las sesiones de tratamiento y asignar las diferentes plantillas de imagen.

### 3.6.3. Adquisición y evaluación del plan de verificación

Partimos de un plan de verificación aprobado y programado tal y como se ha explicado en los dos apartados anteriores, se carga el plan de verificación del EPID desde la cola de tratamiento del acelerador. (Una explicación más detallada de cómo disparar un plan de verificación y el entorno de trabajo del acelerador se puede encontrar en el Anexo 3.)

Mediante el uso del control del EPID se posiciona el detector de forma automática a la distancia de 140 cm y se adquieren cada uno de los campos que componen el plan de verificación.

Una vez finalizada la adquisición del primer campo se continúa con el siguiente, y así con todos los campos que contenga el plan de verificación.

Automáticamente las imágenes son almacenadas para su posterior análisis.

La comparación de ambas distribuciones se realiza mediante el programa “Portal Dosimetry” (Varian Medical System, Palo Alto, CA), es un programa que recupera de la base de datos las imágenes calculadas al crear el plan de verificación y las imágenes adquiridas en unidad de tratamiento. Mostrando diferencias en dosis entre ambas imágenes y el resultado de aplicar la función gamma sobre ambas imágenes.

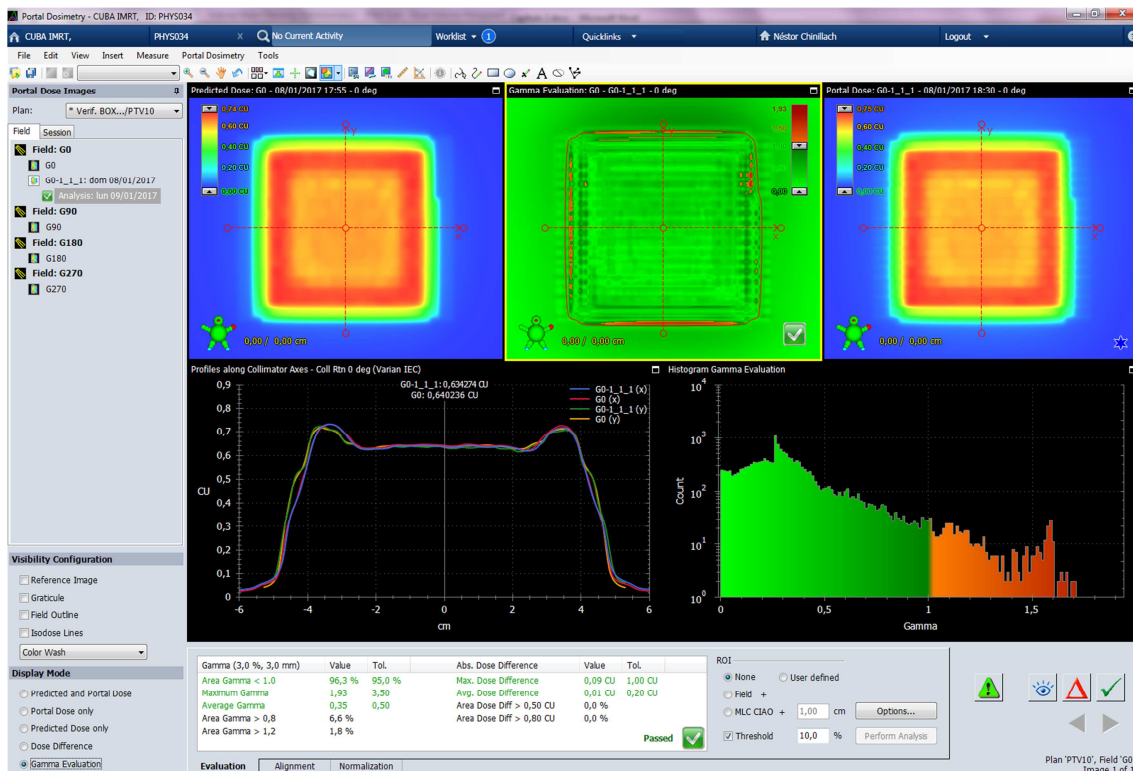


Figura 66. Vista general del programa Portal Dosimetry, en el cual hay cargado un paciente con cuatro campos de tratamiento y para uno de ellos se ha adquirido la verificación con el EPID.

En la Figura 66 puede verse una vista general del programa Portal Dosimetry, donde en la columna de la izquierda se ve un listado con los diferentes campos de tratamiento y las correspondientes imágenes calculadas teóricamente (Fondo negro), además puede verse como para el caso del campo “G0” se ha adquirido la imagen de verificación (fondo blanco). En el centro de la imagen se ven de izquierda a derecha: la distribución calculada, una ventana interactiva y la distribución experimental.

La ventana interactiva permite visualizar:

- Una ventana que nos permite alternar entre la imagen calculada y la adquirida experimentalmente.
- Imagen Calculada.
- Imagen medida experimentalmente.
- Diferencias de dosis.
- Función gamma.

La selección de los diferentes elementos de la lista anterior se realiza en la parte inferior de la ventana, donde se localiza un listado con todos ellos.

Bajo de estas tres imágenes se presenta un perfil interactivo de los ejes X e Y donde se pueden comparar ambas distribuciones espacialmente. Por último se presenta un histograma con el resultado de la comparación gamma, con el fin de saber no sólo el porcentaje de puntos que superan la comparación, sino que valores de índice gamma se obtienen.

En la parte inferior de la imagen se ven los resultados de la comparación. El programa presenta los siguientes resultados:

- Área Gamma <1
- Máximo valor de Gamma
- Valor medio de Gamma
- Área Gamma > 0,8
- Área Gamma > 1,2
- Máxima diferencia de dosis
- Diferencia de dosis media
- Área con diferencia de dosis > 0,8
- Área con diferencia de dosis > 1,2

Todos estos valores son exportados en un informe el cual recoge estos mismos parámetros para cada uno de los campos de tratamiento.

Además la aplicación dispone de diferentes herramientas que permiten hacer medida de valor de píxel, perfiles de intensidad, histogramas, etc.

### **3.7. Estudio para la selección de la distancia idónea entre el detector y la fuente de radiación.**

Como se ha mencionado en el apartado anterior, el sistema de planificación permite seleccionar la distancia a la que se posiciona el detector con referencia a la fuente de radiación (DFD) (Figura 138).

Tras una exhaustiva búsqueda bibliográfica, constatamos que no había ninguna publicación que evaluara qué distancia entre la fuente de radiación y el detector es la más idónea. Esto nos hizo plantearnos algún experimento con el fin de encontrar la distancia idónea para las verificaciones.

Se optó por diseñar un sencillo experimento que nos permitiera extrapolar el resultado y aplicarlo al resto de pacientes (98).

Para el experimento se seleccionaron cinco pacientes de IMRT que cubriesen diferentes localizaciones. Los planes de tratamiento fueron calculados empleando el sistema de planificación Eclipse v.11. La distribución de dosis fue calculada con el algoritmo AAA con un tamaño de voxel de  $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$  y los planes de verificación fueron generados usando el algoritmo PDIP del planificador Eclipse.

Una vez los diferentes planes fueron considerados válidos para su tratamiento, se crearon diferentes planes de verificación sobre el dispositivo de imagen portal, variando en cada caso la distancia entre el foco de radiación y el detector. Las distancias estudiadas fueron:

- DFD = 100 cm.
- DFD = 110 cm.
- DFD = 120 cm.
- DFD = 130 cm.
- DFD = 140 cm.

Los planes de verificación fueron creados, adquiridos y analizados siguiendo el procedimiento descrito en el apartado anterior.

Con todo ello los resultados de hacer la comparación entre distribuciones teóricas y experimentales puede verse en la Tabla 20. En ella puede verse el resultado de aplicar la función gamma con unos criterios de (3%, 3mm)

Una vez analizados todos los pacientes se ve cómo el mejor resultado se obtiene para la DFD de 140 cm y el peor resultado para 100 cm. Para resto de distancias (110 cm, 120 cm y 130 cm) se obtienen resultados similares entre ellos.

Con el fin de buscar una forma más visual de ver el resultado de este estudio se representan cinco gráficos donde, en cada uno de ellos se presenta el resultado de la función gamma para un campo y las distintas distancias fuente detector.

	Nombre del campo	Distancia fuente detector (DFD)				
		100 cm	110 cm	120 cm	130 cm	140 cm
<b>Paciente 1</b>	G180	94,6	95,7	95,8	97,0	97,3
	G105	96,2	97,2	97,3	97,0	98,2
	G45	97,5	97,5	97,4	98,1	99,0
	G315	97,1	97,1	96,8	97,5	98,5
	G255	96,5	96,7	97,3	97,4	98,2
<b>Paciente 2</b>	G180	96,5	97,6	97,7	98,9	99,2
	G105	98,1	99,1	99,2	98,9	100,0
	G45	99,5	99,5	99,3	99,3	100,0
	G315	99,0	99,0	98,7	99,5	100,0
	G255	98,4	98,6	99,2	99,3	100,0
<b>Paciente 3</b>	G180	96,1	96,1	96,1	96,5	98,1
	G105	96,1	95,7	96,3	96,4	98,2
	G45	95,1	95,2	96,1	96,3	97,5
	G315	95,2	96,2	96,3	96,0	97,2
	G255	96,5	96,5	96,4	97,1	99,1
<b>Paciente 4</b>	G180	95,5	96,6	96,7	98,0	98,3
	G105	97,1	98,2	98,3	98,0	99,0
	G45	98,5	98,5	98,4	98,3	99,0
	G315	98,1	98,1	97,7	98,5	99,0
	G255	97,4	97,6	98,3	98,4	99,0
<b>Paciente 5</b>	G180	95,2	96,1	96,3	96,7	97,8
	G105	96,3	97,2	97,8	98,3	99,2
	G45	96,9	97,5	97,6	98,1	99,5
	G315	96,1	97,2	98,1	98,3	99,3
	G255	96,6	96,9	97,9	98,4	99,2

Tabla 20. Resultado de aplicar el criterio gamma a las distribuciones obtenidas con el EPID para diferentes DFD y los diferentes pacientes estudiados.

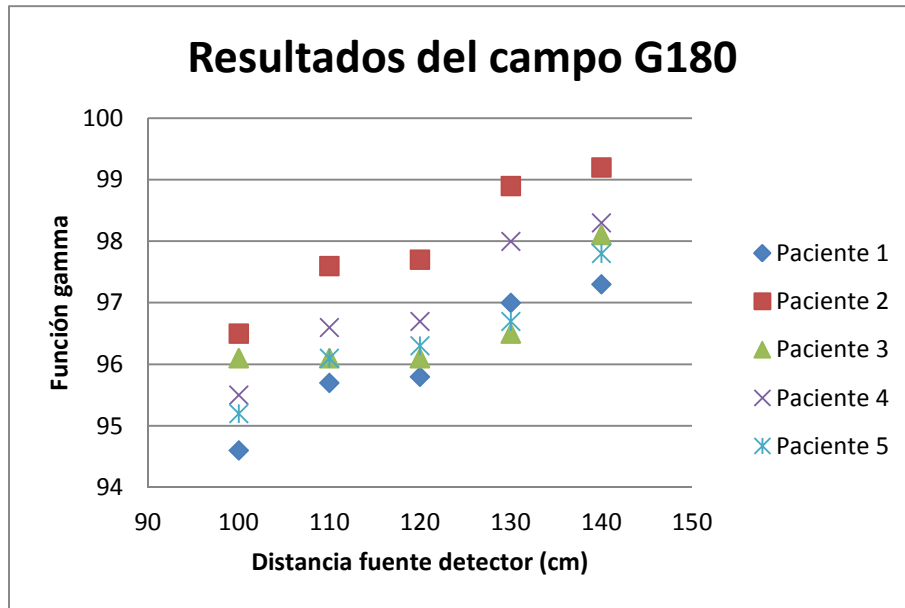


Figura 67. Resultado del campo G180 para la prueba del estudio de distinta DFD.

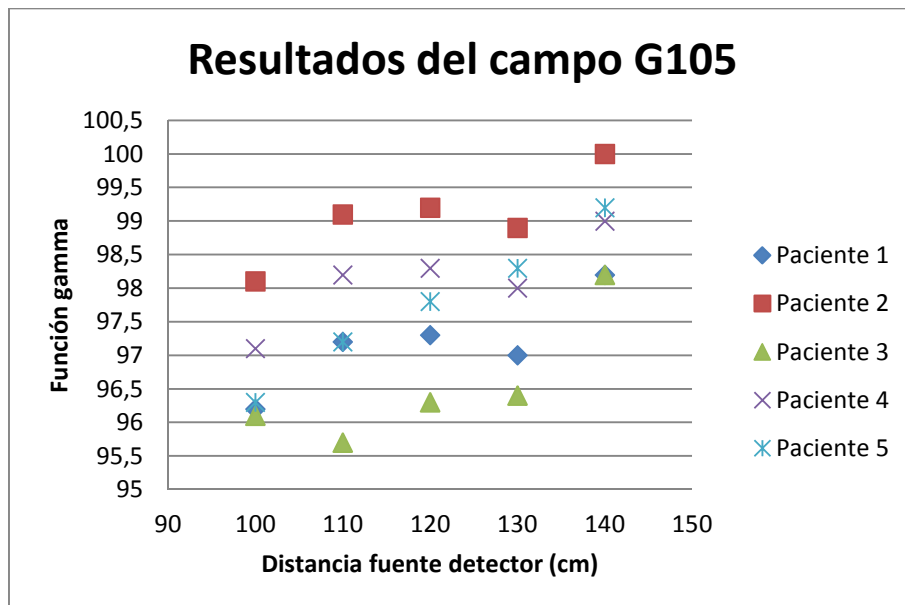


Figura 68. Resultado del campo G105 para la prueba del estudio de distinta DFD.

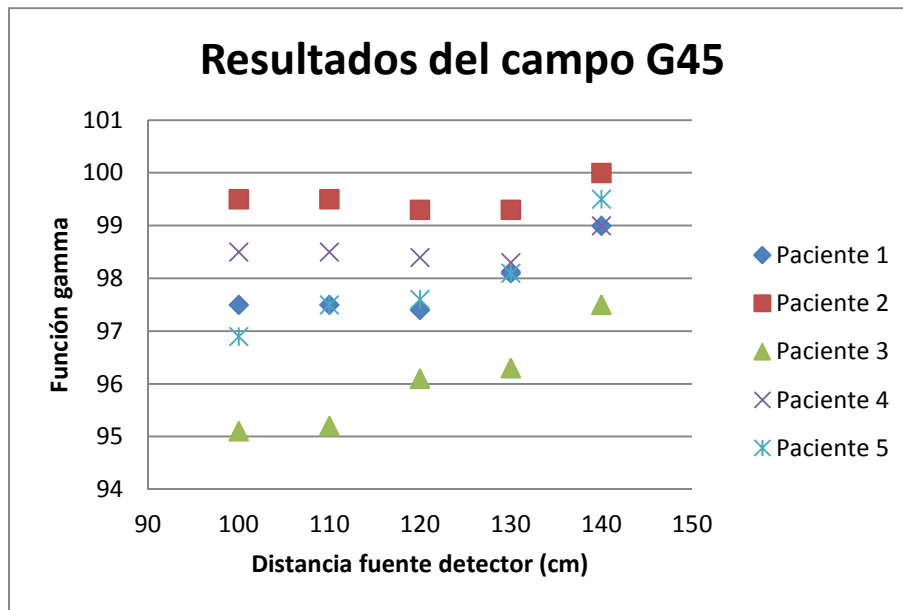


Figura 69. Resultado del campo G45 para la prueba del estudio de distinta DFD.

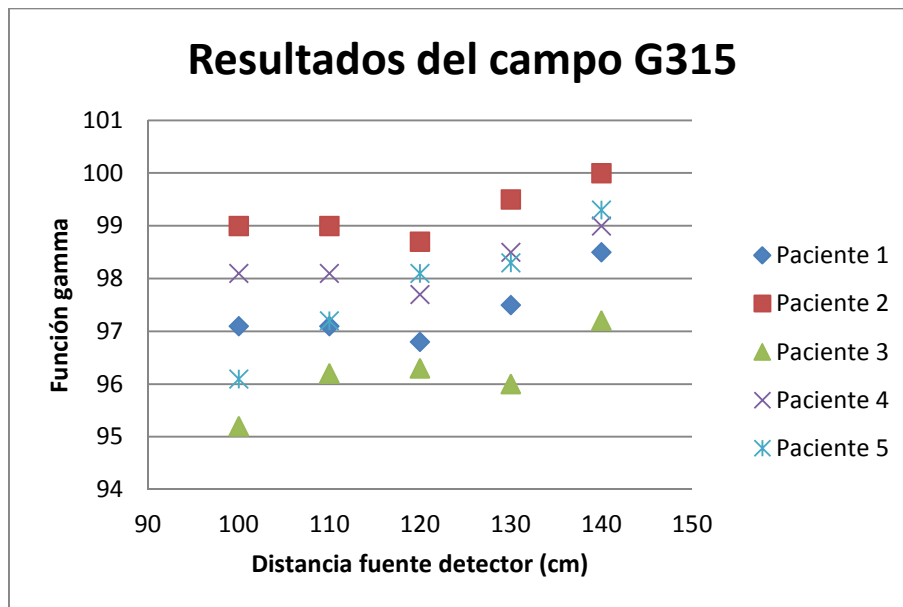


Figura 70. Resultado del campo G315 para la prueba del estudio de distinta DFD.



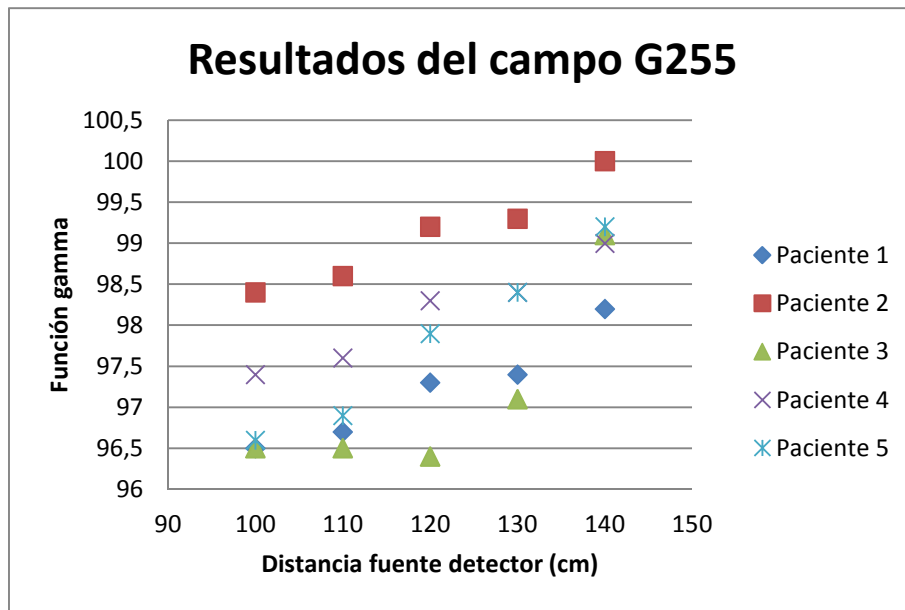


Figura 71. Resultado del campo G255 para la prueba del estudio de distinta DFD.

### **3.8. Estudio nueva diagonal**

Los paneles de silicio amorfo se emplean para adquirir imágenes portales para el posicionamiento de los pacientes durante tratamientos de radioterapia convencional y tratamientos de IMRT. El área sensible del panel suele ser mayor que los propios campos de tratamiento, lo que lo convierte en una buena herramienta para verificar dichos tratamientos. El panel es resistente al daño por radiación y proporciona imágenes en 2D con una alta resolución y relación señal ruido.

Diversos estudios (99) (100) demuestran el potencial de este detector para la verificación de tratamientos. Hacer dosimetría con el EPID tiene la ventaja de obtener una matriz 2D de datos, sin la necesidad de consumir muchos recursos y tiempo.

Existen muchos estudios que ponen de manifiesto problemas a la hora de evaluar planes de verificación usando el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) de Varian (101) (102) (103). Estos estudios asocian los malos resultados de los planes de verificación a la modelización que los algoritmos con los que se calcula la dosis portal, hacen del brazo mecánico del EPID. Esta mala modelización se debe a la retrodispersión de la radiación al interactuar con el brazo mecánico sobre el que va montado el detector (97) (104), ya que éste contiene partes metálicas y los algoritmos no lo tienen en cuenta.

En relación a este efecto se han publicado numerosos estudios con el fin de modelar este efecto mediante simulaciones Monte Carlo (105) (106) (107) y cuantificar su efecto sobre las distribuciones medidas (108).

Para subsanar este problema Varian ha lanzado un paquete preconfigurado "PDIP\_PDPC" que supuestamente corrige este problema. En nuestro centro hemos instalado este paquete y lo hemos sometido a las correspondientes pruebas de aceptación (109), obteniendo un resultado satisfactorio.

Con el fin de subsanar este problema Varian Medical System desarrolló un paquete de archivos, los cuales contienen los datos necesarios para modelar el algoritmo mediante el cual el sistema de planificación Eclipse calcula los planes de verificación de imagen portal. Este paquete consiste en los archivos necesarios para modelar el algoritmo, las diagonales que se emplean en la calibración posterior de dispositivo en dosis y las pruebas necesarias para comisionar el algoritmo.

La base del nuevo algoritmo es un kernel creado en base a los diferentes estudios de Monte Carlo sobre el problema. Dicho kernel cuando crea los planes de verificación corrige las imágenes originales teniendo presente la retrodispersión del brazo.

Hasta la fecha del lanzamiento de este paquete habíamos verificado 282 pacientes de IMRT cuyos planes de verificación con el EPID habían sido calculados con el planificados Eclipse v. 10 y la versión previa del algoritmo (PDIP\_10.0.28).

La nueva versión del algoritmo fue modelada y comisionada siguiendo las guías nacionales e internacionales (110) (111).

En nuestro centro nos planteamos comparar todos los pacientes que se habían verificado empleando la versión 10.0.28 del algoritmo con esos mismos pacientes calculando el plan de verificación con el nuevo algoritmo.

Para ello se seleccionaron los 282 pacientes para los cuales se habían creado planes de verificación de portal y se recalcaron con la nueva versión de algoritmo.

Una vez disparados los 282 pacientes se obtienen 1974 resultados, ya que el programa presenta un resultado de la función gamma para cada campo. Con el fin de poder representar de una manera gráfica estos resultados se agruparon tanto los resultados iniciales como los del nuevo algoritmo, y se representó este agrupamiento en forma de histograma, donde se ve como claramente este nuevo algoritmo presenta mejores resultados.

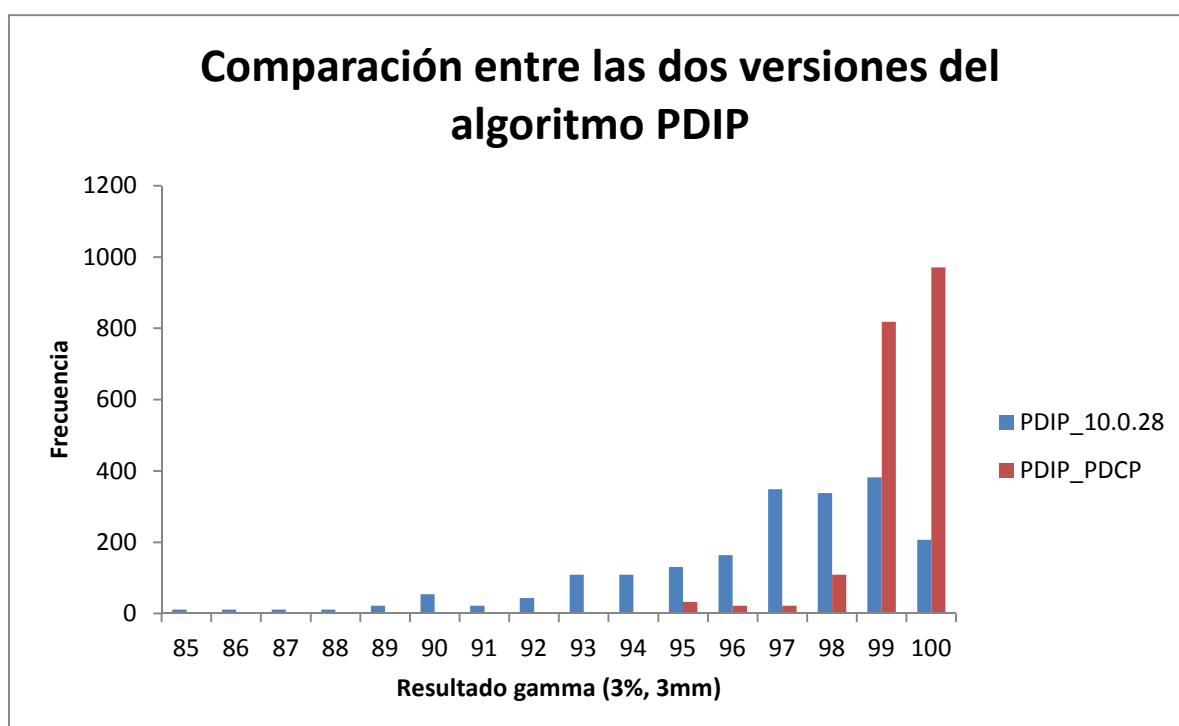


Figura 72. Representación en forma de histograma de la comparación entre la versión 10.0.28 y PDPC del algoritmo PDIP para el cálculo de verificaciones de tratamientos de IMRT usando el EPID.

Con el fin de individualizar el resultado, se comparó cada campo de cada paciente calculado inicialmente con su correspondiente campo calculado con la nueva versión. De los 1974 campos, en 1923 el resultado era mejor para la nueva versión del algoritmo y en los 51 casos en los que el resultado del plan inicial era mejor, las diferencias entre ambos algoritmos eran inferiores al 0,6%.

A la vista de los resultados podemos afirmar que calculando los planes de verificación del EPID con el nuevo algoritmo se obtienen mejores resultados, salvo contadas excepciones, siendo en esos casos insignificantes las diferencias (112).

### 3.9.Otras aplicaciones del detector de imagen portal

Más allá de las funcionalidades ya mencionadas en el trabajo como son la verificación de los planes de tratamiento y la verificación del posicionamiento de los pacientes en la unidad de

tratamiento, se puede emplear el detector de imagen portal para realizar diferentes pruebas de control de calidad del acelerador o pruebas de control de calidad del colimador multiláminas (MLC).

### **3.9.1. Uso del EPID como herramienta para el control de calidad del acelerador**

Dentro del programa de garantía de calidad en radioterapia del Hospital IMED Elche vienen recogidas las diferentes pruebas que se deben de realizar a la unidad de tratamiento con el fin de mejorar los tratamientos, permitiendo además ajustarse a la legislación actual (113).

Algunas de esas pruebas pueden adaptarse para realizarse con el EPID. En concreto se puede usar para medir perfiles de las diferentes energías del acelerador y posteriormente con un software externo analizar los diferentes parámetros del perfil (simetría, planitud, tamaño de campo, etc.). Otra de las aplicaciones del portal es para realizar el control de calidad del colimador multiláminas, creando para ello diferentes pruebas y analizando posteriormente los resultados (todas estas pruebas se describirán en el siguiente apartado)

#### **3.9.1.1. Medida de los perfiles del haz de radiación**

##### **Objetivo:**

Medir los diferentes parámetros que caracterizan la forma de un perfil del haz de radiación (93).

##### **Material:**

Software de análisis de imágenes DoseLab Pro de la empresa Mobius Medical System.

##### **Método:**

- A. Posicionar el detector en (0,0,0)
- B. Colimar el haz de radiación a un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, ya que es el tamaño con el que calibran las diferentes energías. Pero se puede hacer esta prueba para diferentes tamaños de campo (hasta un 25 cm x 25 cm, ya que el tamaño del detector es de 40 cm x 30 cm, y es necesario poder medir la forma completa del perfil (zona plana + penumbra + transmisión))
- C. Adquirir una imagen para cada energía y tamaño de campo, almacenándolas para su posterior análisis

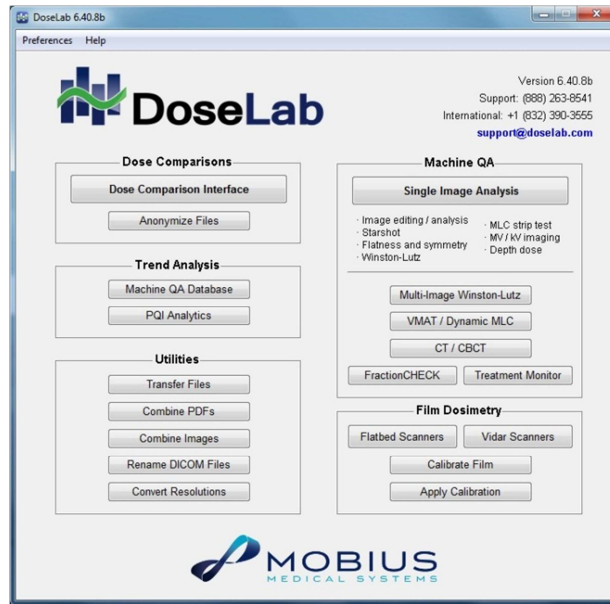


Figura 73. Ventana principal del programa DoseLab Pro. Desde esta ventana se puede acceder a las diferentes funcionalidades del producto, como la comparación bidimensional de dosis, la calibración de películas, o el control de calidad de la unidad de tratamiento (Acelerador y sistema de imagen).

- D. Iniciar el programa DoseLab y abrir dentro del módulo de control de calidad de aceleradores (“Machine QA”) la opción que permite analizar imágenes obtenidas con el EPID (“Single Image Analysis”) (Figura 73).

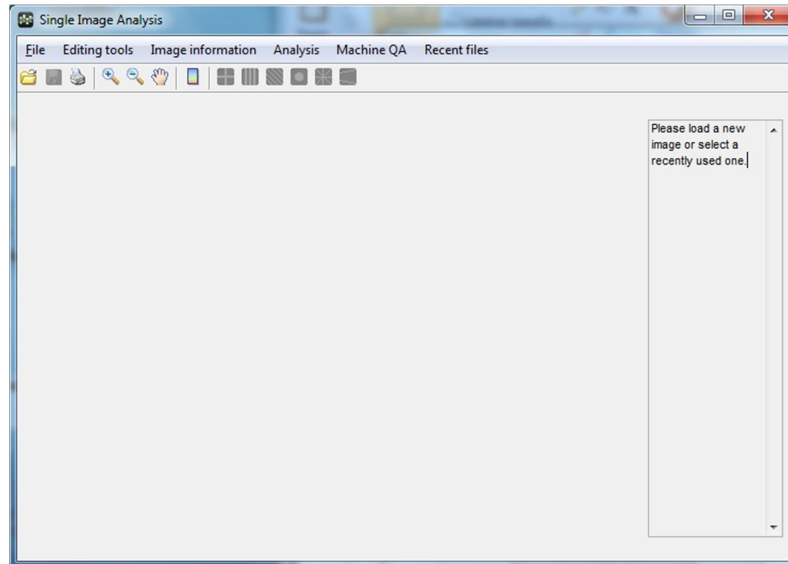


Figura 74. Ventana principal del programa *Single Image Analysis*.

- E. En la Figura 74 puede verse la ventana principal del programa “Single Image Analysis”, desde este programa se pueden hacer diferentes pruebas de control de calidad del acelerador, como por ejemplo: “Flatness” y “Symmetry”, “Picket Fence”, Test de Winston-Lutz, rendimientos en profundidad.

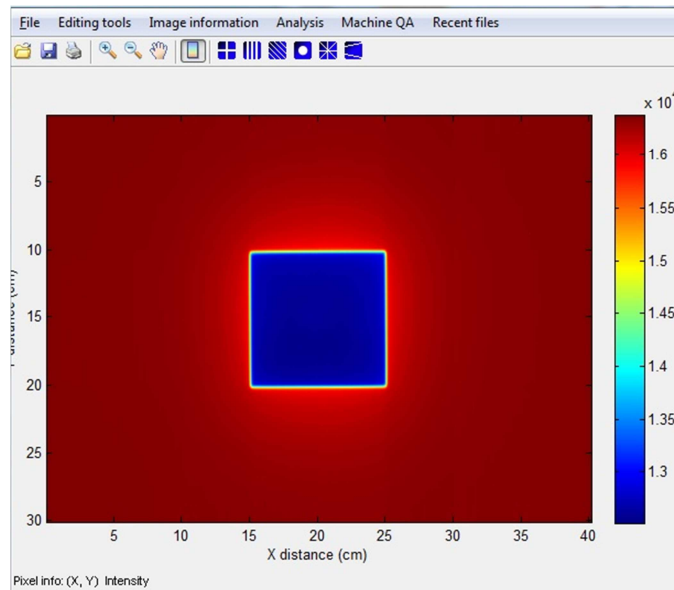


Figura 75. Visualización de una imagen cargada para analizarla usando alguna de las opciones de programa DoseLab Pro.

La primera acción es abrir la imagen que hemos adquirido previamente (Figura 75), con la imagen cargada se selecciona la opción “Flatness and Symmetry” (Figura 76), en esta ventana se ha de seleccionar la energía del haz de radiación, el tamaño de campo, y la tabla de tolerancias. Los otros parámetros al tratarse de imágenes DICOM (114) se recuperan de la cabecera de la imagen (dpi, SID, etc.).

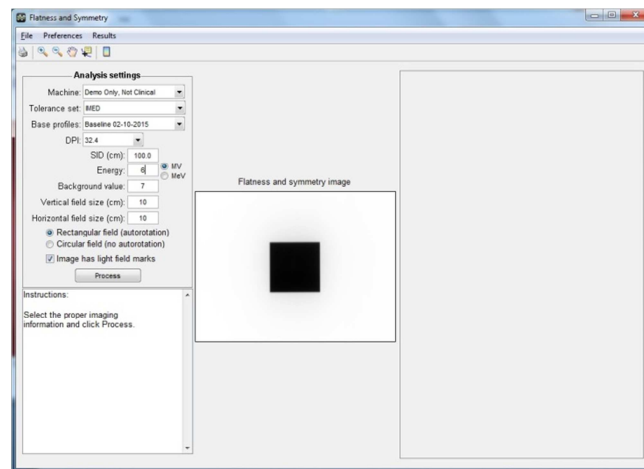


Figura 76. Ventana desde la que se realiza el análisis “Flatness and Symmetry”.

- F. Una vez completados todos los campos se procede al análisis, para ello se debe seleccionar la opción “Process” y automáticamente el programa realiza el análisis de la imagen y nos muestra el resultado (Figura 77).

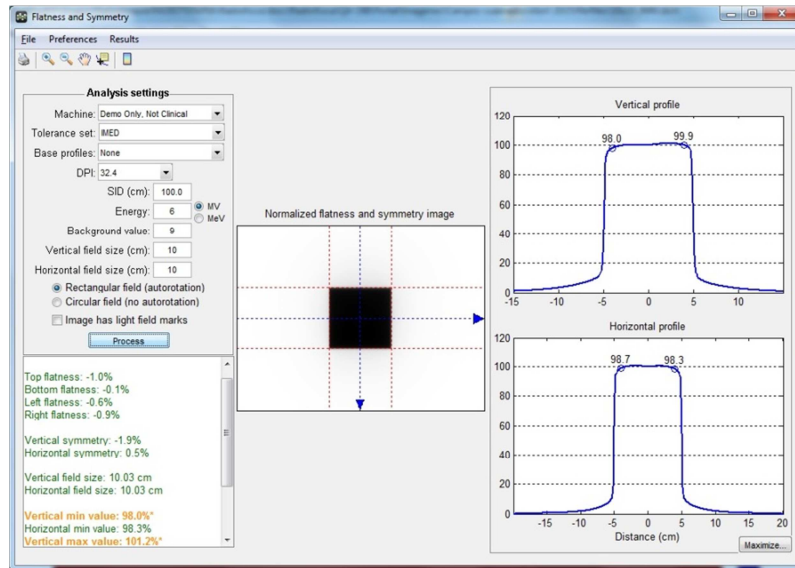


Figura 77. Resultado del análisis de “Flatness and Symmetry” para un campo de 10 cm x 10 cm, para una energía de 6 MV, realizado con el programa “DoseLab”.

### **3.9.1.2. Uso del EPID como herramienta para el control de calidad del MLC**

Debido a la alta exigencia a la que se someten los MLC con los tratamientos dinámicos y al aumento de este tipo de tratamientos, se hace necesario someter al MLC a exhaustivas pruebas.

En el hospital IMED Elche hemos diseñado una serie de pruebas para el control de calidad del MLC basado en la bibliografía existente. (115) (116) (117)

Las pruebas han sido adaptadas para tratamientos de Arcoterapia volumétrica de Intensidad modulada (VMAT) los cuales combinan los tratamientos con MLC dinámico propios de la IMRT con la variación de la tasa de dosis y la velocidad de giro del gantry, propios de los tratamientos de VMAT.

Por todo ello se diseñó un programa de control de calidad (118) consistente en cuatro pruebas:

- 1) Test de “Picket Fence” durante un tratamiento.
  - a. Para campos con ángulo de gantry estáticos (IMRT)
  - b. Para campos con ángulo de gantry variable (VMAT)
- 2) Test de “Picket Fence” durante un tratamiento de VMAT con errores inducidos.
- 3) Variación de la tasa de dosis frente a la velocidad de giro de gantry durante un tratamiento de VMAT.
- 4) Control de la velocidad de las láminas durante un tratamiento de VMAT.

Estas pruebas consisten en lo siguiente:

#### **3.9.1.2.1. Test de “Picket Fence”**

El test de “Picket Fence”, independientemente de la técnica para la que se evalúe, va a consistir en definir una abertura de 1mm entre los dos bancos del MLC, si alguna de las láminas se posiciona erróneamente se va a ver una línea con alguna zona de mayor anchura, esa zona se corresponderá con la lámina que se ha posicionado erróneamente.

#### **IMRT:**

El test de “Picket Fence” para tratamientos de IMRT consiste en colimar con las mordazas un tamaño de campo de 16 cm x 20 cm y definir una abertura vertical con el MLC de 1 mm.

El test consiste en desplazar esa abertura dentro del campo colimado por las mordazas, a lo largo de diez posiciones equidistantes cada una de la siguiente en 1,5 mm. El acelerador solamente irradiará cuando las láminas del MLC alcanzan la posición de destino, es decir, se colima la primera abertura, se irradian 10 UM y el MLC se desplaza a la segunda posición, y nuevamente se irradian otras 10 UM, y así hasta irradiar las diez posiciones definidas en el plan.

Se planifica esta prueba para cuatro ángulos diferentes de gantry ( $0^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$ ,  $180^{\circ}$  y  $270^{\circ}$ )

#### **VMAT:**



El test de “Picket Fence” para tratamientos de VMAT consiste en colimar con las mordazas una tamaño de campo de 16 cm x 20 cm y definir una abertura vertical con el MLC de 1mm igual que en el caso de la IMRT.

La diferencia radica en que para la IMRT la variación de las posiciones de las láminas se hacía cada 10 UM y sin variar el ángulo del gantry y ahora tenemos un arco que varía entre  $179^{\circ}$  y  $184^{\circ}$ , girando en sentido antihorario. Lo que hace es definir la abertura inicial para el ángulo de  $179^{\circ}$  y empezar a irradiar con tasa constante y con la velocidad de giro constante también. Las posiciones de las láminas permanecen fijas durante  $28,6^{\circ}$  y acto seguido se desplazan 1,5 cm, pasando a la posición siguiente (Como la velocidad de las láminas no es infinita, tienen un tiempo de tránsito entre dos posiciones contiguas, este tiempo en términos de ángulo de gantry es de  $6,6^{\circ}$ ) esto se traduce en que cada  $35,2^{\circ}$  el sistema define una de las líneas verticales típicas del patrón del “Picket Fence”. El resultado de esta prueba puede verse en la Figura 78, ya que el resultado del test es idéntico para un campo de IMRT que para un campo de VMAT, de acuerdo a la forma en que se ha definido la prueba.

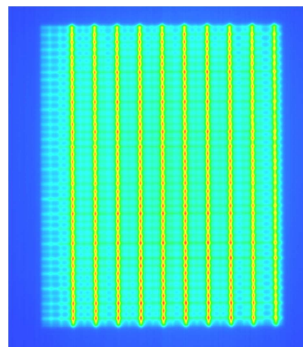


Figura 78. Resultado típico del test de Picket Fence.

### 3.9.1.2.2. Test de “Picket Fence” con errores inducidos

Este prueba es idéntica a la anterior, pero en lugar de planificarlo con diez posiciones para el MLC se realiza para seis posiciones, con la consiguiente reducción en el giro del gantry (de  $170^{\circ}$  a  $62^{\circ}$ ). En lugar de planificar de manera que todas las láminas se posicionan correctamente, en este caso se inducen errores en el posicionamiento de las láminas de un milímetro, localizándose este error en diferentes láminas para una de las seis posiciones de la abertura vertical. El resultado puede verse en la Figura 79, donde se aprecian zonas de mayor intensidad de color (rojas) estas zonas se corresponden con los errores que se han inducido.

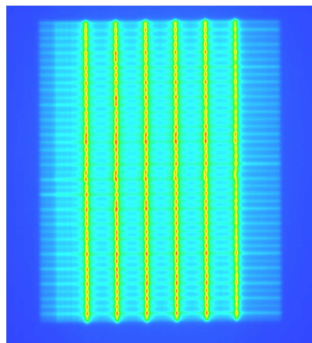


Figura 79. Resultado del test de Picket Fence con errores inducidos.

### **3.9.1.2.3. Variación de la tasa de dosis frente a la velocidad de giro del gantry**

Para esta prueba se define un arco que varía desde  $243^{\circ}$  hasta  $179^{\circ}$ , con un tamaño de campo de 18,4 cm x 20 cm. Con el MLC se define una abertura vertical de 1,8 cm. Esta abertura se va desplazando a lo largo de todo el tamaño de campo definido por las mordazas. A la vez que gira el gantry se varía la tasa de dosis, para obtener un campo homogéneo ha de variar también la velocidad de movimiento de las láminas, con el fin de compensar esa variación en la tasa de dosis. En la práctica se traduce en variar la velocidad de giro del gantry, ya que para cada posición de láminas se asigna un ángulo de gantry, si queremos que el MLC se mueva más rápido, se traducirá en un aumento de la velocidad de giro. El resultado de esta prueba puede verse en la Figura 80, donde se ve cómo se ha obtenido un campo homogéneo a pesar de la variación de parámetros del plan.

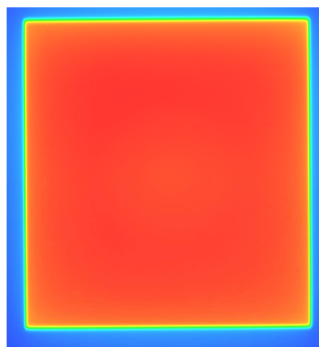


Figura 80. Resultado de la prueba Variación de la tasa de dosis frente a la velocidad de giro de gantry.

### **3.9.1.2.4. Control de la velocidad de las láminas**

Consiste en definir un arco que varía desde  $179^{\circ}$  hasta  $26^{\circ}$  con un tamaño de campo de 20 cm x 20 cm.

La prueba consiste en ir desplazando las láminas dentro del campo definido por las mordazas, de tal manera que se parte de un campo cerrado, una vez iniciada la irradiación y el giro de gantry, las láminas del carro A van desplazándose hasta definir una abertura de 3 cm, alcanzado este punto las láminas del carro B empiezan a desplazarse hasta juntarse con las láminas del carro A. Volviendo a tener un campo cerrado, durante el recorrido del campo se repite este proceso otras dos veces, obteniéndose la imagen que se puede observar en la Figura 81.

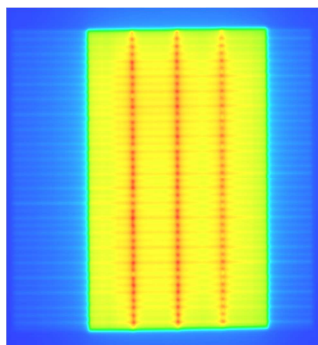


Figura 81. Resultado de la prueba *Control de la velocidad de las láminas*.

### RESULTADOS DE LAS PRUEBAS:

En la Tabla 21 se presenta el valor medio, máximo y mínimo obtenido de evaluar durante un periodo de 18 meses las distintas imágenes obtenidas con la imagen de referencia tomada tras un mantenimiento del MLC, cuando el funcionamiento del mismo es el apropiado.

Prueba	Máximo (%)	Mínimo (%)	Media (%)
Test de "Picket Fence"	99,9	99,0	99,4
Test de "Picket Fence" con errores	99,9	98,6	99,1
Tasa de dosis frente a volicidad del gantry	99,9	98,4	99,1
Velocidad de las láminas	100,0	96,8	99,0

Tabla 21. Resultado de estudiar durante 18 meses las pruebas para el MLC.



# Capítulo 4: Matrices de cámaras de ionización y diodos

## 4.1. Introducción y objetivos

Uno de los métodos más extendidos para la verificación de tratamientos de IMRT es el uso de matrices de cámaras de ionización o matrices de diodos (119) (120) (121). Las diferentes casas comerciales han pugnado por conseguir el detector perfecto. Éste sería, el que tiene los mejores detectores, con la mayor resolución espacial posible.

Los primeros diseños que se realizaron consistieron en colocar sobre un plano una serie de detectores en filas y columnas, de ahí el nombre de matriz de detectores.

Este diseño ha perdurado hasta la actualidad, con variaciones en los detectores empleados, su disposición, el material de su fabricación, etc. (122) (123) (124) (125). Actualmente existen en el mercado otras matrices de detectores que presentan geometrías diferentes a la anteriormente expuesta, como por ejemplo el ArcCHECK de la compañía Sun Nuclear que en lugar de tener los detectores dispuestos en un plano, los tiene a lo largo de la superficie de un cilindro. O el Delta 4+ de la compañía Scandidos, que presenta dos planos de detectores orientados de forma ortogonal, formando una cruz.

Las matrices permiten realizar medidas colocándolas encima de la mesa del acelerador, permitiendo colocarlas en diferentes orientaciones (coronal o sagital) o, que se muevan de manera solidaria al acelerador, si se dispone del accesorio apropiado (126).

El objetivo del capítulo va a ser definir el procedimiento para aceptar y calibrar en dosis una matriz de detectores, así como el proceso posterior para emplearla como herramienta para verificar tratamientos de IMRT.

En la Tabla 22 se recogen las matrices planas cuyo uso está más extendido hoy en día. Para cada una de ellas se especifica el tipo de detector empleado, el número de detectores, su volumen activo, la distancia entre detectores y el tamaño máximo de campo de detección (área sensible).

Matriz	Tipo de detector	Número de detectores	Volumen (cm <sup>3</sup> )	Distancia entre detectores (mm)	Tamaño del área sensible (mm <sup>2</sup> )
<b>Octavius729 (PTW)</b>	Cámara gas	729	5x5x5	10	270x270
<b>Octavius1500 (PTW)</b>	Cámara gas	1045	4,4x4,4x3	7,1	270x270
<b>MatriXX<sup>Evolution</sup> (IBA)</b>	Cámara gas	1020	4.5(∅)x5*	7,6	244x244
<b>MatriXX<sup>FFF</sup> (IBA)</b>	Cámara gas	1020	4.5(∅)x2*	7,6	244x244
<b>OctaviusSRS1000 (PTW)</b>	Cámara líquida	977	2,3x2,3x0,5	2.5mm/5mm**	110x110
<b>MapCHECK 2 (Sun Nuclear)</b>	Diodo tipo n	1527	0,8x0,8x0x03	7,1	320x260

Tabla 22. Características generales de las principales matrices planas. \*Las cámaras del MatriXX son cilíndricas. \*\*La distancia entre detectores es de 2,5 mm en la zona central del detector de 55 mm x 55 mm.

No se han incluido en la tabla dos matrices de aparición reciente, el Delta4 PHANTOM+ de Scandidos y el Dolphin de IBA, pues en el caso del Dolphin, es una matriz que va anclada al cabezal del detector, con lo que no se puede comparar en igualdad de condiciones con el resto de detectores presentados, aunque permite realizar la verificación pretratamiento del paciente, es un dispositivo diseñado para verificar la dosis administrada al paciente en cada sesión. Lo que le ocurre al Delta4 es que no se trata de una matriz en un único plano, sino que presenta dos matrices planas dispuestas en forma de aspa, motivo por el cual se ha excluido del listado.



Figura 82. Imagen comercial del Delta 4.

La configuración geométrica de los detectores en el plano para cada matriz es la siguiente:

- Octavius729: Los detectores están dispuestos en una cuadrícula de 27×27 elementos, siendo la distancia entre detectores consecutivos de 10 mm.
- Octavius1500: La distancia intercentros para detectores de una misma fila es de 10 mm. Los detectores de filas consecutivas están desfasados 5 mm y las líneas que unen sus centros están separadas 5 mm. El número de detectores por línea es 27 y 25 de forma alternativa, empezando y acabando en líneas con 27 elementos.
- MatriXX<sup>Evolution</sup> y MatriXX<sup>FFF</sup>: Los detectores están dispuestos en una cuadrícula de 32×32 elementos, siendo la distancia entre detectores consecutivos de 7,62 mm. No hay detectores en cada una de las cuatro esquinas de la rejilla, siendo por tanto el número de detectores 1020.
- OctaviusSRS1000: La zona central de 55×55 mm<sup>2</sup> presenta distancias intercentros de 2.5 mm entre filas y columnas. En la zona externa que abarca hasta un 110×110 mm<sup>2</sup> la distancia entre filas y columnas es de 5 mm.
- MapCHECK 2: La distancia intercentros para detectores de una misma fila es de 10 mm y la distancia entre líneas es de 5 mm. Los detectores de filas consecutivas están desfasados 5 mm. El contorno que une los diodos externos define un rectángulo de 32×26 cm<sup>2</sup> al que se han cortado las esquinas.

Estas matrices presentan diferentes tipos de solución sobre un plano para la verificación de tratamientos de pacientes (127) (128). Al abordar la creación de una matriz los principales factores que condicionarán su aplicación posterior, y por tanto, afectarán a las decisiones a tomar en relación a su diseño, son:

- El detector seleccionado.
- El número de detectores.
- La geometría de la matriz.

De todas las matrices presentadas en esta introducción pretendemos comparar dos de las más usadas dentro del ámbito de la radioterapia (129) (130), la matriz de diodos MapCHECK 2 de la marca Sun Nuclear y la matriz de cámaras de ionización MatriXX<sup>Evolution</sup> de la marca IBA.

Para ello se calibrarán en dosis ambos detectores en el acelerador del Hospital IMED Elche. Posteriormente se someterán ambos detectores a una serie de pruebas que pretenden evaluar su funcionalidad e idoneidad como detectores para verificar planes de tratamiento de IMRT.

## **4.2.Descripción del dispositivo**

En este trabajo se van a estudiar los dos tipos de matrices más extendidos. En el caso de la matriz de diodos el dispositivo estudiado es el MapCHECK 2 y en el caso de matrices con cámaras de ionización el dispositivo estudiado es el MatriXX<sup>Evolution</sup>.

Hay que señalar que el MapCHECK 2 es el dispositivo que tenemos en nuestro centro para la verificación de tratamientos de IMRT, y se dispone a modo de préstamo del MatriXX<sup>Evolution</sup>. Esto se traduce en que se describirán los procesos de aceptación y calibración de ambos dispositivos, pero al final del capítulo se presentan una serie de aplicaciones adicionales del MapCHECK 2, que no han sido estudiadas para el MatriXX<sup>Evolution</sup>, ya que no disponemos del detector el tiempo necesario.

### **4.2.1. Matrices de diodos: MapCHECK 2**

El MapCHECK 2 es una matriz formada por 1527 diodos tipo n. Se trata de detectores SunPoint<sup>TM</sup> de estado sólido, con un espaciado entre ellos de un centímetro en lo ejes X e Y, y una separación diagonal de 7,07 milímetros (131).

El detector tiene una frecuencia de muestreo de  $(50 \pm 10)$  ms y su área activa es un rectángulo de 26 centímetros en el eje X y 32 centímetros en el eje Y.

El MapCHECK 2 presenta un recubrimiento de policarbonato tanto en su parte superior como en su parte inferior. En concreto, la matriz de diodos tiene  $(1,2 \pm 0,1)$  cm de policarbonato como región de acumulación, este espesor de policarbonato equivale dosimétricamente a un espesor de  $(2,0 \pm 0,1)$  g/cm<sup>2</sup> de agua. Así mismo presenta un espesor de policarbonato para la retrodispersión de  $(1,8 \pm 0,1)$  cm que en este caso tiene una equivalencia dosimétrica en agua de  $(2,8 \pm 0,1)$  g/cm<sup>2</sup>



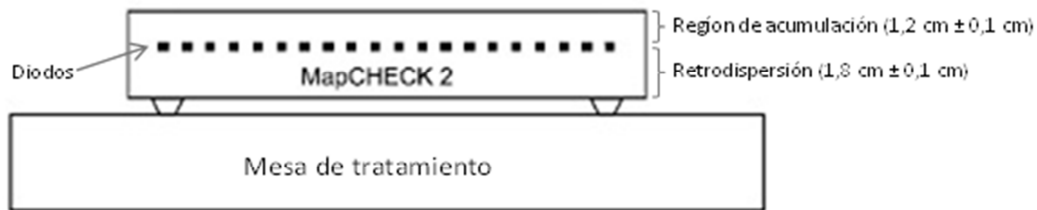


Figura 83. Ilustración de la región de acumulación y retrodispersión del MapCHECK 2.

El MapCHECK 2 tiene las siguientes características técnicas:

- Tipo de detector: Diodo SunPoint de la marca SunNuclear.
- Número de detectores: 1527
- Tamaño máximo de campo: 32.0 cm x 27.0 cm
- Geometría de la matriz:
  - Los detectores se ubican en filas con un espaciado de 1 cm entre ellos y una diferencia de 0,5 cm entre las diferentes columnas
- Área sensible del detector:  $0,64 \text{ mm}^2$
- Volumen activo del detector:  $0,019 \text{ mm}^3$
- Sensibilidad del detector: 32 nC/Gy
- Frecuencia de muestreo: 50 ms
- Estabilidad del detector: 0,5 % / kGy at 6 MV
- Máximo Dosis / pulso: 0,2 Gy
- Dependencia con la tasa de dosis:  $\pm 1$  alrededor del rango de (50 – 1400) cGy/min
- Buildup inherente:  $(2,0 \pm 0,1) \text{ g / cm}^2$
- Peso: 7,1 kg

#### 4.2.2. Matrices de cámaras de ionización: MatriXX Evolution

La matriz bidimensional de cámaras de ionización MatriXX<sup>Evolution</sup>, en lo sucesivo MatriXX, ha sido desarrollada para dosimetría absoluta 2D y para la verificación de tratamientos de IMRT (132).

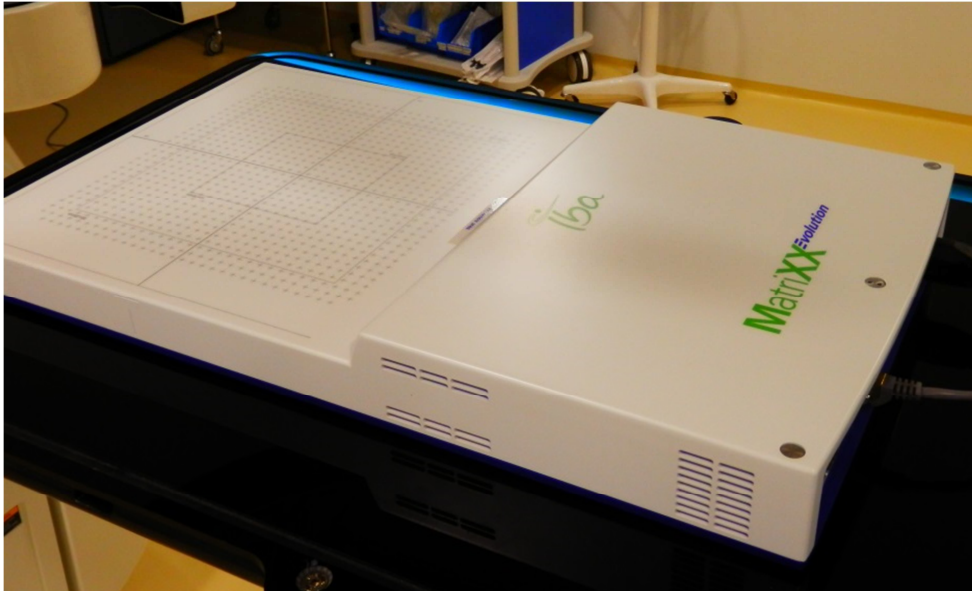


Figura 84. Vista general del MatriXX<sup>Evolution</sup>.

El dispositivo MatriXX consta de una matriz de cámara de ionización, con 1020 detectores dispuestos en una rejilla 32 cm x 32 cm. Cuando se irradia el detector se ioniza el aire que hay en el interior de las cámaras. La carga liberada en el interior de la cámara se recoge estableciendo una diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo. Dicha corriente, que es proporcional a la tasa de dosis, se mide y se digitaliza mediante un convertidor analógico a digital sensible a la corriente de 1020 canales no multiplexado. Los datos medidos se transmiten a un PC a través de una interfaz Ethernet estándar.

El detector tiene las siguientes características técnicas:

- General
  - Tiempo de calentamiento: 15 – 60 min.
  - Refrigeración: Dos ventiladores para enfriar la zona de la electrónica.
  - Corrección por uniformidad: Consiste en una calibración de fábrica realizada en <sup>60</sup>Co y almacenada en el dispositivo, dicha calibración contiene la ganancia de cada una de las cámaras.
  
- Detector
  - Tipo de cámara de ionización: Plano-paralela abierta.
  - Número de detectores: 1200, dispuestos en una matriz de 32 cm x 32 cm.
  - Diámetro de la cámara: 4,5 cm.
  - Longitud de la cámara 5 mm.
  - Volumen de la cámara 0,08 cm<sup>3</sup>.

- Distancia entre detectores: 7,619 mm
  - Calibración nominal: 2,4 nC/Gy
  - Máxima tasa de dosis: 20 Gy/min
  - Mínima tasa de dosis: 0,02 Gy/min
  - Voltaje de las cámaras:  $(500 \pm 30)$  V
  - Punto efectivo de medida: 3,5 mm, indicado sobre la cubierta del detector mediante una marca visual.
  - Material de la región de acumulación: ABS (densidad 1,06)
- 
- Mecánicas
    - Dimensiones: 560 x 60 x 320 mm (largo x alto x ancho)
    - Peso: 10,5 kg

### 4.3.Descripción del software de adquisición y análisis

Toda matriz de detectores funciona con un software de recolección de datos.

Las principales funciones de este software son:

- Recogida de la señal medida por el detector.
- Conversión de esa señal en dosis.
- Comparación de la distribución teórica y la experimental, empleando para ello la función gamma.
- Muchos software presentan funcionalidades adicionales como control de calidad de equipos o medidas especiales empleando el detector.

El Mapcheck emplea para su funcionamiento el programa “SNC Patient” de la compañía Sun Nuclear (Figura 85) y el MatriXX emplea el programa OmniPro-IMRT de la compañía IBA (Figura 86).

La importancia y necesidad de un software reside en el hecho de que la información del detector es inaccesible, solo se puede obtener a través del programa informático que ha sido diseñado para tal efecto.

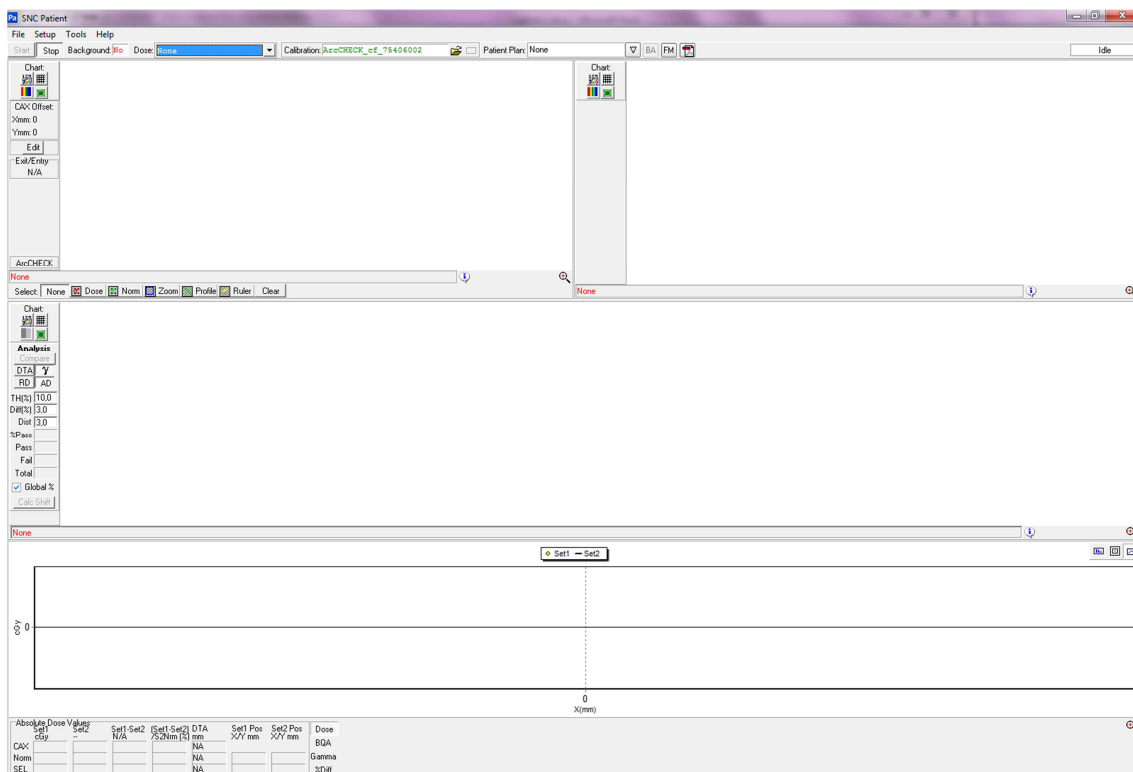


Figura 85. Vista general del programa SNC Patient.

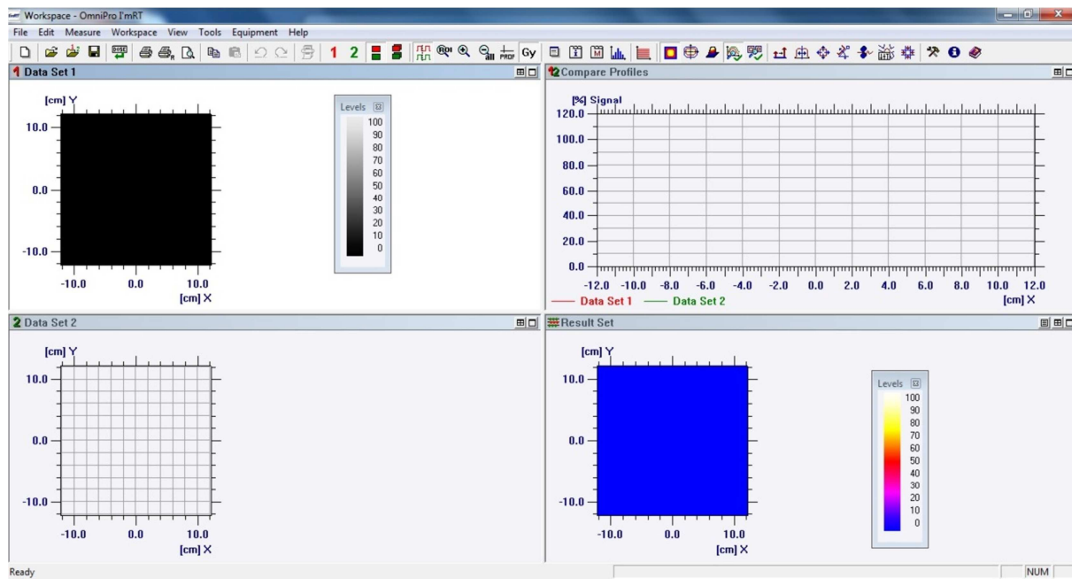


Figura 86. Vista general del programa OmniPro-IMRT.

#### **4.4.Pruebas de aceptación del dispositivo**

Con el fin de comprobar si ambas matrices son aptas para la verificación de tratamientos de IMRT se han diseñado una serie de pruebas (133) (134). Con estas pruebas se pretende evaluar la calibración del detector, así como diferentes parámetros propios del mismo (Linealidad, reproducibilidad, dependencia con la tasa, dependencia con el tamaño de campo, etc.)

Se presentará una breve descripción de la prueba y el resultado que se obtiene de ella con cada uno de los detectores.

##### **4.4.1. Calibración**

Para comprobar la calidad de la calibración de la matriz de ganancias de los detectores se ha diseñado la siguiente prueba:

Se realizan seis adquisiciones con el detector a  $0^{\circ}$  (con la electrónica hacia los pies de la mesa de tratamiento) y otras seis adquisiciones con el detector a  $180^{\circ}$ , según las condiciones de irradiación abajo descritas. Las medidas para cada orientación del detector se promedian y se comparan los promedios obtenidos para cada orientación empleando la función gamma (3%, 3mm), si la calibración se ha realizado correctamente, asumiendo que el haz es plano, ambas medidas deberían de coincidir.

La calibración se puede realizar para todas las energías disponibles en el acelerador, en nuestro caso 6 MV y 15 MV. Únicamente disponemos de la energía de 6MV modelada para hacer tratamientos de IMRT, pero como el detector puede ser empleado para verificar tratamientos de radioterapia 3D se presentan las pruebas y los resultados para ambas energías.

La configuración de irradiación es la siguiente:

- Campo: 25 cm x25 cm
- SSD: 100 cm
- 5 cm de región de acumulación (agua solida)
- 100 MU cada medida

#### **MapCHECK 2**

Una vez realizadas las doce medidas mediante una herramienta presente en el programa *SNC Patient* se agrupan las medidas de cada ángulo.

Una vez generadas las dos nuevas medidas correspondientes al agrupamiento de las medidas realizadas para cada ángulo, se carga cada medida en una ventana de trabajo diferente y tras la rotación de la medida realizada a  $180^{\circ}$  se comparan ambas medidas, seleccionando para ello un umbral de dosis de un 0%, es decir, todos los diodos se evalúan.

Los resultados de la comparación pueden visualizarse en la Figura 87 (en términos de dosis absoluta) y en la Figura 88 (en términos de dosis relativa).

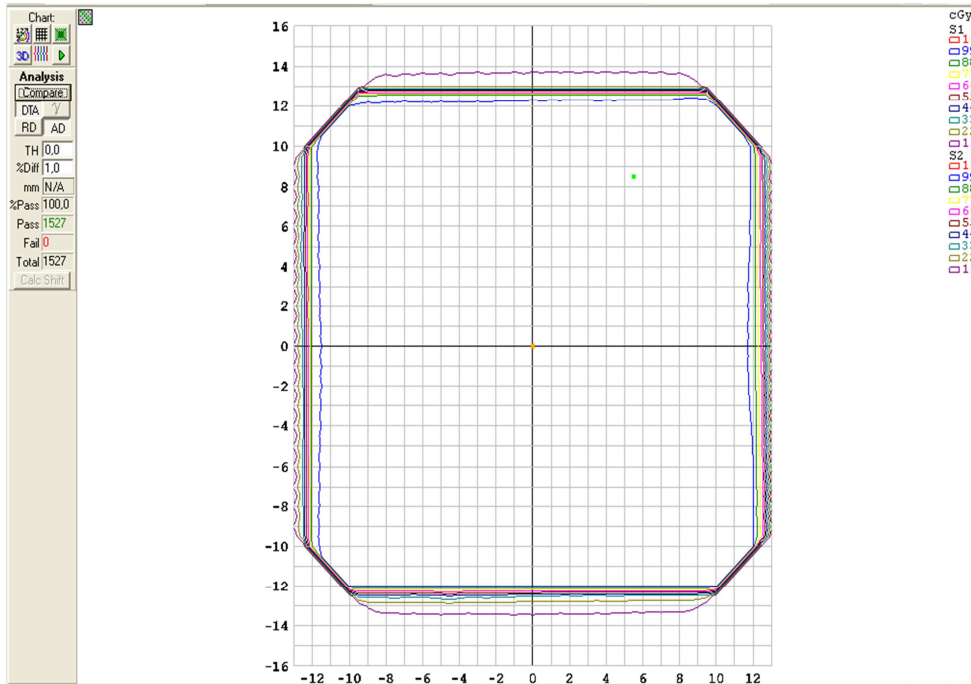


Figura 87. Comparación en términos de dosis absoluta entre las medidas realizadas a cero grado y las realizadas siguiendo la misma geometría a 180 grados.

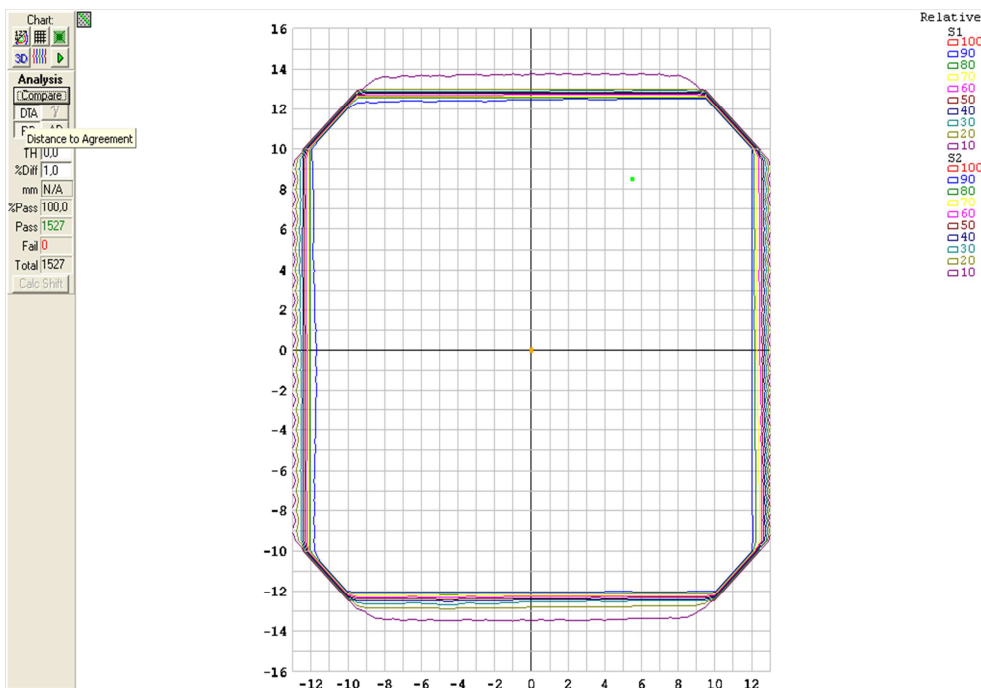


Figura 88. Comparación en términos de dosis relativa entre las medidas realizadas a cero grado y las realizadas siguiendo la misma geometría a 180 grados.

En las dos figuras anteriores comprobamos como todos los detectores pasan la comparación con unos criterios de 0% de dosis umbral y una diferencia entre ambas distribuciones menor de un 1%.

Con el fin de poder visualizar mejor la superposición de ambas distribuciones se ha editado el mapa de colores de las isodosis y se ha creado uno nuevo que contiene únicamente las curvas del 70% y del 90%, haciendo posible una comparación más visual de los resultados (Figura 89 y Figura 90).

En estas imágenes se puede ver cómo las curvas de isodosis de ambas distribuciones se solapan perfectamente, hecho que se pone de manifiesto en el resultado de la función Gamma.

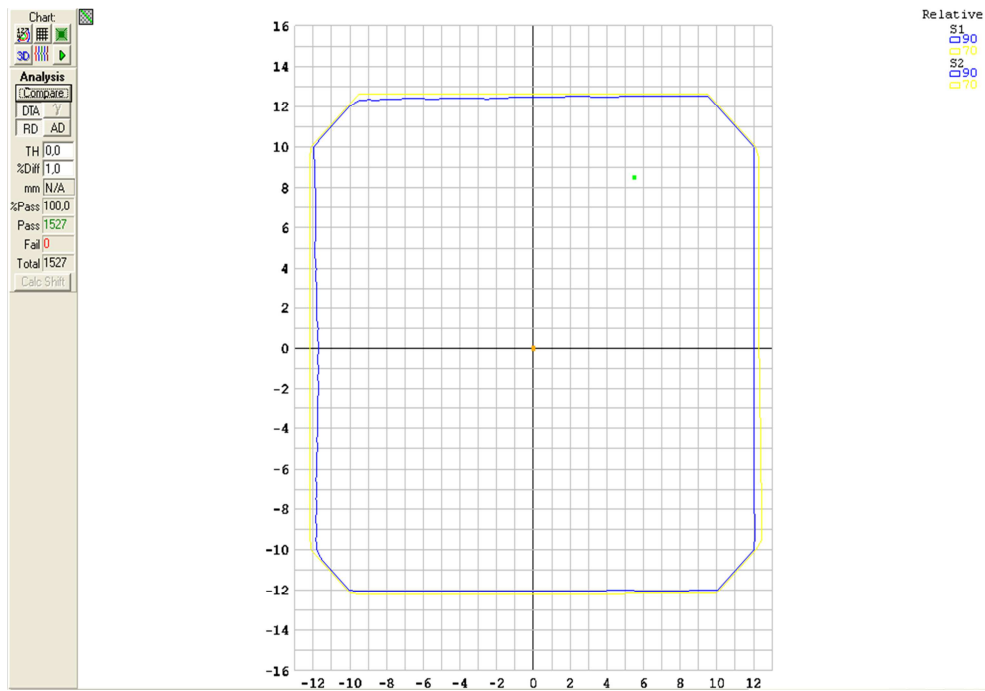


Figura 89. Comparación en términos de dosis relativa (usando el nuevo código de colores para las líneas de isodosis) entre las medidas realizadas a cero grado y las realizadas siguiendo la misma geometría a 180 grados.



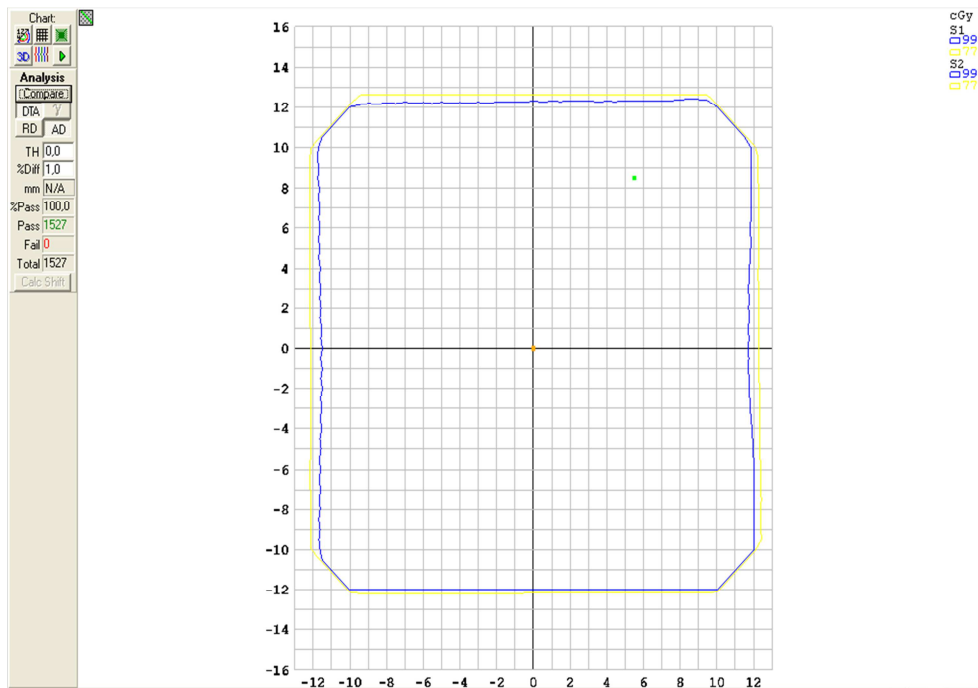


Figura 90. Comparación en términos de dosis absoluta (usando el nuevo código de colores para las líneas de isodosis) entre las medidas realizadas a cero grados y las realizadas siguiendo la misma geometría a 180 grados.

### ImRT MatriXX

Una vez realizadas las doce medidas que se necesitan, promedian las adquisiciones para cada orientación empleando el programa *OmniPro ImRT*.

Una vez generados los promedios de las medidas se carga la imagen de cada orientación en una ventana de trabajo diferente y se comparan ambas medidas empleando los mismos criterios que se han empleado en el caso del MapCHECK 2.

El espacio de trabajo con las imágenes que corresponden a ambos promedios cargadas y su comparación puede verse en la Figura 91

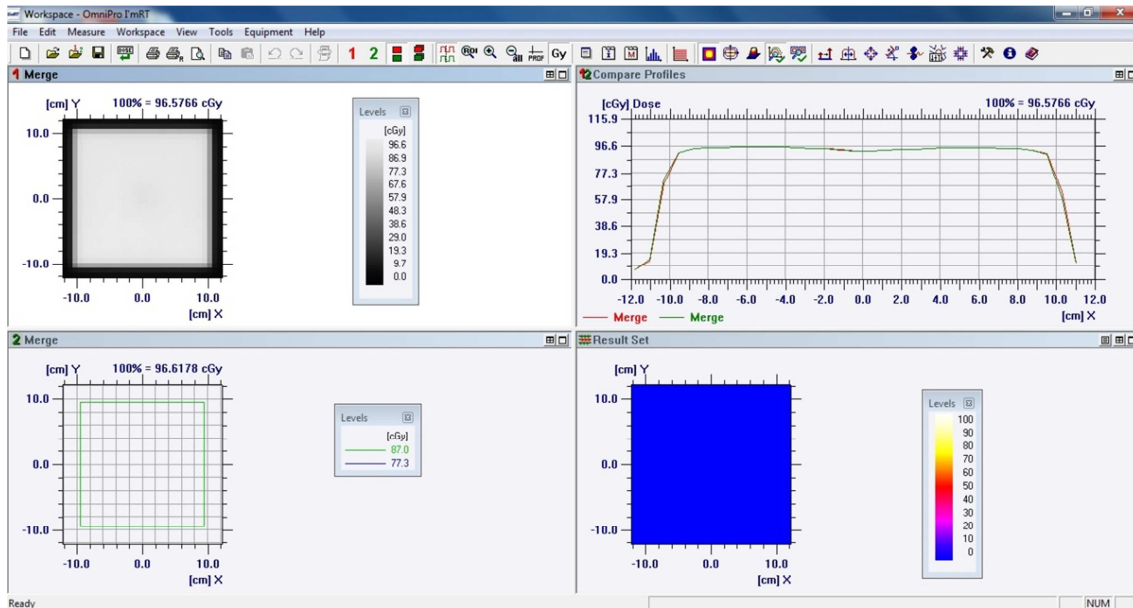


Figura 91. Espacio de trabajo del programa OmniPro ImRT donde se visualizan dos distribuciones y el resultado de compararlas empleando la función gamma.

Una vez descrito el procedimiento se presentan a continuación los resultados para ambas energías.

El programa OmniPro ImRT presenta los resultados de una manera diferente al SNC Patient, en el sentido que no muestra una imagen bidimensional, donde se superponen las distribuciones, tal y como se puede observar de la Figura 87 a la Figura 90.

En este lo que hace el programa es presentar un perfil, tal y como puede verse en la ventana superior derecha de la Figura 91. Permitiendo mover ese perfil a lo largo de toda la distribución de dosis. En la esquina inferior derecha de la misma figura puede verse el resultado de comparar ambas distribuciones usando la función gamma, adjuntándose la correspondiente leyenda.

Se puede observar como el 100% de los puntos analizados pasan la comparación, dicho resultado se produce para ambas energías.

En la Figura 92 se puede observar el resultado de la comparación de las distribuciones obtenidas con el detector en diferentes ángulos para la energía de 6MV, idéntico resultado pero para la energía de 15 MV puede observarse en la Figura 93.

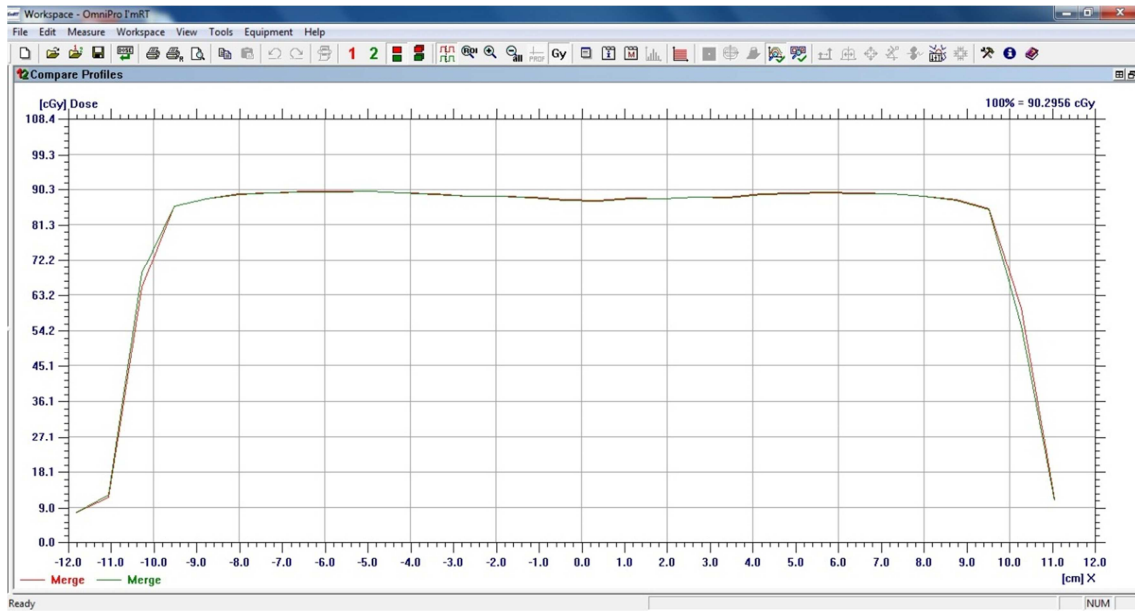


Figura 92. Resultado de la comparación de las distribuciones de dosis de 6 MV correspondientes a la prueba diseñada para comprobar la calibración del dispositivo.

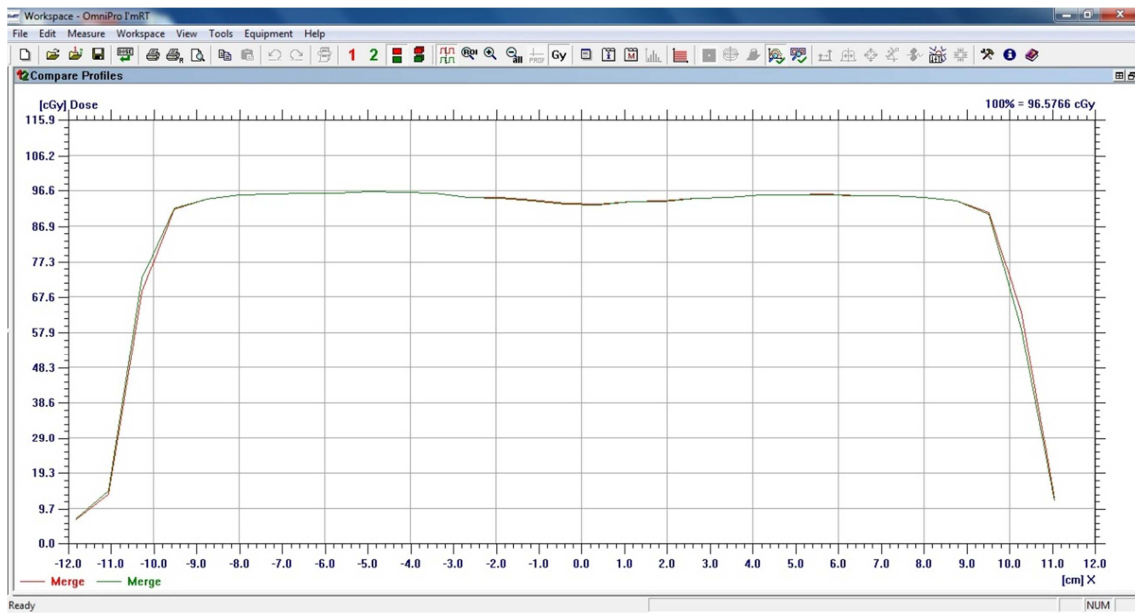


Figura 93. Resultado de la comparación de las distribuciones de dosis de 15 MV correspondientes a la prueba diseñada para comprobar la calibración del dispositivo.

#### 4.4.2. Reproducibilidad

Se ha de evaluar la desviación estándar ( $\sigma$ ) de 15 medidas consecutivas para fotones de 6MV y 15MV respectivamente. Se ha de obtener la desviación estándar de las quince medidas de un mismo detector, con lo que el resultado de la prueba debe de ser una matriz con tantos valores de desviación estándar como detectores tenga la matriz.

- Estas medidas se realizarán bajo la siguiente geometría:
- Campo: 25 cm x 25 cm
- SSD: 100 cm
- 5 cm de región de acumulación (agua sólida)
- 60 MU

Se puede emplear una cámara tipo Farmer ubicada debajo de la matriz, con el fin de controlar la estabilidad del disparo del acelerador, y corregir posibles fluctuaciones.

#### MapCHECK 2

Mediante el uso de dos libros Excel (Uno por energía), se han importado las quince medidas del detector en distintas hojas de cálculo. En una última hoja se han realizado las operaciones correspondientes al cálculo de la desviación estándar intentando reproducir en la hoja Excel la posición de los detectores.

Como el tamaño del detector es 32 cm x 26 cm, al irradiar un tamaño de campo de 20 cm x 20 cm se obtienen desviaciones estándar mayores que uno, esto es debido a que la penumbra del haz cae dentro del área sensible del detector. Las regiones de penumbra presentan elevados gradientes de dosis, lo que se traduce en que pequeñas desviaciones en la posición producen grandes diferencias en la lectura.

Para poder evaluar el correcto funcionamiento de estos diodos hemos reirradiado el MapCHECK con un campo de 35x35, donde nos aseguramos que todos los diodos se encuentran en la zona plana del haz y a su vez no se irradia la electrónica del detector.

Evaluando los resultados de esta segunda prueba obtenemos que la desviación media de los detectores es:

- $\overline{STD}_{6 MV} = 0,16$
- $\overline{STD}_{15 MV} = 0,09$

Registrando un valor máximo de:

- $STD_{Max 6 MV} = 0,44$
- $STD_{Max 15 MV} = 0,38$

## ImRT MatriXX

Mediante el uso de dos libros Excel (Uno por energía), se han importado las quince medidas del detector en distintas hojas. En una última hoja se han realizado las operaciones correspondientes al cálculo de la desviación estándar intentando reproducir en la hoja Excel la posición de los detectores.

Al igual que en el caso del MapCHECK, se observó que para la zona de la penumbra del haz se obtenían unas desviaciones estándar por encima de lo esperado, con el fin de paliar dicho efecto se adquirieron nuevamente las quince medidas pero en este caso con una tamaño de campo de 30 cm x 30 cm, con el fin de asegurarnos que todo el detector quedaba expuesto en la zona plana del haz, sin llegar a irradiar la electrónica del detector.

Evaluando los resultados de esta segunda prueba obtenemos que la desviación media de los detectores es:

- $\overline{STD}_{6 MV} = 0,381$
- $\overline{STD}_{15 MV} = 0,372$

Registrando un valor máximo de:

- $STD_{Max 6 MV} = 0,84$
- $STD_{Max 15 MV} = 0,71$

### 4.4.3. Linealidad

Se analiza la respuesta del detector central del detector para fotones de 6MV y 15MV. Para ello se realizan distintas irradiaciones entre (1 – 450) UM, comprobando que la lectura crezca linealmente (ajuste a una recta de regresión) con cada irradiación.

La irradiación se realizará con la siguiente geometría:

- Campo: 25 cm x 25 cm
- SSD: 100 cm
- 5 cm de región de acumulación (agua sólida)

### MapCHECK 2

Se han realizado doce disparos para cada energía correspondientes a las siguientes unidades de monitor (1, 3, 5, 10, 25, 50, 100, 200, 300, 400, 425, 450) siguiendo las condiciones establecidas para la prueba, y se han registrado los siguientes valores de dosis en el diodo central:

6 MV		15 MV	
UM	Dosis (cGy)	UM	Dosis (cGy)
1	0,9	1	1,0
3	2,8	3	3,2
5	4,9	5	5,4
10	9,9	10	10,8
25	25,0	25	27,1
50	50,1	50	54,3
100	100,4	100	108,7
200	201,0	200	217,3
300	302,0	300	326,3
400	402,2	400	435,4
425	427,5	425	462,4
450	452,2	450	489,7

Tabla 23. Dosis registrada por el diodo central del MapCHECK con distintos valores de UM para 6 MV y 15 MV.

Empleando un libro Excel, se representan los valores de la Tabla 23 y se realiza un ajuste lineal. Se puede observar como el dispositivo es perfectamente lineal, ya que en ambos casos el coeficiente de correlación lineal ( $R^2$ ) es igual a uno.

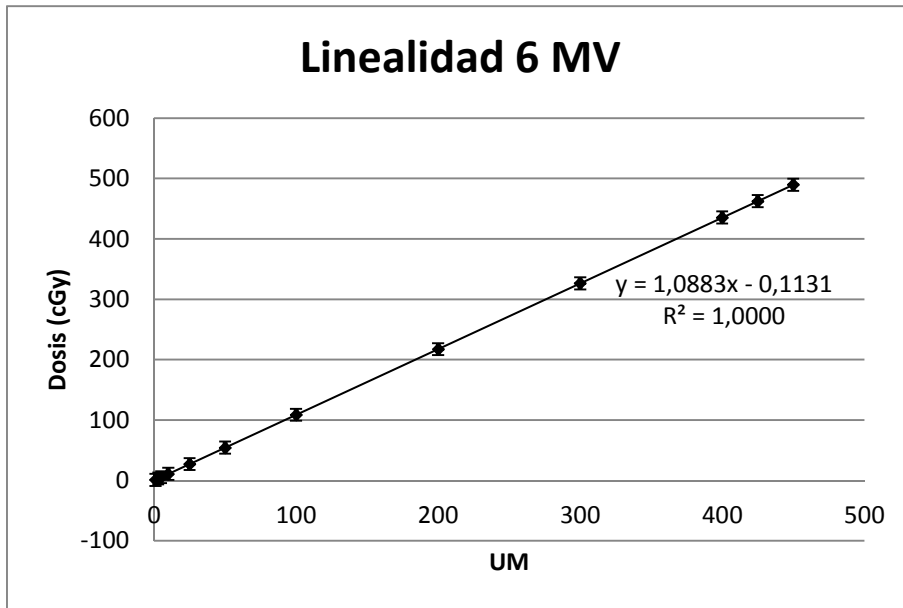


Figura 94. Estudio de la linealidad del MapCHECK 2 para una energía de 6 MV.

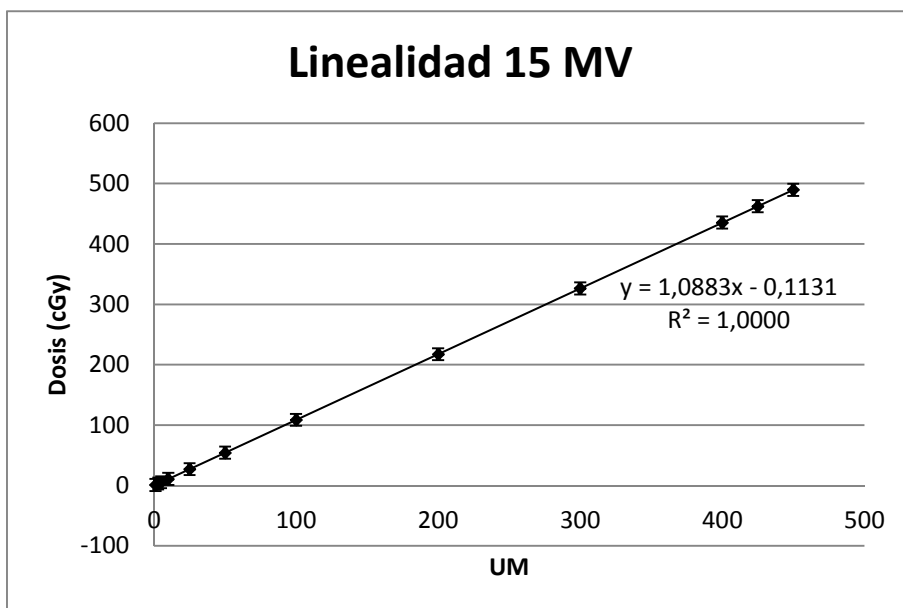


Figura 95. Estudio de la linealidad del MapCHECK 2 para una energía de 15 MV.

## ImRT MatriXX

Se han realizado doce disparos para cada energía correspondientes a las siguientes unidades de monitor (1, 3, 5, 10, 25, 50, 100, 200, 300 y 500) siguiendo las condiciones establecidas para la prueba, y se han registrado los siguientes valores de dosis en los detectores centrales del dispositivo:

Cuando se habla de detector central hay que señalar que el MatriXX no tiene un detector en el origen de coordenadas, con lo que dicho valor se ha obtenido promediando las lecturas de los cuatro detectores centrales, ya que el origen cae en el centro del cuadrado descrito por dichos detectores.

6 MV		15 MV	
UM	Dosis (cGy)	UM	Dosis (cGy)
1	0,9	1	0,9
3	2,7	3	2,8
5	4,4	5	4,7
10	8,8	10	9,4
25	22,0	25	23,3
50	43,9	50	46,5
100	87,7	100	87,3
200	175,4	200	186,1
300	263,0	300	279,1
500	438,3	500	465,0

Tabla 24. Dosis registrada por las cámaras centrales del MatriXX con distintos valores de UM para 6 MV y 15 MV.

Empleando un libro Excel, se representan los valores de la Tabla 24 y se realiza un ajuste lineal. Se puede observar como el dispositivo es perfectamente lineal, ya que en ambos casos el coeficiente de correlación lineal ( $R^2$ ) es igual a uno.



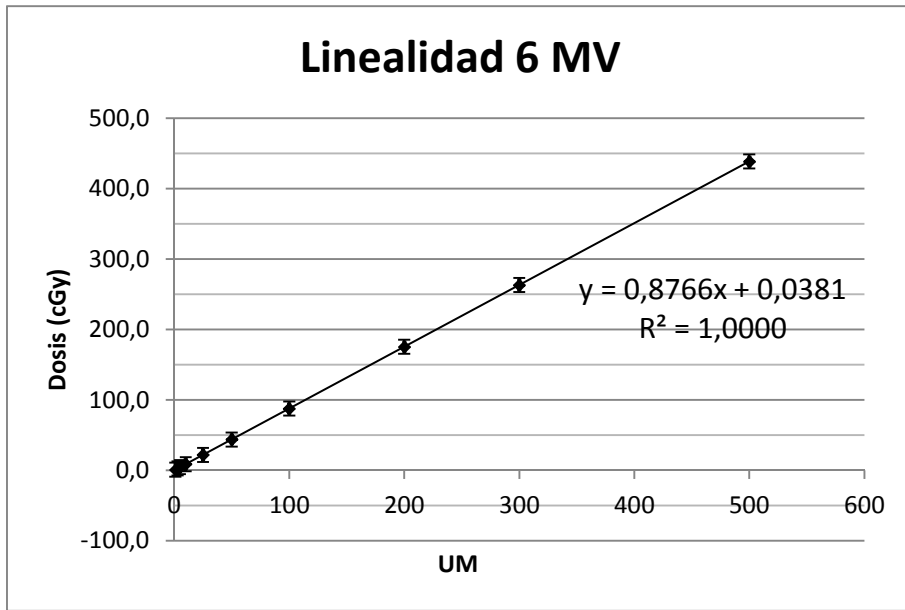


Figura 96. Estudio de la linealidad del MatriXX para una energía de 6 MV.

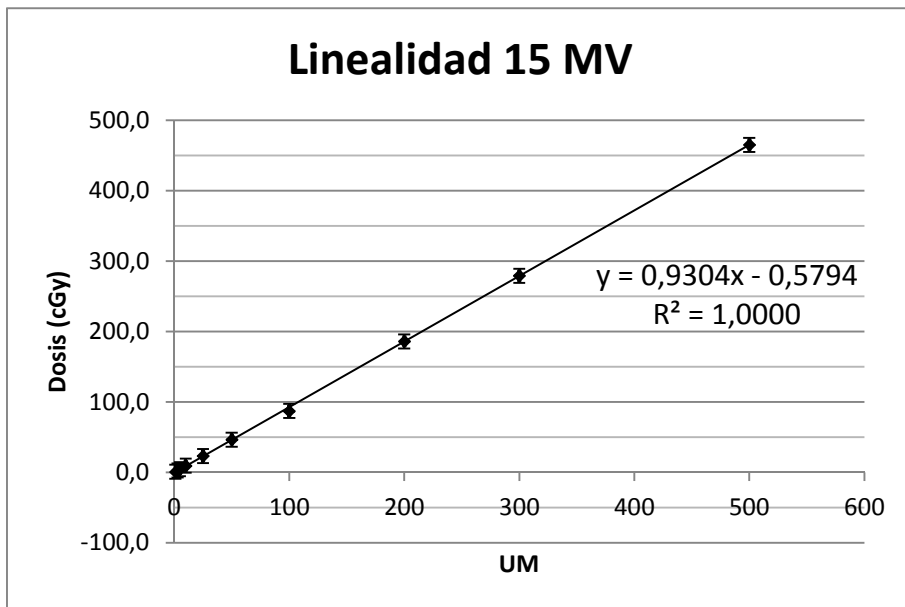


Figura 97. Estudio de la linealidad del MatriXX para una energía de 15 MV.

#### 4.4.4. Tasa de dosis

El objetivo de la prueba es evaluar la dependencia del detector central con el pulso del acelerador para fotones de 6MV y 15MV, para ello se realizan distintas adquisiciones, siempre de 100 UM, pero variando en cada medida la tasa de dosis desde 100 UM/min hasta 600 UM/min.

Se ha de representar la respuesta del detector normalizado al máximo frente a la tasa, evaluando las discrepancias.

Hay que señalar que las discrepancias en esta prueba no son muy importantes para tratamientos de IMRT, puesto que suelen aplicarse con la misma tasa siempre, a diferencia de los tratamientos de VMAT, donde sí que se produce una variación de la tasa de dosis.

Las condiciones de medida son las siguientes:

- Tamaño de campo : 10 cm x 10 cm
- 100 UM
- 5 cm de región de acumulación (agua sólida)

#### MapCHECK 2

Se han realizado seis disparos para cada energía correspondientes a las siguientes tasas (100, 200, 300, 400, 500 y 600) UM/min obteniéndose los valores normalizados al máximo presentados en la Tabla 25.

6 MV			15 MV		
Tasa(UM/m)	Dosis(cGy)	Normalizado	Tasa(UM/m)	Dosis(cGy)	Normalizado
100	98,54	0,979	100	98,54	0,979
200	99,16	0,985	200	99,16	0,985
300	100,00	0,994	300	100,00	0,993
400	100,01	0,994	400	100,01	0,993
500	100,47	0,998	500	100,47	1,000
600	100,63	1,000	600	100,63	1,000

Tabla 25. Dosis registrada por el diodo central del MapCHECK con distintos valores de Tasa de UM para 6 MV y 15 MV.

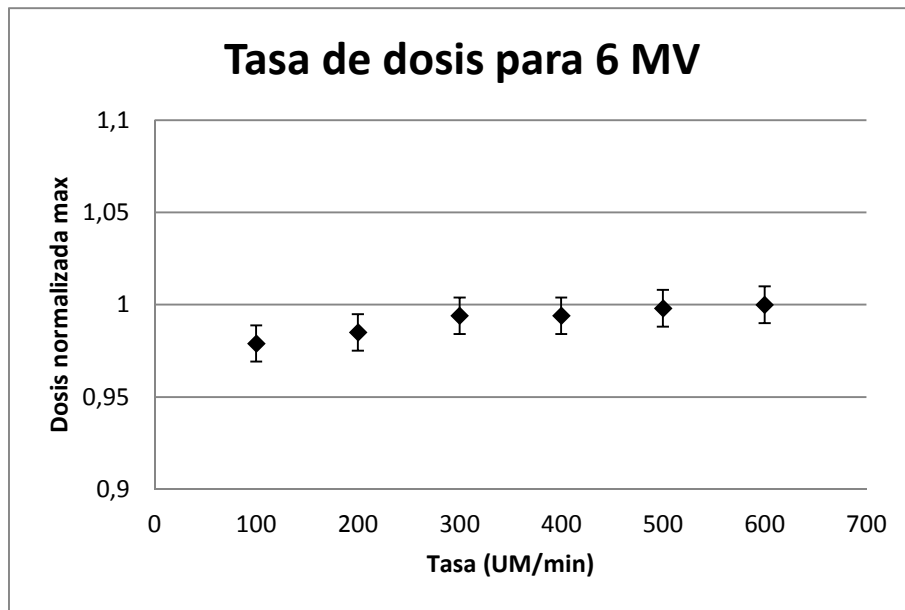


Figura 98. Constancia de la dosis registrada por el MapCHECK a distintas tasas de dosis, pero para el mismo número de UM para una energía de 6 MV.

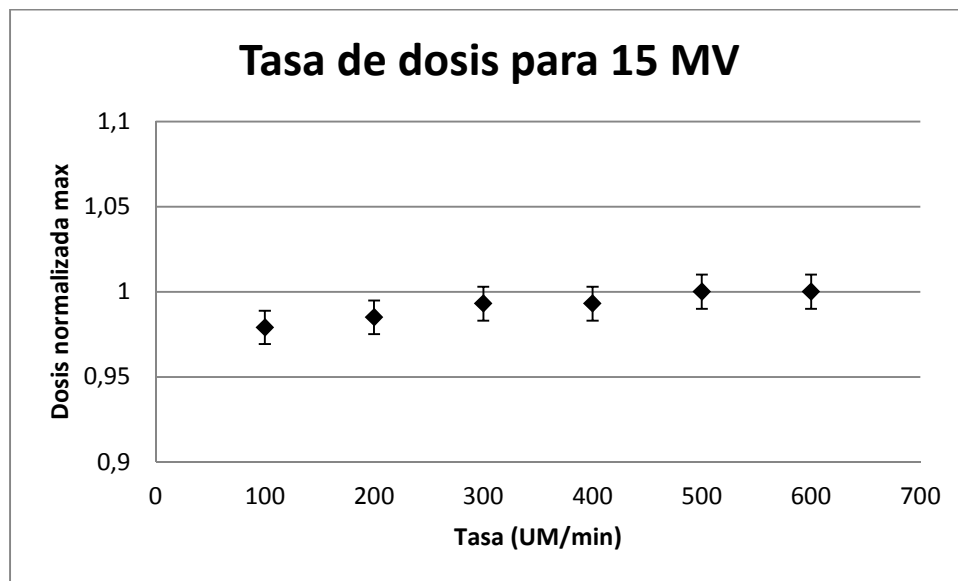


Figura 99. Constancia de la dosis registrada por el MapCHECK a distintas tasas de dosis, pero para el mismo número de UM para una energía de 15 MV

Si se representa la dosis normalizada al valor máximo de dosis medida, frente a la tasa de unidades monitor utilizada para obtener esa dosis, se obtiene que independientemente de la tasa utilizada la dosis que recoge el diodo es constante, en el caso de 6 MV la desviación de las medidas es de un 0,08% y en el caso de 15 MV la desviación es de un 0,08%.

## ImRT MatriXX

Se han realizado seis disparos para cada energía correspondientes a las siguientes tasas (100, 200, 300, 400, 500) obteniéndose los valores de dosis presentados en la Tabla 26, en la cual se ha normalizado al máximo.

6 MV			15 MV		
Tasa(UM/m)	Dosis(cGy)	Normalizado	Tasa(UM/m)	Dosis(cGy)	Normalizado
100	87,76	0,999	100	99,16	0,985
200	87,79	0,999	200	100,00	0,993
300	87,77	0,999	300	100,01	0,993
400	87,71	0,998	400	100,47	0,998
500	87,72	0,998	500	100,63	0,999
600	87,81	1,000	600	100,68	1,000

Tabla 26. Dosis registrada por el diodo central del MatriXX con distintos valores de Tasa de UM y para 6 MV y 15 MV.

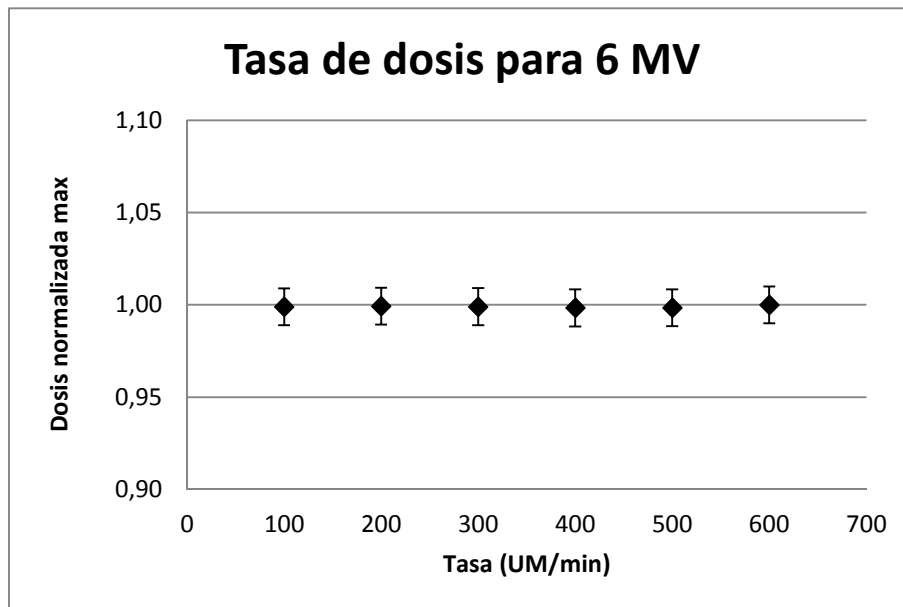


Figura 100. Constancia de la dosis registrada por el MatriXX a distintas tasas de dosis, pero para el mismo número de UM para una energía de 6 MV.

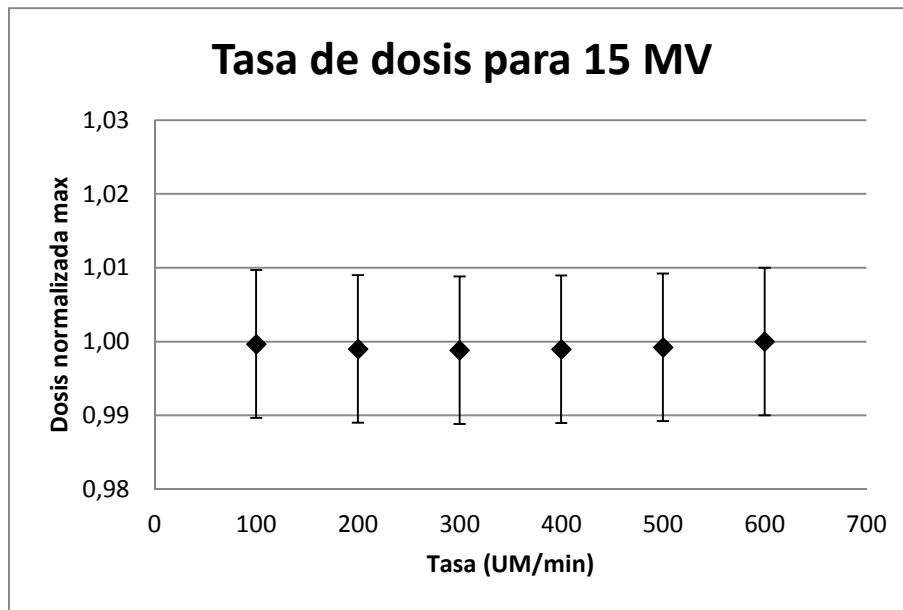


Figura 101. Constancia de la dosis registrada por el MatriXX a distintas tasas de dosis, pero para el mismo número de UM para una energía de 15 MV.

Si se representa la dosis normalizada al valor máximo de dosis medida, frente a la tasa de unidades monitor utilizada para obtener esa dosis, se obtiene que independientemente de la tasa utilizada la dosis que recoge la cámara es constante, en el caso de 6 MV la desviación de las medidas es de un 0,06% y en el caso de 15 MV la desviación es de un 0,02%.

#### 4.4.5. Dependencia con el pulso del acelerador

En esta prueba hay que evaluar la dependencia del detector central con el pulso del acelerador, para ello se adquirirán una serie de medidas variando la distancia fuente superficie (SDD) desde 75 cm a 135 cm con incrementos de 10 cm.

Todos los disparos se realizan con una tasa nominal de 400 UM/min, pero al variar la distancia, el tamaño de campo varía según la ley del inverso del cuadrado de la distancia, lo que se traduce a su vez en una variación en la tasa de dosis.

Para evaluar el resultado se representará la dosis frente a la tasa de dosis, calculada a partir de la ley del inverso del cuadrado.

Las condiciones de medida son las siguientes:

- Tamaño de campo : 10 cm x 10 cm
- 100 UM
- Tasa de dosis: 400 UM/min

#### MapCHECK 2

Una vez adquiridas las medidas, se representa la dosis registrada por el detector central frente a la tasa de dosis, la tasa de dosis para cada distancia se obtiene corrigiendo por la ley del inverso del cuadrado la tasa de dosis a la que han sido obtenidas las medias (400 UM/min). Los resultados pueden observarse en la Figura 102 para una energía de 6 MV y en la Figura 103 para una energía de 15 MV

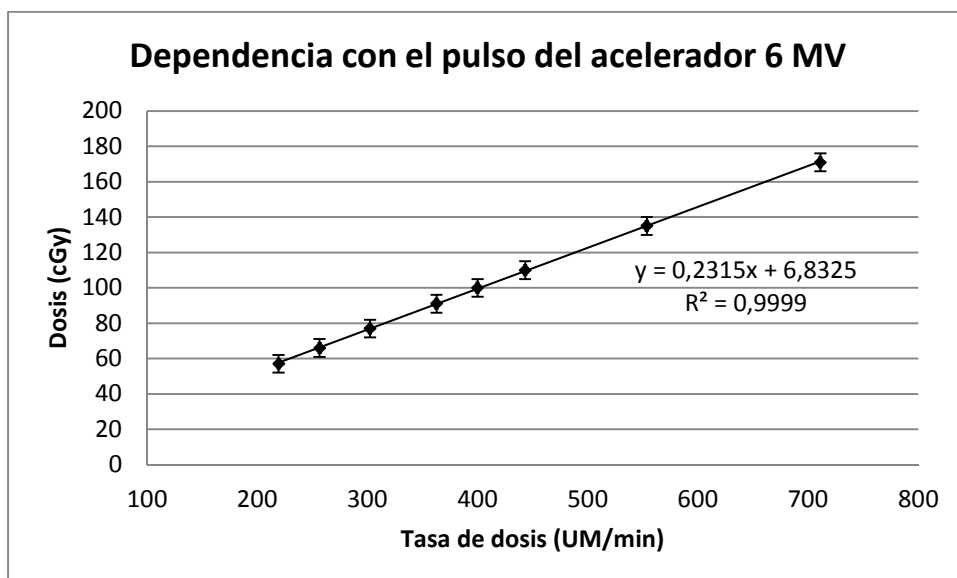


Figura 102. Dependencia de la dosis registrada por el MapCHECK en función de la distancia entre la fuente de radiación y el propio detector para una energía de 6 MV.

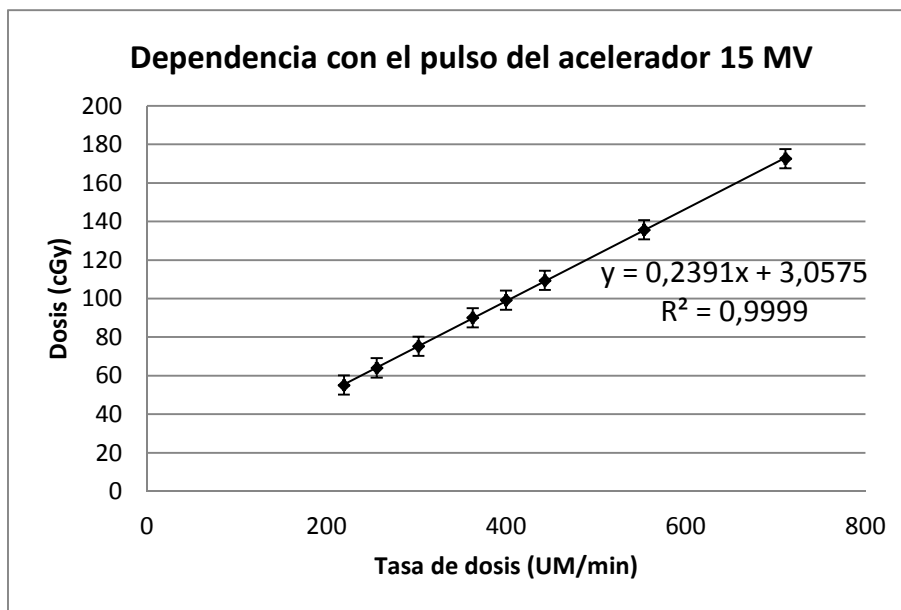


Figura 103. Dependencia de la dosis registrada por el MapCHECK en función de la distancia entre la fuente de radiación y el propio detector para una energía de 15 MV.

### ImRT MatriXX

Una vez adquiridas todas las medidas, se representa la dosis registrada por el detector central frente a la tasa de dosis, debidamente corregida por la ley del inverso cuadrado. Los resultados pueden observarse en la Figura 104 para una energía de 6 MV y en la Figura 105 para una energía de 15 MV.

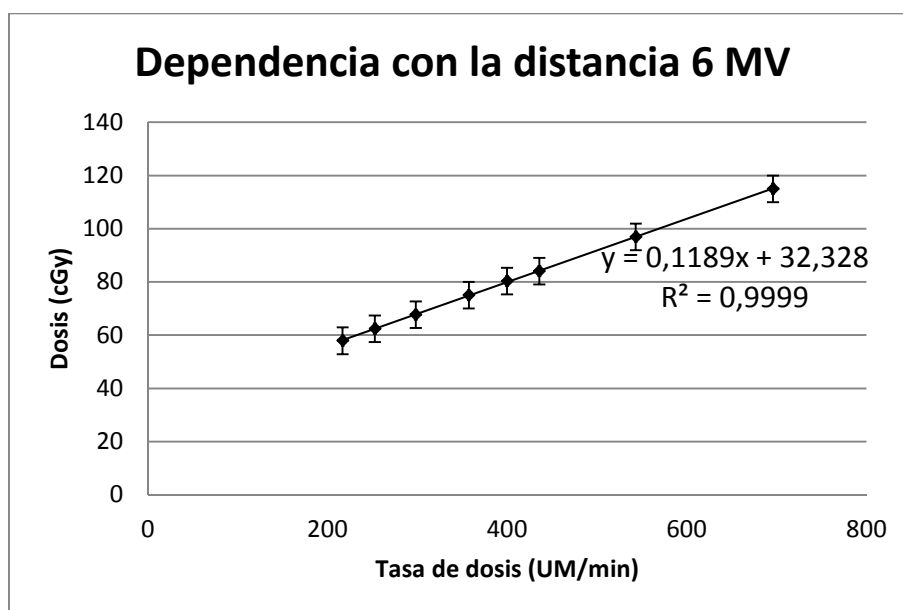


Figura 104. Dependencia de la dosis registrada por el MatriXX en función de la distancia entre la fuente de radiación y el propio detector para una energía de 6 MV.

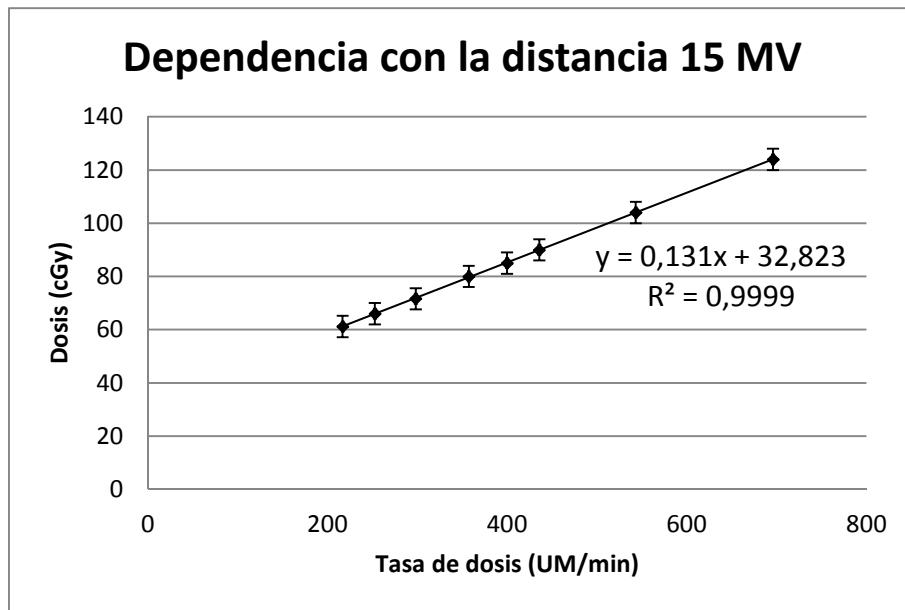


Figura 105. Dependencia de la dosis registrada por el MatriXX en función de la distancia entre la fuente de radiación y el propio detector para una energía de 15 MV.



#### 4.4.6. Output factors

La calibración del acelerador suele realizarse para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, pero es necesario saber qué relación existe entre la dosis del campo de referencia y los diferentes tamaños de campo. Esto es lo que se conoce como "Output factors".

La obtención de los "Output factors" se realiza midiendo 100 UM para el campo de referencia (10 cm x 10 cm) y posteriormente se miden el resto de tamaños de campo sin variar ningún parámetro (Tasa de dosis, SSD, UM).

Una vez obtenidas todas las medidas de una energía se normalizan todas ellas, a la lectura del campo de referencia.

Para esta prueba se utiliza únicamente la información del detector central y posteriormente se compara con el valor obtenido con una cámara tipo Farmer, el funcionamiento y la descripción de esta cámara de ionización se puede ver en el Capítulo 5.

El diodo central es usado para medir OF para varios campos cuadrados y compararlos con valores obtenidos con cámara Farmer:

Las condiciones de medida son las siguientes:

- Tamaño de campo :
  - 3 cm x 3 cm
  - 4 cm x 4 cm
  - 5 cm x 5 cm
  - 8 cm x 8 cm
  - 10 cm x 10 cm (campo de referencia)
  - 15 cm x 15 cm
  - 20 cm x 20 cm
  - 25 cm x 25 cm
- 10 cm de región de acumulación (agua sólida)
- SSD: 90 cm

## MapCHECK 2

Una vez irradiados todos los campos los valores de dosis (Normalizados al campo de 10 cm x 10 cm) registrados por el diodo central del MapCHECK 2 para una energía de 6 MV vienen recogidos en la Tabla 27.

	FX	3	4	5	8	10	15	20	25
FY	3	0,884							
	4		0,913						
	5			0,914					
	8				0,958				
	10					0,979			
	15						1,013		
	20							1,036	
	25								1,048

Tabla 27.Out-put factor medidos con el diodo central del MapCHECK 2 normalizados a un campo de 10 cm x 10 cm para una energía de 6 MV.

En la Tabla 28 vienen reflejados los valores de dosis (Normalizados al campo de 10 cm x 10 cm) medidos para la misma energía con una cámara Farmer.

	FX	3	4	5	8	10	15	20	25
FY	3	0,871							
	4		0,908						
	5			0,931					
	8				0,977				
	10					1,000			
	15						1,033		
	20							1,059	
	25								1,073

Tabla 28. Output factor medidos con la cámara Farmer normalizados a un campo de 10 cm x 10 cm para una energía de 6 MV.

Con el fin de comparar los resultados obtenidos con ambos dispositivos representamos en una misma gráfica el valor de output factor obtenido con la Farmer y con el MapCHECK 2 frente al tamaño de campo (Figura 106).

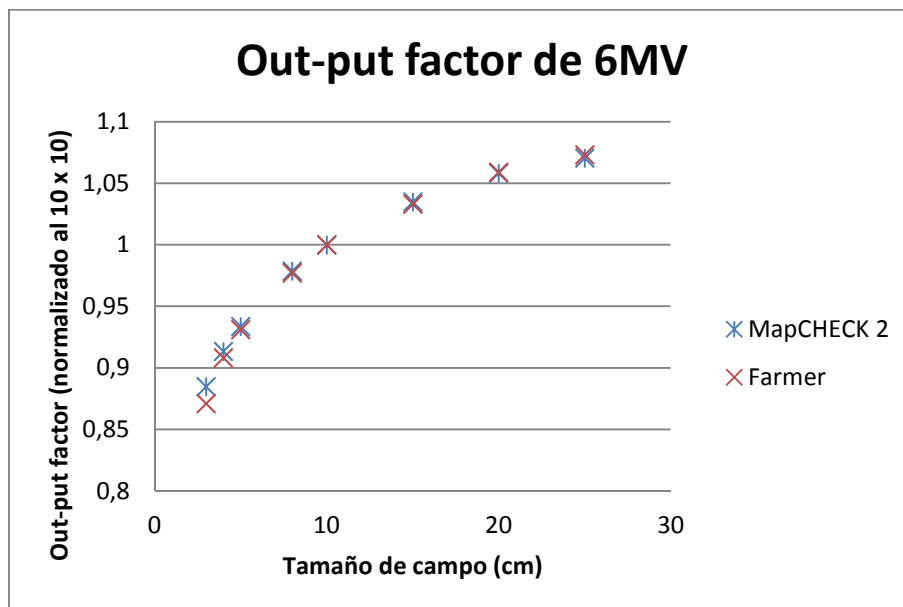


Figura 106. Comparación de los output medidos con Farmer y con el MapCHECK 2 para una energía de 6MV.

Para la energía de 15MV los valores de dosis (Normalizados al campo de 10 cm x 10 cm) registrados por el diodo central del MapCHECK 2 vienen recogidos en la Tabla 29.

	FX	4	5	6	8	10	15	20	25
FY	4	0,924							
	5		0,943						
	6			0,955					
	8				0,982				
	10					1,000			
	15						1,026		
	20							1,044	
	25								1,053

Tabla 29. Output factor medidos con el diodo central del MapCHECK 2 normalizados a un campo de 10 cm x 10 cm para una energía de 15 MV.

En la Tabla 30 vienen reflejados los valores de dosis (Normalizados al campo de 10 cm x 10 cm) medidos para la misma energía con una cámara Farmer.

	FX	3	4	5	8	10	15	20	25
FY	4	0,907							
	5		0,937						
	6			0,956					
	8				0,981				
	10					1,000			
	15						1,027		
	20							1,046	
	25								1,056

Tabla 30. Output factor medidos con la cámara Farmer normalizados a un campo de 10 cm x 10 cm para una energía de 15 MV.

Con el fin de comparar los resultados obtenidos con ambos dispositivos representamos en una misma gráfica el valor obtenido con la Farmer y con el MapCHECK 2 de output factor frente al tamaño de campo (Figura 107) para la energía de 15 MV.

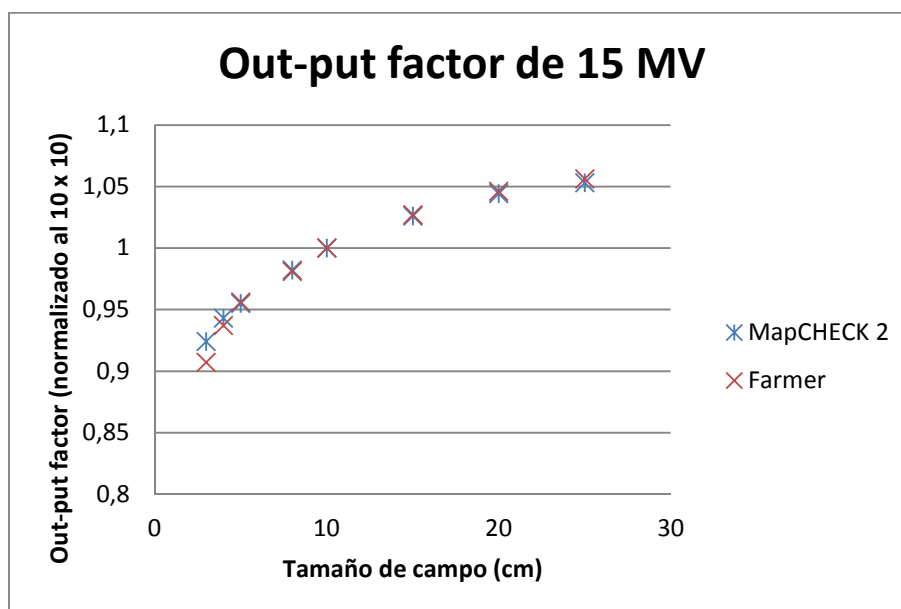


Figura 107. Comparación de los output medidos con Farmer y con el MapCHECK 2 para una energía de 15MV.

De las dos gráficas anteriores se puede concluir que el MapCHECK 2 es un buen instrumento de medida para obtener los output factor, ya que el resultado que se obtiene con el MapCHECK 2 es similar al obtenido con la cámara tipo Farmer, la cual está ampliamente validada para medir los Output Factors.

Una vez analizado el resultado de todas las pruebas a las que ha sido sometido el MapCHECK 2 se puede concluir que es un dispositivo apto para uso clínico.

### ImRT MatriXX

Una vez irradiados todos los campos los valores de dosis (Normalizados al campo de 10x10 cm<sup>2</sup>) registrados por el detector central del MatriXX para una energía de 6 MV vienen recogidos en la Tabla 31.

	FX	3	4	5	8	10	15	20	25
FY	3	0,872							
	4		0,909						
	5			0,932					
	8				0,978				
	10					1,000			
	15						1,034		
	20							1,058	
	25								1,073

Tabla 31. Output factor medidos con la cámara central del MatriXX normalizados a un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> para una energía de 6 MV.

En la Tabla 32 vienen reflejados los valores de dosis (Normalizados al campo de 10x10 cm<sup>2</sup>) medidos para la misma energía con una cámara Farmer.

	FX	3	4	5	8	10	15	20	25
FY	3	0,871							
	4		0,908						
	5			0,931					
	8				0,977				
	10					1,000			
	15						1,033		
	20							1,059	
	25								1,073

Tabla 32. Output factor medidos con la cámara Farmer normalizados a un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> para una energía de 6 MV.

Con el fin de comparar los resultados obtenidos con ambos dispositivos representamos en una misma gráfica el valor obtenido con la Farmer y con el MatriXX para el output factor frente al tamaño de campo (Figura 108).

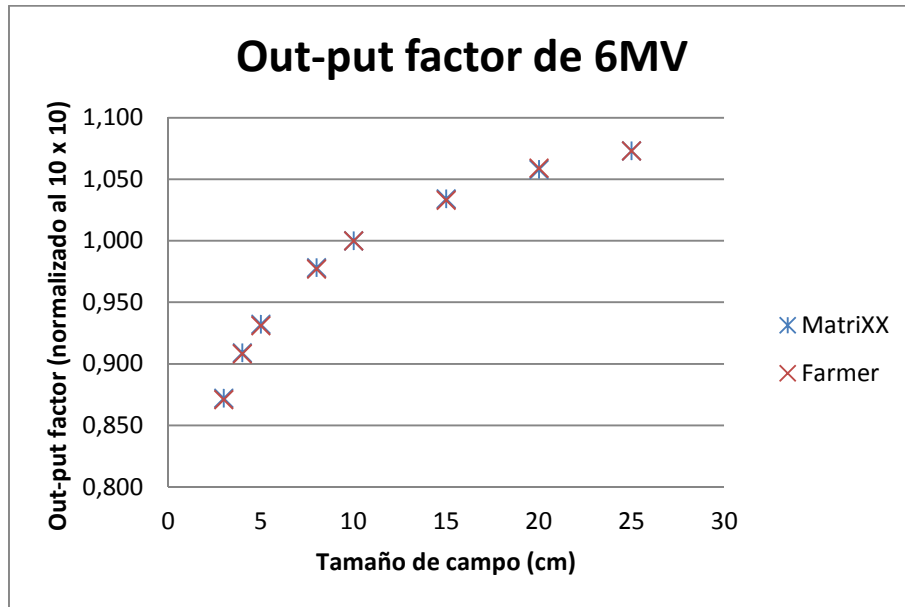


Figura 108. Comparación de los output medidos con Farmer y con el MatriXX para una energía de 6MV.

Para la energía de 15MV los valores de dosis (Normalizados al campo de 10x10 cm<sup>2</sup>) registrados por la cámara central del MatriXX vienen recogidos en la Tabla 33.

	FX	4	5	6	8	10	15	20	25
FY	4	0,924							
	5		0,943						
	6			0,955					
	8				0,982				
	10					1,000			
	15						1,026		
	20							1,044	
	25								1,053

Tabla 33. Output factor medidos con la cámara central del MatriXX normalizados a un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> para una energía de 15 MV.

En la Tabla 33 vienen reflejados los valores de dosis (Normalizados al campo de 10x10 cm<sup>2</sup>) medidos para la misma energía con una cámara Farmer.

	FX	3	4	5	8	10	15	20	25
FY	4	0,907							
	5		0,937						
	6			0,956					
	8				0,981				
	10					1,000			
	15						1,027		
	20							1,046	
	25								1,056

Tabla 34. Output factor medidos con la cámara Farmer normalizados a un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> para una energía de 15 MV.

Igual que en el apartado 4.6.1.6 para comparar los resultados obtenidos con ambos dispositivos se representa en una misma gráfica el valor obtenido con la Farmer y con el MatriXX para el output factor, frente al tamaño de campo (Figura 109).

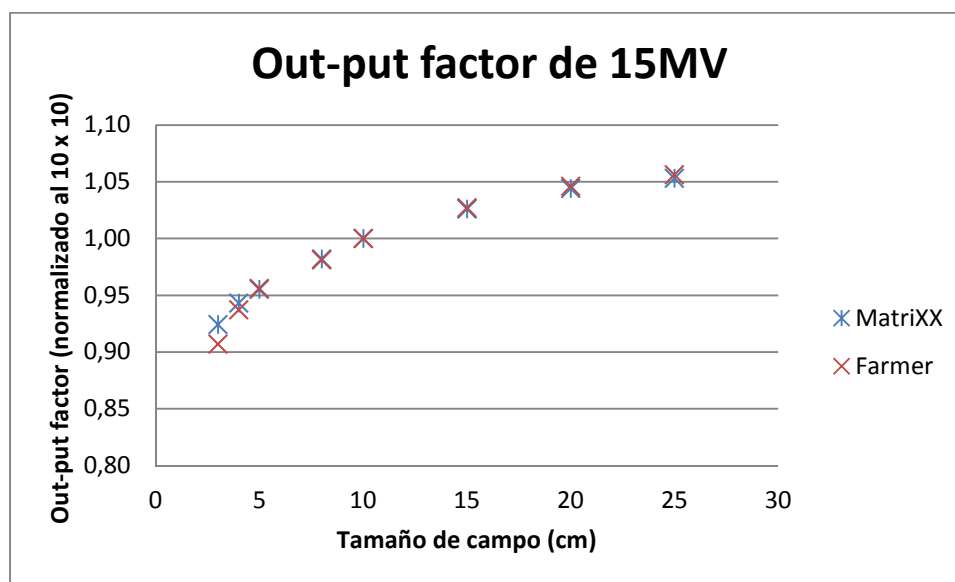


Figura 109. Comparación de los output medidos con Farmer y con el MapCHECK-2 para una energía de 15MV.

Dada la coincidencia entre la cámara Farmer, que es instrumento adecuado para medir los Out-put factors, y el MatriXX, se puede concluir que es un buen instrumento de medida para la obtención de los output factor.

Una vez analizado el resultado de todas las pruebas a las que ha sido sometido el MatriXX se puede concluir que es un dispositivo apto para uso clínico.

## **4.5. Calibración del dispositivo**

### **4.5.1. MapCHECK 2**

La calibración del MapCHECK 2 consta de dos fases. En una primera fase denominada “Array Calibration”, se determina las diferencias en la sensibilidad relativa de los detectores. Y en una segunda fase denominada “Dose Calibration” lo que se hace es la calibración de dosis de la lectura de los detectores.

Ambas calibraciones vienen explicadas en el manual de usuario del dispositivo (131) y para la utilización del MapCHECK 2 como herramienta para verificar tratamientos de IMRT deben de realizarse.

### **4.5.2. ImRT MatriXX**

El MatriXX viene con una calibración realizada en fábrica y que se almacena en la propia matriz. Dicha calibración contiene la ganancia de las diferentes cámaras, el sistema no permite al usuario realizar esa calibración, en caso de detectarse alguna desviación o algún detector que hubiera variado su ganancia.

Si fuera necesario recalibrar la ganancia, se ha de enviar el dispositivo a fábrica y allí lo recalibran e introducen la nueva calibración en la matriz.

La única calibración que nos permite realizar el dispositivo es la calibración en dosis absoluta, para ello hay que seguir los pasos que se detallan en el manual de usuario del MatriXX (132).



## 4.6. Creación de los planes de verificación.

El punto de partida de este capítulo es idéntico al de los capítulos anteriores, tenemos un plan de tratamiento de IMRT válido clínicamente.

Siguiendo el procedimiento descrito en el segundo apartado del Anexo 1 se calcula el plan de verificación sobre el TAC de la matriz de detectores.

Una vez completados todos los pasos el planificador calcula de forma automática el plan de verificación. El plan de verificación se crea con el mismo nombre que el plan de tratamiento, pero entrando en la ventana de propiedades del plan podemos cambiar el nombre. Como código de buena praxis incluimos el sufijo “Map” o “Mat” para identificar los planes de verificación creados sobre el MapCHECK 2 o el MatriXX respectivamente.

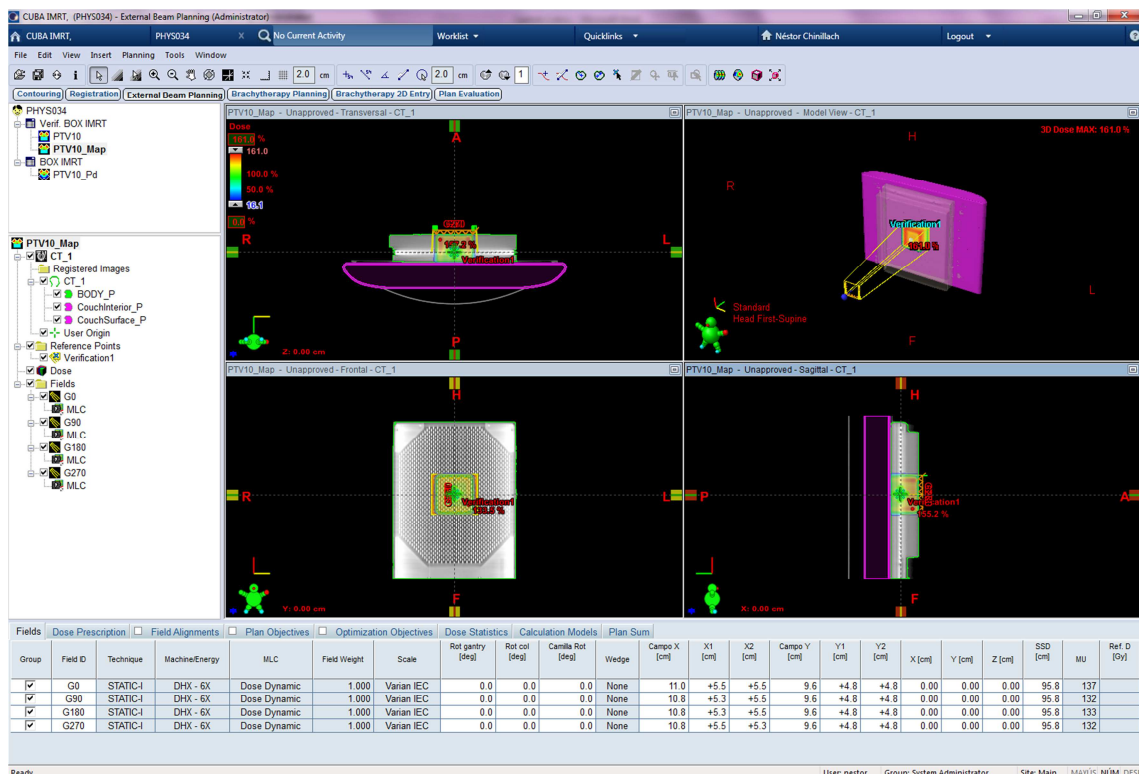


Figura 110. Plan de verificación creado sobre el detector MapCHECK 2 para un box de 4 campos, con los ángulos de incidencia reseteados a cero.

Está ampliamente estudiado que las matrices de diodos pueden presentar comportamiento anómalo si el plano de detectores en lugar de estar perpendicular a la incidencia del haz, se encuentra paralelo (135) (136).

Esto nos lleva a que a la hora de crear los planes de verificación siempre se van a hacer con los ángulos de incidencia a cero grados.

Esto puede verse en la Figura 110, donde los cuatro haces mantienen el nombre que tenían en el plan de tratamiento, pero todas sus incidencias han sido modificadas a cero grados.

## 4.7. Adecuación y preparación del plan de verificación

Al igual que para los planes de verificación con el EPID, una vez creado el plan de verificación es necesario aprobarlo y programarlo. Todo el proceso de aprobación y programación de los planes de verificación viene descrito en el Anexo 2.

A diferencia de los planes de verificación sobre el detector de imagen portal, en este caso no es necesario añadir ninguna plantilla de imagen.

### 4.7.1. Montaje experimental en la sala de tratamiento.

Un punto importante de todo el proceso es ser capaz de conocer los elementos y accesorios disponibles y cómo utilizarlos para posicionar el detector en la unidad de tratamiento con el fin de elegir el mejor para la práctica diaria de verificaciones de tratamientos.

#### 4.7.1.1. MapCHECK 2

El posicionamiento del detector en la unidad de tratamiento es uno de los elementos más críticos y que más dependen del usuario. Motivo por el cual es aconsejable utilizar algún elemento que minimice el factor humano.

Para el posicionamiento del MapCHECK2 en la unidad de tratamiento existen diferentes accesorios y opciones.

En el hospital IMED Elche disponemos del IMF (Isocentric Monture Fixture), este dispositivo se ancla al cabezal de acelerador y hace que el MapCHECK 2 gire solidariamente con el acelerador, lo cual nos permite tener siempre una incidencia perpendicular de la radiación sobre el plano de detectores. Una fotografía del IMF puede verse en la Figura 111.

El IMF está diseñado de tal manera que la distancia fuente detector sea de 100 cm, tal y como recomienda el fabricante que se hagan las medidas. Por otro lado el IMF permite añadir láminas de agua sólida, a modo de región de acumulación hasta 10 cm. Con este dispositivo el detector se atornilla a la base del IMF quedando perfectamente centrado con el haz de radiación, independientemente del usuario.



Figura 111. Montura isocéntrica para diversos detectores de la marca Su Nuclear (IMF).

Otra posibilidad es la utilización del MapPHAN (Sun Nuclear, Melbourne, FL) se trata de un maniquí de agua sólida (cuya densidad electrónica es igual que la del agua) en cuyo interior puede alojarse el MapCHECK 2, entre las diversas ventajas que presenta este accesorio hay que señalar en primer lugar las marcas que se corresponden con tamaños de campos cuadrados, cuyo tamaño esta corregido por el inverso del cuadrado de la distancia, de tal manera que si se posiciona el detector a una distancia fuente detector de 100 cm, los tamaños de campo del maniquí se corresponderán con tamaños de campo de 10cm, 15 cm y 20 cm en el plano de detectores. Esto puede ser de utilidad para realizar pruebas de control de calidad del acelerador, tales como coincidencia luz-radiación.

Por otro lado y tal y como puede verse en la Figura 112 puede posicionarse el detector perpendicular a la mesa de tratamiento, hecho que puede ser de utilidad nuevamente para la realización de pruebas geométricas de la unidad de tratamiento, tales como dependencia de la tasa con el giro de gantry.

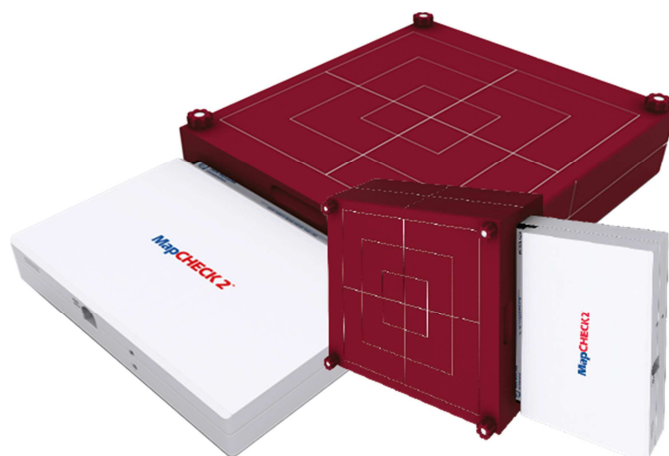


Figura 112. Imagen del MapPHAN, accesorios para al MapCHECK 2, que permite posicionarlo en ambas orientaciones.

Teniendo presentes los accesorios antes mencionados durante el proceso de comisionado y puesta en marcha del módulo de IMRT nos planteamos cual sería el montaje experimental idóneo para la evaluación de las distribuciones bidimensionales de dosis empleando una matriz de detectores.

A continuación se presenta el trabajo que se realizó (137).

### **Objetivo**

El objetivo del estudio es determinar de los tres posibles montajes experimentales cuál de ellos nos ofrecía unos resultados mejores para las verificaciones de las distribuciones bidimensionales de dosis en los tratamientos de IMRT, sin perder de vista la carga de trabajo que cada método conlleva.

Para ello se calculan los planes de tratamiento y se compararan con las medidas obtenidas para cada geometría, evaluando los resultados en cada caso con el programa SNC patient, empleando para ello la función gamma.

### **Material y métodos:**

Teniendo presentes los accesorios disponibles para el MapCHECK 2, hemos diseñado tres montajes experimentales diferentes:

- Caso 1: Se aloja el MapCHECK en el MapPHAN y se sitúa a una SDD de 100cm sobre la mesa de tratamiento y disparando todos los haces a cero grados.
- Caso 2: Se ancla el MapCHECK al cabezal del acelerador mediante el uso del IMF con tres láminas de PMMA como región de acumulación que junto con los dos centímetros que tiene la matriz hacen un total de cinco centímetros. En este caso también se disparan todos los haces a cero grados. Este método es idéntico a ubicar el detector sobre la mesa de tratamiento con tres centímetros de agua sólida, pero al utilizar el IMF se minimiza el fact.r humano en la colocación del detector.
- Caso 3: Se ancla el MapCHECK al cabezal del acelerador mediante el uso del IMF con la misma cantidad de láminas de PMMA pero en este caso se disparan todos los haces con el ángulo que tienen en el tratamiento.

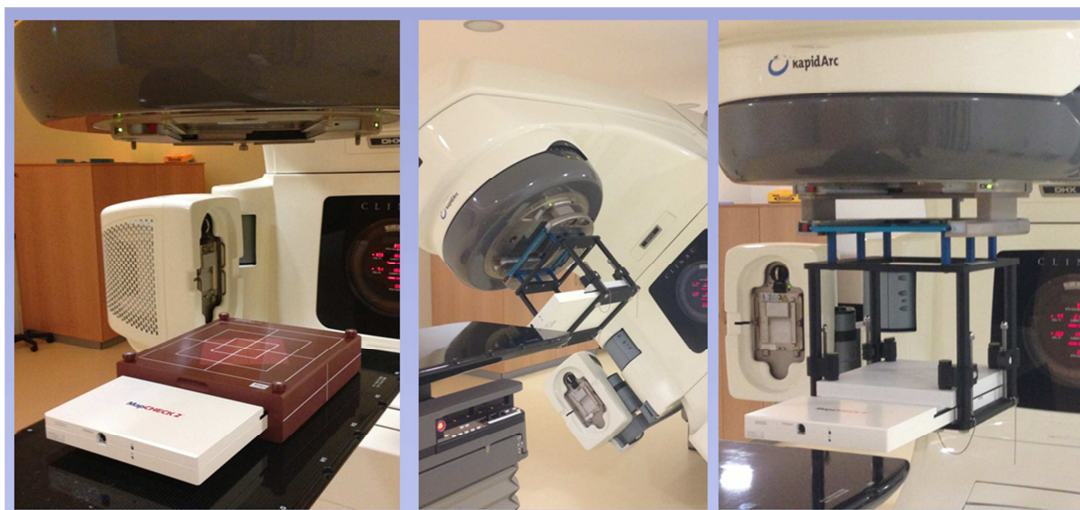


Figura 113. Imágenes de los tres posibles montajes experimentales. A la izquierda se observa el montaje experimental correspondiente al caso 1, en el centro el montaje experimental correspondiente al caso 3 y a la derecha el montaje experimental correspondiente al caso 2.

Estos tres montajes experimentales nos van a permitir evaluar simultáneamente dos efectos, ya que comparando el caso 1 y el caso 2 comprobaremos la equivalencia entre PMMA y agua virtual. Con la comparación del caso tres, podremos evaluar la acción de la gravedad sobre las láminas del colimador multiláminas (104) (138).

Se realizan dos TACs uno al MapCHECK alojado en el MapPHAN y otro al MapCHECK con tres láminas de PMMA en su superficie. Estos dos TACs se importan como pacientes de verificación dentro del sistema de planificación ECLIPSE v.11.

De entre los pacientes del centro se seleccionan cinco casos de próstata para el estudio. A cada uno de ellos se les realiza una planificación de IMRT, y los posteriores planes de verificación para evaluar cada uno de los tres casos propuestos en este estudio. Para la creación de los planes de verificación es importante resaltar que se han volcado todos los haces a cero grados,

aunque en el caso tres el MapCHECK gira solidariamente con el brazo del acelerador, la incidencia de haz es siempre perpendicular al plano de los detectores.

Una vez planificados los planes de verificación se disparan en el acelerador. El disparo es recogido por el MapCHECK y evaluado en el software del propio dispositivo “SNC Patient”, se evalúa cada campo por separado y la suma de ambos para los cinco casos estudiados.

**Resultados y discusión:**

Se han evaluado tal y como se refleja en el apartado anterior cada campo por separado y la suma de todos ellos.

	Nombre del campo	Criterios del análisis Gamma (% ,mm)				
		3 , 3	2.5 , 2.5	2 , 2	1.5 , 1.5	1 , 1
<b>Paciente 1</b>	G180	100,0	100,0	97,5	96,0	81,8
	G105	99,4	98,8	100,0	94,2	76,6
	G45	99,5	99,5	98,4	96,2	77,8
	G315	100,0	100,0	100,0	99,1	89,4
	G255	100,0	100,0	99,5	96,4	78,9
	Completo	100,0	99,8	99,5	97,0	84,0
<b>Paciente 2</b>	G180	100,0	100,0	99,6	98,6	87,9
	G105	100,0	100,0	99,4	99,4	86,2
	G45	99,1	99,1	98,2	94,5	82,2
	G315	100,0	100,0	99,8	97,5	84,6
	G255	100,0	100,0	99,5	96,9	85,2
	Completo	100,0	100,0	100,0	97,4	84,0
<b>Paciente 3</b>	G180	100,0	100,0	100,0	98,9	87,5
	G105	100,0	100,0	100,0	97,6	91,6
	G45	100,0	100,0	99,7	96,1	83,1
	G315	100,0	100,0	99,3	96,6	80,3
	G255	99,8	99,8	99,8	97,0	82,9
	Completo	100,0	100,0	100,0	98,0	87,7
<b>Paciente 4</b>	G180	100,0	100,0	100,0	100,0	88,7
	G105	100,0	100,0	100,0	100,0	89,9
	G45	100,0	99,4	99,4	96,9	77,5
	G315	100,0	100,0	98,4	97,8	88,1
	G255	100,0	100,0	100,0	99,7	88,3
	Completo	100,0	100,0	100,0	98,5	90,3
<b>Paciente 5</b>	G180	100,0	100,0	100,0	97,4	85,8
	G105	100,0	100,0	100,0	99,4	87,9
	G45	100,0	100,0	99,5	98,1	82,0
	G315	100,0	100,0	100,0	98,4	93,6
	G255	100,0	100,0	99,4	95,3	84,7
	Completo	100,0	100,0	100,0	98,7	89,7

Tabla 35. Resultados del montaje experimental correspondiente al caso 1 diseñado para determinar el montaje experimental óptimo para el MapCHECK 2.

	Nombre del campo	Criterios del análisis Gamma (% ,mm)				
		3 , 3	2.5 , 2.5	2 , 2	1.5 , 1.5	1 , 1
<b>Paciente 1</b>	G180	100,0	100,0	99,0	94,9	83,8
	G105	98,8	98,2	98,2	94,6	80,4
	G45	99,5	99,5	98,9	96,2	83,2
	G315	99,5	99,5	99,5	99,1	86,1
	G255	100,0	100,0	100,0	98,5	82,0
	Completo	100,0	100,0	100,0	97,0	78,4
<b>Paciente 2</b>	G180	100,0	100,0	100,0	99,3	88,8
	G105	100,0	100,0	99,4	96,1	77,9
	G45	99,5	99,5	98,2	96,8	85,1
	G315	100,0	100,0	99,6	98,9	92,8
	G255	100,0	100,0	99,0	94,9	83,1
	Completo	100,0	100,0	100,0	98,8	87,7
<b>Paciente 3</b>	G180	100,0	100,0	100,0	99,2	87,1
	G105	100,0	100,0	100,0	97,6	75,6
	G45	100,0	100,0	98,9	97,8	87,4
	G315	100,0	100,0	99,0	98,8	87,3
	G255	100,0	100,0	98,8	96,8	82,0
	Completo	100,0	100,0	99,8	98,2	89,9
<b>Paciente 4</b>	G180	100,0	100,0	100,0	99,5	91,4
	G105	100,0	100,0	100,0	98,7	88,5
	G45	98,7	98,7	98,7	96,8	85,9
	G315	100,0	100,0	100,0	98,3	89,8
	G255	100,0	100,0	100,0	98,0	84,0
	Completo	100,0	100,0	99,8	98,5	92,1
<b>Paciente 5</b>	G180	100,0	100,0	100,0	99,2	88,7
	G105	100,0	100,0	99,7	98,3	81,8
	G45	100,0	100,0	99,0	97,5	89,1
	G315	100,0	100,0	100,0	100,0	91,5
	G255	100,0	100,0	98,6	97,2	82,1
	Completo	100,0	100,0	100,0	99,8	92,9

Tabla 36. Resultados del montaje experimental correspondiente al caso 2 diseñado para determinar el montaje experimental óptimo para el MapCHECK 2.

	Nombre del campo	Criterios del análisis Gamma (% ,mm)				
		3 , 3	2.5 , 2.5	2 , 2	1.5 , 1.5	1 , 1
<b>Paciente 1</b>	G180	100,0	99,5	99,5	99,5	88,8
	G105	99,4	98,2	96,4	94,6	83,9
	G45	99,5	98,9	98,4	96,2	84,3
	G315	100,0	100,0	100,0	99,5	93,5
	G255	100,0	100,0	99,5	98,5	90,7
	Completo	100,0	100,0	100,0	99,5	88,7
<b>Paciente 2</b>	G180	100,0	100,0	100,0	98,9	92,8
	G105	100,0	100,0	100,0	98,7	91,6
	G45	99,5	99,1	98,6	96,8	86,9
	G315	100,0	100,0	99,8	99,8	93,5
	G255	100,0	100,0	99,5	98,5	90,3
	Completo	100,0	100,0	100,0	99,0	91,2
<b>Paciente 3</b>	G180	100,0	100,0	100,0	100,0	93,5
	G105	100,0	100,0	100,0	100,0	92,7
	G45	100,0	100,0	100,0	97,8	90,8
	G315	100,0	100,0	100,0	99,0	95,3
	G255	100,0	100,0	99,8	98,5	91,8
	Completo	100,0	100,0	100,0	99,2	95,6
<b>Paciente 4</b>	G180	100,0	100,0	100,0	97,7	91,4
	G105	100,0	100,0	100,0	100,0	89,8
	G45	99,4	98,7	98,7	96,2	94,6
	G315	100,0	100,0	100,0	99,4	93,4
	G255	100,0	100,0	100,0	99,7	95,0
	Completo	100,0	100,0	100,0	100,0	94,9
<b>Paciente 5</b>	G180	100,0	100,0	100,0	100,0	93,2
	G105	100,0	100,0	100,0	99,7	92,9
	G45	100,0	100,0	100,0	98,5	89,1
	G315	100,0	100,0	100,0	100,0	95,8
	G255	100,0	100,0	99,4	98,9	94,1
	Completo	100,0	100,0	100,0	100,0	96,4

Tabla 37. Resultados del montaje experimental correspondiente al caso 3 diseñado para determinar el montaje experimental óptimo para el MapCHECK 2.

Estas comparaciones se han realizado empleando el criterio Gamma . Se han aplicado distintos valores de porcentaje de dosis y DTA (1%, 1 mm; 1.5%, 1.5 mm; 2%, 2mm; 2,5% 2mm; 3%, 3mm).

De estas comparaciones observamos que para valores superiores a 2%, 2mm apenas se aprecian diferencias. Es en el caso de las comparaciones empleando los criterios de 1%, 1mm donde se pone de manifiesto que se obtiene un mayor porcentaje de paso para el montaje

experimental del caso 2, aunque esta restricción no es de aplicación clínica por ser extremadamente severa.

Siendo también buenos los resultados del caso tres y peores los resultados del caso uno.

***Conclusiones:***

A la vista de los resultados hemos decidido emplear para las verificaciones de IMRT el montaje experimental del caso 3. A pesar de que resultados obtenidos para la comparación con 1 %, 1 mm son peores, si utilizamos los valores más habituales en uso clínico (3 %, 3 mm) los resultados son perfectamente compatibles, así tenemos presente también la acción de la gravedad sobre las láminas. El montaje del caso 1 se ha descartado por que aunque implica una dificultad similar, introduce un mayor error en posicionamiento del detector.



#### 4.7.1.2. MatriXX.

MatriXX no dispone de anclajes para ubicar el detector en el cabezal del acelerador, pero, basándonos en el resultado anterior, y sabiendo que para el MatriXX no disponemos de los accesorios pertinentes, se ha decidido que su ubicación en la unidad de tratamiento se hará de manera tradicional, es decir, posicionarlo sobre la mesa del acelerador, centrándolo con sus marcas de alineamiento y posicionando sobre el detector tres láminas de 1 cm de espesor de agua sólida, a modo de región de acumulación.

A esta configuración se le realiza un TAC con el fin de poder crear los diferentes planes de verificación, al igual que se hizo con cada una de las tres configuraciones estudiadas para el MapCHECK 2.

Para la configuración seleccionada es necesario, cuando se cree el plan de verificación sobre el MatriXX, forzar todos los ángulos de incidencia a cero grados. Esta opción se explica en el Anexo 1.

En la Figura 114 se puede ver cómo es la colocación del detector sobre la mesa de tratamiento del acelerador, el cual se alinea con el acelerador usando las marcas que tiene en su superficie y haciéndolas coincidir con la cruceta del acelerador. Para ajustar el eje vertical, el MatriXX presenta una pequeña muesca que representa dónde se encuentra el plano de los detectores. Lo que se hace es hacer coincidir ese plano con el láser de la sala de tratamiento, con el fin de que los detectores se encuentren a una distancia del foco de radiación de 100 cm.



Figura 114. Colocación del MatriXX sobre la mesa de tratamiento para la obtención de las medidas de los planes de verificación.

## 4.8. Adquisición y evaluación del plan de verificación

Todo el procedimiento para cargar pacientes en la cola del acelerador y dispararlos esta descrito en el Anexo 3, con lo que en este punto no entraremos en detalle. Nos centraremos en explicar el programa de adquisición y evaluación de la distribución experimental, distinguiendo entre las dos matrices estudiadas.

### 4.8.1. MapCHECK 2.

Se ha de cargar el plan del paciente correspondiente a la matriz, ya que como hemos comentado los planes de verificación del MapCHECK 2 van etiquetados con el sufijo “\_Map” y los del MatriXX con el sufijo “\_Mat”.

Se inicia el “SNC Patient” automáticamente el programa detecta qué dispositivo tiene conectado y empieza a adquirir el fondo. Durante la adquisición del fondo el programa está inoperativo, una vez finalizada la adquisición del fondo ya se puede empezar a utilizar.

Desde la consola del acelerador se disparan los diferentes campos de tratamiento sin detener la adquisición. Luego el programa permite dividir la medida total en los diferentes campos de tratamiento, si se desea evaluar cada incidencia por separado.

Una vez completado el disparo se guarda la medida debidamente etiquetada.

Con las condiciones del criterio gamma definidas (3%, 3mm), se comparan ambas distribuciones obteniéndose el valor de la función gamma.

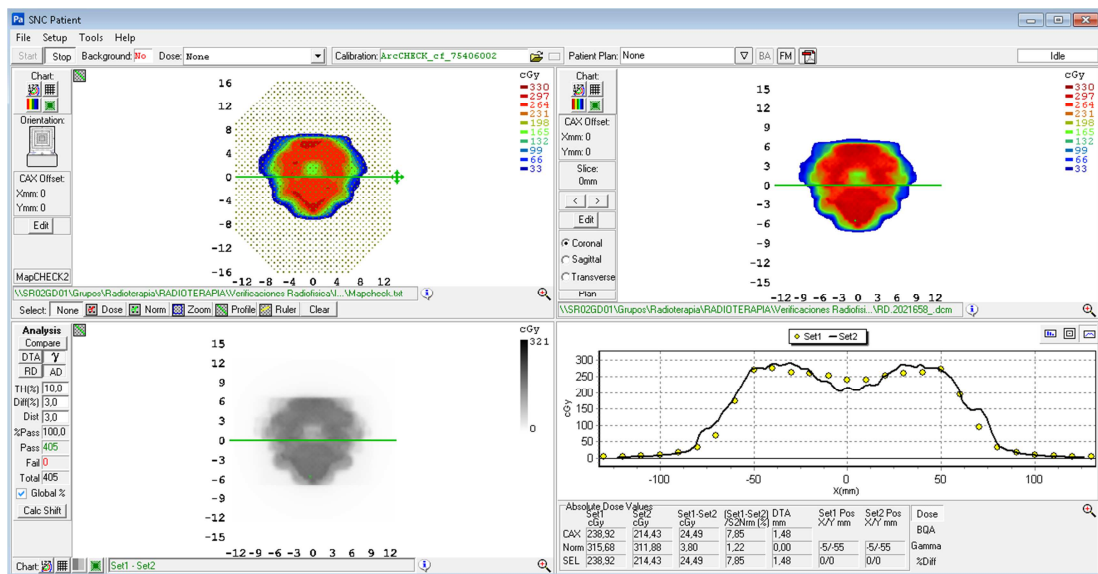


Figura 115. Resultado de comparar una distribución experimental (Set 1), con una distribución teórica (Set 2) empleando el programa OmniPro-IMRT. En la esquina inferior izquierda puede verse el resultado de hacer la comparación empleando el criterio gamma (3%, 3 mm) con un umbral de detección del 10 %.

### 4.8.2. MatriXX.

Como se ha comentado en la introducción de este capítulo el MatriXX es una matriz de cámaras de ionización, y las cámaras de ionización necesitan ser irradiadas antes de utilizarlas, esta irradiación se produce a modo de calentamiento.

Por ello, cada día antes de utilizar el MatriXX para medir verificaciones se ha de irradiar el detector, para ello se deben seguir los siguientes pasos:

- Posicionar el detector como se ha descrito en el apartado anterior ,
- Iniciar el programa OmniPro – IMRT
- Activar la barra de opciones de MatriXX
- Seleccionar el modo on-line
- Definir el tiempo de muestreo entre 500ms y 1000 ms
- Desactivar la normalización
- Seleccionar un tamaño de campo de 24 cm x 24 cm, con el fin de cubrir toda el área sensible del detector
- Disparar suficientes UM.

La pre-irradiación estará completada cuando el perfil tenga una forma aceptable, es decir, los valores de dosis medidos presentan unas señales uniformes y no presentan desviaciones visibles

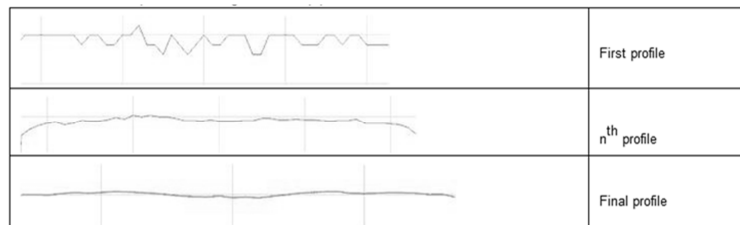


Figura 116. Forma de perfil a medida que aumenta el tiempo de irradiación de los detectores durante el calentamiento. El primer perfil corresponde al momento en el que el detector se ha calentado con 10 UM. El segundo perfil corresponde al momento en el que el detector se ha calentado con 100 UM y el tercer perfil corresponde al momento en el que el detector se ha calentado con las UM suficientes.

En la Figura 116 se observa una evolución temporal de la respuesta de las cámaras desde un primer disparo con 10 UM hasta el punto en el que el calentamiento está completo. Depende del tiempo que el MatriXX haya estado sin utilizar la cantidad de UM necesarias para que el equipo esté listo puede variar entre 250 UM y 800 UM.

Una vez completado el calentamiento y con el plan de verificación del paciente cargado en el acelerador, se adquiere la distribución experimental y se etiqueta y almacena debidamente.

Hay que cargar la distribución teórica para poder compararla con la medida que se ha realizado. Hecho esto automáticamente el programa te muestra el resultado de comparar ambas distribuciones empleando la función gamma. Todo esto puede verse en la Figura 117.

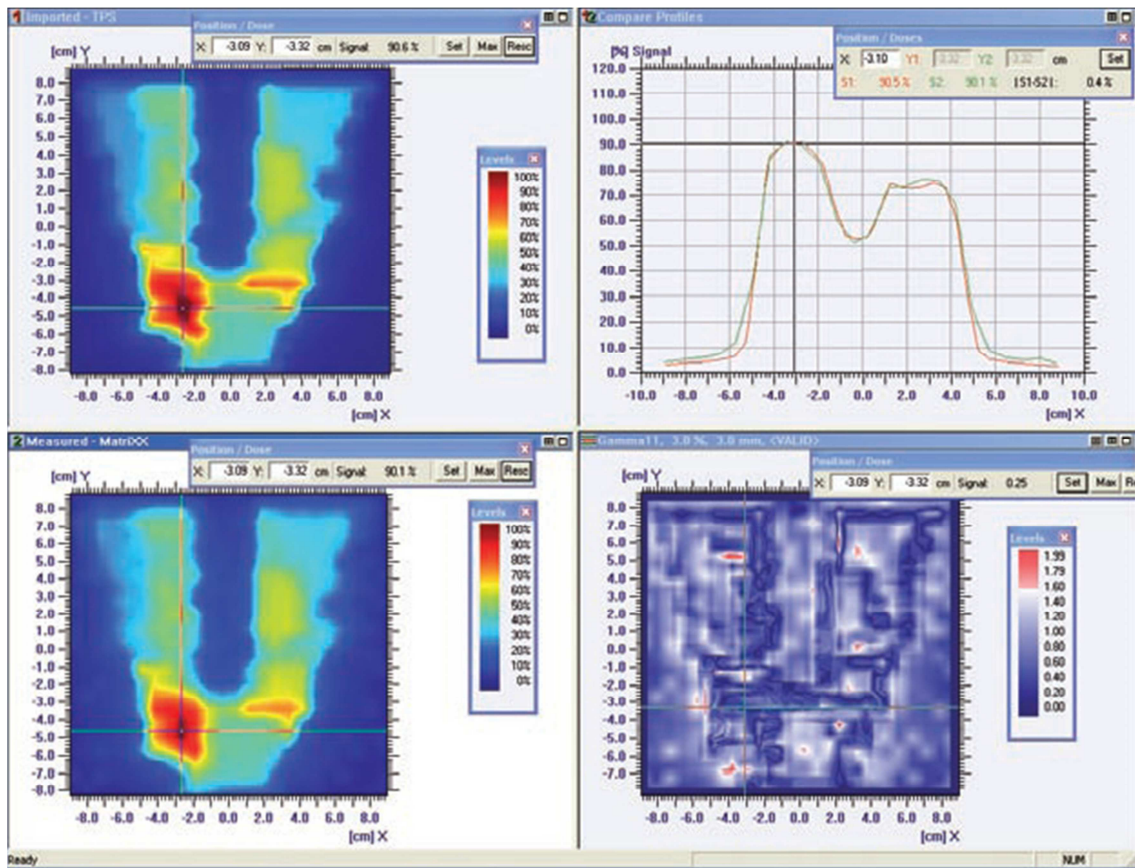


Figura 117. Resultado de comparar una distribución teórica (Set 1) con una distribución experimental (Set 2) empleando el programa OmniPro-IMRT. En la esquina inferior derecha puede verse el resultado de hacer la comparación empleando el criterio gamma (3%, 3 mm) con un umbral de detección del 10 %.

## 4.9. Funciones especiales del MapCHECK 2

Además de las capacidades y funcionalidades ya descritas (139) (140), el MapCHECK 2 presenta limitaciones técnicas, tales como su tamaño finito o la separación entre sus detectores (141).

Con el fin de corregir estos problemas, se presentan a continuación dos herramientas del SNC Patient, que nos van a permitir aumentar la resolución de nuestro detector o aumentar su área sensible.

Para la adquisición de campos grandes o de alta resolución se han de hacer adquisiciones del plan con un cierto desplazamiento del mismo. Esto provoca que de las diferentes opciones para colocar el detector descritas en el apartado anterior, solo se puedan utilizar aquellas en las que el detector se ubica sobre la mesa de tratamiento.

### 4.9.1. Medidas de campos grandes

Uno de los problemas más comunes que nos podemos encontrar al utilizar una matriz, es que algún campo del plan que se desea verificar exceda el tamaño del propio detector (142) (143), para lo cual el SNC Patient permite hacer diferentes adquisiciones que cubran todo el campo de radiación luego los junta en uno para que se pueda comparar con la distribución teórica.

Hay que tener cuidado de no irradiar la electrónica, para evitarlo el software permite adquirir las distribuciones con el detector desplazado o girado de  $90^\circ$  en  $90^\circ$  tal y como puede observarse en la Figura 118.

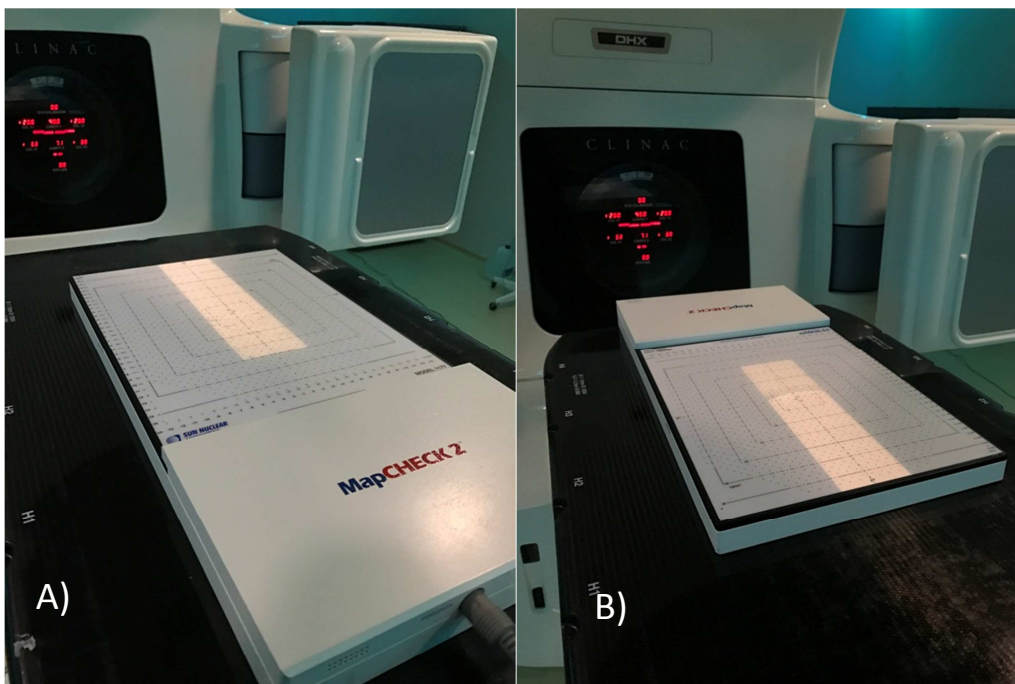


Figura 118 A) Posicionamiento del MapCHECK 2 para la primera adquisición de un campo mayor que su área sensible. B) Posicionamiento del MapCHECK 2 para la segunda adquisición de un campo mayor que su área sensible.

En la Figura 119 puede observarse como si no se realiza la suma de dos o más adquisiciones podemos dejar zonas de la distribución de dosis sin evaluar.

Pudiendo incluso llegar a dañar el detector si el campo es tan grande que irradia la electrónica del mismo.

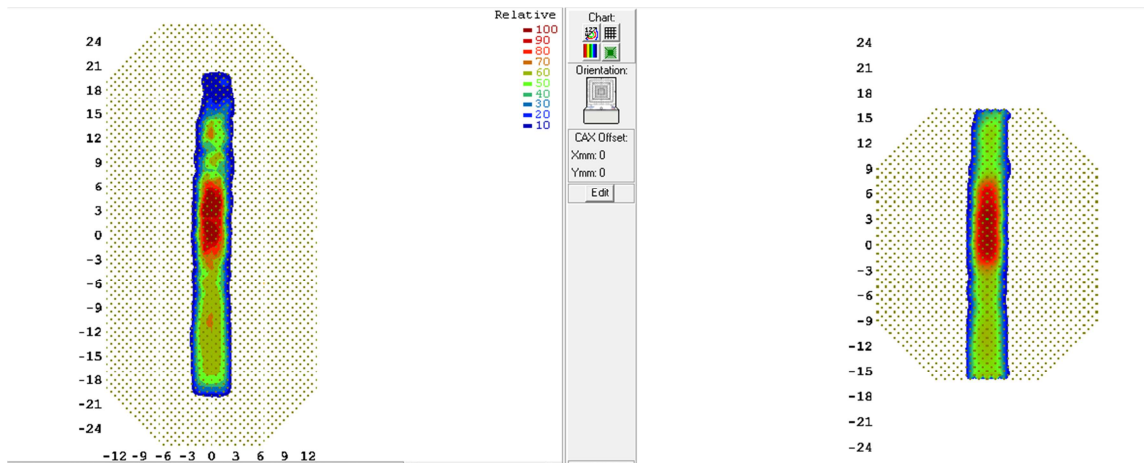


Figura 119. A la izquierda distribución de dosis obtenida uniendo dos adquisiciones debidamente realizadas. A la derecha, distribución de dosis adquirida sin realizar ningún desplazamiento del detector.

#### 4.9.2. Medidas de alta resolución

Una de las principales desventajas que tienen las matrices frente a la dosimetría con película es la resolución espacial, pues como se ha comentado en la Tabla 22 la distancia entre los detectores del MapCHECK 2 es de 1cm.

En ocasiones esta resolución puede resultar insuficiente, pues el campo que se desea verificar tiene un tamaño de pocos centímetros cuadrados, pudiendo llegar a darse el caso que la mayoría de los detectores se encuentren en zonas de alto gradiente y el resultado de la verificación no sea el esperado.

Con tal de solucionar ese problema Sun Nuclear presenta la posibilidad de doblar la resolución de su detector. La filosofía es sencilla, se realiza una primera adquisición con el detector centrado en sus marcas habituales y posteriormente se realiza una segunda adquisición con el detector desplazado medio centímetro en sentido positivo del eje Y del detector. Como el espaciado es de 1cm, al sumar estas dos medidas se consigue una distribución de dosis con una resolución de 0,5 cm.

En la Figura 120 puede verse a la izquierda la distribución experimental obtenida con el método de alta resolución y a la derecha la imagen obtenida sin dicho método.

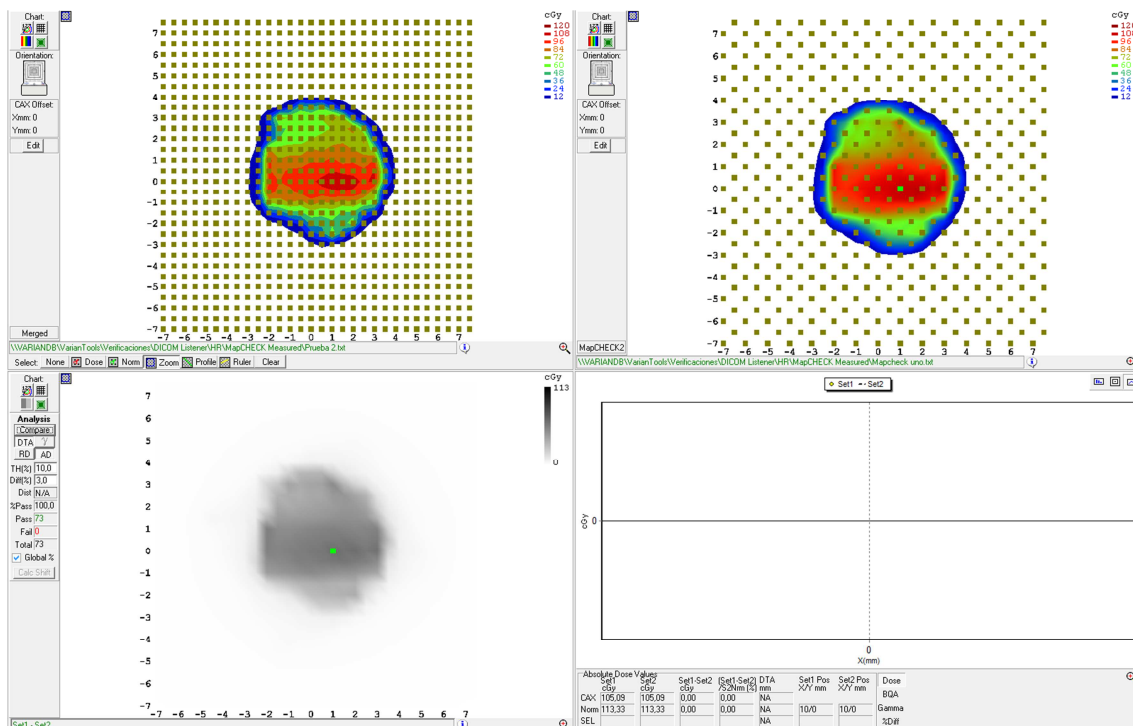


Figura 120. Comparación entre una distribución obtenida con el método de alta resolución y otra obtenida con el método estándar.

En la imagen se han seleccionado las posiciones de detectores, para poner de manifiesto tal y como se había mencionado en la introducción que se doblaba la resolución del dispositivo.

Por último hay que señalar que no por usar el método con más resolución el resultado de la verificación va a ser mejor, pero sí que va a ser más fiable.





# Capítulo 5: Dosis absoluta con cámara de ionización

## 5.1.Introducción

Han sido ya abordados los procedimientos para generar, adquirir y comparar las distribuciones bidimensionales de dosis experimentales con las teóricas, para los planes de tratamiento.

Se ha considerado interesante incluir la verificación de puntos discretos de la distribución bidimensional de dosis teórica mediante el uso de cámara. Debido a que ha sido durante muchos años uno de los métodos utilizados para la verificación de diferentes tratamientos de radioterapia.

Con la aparición de las matrices, películas radiocrómicas y otros detectores con los que somos capaces de evaluar un plano, la dosimetría de punto ha ido cayendo en desuso. Pero no por ello deja de ser válida, ya que si bien un punto no puede ser representativo de un plano de dosis, la dosis medida con cámara se hace imprescindible como herramienta para verificar el correcto funcionamiento del acelerador.

Hay que tener presente las limitaciones que este método presenta, ya que en primer lugar solo puedes comprobar un punto de todo el volumen de tratamiento. Esto, cuando entran en juego movimientos dinámicos del multiláminas empieza a presentar carencias, ya que puede que el punto seleccionado no presente ningún problema y la dosis que se mida coincida a la perfección con la que se obtiene del planificador, pero en otra zona de la distribución alguna de las láminas podría estar moviéndose inadecuadamente y este método no lo detectaría.

El segundo elemento crítico que presenta la dosimetría a de punto con cámara de ionización es la elección del propio punto, pues en tratamientos de IMRT donde se dan elevados gradientes de dosis, si ubicamos nuestro punto de verificación en una zona con un elevado gradiente de dosis, un pequeño error en el posicionamiento puede inducir a grandes diferencias en la lectura de la cámara. Por ello es necesario ubicar el punto de medida en una zona homogénea, pero ubicada en la zona de tratamiento.

## 5.2.Formalismo NDW

Para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de fotones y electrones de alta energía se recomienda utilizar un formalismo aceptado internacionalmente, entre los más utilizados está el TG-51 de la AAPM y el TRS-398 del IAEA.

En este trabajo nos centramos en explicar el formalismo NDw según las condiciones descritas en el TRS-398 (144).

La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia  $z_{ref}$ , para un haz de referencia de calidad  $Q_0$  y en ausencia de la cámara, viene dada por

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} \times N_{D,w,Q_0}$$

Ecuación 10. Determinación de la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia para una calidad de referencia.

donde  $M_{Q_0}$  es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración, y  $N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración. En la mayoría de las situaciones clínicas, las condiciones de medida no se corresponden con las condiciones de

referencia usadas en el laboratorio de calibración. Esto puede afectar a la respuesta del dosímetro y entonces es necesario diferenciar entre las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración y las condiciones de medida en la instalación del usuario.

Para haces de fotones, la calidad  $Q_0$  más normal del haz de referencia es la radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$ . Por ello es necesario introducir un factor que convierta el coeficiente de calibración en calidad  $Q_0$  ( $N_{D,w,Q_0}$ ) a la calidad de haz que se utiliza en la práctica clínica  $Q$  ( $N_{D,w,Q}$ ). El factor de corrección por la calidad del haz  $k_{Q,Q_0}$ , se define como el cociente entre los factores de calibración de la cámara de ionización, en términos de dosis absorbida en agua, en las calidades  $Q$  y  $Q_0$ :

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}}$$

Ecuación 11. Definición del factor de corrección por la calidad del haz.

Cuando la calidad de referencia,  $Q_0$  es  $^{60}\text{Co}$ ,  $k_{Q,Q_0}$  se denota como  $k_Q$  y  $N_{D,w,Q_0}$  como  $N_{D,w}$ .

El factor  $k_Q$  se puede medir experimentalmente, no obstante existen diferentes trabajos donde se ha calculado el valor de  $k_Q$  para diferentes cámaras de ionización y diferentes calidades de haz (145) (144).

Además del factor que nos corrige la medida por la diferencia en la calidad del haz, existen otros factores a aplicar cuando las condiciones de medida no son las condiciones de referencia que se aplican en la calibración:

- Presión, temperatura y humedad

Como las cámaras que se emplean para la dosimetría haces de fotones de alta energía son abiertas al aire, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas. Por ello debe de aplicarse el siguiente factor de corrección para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia.

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P}$$

Ecuación 12. Factor de corrección por efecto de la presión y la temperatura.

$P$  y  $T$  son la presión del aire de la cavidad y su temperatura, respectivamente, durante la medida, y  $P_0$  y  $T_0$  son los valores de referencia generalmente 101,3 kPa y 20 °C.

- Calibración del electrómetro

Cuando la cámara de ionización y electrómetro se calibran por separado, el laboratorio de calibración suministra un factor de calibración para cada uno. El factor de calibración del electrómetro  $k_{elec}$ , se trata como una magnitud de influencia y se incluye en el producto  $\prod k_i$  de factores de corrección. Si la cámara de ionización se calibra junto con el electrómetro deberá anotarse un valor de  $k_{elec}$  igual a uno.

- Efecto de polaridad

Hay que evaluar el efecto en la lectura de la cámara al utilizar tensiones de colección con polaridades diferentes. Para la mayoría de las cámaras el efecto es despreciable en haces de fotones.

Cuando una cámara se utiliza en un haz que produce un efecto de polarización no despreciable, la lectura real se toma como el valor medio de los valores absolutos de las lecturas obtenidas en ambas polaridades. Para el uso rutinario de una determinada cámara de ionización, normalmente se adoptan una tensión de colección y una polaridad determinadas. Sin embargo, mediante el uso de un factor de corrección se puede tener en cuenta el efecto de utilizar tensiones de colección de polaridad opuesta en la lectura de la cámara para cada calidad  $Q$  de haz del usuario.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

Ecuación 13. Factor de corrección por efecto de la polaridad elegida para la medida.

Donde  $M_+$  y  $M_-$  son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa respectivamente, y  $M$  es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa).

- Recombinación de iones

La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones requiere el uso de un factor de corrección  $k_s$ . Tienen lugar dos efectos independientes: (i) la recombinación de iones formados por trayectorias separadas de partículas ionizantes, que se conoce como recombinación general (o volumétrica), que depende de la densidad de las partículas ionizantes y por consiguiente de la tasa de dosis; y (ii) la recombinación de iones formados por una sola trayectoria de partícula ionizante, conocida como recombinación inicial, que es independiente de la tasa de dosis. Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y de la tensión de colección aplicada. Para haces distintos a los de iones pesados, la recombinación inicial es generalmente inferior al 0,2%.

Para haces pulsados se recomienda que el factor de corrección  $k_s$  se deduzca utilizando el método de las dos tensiones (146). Este método supone una dependencia lineal de  $1/M$  con  $1/V$  y utiliza los valores medidos de las cargas colectadas  $M_1$  y  $M_2$ , con las tensiones  $V_1$  y  $V_2$  respectivamente, medidas en las mismas condiciones de irradiación.  $V_1$  es la tensión de colección normal de trabajo y  $V_2$  es una tensión inferior; idealmente la razón  $V_1/V_2$  debería ser igual o mayor que 3. El factor de corrección por recombinación,  $k_s$ , en la tensión normal de trabajo  $V_1$ , se obtiene a partir de

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

Ecuación 14. Factor de corrección por efecto de la tensión aplicada.

Donde las constantes  $a_i$  se toman de la bibliografía (147) para radiación pulsada y para radiación pulsada y barrida.

Con todo esto, la lectura del electrómetro para una calidad  $Q$ , corregida por todos los factores implicados es:

$$M_Q = M_1 \times \prod k_i = M_1 \times k_{TP} \times k_{elec} \times k_{pol} \times k_s$$

Ecuación 15. Lectura del electrómetro con todos los factores de corrección que influyen en la medida.

Y la dosis absorbida para una calidad  $Q$  en unas determinadas condiciones distintas a las de referencia es:

$$D_{w,Q} = M_Q \times N_{D,w} \times k_Q$$

Ecuación 16. Cálculo de la dosis absorbida en agua para una calidad  $Q$ .



### 5.3.2. PC Electrometer

Un electrómetro es un instrumento eléctrico para medir la carga eléctrica o diferencia de potencial eléctrico. Para la determinación de la dosis absorbida en agua la magnitud que se utiliza es la carga eléctrica.

Para el trabajo se emplea el PC Electrometer de la casa Sun Nuclear. Se trata de un electrómetro de doble canal, sin una pantalla para visualizar el valor de la lectura, la lectura se realiza a través de una aplicación de software, conectando el electrómetro a un ordenador a través de un cable USB.

Las principales características del electrómetro pueden verse en la Tabla 38.

<b>Tiempo de calentamiento</b>	<b>60 segundos</b>
<b>Rango de carga</b>	2pC – 10mC
<b>Rango de corriente (continua)</b>	2 pA – 50 nA
<b>Rango de corriente (Pulsada)</b>	0 – 105 pC/pulso
<b>Corriente de fugas</b>	± 0,001 pA
<b>Voltaje de alimentación de las cámaras</b>	Ajustable de 0 a 400V
<b>Linealidad</b>	± 0,1 %
<b>Estabilidad</b>	± 0,5%
<b>Reproducibilidad</b>	0,25%

Tabla 38. Principales características del PC Electrometer.



Figura 122. Imagen comercial del PC Electrometer.

### 5.3.3. Cámara de ionización

Como se ha comentado en la introducción se emplea una cámara de ionización para las medidas de dosis absorbida en agua. En el mercado existen diferentes cámaras de ionización en función de su forma, tamaño y campo de aplicación. Por ejemplo, en general, se usan cámaras de ionización cilíndricas para haces de fotones, y cámaras planas para haces de electrones.

En este trabajo se utilizarán dos cámaras de ionización diferentes, la primera una cámara de ionización tipo Farmer, la cual ha sido calibrada en un laboratorio y trazada a un patrón.

Para medir los tratamientos de IMRT, se empleará una cámara tipo PinPoint, cuya principal diferencia con respecto a la cámara Farmer es que la PinPoint presenta un tamaño mucho más pequeño que la Farmer, lo que la hace apropiada para medir puntos discretos de un tratamiento de IMRT.

#### 5.3.3.1. Cámara Farmer

La cámara de ionización tipo Farmer es una cámara de ionización cilíndrica diseñada especialmente para medir la dosis absorbida en agua para haces de fotones.

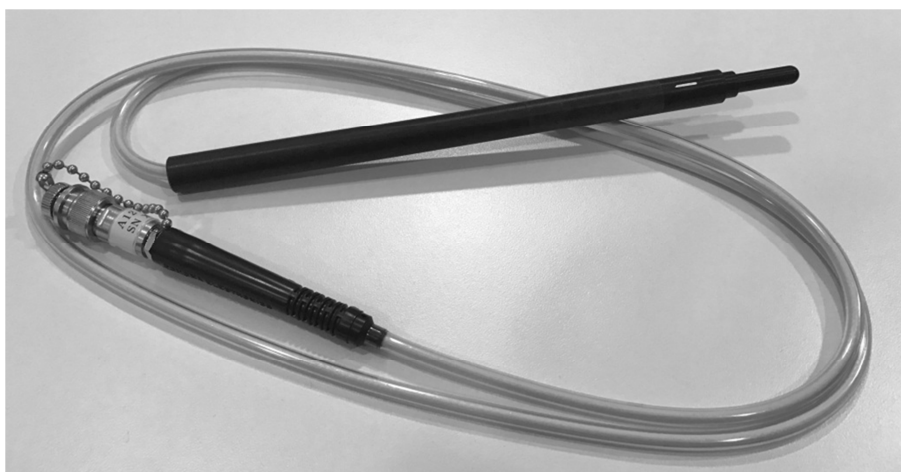


Figura 123. Cámara de ionización Exradin A12, modelo PinPoint de la marca Standard Imaging.

La cámara de ionización que emplearemos es la cámara Exradin A12 de la marca Standard Imaging (Figura 123), cuyas características principales pueden verse en la Tabla 39.

La cámara A12 ha sido calibrada en el laboratorio de metrología del CIEMAT, cuyo patrón es secundario y está trazado al patrón primario del laboratorio de "Bureau International des Poids et Mesures (BIPM)" de Francia.



Característica	Exradin A 12	Exradin A 14
Volumen de colección	0,64 cm <sup>3</sup>	0,015 cm <sup>3</sup>
Centroide del volumen de colección	12,9 mm	2,21 mm
Diámetro externo de la ventana	7,1 mm	6,0 mm
Diámetro interno de la ventana	6,1 mm	4,0 mm
Espesor de la ventana	0,5 mm	1,0 mm
Diámetro del colector	1,0 mm	0,3 mm
Longitud del colector	21,6 mm	1,5 mm
Material de la ventana	A	A, T
Factor de calibración nominal	4,4E+7 Gy/C	1,9E+9 Gy/C
Fugas	± 10fA	± 10fA
Máximo voltaje de polarización	1000 VDC	1000 VDC
Sumergible	Si	Si
Capucha de equilibrio	<sup>60</sup> Co	No

Tabla 39. Características principales de las cámaras Exradin A12 y Exradin A 14 ambas de la marca Standard Imaging

De dicha calibración se obtiene un coeficiente de calibración para la calidad de <sup>60</sup>Co, empleando este factor y el formalismo ND<sub>w</sub>, explicado anteriormente, somos capaces de hacer medidas de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, para calibrar nuestra unidad de tratamiento. Además, aplicando los factores correspondientes podemos medir la dosis absorbida en condiciones diferentes a la de referencia, como podría ser el caso de un paciente, cuya anatomía difiere del caso ideal de un maniquí cuadrado de agua.

### 5.3.3.2. Cámara PinPoint.

La cámara de ionización tipo PinPoint es una cámara de ionización cilíndrica, diseñada para las verificaciones de tratamiento. Cuanto menor sea el volumen sensible de la cámara mejor instrumento será para la verificación de tratamientos de IMRT.

En este trabajo emplearemos la cámara A14 de la marca Standard Imaging (Figura 124), cuyas características pueden verse en la Tabla 39.

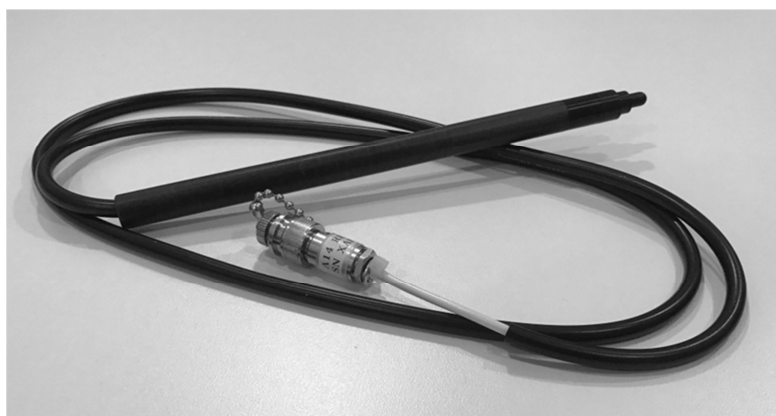


Figura 124. Cámara de ionización Exradin A14, modelo PinPoint de la marca Standard Imaging.

Los tratamientos de IMRT en ocasiones pueden tener tamaños muy pequeños, o presentar grandes gradientes de dosis. Cuanto menor sea el volumen sensible de la cámara, mayor resolución tendrá, y menos le afectarán los elevados gradientes de dosis de la IMRT (148).

## 5.4. Calibración cruzada

La cámara que posee un coeficiente de calibración es la cámara Farmer, pero la idónea para realizar las verificaciones de tratamientos de IMRT es la PinPoint. El formalismo NDw nos permite obtener un coeficiente de calibración para la PinPoint, para una calidad  $Q$ . En este caso, se pretende obtener el coeficiente de calibración para una energía de 6 MV, ya que es la energía que se emplea en nuestro centro para tratamientos de IMRT.

La dosis absorbida en agua para una calidad de haz  $Q$ , venía dada por la Ecuación 16

La idea sobre la que gira este procedimiento es que dos cámaras en las mismas condiciones de referencia han de medir la misma dosis.

$$D_{w,Q}^{Farmer} = D_{w,Q}^{PinPoint}$$

Ecuación 17. Definición del punto de partida de la calibración cruzada.

Usando la Ecuación 16 para cada cámara tenemos que:

$$D_{w,Q}^{Farmer} = M_Q^{Farmer} \times N_{D,w}^{Farmer} \times k_Q$$

$$D_{w,Q}^{PinPoint} = M_Q^{PinPoint} \times N_{D,w}^{PinPoint} \times k_Q$$

Ecuación 18. Dosis absorbida por cada una de las cámaras de la calibración cruzada.

La Ecuación 17 nos permite igualar las dos ecuaciones anteriores, obteniendo:

$$M_Q^{Farmer} \times N_{D,w}^{Farmer} \times k_Q = M_Q^{PinPoint} \times N_{D,w}^{PinPoint} \times k_Q$$

Ecuación 19. Comparación de la dosis absorbida registrada por ambas cámaras para una calidad  $Q$ .

Donde el factor  $k_Q$  se puede integrar dentro de  $N_{D,w}$  para obtener  $N_{D,w,Q}$ , el factor de calibración para una calidad  $Q$ , lo que convertiría la ecuación anterior de la siguiente manera:

$$M_Q^{Farmer} \times N_{D,w,Q}^{Farmer} = M_Q^{PinPoint} \times N_{D,w,Q}^{PinPoint}$$

Ecuación 20. Comparación de la dosis absorbida registrada por ambas cámaras para una calidad  $Q$ , incluyendo en el factor de calibración el factor de conversión por calidad del haz  $k_Q$ .

De la ecuación anterior se puede despejar la incógnita que tenemos,  $N_{D,w,Q}^{PinPoint}$

$$N_{D,w,Q}^{PinPoint} = N_{D,w,Q}^{Farmer} \frac{M_Q^{Farmer}}{M_Q^{PinPoint}}$$

Ecuación 21. Cálculo del factor de calibración de una cámara por calibración cruzada a otra, cuyo factor de calibración es conocido.

Una vez explicado el procedimiento teórico de la calibración cruzada, lo siguiente es diseñar un experimento que permita llevarlo a cabo.

Partimos de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer, cuyo coeficiente de calibración es conocido ( $N_{D,w,Q}^{Farmer}$ ) y queremos obtener el coeficiente de calibración de una cámara Pin Point ( $N_{D,w,Q}^{PinPoint}$ ).

Para ello se adquieren haciendo uso del 1D Scanner y del PC Electrometer tres medidas de un campo de 10 cm x 10 cm de 100 UM. Tal y como puede observarse en la Figura 125 se debe ubicar junto al 1D Scanner el termómetro y el barómetro, con el fin de poder obtener los datos necesarios para corregir las medidas por el factor  $k_{TP}$ .

Estas medidas se promedian y se corrigen por los factores  $k_i$ , lo que nos permite obtener  $M_Q^{Farmer}$ , esto se traduce en que de la Ecuación 21, solamente nos falta conocer  $M_Q^{PinPoint}$ .

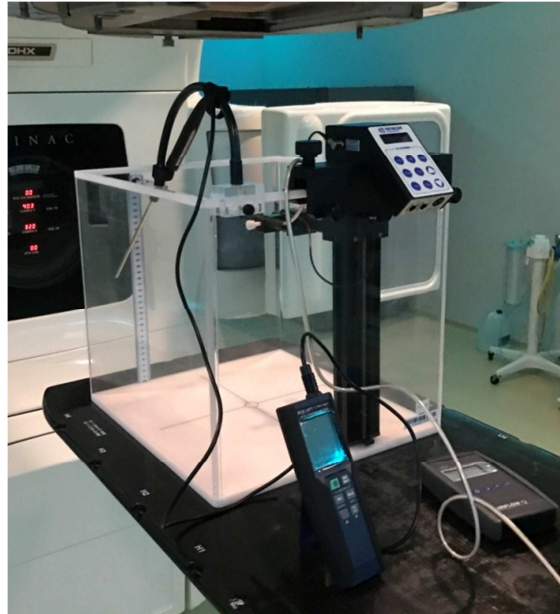


Figura 125. Colocación del 1D Scanner en la unidad de tratamiento para realizar una medida de dosis absorbida en agua. En la foto se puede ver posicionada la cámara de ionización tipo Farmer, el termómetro y el barómetro.

Para ello hay que repetir los pasos anteriores colocando esta vez la cámara PinPoint en el soporte de la cámara de campo.

Se adquieren tres medidas de 100 UM cada una y se corrigen también por los diferentes factores  $k_i$ , pero en este caso de la cámara PinPoint.

Los valores de las medidas de ambas cámaras vienen recogidos en la Tabla 40.

	Medida 1 (nC)	Medida 2 (nC)	Medida 3 (nC)	Promedio (nC)	$M_Q$ (nC)
<b>Farmer</b>	18,275	18,273	18,268	18,272	18,857
<b>PinPoint</b>	0,458	0,46	0,461	0,460	0,475

Tabla 40. Lecturas obtenidas con el PC Electrometer para la calibración cruzada entre la cámara Farmer y la PinPont.

Con estos valores de  $M_Q$ , y sabiendo que  $k_Q^{6MV} = 0,9956$  y  $N_{D,w}^{Farmer} = 4,801$  cGy/nC, se obtiene aplicando la Ecuación 21 el coeficiente de calibración de la cámara PinPoint para la energía de 6MV

$$N_{D,w,6MV}^{PinPoint} = 191,150 \text{ cGy/nC}$$

## 5.5. Creación y preparación del plan de verificación

El proceso de creación del plan de verificación para la dosimetría de punto con cámara de ionización es idéntico al descrito en los capítulos anteriores, sin más que modificar el paciente sobre el que se crea el plan de verificación, ya que en este caso el TAC debe reproducir la geometría que se emplea con la cámara de ionización.

Esta geometría consiste en 6 láminas de PMMA de 30 cm x 30 cm y 1cm de espesor sobre la mesa de tratamiento, encima de éstas se ubica otra lámina de PMMA con el debido alojamiento para la cámara de ionización, está lámina tiene un espesor de 2 cm, y encima de esta última como región de acumulación se colocan otras seis láminas iguales a las seis primeras. En resumen, el montaje consta de 6 láminas de 1cm + 1 lámina de 2 cm + 6 láminas de 1cm, como puede verse en la Figura 126.

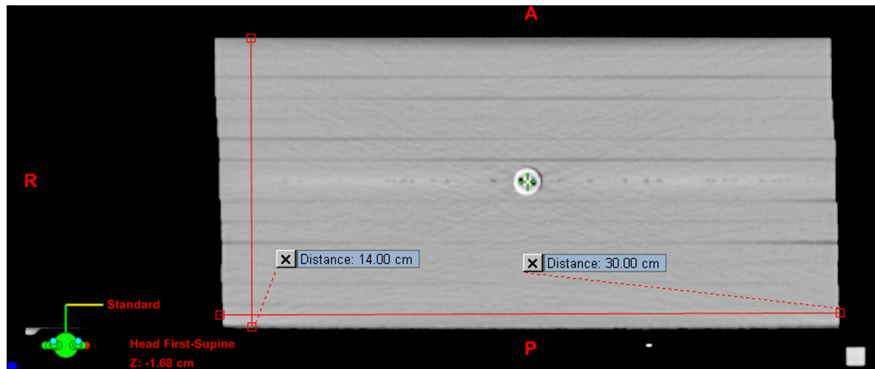


Figura 126. Imagen de TAC de la configuración que se emplea para la verificación de la dosimetría de punto, con cámara de ionización.

Al igual que en los casos anteriores, todos los haces se calculan con un ángulo de gantry de cero grados, con el fin de corregir posibles desviaciones asociadas a la mala alineación de las láminas de PMMA, tal y como puede verse en la Figura 126, donde se ve claramente como no están perfectamente alineadas. Con una irradiación a cero grados se elimina este problema.

Una vez calculado el plan de verificación, se extrae la dosis que se registra en el volumen sensible de la cámara, anotándola en una hoja Excel que tiene implementado el formalismo ND<sub>w</sub>, y que permitirá comparar la medida experimental con este valor teórico calculado.

## 5.6. Adquisición y evaluación del plan de verificación

Una vez completado el proceso de preparación del plan de verificación, lo siguiente es disparar ese plan de verificación en el acelerador y obtener el resultado de la comparación.

Se ubica sobre la mesa de tratamiento la configuración de láminas de PMMA anteriormente mencionada, ubicando en ella la cámara de ionización. Se coloca junto a las láminas de PMMA el termómetro y el barómetro.

Hay que señalar que es recomendable que la cámara de ionización y las láminas de PMMA se encuentren en el interior del bunker del acelerador, con el fin de que homogeneizar la temperatura de la cámara, la de las láminas y la del aire de la sala de tratamiento.

Todo el bloque de láminas de PMMA se centra usando las marcas existentes en el bloque de PMMA donde se aloja la cámara de ionización con la cruzeta del acelerador.

Se ajusta la distancia fuente superficie del conjunto de 14 cm de PMMA a 93 cm. Esto se traduce en que el detector queda ubicado en el isocentro (Distancia fuente detector de 100 cm) ubicando junto a las láminas de PMMA el termómetro y el barómetro (Figura 127)



Figura 127. Montaje experimental para la verificación de la dosimetría de punto en tratamientos de IMRT.

Cargar el plan de verificación de la lista de trabajo del acelerador tal y como se describe en el Anexo 3.

Adquirir haciendo uso del electrómetro la carga que registra la cámara para el paciente estudiado.

Una vez completado el disparo de todos los campos anotar el valor de la lectura del electrómetro en la hoja Excel, con el fin de calcular la dosis absorbida y compararla con el cálculo realizado en el planificador.



# Capítulo 6: Aplicación clínica

## 6.1.Introducción

Una vez presentada la metodología a seguir para calcular, adquirir y comparar los planes de verificación y las medidas experimentales que se realizan sobre el acelerador con los diferentes detectores estudiados en el trabajo, queda evaluar el resultado de seguir estos métodos para diferentes pacientes.

La mayoría de tratamientos de radioterapia pueden realizarse con IMRT, no obstante las denominadas técnicas especiales se reservan para localizaciones complicadas o casos específicos.

Con el fin de abordar esta variabilidad hemos seleccionado veinte tratamientos de IMRT que se corresponden con cuatro de las localizaciones donde el uso de la técnica de IMRT presenta mayores ventajas que la radioterapia conformada 3D.

Estas localizaciones son:

- Tórax
- Cabeza y cuello
- Próstata
- Ginecológica

## 6.2.Estudio completo de un paciente

Con el fin de ilustrar los procedimientos seguidos se detalla a continuación los resultados obtenidos para uno de los veinte pacientes analizados. Se trata de un tratamiento de IMRT sobre la próstata, cuyo volumen de tratamiento engloba la próstata y las vesículas seminales más los márgenes necesarios para esa localización.

Las características del plan de tratamiento pueden verse en la Tabla 41.

Campo	Gantry (°)	Fx (cm)	Fx1 (cm)	Fx2 (cm)	Fy (cm)	Fy1 (cm)	Fy2 (cm)	UM
1	180	10,3	4,8	5,5	7,8	3,0	4,8	165
2	105	9,3	3,8	5,5	7,8	3,0	4,8	171
3	45	10,0	4,0	6,0	7,5	3,0	4,5	165
4	315	10,1	6,3	3,8	7,5	3,0	4,5	149
5	255	9,5	5,5	4,0	7,8	3,0	4,8	160

Tabla 41. Características de los campos de tratamiento para el tratamiento de IMRT correspondiente a un tratamiento de próstata. Los parámetros recogidos son: el número de campo, el ángulo de cada campo, los diferentes tamaños de campo y las UM.

A continuación se detallarán los resultados para cada uno de los detectores siguiendo el orden en el que han sido presentados en el trabajo.

### 6.2.1. Verificación usando película radiocrómica

El lote de películas radiocrómicas utilizado en el trabajo ha sido calibrado siguiendo el procedimiento descrito en el Capítulo 2 y las distribuciones teóricas han sido calculadas siguiendo el proceso descrito en el mismo capítulo. Por último las distribuciones



experimentales han sido adquiridas y se han comparado usando el programa DoseLab Pro y el procedimiento descrito en el capítulo 2.

A continuación se presentan algunas de las imágenes más relevantes que se obtienen usando el DoseLab Pro.

En primer lugar en la Figura 128 se observa un resumen previo a realizar la comparación donde se presentan ambas distribuciones de dosis en escala de color y en líneas de igual valor de dosis (líneas de isodosis).

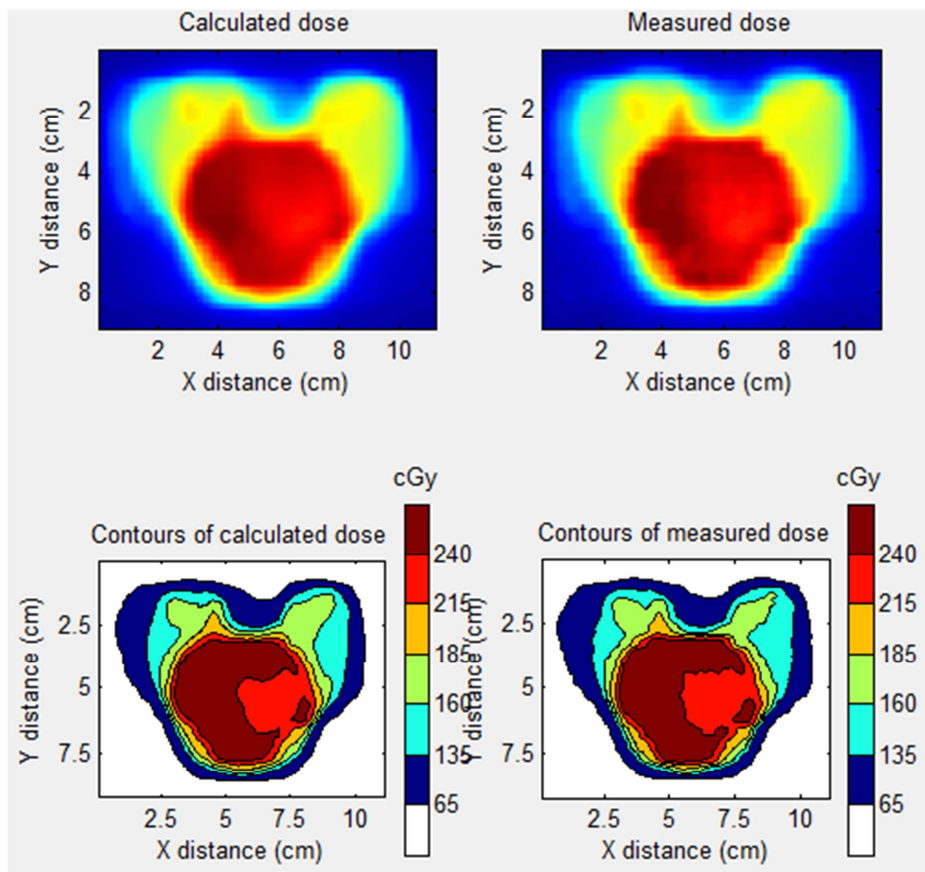


Figura 128. Imagen en la cual se presenta a modo de resumen en dos visualizaciones diferentes la distribución teórica y la experimental.

En la Figura 129 se observa la superposición de ambas distribuciones, el programa durante el proceso de comparación no permite seleccionar perfiles y almacenarlos en una hoja Excel para un análisis externo.

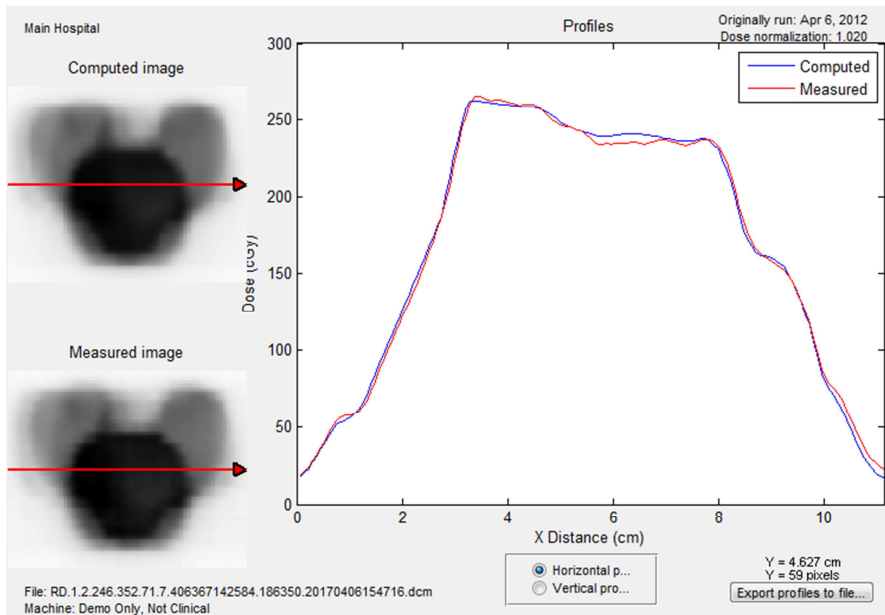


Figura 129. Imagen donde se visualizan los perfiles verticales y horizontales que se obtienen de la superposición de ambas distribuciones.

Por otro lado en la Figura 130 se observa la superposición de ambas distribuciones de dosis en líneas de isodosis, donde se puede ver visualmente que ambas distribuciones de dosis son semejantes, pero como se ha ido comentando a lo largo del trabajo esta comparación visual no es suficiente, tenemos que realizar una comparación cuantitativa.

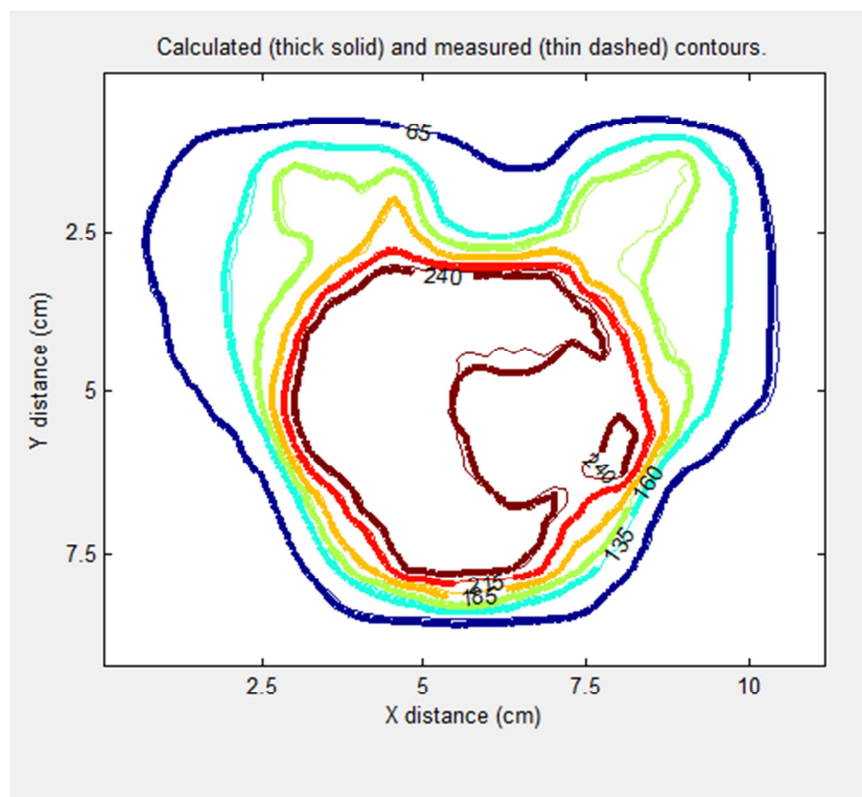


Figura 130. Comparación visual de ambas distribuciones de dosis. Se presentan con una visualización de líneas de isodosis.

En la Figura 131 se presentan las diferencias de dosis entre ambas distribuciones teniendo en cuenta la superposición realizada entre ambas.

En dicha figura se observa como en las zonas de alto gradiente las diferencias de dosis son significativas, la evaluación de la función gamma nos dirá si esas diferencias visuales son realmente significativas o está dentro de la tolerancia que hemos definido (3%, 3mm).

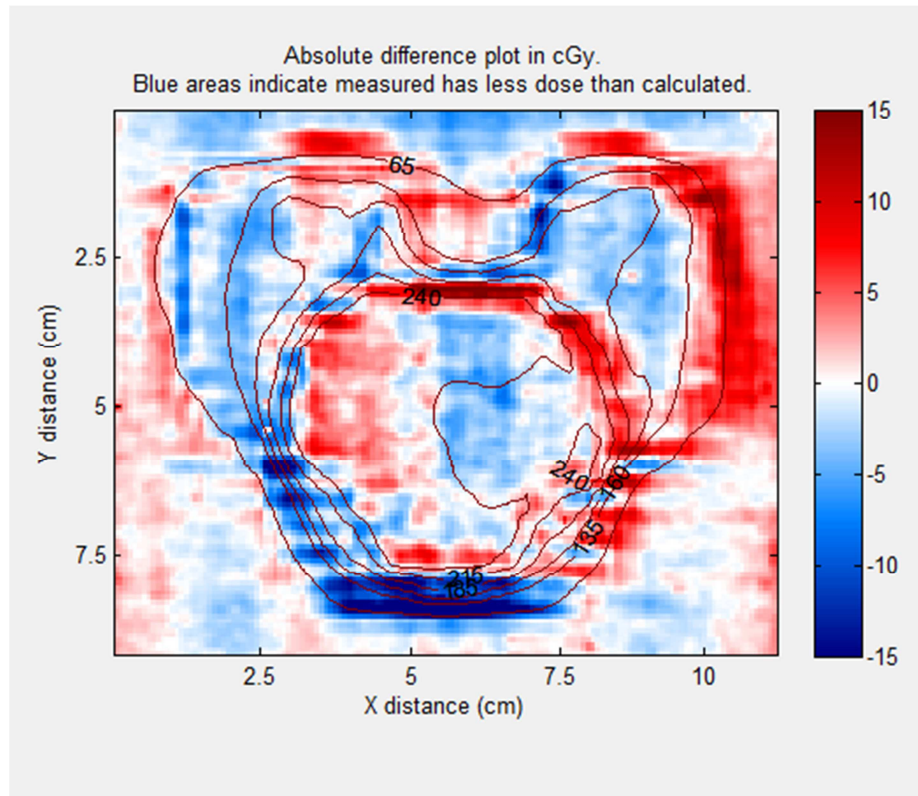


Figura 131. Evaluación de las diferencias de dosis, donde se observa como existen diferencias de dosis ligeramente significativas en las zonas de alto gradiente.

Por último, DoseLab Pro nos da el resultado final de la comparación, en forma de ventana interactiva (Figura 132) la cual nos permite visualizar el resultado de la función gamma y las diferentes diferencias de dosis.

Además permite ir modificando los criterios de la función gamma, mediante una barra interactiva.

Por último señalar que el código de colores es el siguiente: en escala de grises el intervalo de función gamma entre cero y uno (resultado positivo) y en un degradado de amarillo a rojo los valores de función gamma superiores a uno (fallo de la comparación), esta escala degradada nos permite visualizar cuanto difieren ambas distribuciones en un punto.

El resultado de la comparación del paciente estudiado es que el 100% de los puntos de la distribución experimental pasan la función gamma con el criterio gamma utilizado (3%, 3mm).

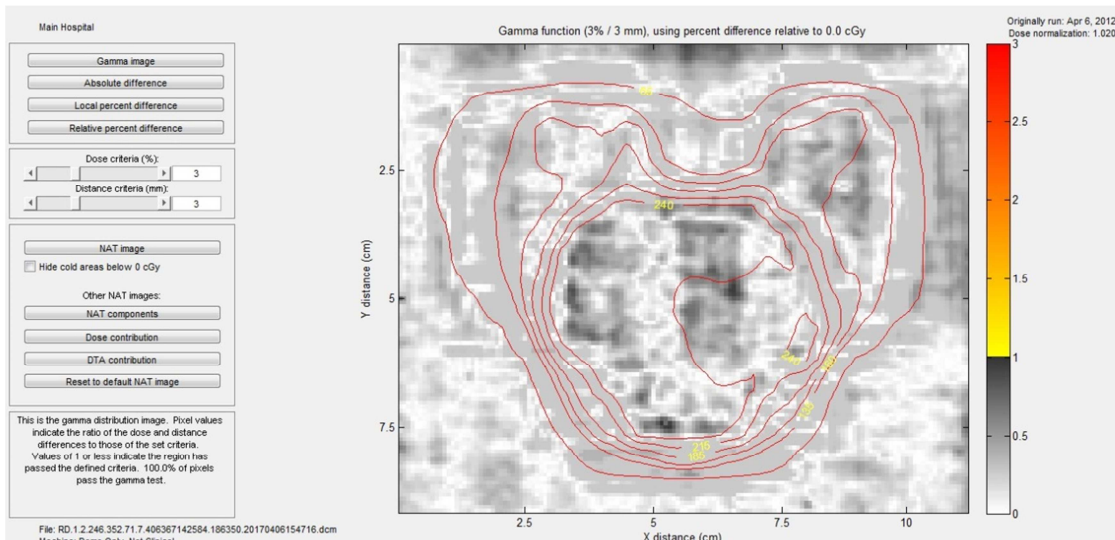


Figura 132. Ventana interactiva en la cual se presenta el resultado de la función gamma y permite variar el criterio utilizado.

### 6.2.2. Verificación usando el sistema de dosimetría portal.

Siguiendo el procedimiento descrito en el Capítulo 3 se ha calculado el plan de verificación de un tratamiento de próstata usando IMRT. Se han obtenido las distribuciones experimentales con el sistema de imagen portal y posteriormente se han comparado con la distribución teórica empleando el programa “Portal Dosimetry” y la función gamma con un criterio 3%, 3mm.

Los resultados de la comparación de las distribuciones bidimensionales de dosis puede verse en la Tabla 42, donde de los diferentes resultados que ofrece el programa se recogen únicamente la gamma, ya que es el más relevante clínicamente.

Campo	Resultado (%)
<b>G180</b>	97,1
<b>G105</b>	97,4
<b>G45</b>	97,2
<b>G315</b>	97,5
<b>G255</b>	98,4

Tabla 42. Resultado de la verificación con el detector de imagen portal del paciente presentado en detalle.

A continuación se presentan las imágenes que corresponden a cada uno de los campos verificados.

En la Figura 133 se observa la aplicación “Portal Dosimetry” con el resultado de analizar el campo G45, en dicha figura se puede observar la aplicación completa, que incluye: las distribuciones teórica y experimental, los perfiles de ambas, la imagen de comparar ambas distribuciones usando la función gamma y el histograma con el resultado de la función gamma.

Por otro lado en la Figura 134 se observan las imágenes correspondientes con la función gamma para el resto de campos que componen el plan de verificación (G105, G180, G255 y G315).

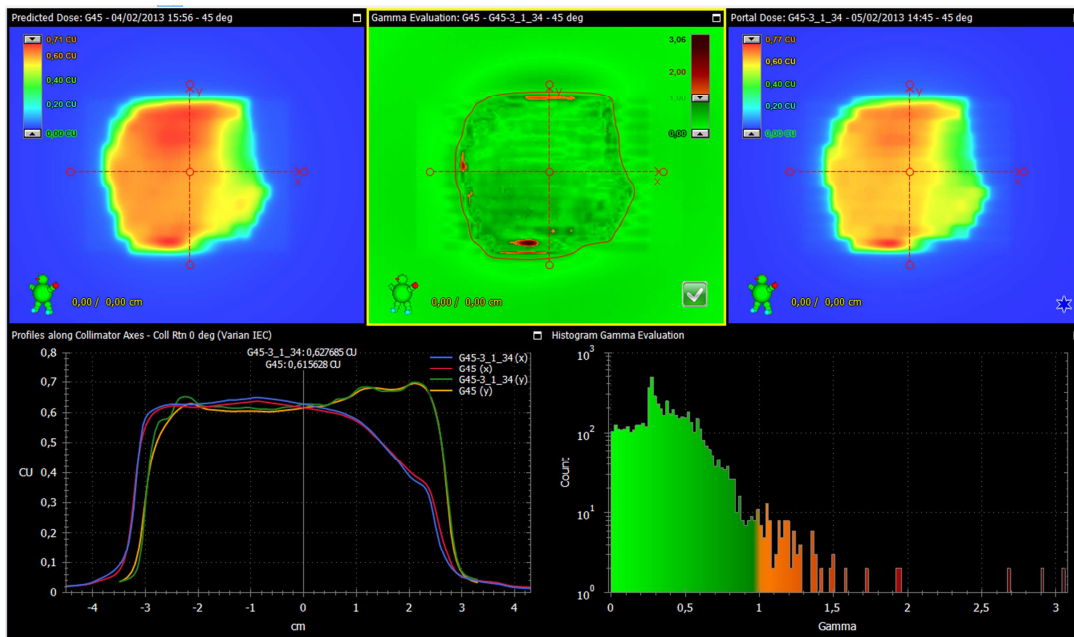


Figura 133. Resultado de la comparación del campo G45 usando la aplicación “Portal Dosimetry”. Donde se visualizan las distribuciones teórica y experimental, la comparación de ambas usando la función gamma, los perfiles de ambas distribuciones y el resultado en forma de histograma.

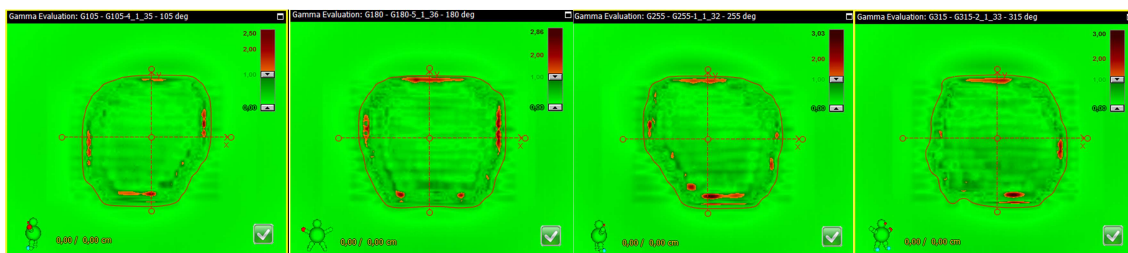


Figura 134. Imagen de la comparación gamma de los otros cuatro campos analizados del paciente estudiado en este apartado. De izquierda a derecha son: G105, G180, G255 y G315.

### 6.2.3. Verificación usando la matriz de diodos MapCHECK 2

Siguiendo el procedimiento descrito en el Capítulo 4 se obtienen las distribuciones teóricas de dosis y se recogen las distribuciones experimentales utilizando el detector MapCHECK 2.

Ambas distribuciones se comparan utilizando el programa “SNC Patient” y una captura del resultado puede verse en la Figura 135.

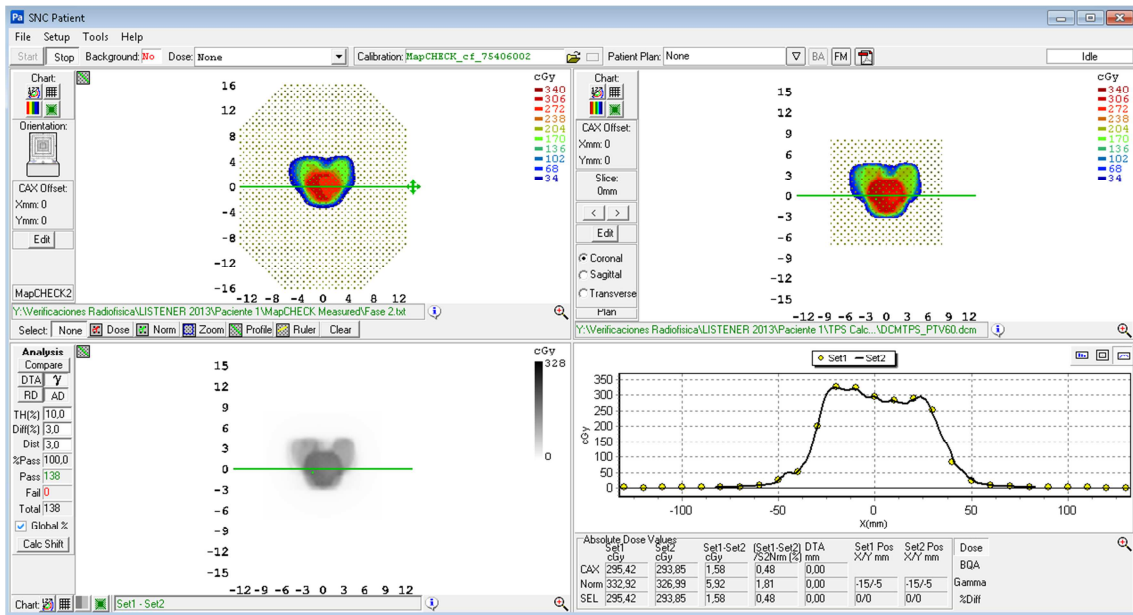


Figura 135. Resultado de la comparación entre la distribución teórica y la distribución experimental medida con el MapCHECK 2, para dicha comparación se emplea el programa SNC Patient

Tal y como se observa en la imagen anterior el resultado de comparar la distribución teórica con la distribución experimental adquirida con el MapCHECK 2 es que el 100% de los puntos analizados cumplen el criterio gamma (3%, 3mm).

#### 6.2.4. Verificación usando cámara de ionización

Mediante el procedimiento descrito en el Capítulo 5 se calcula el plan de verificación y siguiendo las recomendaciones de ese mismo capítulo se selecciona un punto apropiado sobre el que medir con la cámara de ionización.

Siguiendo el procedimiento de medida descrito también en el capítulo 5 se obtiene la carga que recoge la cámara de ionización en el punto seleccionado, obteniéndose para el paciente estudiado un valor de 2,161 nC. Usando el factor de calibración obtenido y aplicando las correcciones necesarias se obtiene un valor de dosis en dicho punto de 1,987 Gy.

Al comparar el valor obtenido experimentalmente con el valor calculado teóricamente (1,994 Gy) se obtiene una diferencia de un 0,35% siendo inferior a la tolerancia de un 3% aceptada para estas medidas.

### 6.3. Resultados de todos los pacientes estudiados

Una vez presentados los resultados de un paciente de forma detallada, se presentan a continuación a modo de tabla los resultados de las verificaciones de todos los pacientes analizados.

#### 6.3.1. Resultados de la película radiocrómica

En la Tabla 43 se recogen los resultados de la verificación de los veinte pacientes analizados empleando la película radiocrómica y siguiendo todos los procedimientos descritos en el Capítulo 2.

Localización	Paciente	Resultado de la dosimetría de película
Próstata	1	100,0
	2	99,6
	3	99,8
	4	99,6
	5	99,8
Ginecológico	6	99,7
	7	99,7
	8	99,3
	9	99,8
	10	99,5
Cabeza y cuello	11	99,8
	12	99,7
	13	99,9
	14	99,3
	15	99,2
Pulmón	16	100,0
	17	99,8
	18	100,0
	19	99,8
	20	99,7

Tabla 43. Resultado de la verificación de la dosimetría de película para los veinte pacientes analizados.

### 6.3.2. Resultados usando el detector de imagen portal

A continuación se presentan los resultados de las verificaciones empleando el detector de imagen portal, todo el procedimiento se ha seguido tal y como viene descrito en el Capítulo 3.

Debido a que para el detector de imagen portal los resultados se obtienen para cada campo de tratamiento y que en función de la localización el número de campos varía. Para presentar los resultados se utiliza una tabla por localización.

Paciente	G180	G105	G45	G315	G255
1	97,2	97,4	97,1	97,5	98,7
2	97,3	97,1	98,8	97,2	97,0
3	96,8	98,2	97,9	97,6	98,0
4	98,3	98,0	97,9	98,4	98,5
5	98,8	99,1	99,3	98,3	98,6

Tabla 44. Resultado de la verificación empleando el detector de imagen portal, para los pacientes que se corresponden con la localización de próstata.

Paciente	G156	G104	G52	G0	G308	G256	G204
<b>6</b>	97,3	97,1	98,1	97,8	98,3	99,2	99,2
<b>7</b>	97,5	97,6	97,3	99,1	98,4	97,9	97,2
<b>8</b>	97,1	98,1	97,2	97,5	97,9	97,3	98,5
<b>9</b>	97,2	98,0	97,9	98,7	97,6	98,8	97,7
<b>10</b>	98,1	97,3	97,1	97,7	99,2	99,0	98,7

Tabla 45. Resultado de la verificación empleando el detector de imagen portal, para los pacientes que se corresponden con la localización ginecológica.

Paciente	G156	G104	G52	G0	G308	G256	G204
<b>11</b>	99,2	99,0	97,9	99,4	99,6	99,3	98,1
<b>12</b>	97,0	97,9	99,5	99,8	97,6	99,0	98,2
<b>13</b>	99,7	99,0	99,6	99,7	97,7	98,9	97,6
<b>14</b>	98,2	98,3	99,4	98,4	98,8	97,4	98,0
<b>15</b>	97,2	98,0	97,7	99,7	98,5	97,8	96,3

Tabla 46. Resultado de la verificación empleando el detector de imagen portal, para los pacientes que se corresponden con la localización de cabeza y cuello.

Paciente	G180	G105	G45	G315	G255
<b>16</b>	97,3	98,7	97,9	97,9	97,4
<b>17</b>	97,1	98,2	97,3	98,1	98,9
<b>18</b>	97,6	97,1	97,2	98,2	97,5
<b>19</b>	98,7	97,2	99,5	98,6	97,9
<b>20</b>	98,0	97,5	98,1	97,9	97,6

Tabla 47. Resultado de la verificación empleando el detector de imagen portal, para los pacientes que se corresponden con la localización de pulmón.



### 6.3.3. Resultados usando la matriz de diodos MapCHECK 2

En la Tabla 48 se recogen los resultados de comparar las distribuciones teóricas y experimentales obtenidas con el programa “SNC Patient” todo el proceso de comparación se realiza siguiendo lo descrito en el Capítulo 4.

Localización	Paciente	Resultado del MapCHECK 2
Próstata	1	100,0
	2	99,6
	3	99,8
	4	99,6
	5	99,8
Ginecológico	6	99,9
	7	99,9
	8	99,8
	9	100,0
	10	99,8
Cabeza y cuello	11	99,8
	12	99,4
	13	99,8
	14	99,7
	15	100,0
Pulmón	16	100,0
	17	100,0
	18	100,0
	19	100,0
	20	100,0

Tabla 48. Resultado de la verificación usando la matriz de diodos MapCHECK 2 para los veinte pacientes analizados.

#### 6.3.4. Resultados para la dosimetría de punto

Siguiendo el procedimiento descrito en el Capítulo 5 se han calculado las distribuciones teóricas de los veinte pacientes analizados y se han seleccionado los puntos idóneos para medir experimentalmente la dosis.

En la Tabla 49 se recogen las diferencias entre la dosis medida experimentalmente con la cámara de ionización y la calculada teóricamente.

Localización	Paciente	Resultado de la dosimetría de punto
Próstata	1	0,35
	2	0,43
	3	0,13
	4	0,30
	5	0,14
Ginecológico	6	0,19
	7	0,25
	8	0,45
	9	0,14
	10	0,05
Cabeza y cuello	11	0,89
	12	0,23
	13	0,87
	14	0,78
	15	0,36
Pulmón	16	0,38
	17	0,30
	18	0,24
	19	0,28
	20	0,42

Tabla 49. Diferencias entre la dosis medida experimentalmente y la dosis calculada teóricamente para cada uno de los veinte pacientes analizados.

# Capítulo 7: Conclusiones

Una vez presentados los resultados de los cuatro métodos de verificación estudiados en este trabajo, lo primero que se observa es que:

- Todos los detectores estudiados en el trabajo, si la verificación se realiza siguiendo los procedimientos aquí descritos, son aptos para su uso como sistema de verificación de tratamiento de IMRT, ya que los resultados de todos ellos están por encima de los aceptados clínicamente (149) (150).

La situación ideal sería poder verificar un tratamiento por todos los métodos descritos en el trabajo, ya que eso aportaría mayor seguridad. No obstante, la dificultad de disponer del acelerador para disparar los planes de verificación hace que los diferentes Servicios clínicos deban seleccionar con qué métodos de todos los disponibles se desea verificar un tratamiento.

- **La película** es el detector que tiene unas mejores características y un mejor resultado. El problema que presenta este método es más económico que procedimental. Como se ha comentado es necesario emplear una película de cada lote para hacer la calibración de la dosis del propio lote y además no es un detector reutilizable, esto sumado al elevado precio de las películas hace que muchos centros estén dejando de utilizarlas en detrimento de otros métodos de verificación. Además su procesado requiere mucho más tiempo que de dispositivos, lo que lo hace poco competitivo en este aspecto.
- **El detector de imagen portal** es, sin lugar a dudas, el detector que presenta una menor complicación a la hora de prepararlo para la verificación de planes de IMRT. Este detector tiene la ventaja de ir unido al propio acelerador y en solo unos segundos se posiciona automáticamente en la posición de adquisición. Por otro lado la resolución es mucho mejor que cualquiera de las matrices del mercado, y es capaz de verificar tamaños de campo de hasta 40 cm x 40 cm.

Los problemas que tiene es que debe de someterse a un programa de control de calidad mucho más exhaustivo que el caso de las matrices de diodos o cámaras (74). Otro de los problemas es que las soluciones de software que disponen las casas de los principales aceleradores a fecha de hoy no trabajan con dosis absoluta, sino que se hace una comparación en términos de dosis relativa o de fluencias. Utilizándose en algunos casos unas unidades de calibración que no se corresponden con unidades de dosis. No obstante este es uno de los puntos de mejora en los que están trabajando las diferentes casas comerciales.

- **La dosimetría de punto** presenta limitaciones que fueron expuestas durante el desarrollo del propio capítulo, con lo que a pesar del excelente resultado obtenido para evaluar la dosis en un solo punto, este método no es suficiente para evaluar tratamientos de IMRT (aunque sigue siendo imprescindible para verificar el correcto funcionamiento del acelerador). Es, por tanto, un método con claras limitaciones, motivo por el cual se desaconseja su uso para verificar tratamientos de IMRT.
- **Las matrices de cámaras de ionización o diodos** es uno de los métodos más extendidos. En nuestro estudio se ha puesto de manifiesto que es fácil de implementar y los resultados son perfectamente válidos. También se han presentado distintas opciones para cubrir las deficiencias del detector, como puede ser su tamaño inferior

al máximo tamaño de campo permitido por el acelerador o la menor resolución frente a otros sistemas como la película.

**Por todo lo anteriormente expuesto se recomienda utilizar para la verificación de tratamientos de IMRT como mínimo el uso combinado de las matrices de cámaras de ionización o diodos y el dispositivo de imagen portal.**

El motivo de decisión es porque son dos métodos que se complementan entre sí, ya que las deficiencias de cada uno de ellos se cubren con las bondades del otro.

Las matrices suelen tener el problema de la resolución, pero por contra el EPID tiene una resolución suficiente como para identificar perfectamente las zonas de alto gradiente. Otro ejemplo sería que el EPID no trabaja con unidades de dosis absorbida, cosa que las matrices sí, y como se ha explicado en el capítulo 4 su proceso de calibración está validado y no supone una complicación excesiva.

En igualdad de condiciones se debe de valorar qué detector o detectores son capaces de cubrir las dos necesidades básicas de una verificación que son:

- Ser capaces de reproducir la forma de la distribución teórica
- Ser capaces de medir experimentalmente la dosis y compararla con la teórica.
- Evaluación coste-beneficio.

Como se ha comentado anteriormente, los mejores detectores (por su elevada resolución) para reproducir la forma de la distribución, son la película y el EPID. Sin embargo, para medir la dosis experimental los mejores detectores son la matriz y la película.

Puesto que la película es óptima en ambos casos, se podría concluir que se trata del mejor detector, pero con diferencia es el que necesita más tiempo de procesado y mayor coste económico hasta el punto de descartarlo como detector de rutina. Esto justifica la conclusión obtenida de que no existe un único sistema óptimo y que conviene utilizar una combinación de los dos: matrices y EPID.



## **Anexo 1: Creación de los planes de verificación**

El sistema de planificación Eclipse, permite la creación de planes de verificación de tratamientos de radioterapia sobre diferentes sistemas de verificación.

A continuación se describe el proceso necesario, para partiendo de un plan de tratamiento de IMRT clínicamente válido, crear un plan de verificación, adecuarlo para ser disparado en la unidad de tratamiento y su posterior proceso de análisis.

### **Introducción:**

Todos los planes de tratamiento han sido calculados empleando el algoritmo AAA del planificador ECLIPSE v.11 (Varian, Palo Alto, CA), con un tamaño de voxel de 3 mm x 3mm x 3 mm.

Si en lugar de calcular los planes de tratamiento con el algoritmo AAA se hubieran calculado con el algoritmo AcurosXB (Varian, Palo Alto, CA) disponible también en el planificador ECLIPSE, el procedimiento a seguir es análogo, ya que ambos son algoritmos de cálculo validados para uso clínico (151)

Existen dos posibilidades a la hora de crear un plan de verificación, la primera crearlo sobre el sistema de dosimetría portal, y la segunda crearlo sobre el TAC correspondiente a un detector. A continuación se explica cómo se crean los planes de verificación en ambos casos, distinguiendo entre cómo calcularlo y los procedimientos necesarios para poder disparar ese plan de verificación en la unidad de tratamiento.

### **Creación del plan de verificación**

Una vez un plan de IMRT es apto clínicamente, hay que verificar que todos los parámetros que varían en un tratamiento de IMRT lo hacen tal y como se ha planificado (152) (153) (154) (155). Por ello hemos de comprobar que el tratamiento planificado se corresponde con el administrado por el acelerador.

Con el plan de tratamiento cargado en sistema de planificación (Figura 136) se procede a crear el plan de verificación.

Para ello seleccionar *Planning* → *Create Verificación Plan...* acto seguido nos aparecerá una ventana que nos pide que seleccionemos el curso de tratamiento en el que queremos crear el plan de verificación. En nuestro centro, por comodidad y con el fin de evitar posibles confusiones a la hora de cargar el tratamiento en la unidad de tratamiento, se deja el plan o planes de tratamiento en un curso y sus correspondientes planes de verificación en un curso diferente. Esta idea se puede ver en la Figura 137, donde hay un curso que corresponde al tratamiento del paciente ("RT PRÓSTATA") y un curso que corresponde a los planes de verificación ("Verificaciones").

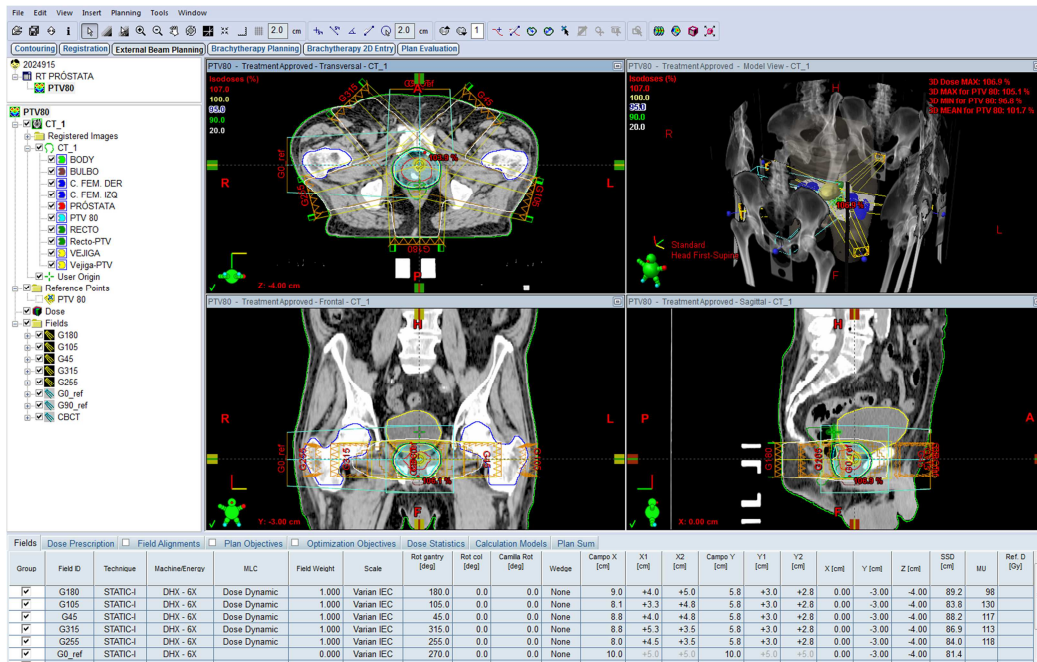


Figura 136. Espacio de trabajo del planificador Eclipse. En la imagen se puede visualizar un tratamiento listo para la creación de sus correspondientes planes de verificación.

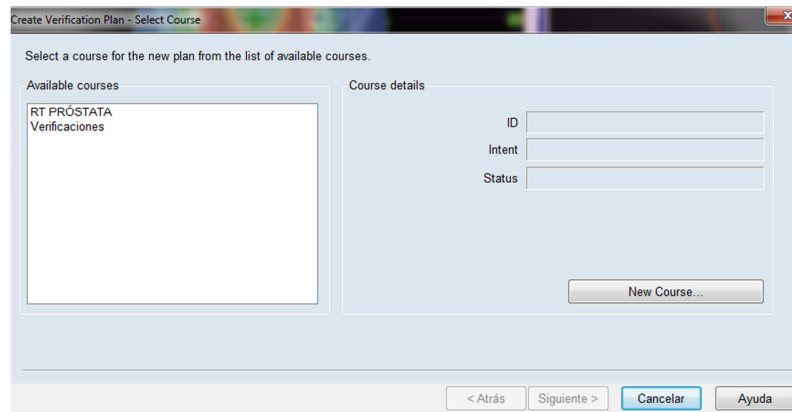


Figura 137. Ventana para seleccionar el curso donde incluir los planes de verificación.

Si el curso no apareciera en la ventana anterior, se puede crear un nuevo curso y nombrarlo tal cual se ha comentado.

Una vez hecho esto se selecciona la casilla *Siguiente*.

Ahora hay que seleccionar qué tipo de plan de verificación queremos, si un plan de verificación creado sobre el dispositivo de imagen portal (Figura 138) o si por el contrario queremos un plan de verificación sobre un detector externo al acelerador, a continuación detallaremos ambos procedimientos.



## Plan de verificación sobre un dispositivo de imagen portal

Para crear el plan de verificación sobre el dispositivo de imagen portal hay que seleccionar en la Figura 138 la opción “Portal Dose Prediction”.

Una vez seleccionado el EPID hay que indicarle cuál es la distancia desde el foco de radiación hasta el detector que deseamos.

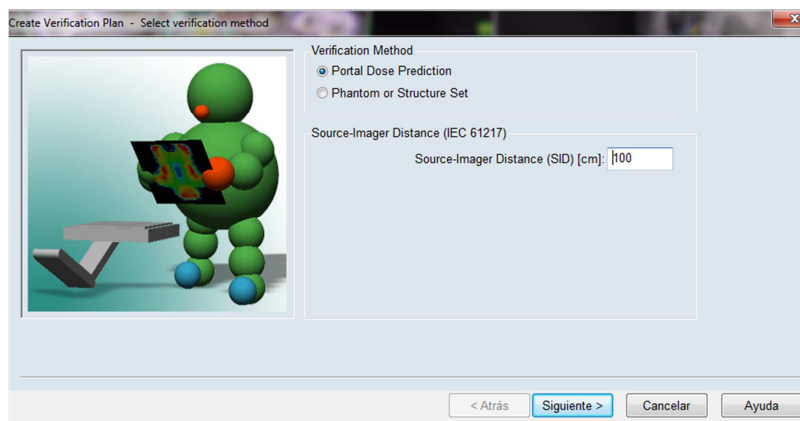


Figura 138. Ventana para seleccionar el tipo de plan de verificación que se desea crear.

En la siguiente ventana (Figura 139) se pueden modificar alguno de los parámetros iniciales del plan de tratamiento. Esta modificación puede ser por diversos motivos:

- Modificar el valor del ángulo del gantry para todos los campos de tratamiento a uno fijo.

El principal motivo para realizar esto es el ahorrar tiempo a la hora de disparar los planes de verificación, ya que si todos los campos se encuentran a un mismo ángulo se ahorra el tiempo de tránsito entre cada ángulo de incidencia. No obstante esto es desaconsejable, ya que hay numerosos estudios (104) (156) (157) (158) (159) donde se pone de manifiesto que la gravedad tiene un papel relevante en la posición de las láminas del colimador, observándose diferencias en función del ángulo del gantry.

Esto provoca una variación en la velocidad de desplazamiento de la lámina debido a la acción de la gravedad, con el fin de poder incluir este efecto en los planes de tratamiento es necesario crear los planes de verificación a los ángulos que posteriormente se disparara el tratamiento.

- Modificar el valor del ángulo del colimador para todos los campos de tratamiento.

En la práctica diaria esta posibilidad, no tiene relevancia ya que no aporta ningún tipo de beneficio ni en la calidad de la verificación ni en el tiempo que se tarda en realizar la misma.

Únicamente en el caso de que el campo de tratamiento exceda los 30 cm en el eje Y se debe modificar el ángulo del colimador, ya que como se ha mencionado en la descripción del dispositivo cuando la distancia entre el foco de radiación y el detector es de 100 cm el campo máximo que se puede medir es de 40 x 30 cm<sup>2</sup>.

El acelerador empleado en este trabajo presenta la característica de ajustar las mordazas a la lámina más abierta, teniendo como limitación que nunca se

puede irradiar la zona del MLC que contiene la electrónica del mismo. Esto se traduce en que el tamaño máximo de un campo de IMRT sería de 18 cm x 40 cm. Esto para la mayoría de los casos es insuficiente, pues existen muchos casos y localizaciones donde el tamaño de campo es superior a 18 cm x 40 cm. La solución que emplea Varian es partiendo de un campo de IMRT de tamaño superior, dividir este campo en tantos semicampos como sea necesario (típicamente dos). De manera que la suma de la fluencia de ambos campos se corresponde con la fluencia total calculada para esa incidencia.

A la hora de disparar un plan de verificación éste nunca va a tener tamaños de campo en el eje X mayor de 18 cm, pero sí que pueden ser mayores en el caso del eje Y (hasta 40cm). Como hemos mencionado puede llegar a salirse del detector, como el tamaño del detector es de 30 cm si se desea verificar campos de tamaño superior parte del mismo quedará fuera del detector, si esto ocurre no se puede evaluar lo que sucede en esa zona.

Para solucionar esto el procedimiento a seguir es crear el plan de verificación con el ángulo del colimador modificado a  $90^\circ$ , ya que así se consigue que el campo quede confinado dentro del detector.

- Modificar el valor del ángulo de mesa para todos los campos de tratamiento.

En el caso de la dosimetría portal se debe modificar el ángulo de todos los campos a cero grados. Ya que como el detector gira solidariamente con el gantry no se va a ver afectado por la rotación de la mesa de tratamiento.

Se puede crear el plan de verificación con los ángulos propios del tratamiento, pero el tiempo necesario para medir la verificación aumenta considerablemente, sin que ese aumento de tiempo se vea reflejado en un mejor resultado de la verificación o en la posibilidad de evaluar algún efecto que sufran los distintitos elementos, como pasaba en el caso del efecto de la gravedad sobre las láminas.

Este hecho sería diferente si el detector en lugar de girar solidariamente con el gantry se encontrara ubicado sobre la mesa de tratamiento.

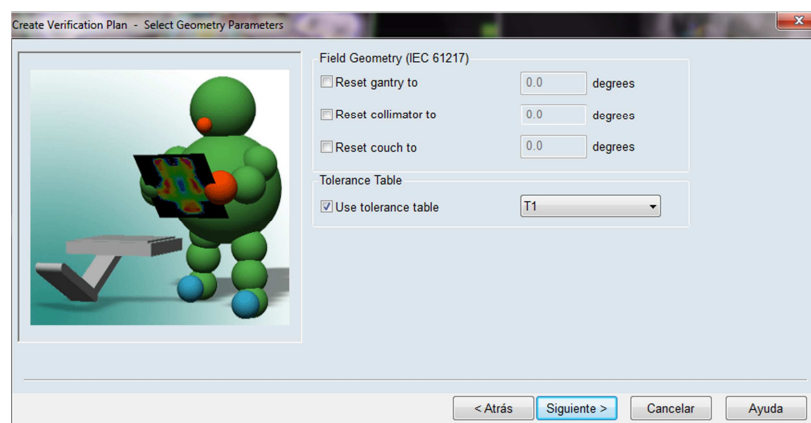


Figura 139. Ventana para seleccionar si se desea modificar alguno de los parámetros del plan original para crear el plan de verificación.

La última opción que aparece en la Figura 139 nos permite asignar de manera automática una de las tablas de tolerancias que existan en nuestro sistema.

Las tablas de tolerancias recogen que variación se permite para cada parámetro del plan de tratamiento a la hora de administrarlo. Por ejemplo, si para el ángulo del colimador asignamos una tolerancia de  $0,1^\circ$ , significa que para un ángulo de  $15^\circ$  el acelerador podría posicionar el colimador en un ángulo de  $15^\circ \pm 0,1^\circ$ .

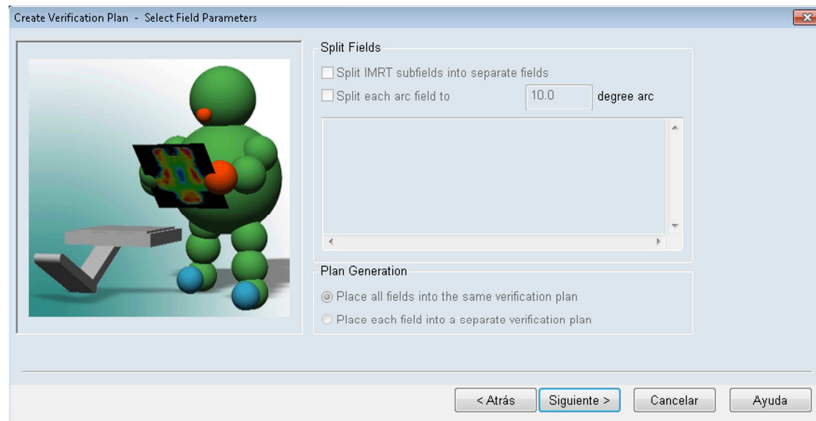


Figura 140. Ventana para seleccionar si se desea dividir los diferentes campos de tratamiento y/o ubicar cada campo en un plan de verificación diferente.

La siguiente ventana que aparece permite dividir los campos de tratamiento en subcampos más pequeños.

La otra opción disponible permite colocar todos los campos de verificación en un único plan o colocarlos en diferentes planes de verificación.

### **Plan de verificación sobre un detector externo**

El procedimiento para crear un plan de verificación sobre un detector externo es idéntico, independientemente del tipo de verificación que se desee crear (matriz, película o dosis absoluta), sin más que en cada caso hay que emplear el TAC correspondiente al detector que se va a emplear.

Para crear el plan de verificación sobre un detector externo en la ventana “Select verification Method” hay que seleccionar la opción “Phantom or Structure Set” tal y como se puede observar en la Figura 141.

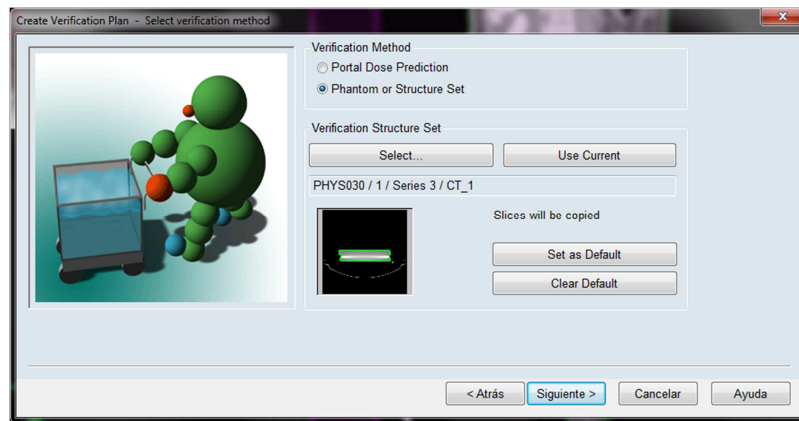


Figura 141. Ventana para seleccionar el tipo de verificación que se desea crear. Siendo en este caso una verificación sobre un maniquí.

El sistema de planificación tiene la posibilidad de guardar por defecto el TAC de un maniquí o detector. Permitiendo esto no tener que buscar cada vez el TAC del detector y haciendo más rápida la creación del plan de verificación.

Ya que los TACs de los diferentes detectores o maniqués que se emplean en radioterapia han de estar asociados a un paciente (no real), como puede verse en la Figura 141 el paciente que se usa para crear planes de verificación sobre el MapCHECK 2 tiene la ID: PHYS030.

Si por algún motivo deseamos crear el plan de verificación sobre un detector diferente al que tenemos asignado por defecto, se puede en la misma ventana seleccionarlo. Para ello hay que seleccionar *Select...* y se abre el buscador de pacientes.

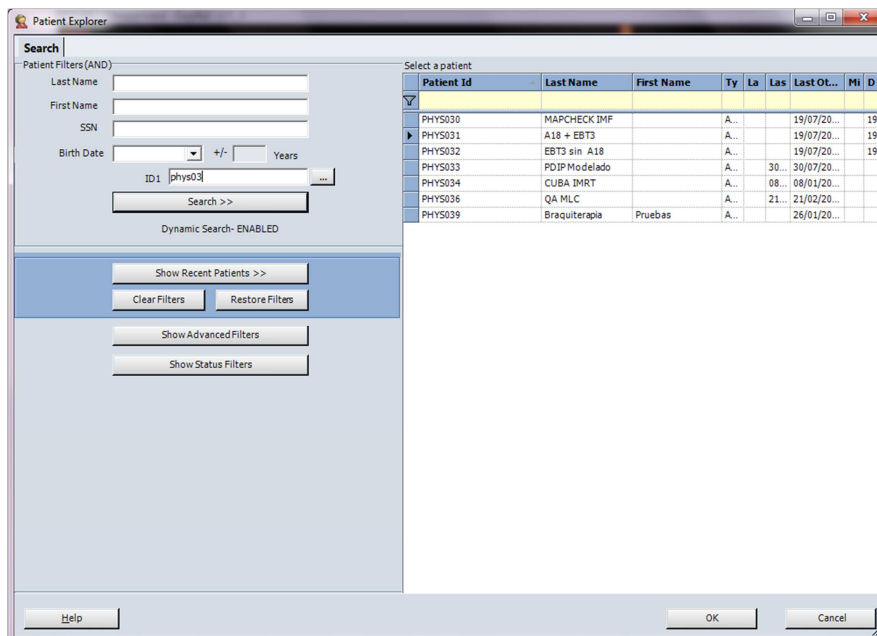


Figura 142. Ventana para buscar pacientes en la base de datos. En este caso se ha realizado un filtrado por ID, con el fin de localizar el paciente deseado.

En el buscador podemos buscar el paciente de la lista completa o realizar diferentes filtros con el fin de localizarlo más rápidamente. Una vez localizado el paciente hay que seleccionar el set

de estructuras que contiene el TAC de nuestro detector, así como diferentes estructuras que pudiera contener, como el cuerpo, la mesa o diferentes regiones de interés (Figura 143).

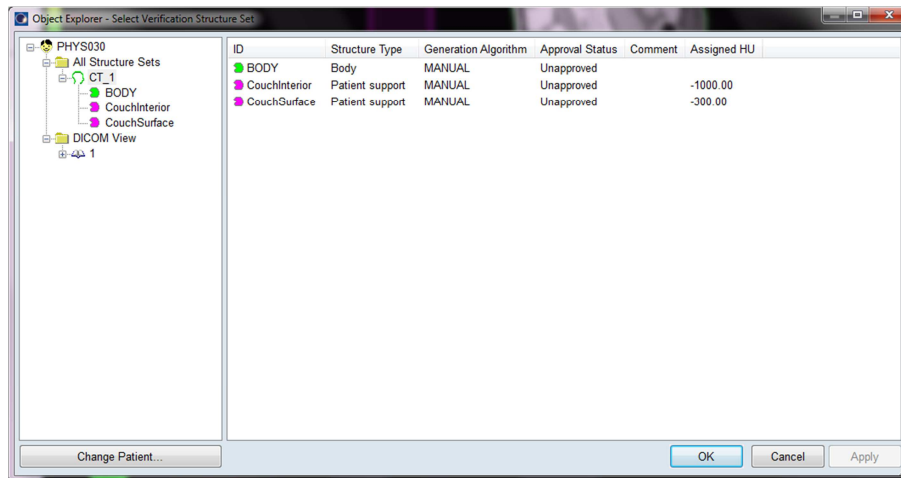


Figura 143. Ventana para seleccionar un nuevo maniquí sobre el que crear el plan de verificación.

Una vez llegado a este punto, el procedimiento es idéntico al que se sigue para crear los planes de verificación sobre el detector de imagen portal.

La siguiente ventana que aparece permite modificar alguno de los parámetros iniciales del plan de tratamiento, los cuales son:

- Modificar el valor del ángulo del gantry para todos los campos de tratamiento a uno fijo.
- Modificar el valor del ángulo del colimador para todos los campos de tratamiento.
- Modificar el valor del ángulo de mesa para todos los campos de tratamiento.
- Asignar una tabla de tolerancias.

Los detalles y pormenores de cada opción ya han sido explicados en el punto anterior cuando se describe la creación del plan de verificación sobre el detector de imagen portal.

Por último nos pregunta si deseamos incluir todos los campos de tratamiento en un único plan o crear un plan de verificación para cada campo (Figura 140).

Una vez completados todos los pasos el planificador calcula de forma automática el plan de verificación. El plan de verificación se crea con el mismo nombre que el plan de tratamiento, pero entrando en la ventana de propiedades del plan podemos cambiar el nombre. Como código de buena praxis incluimos el sufijo “Map” o “Abs” para identificar los planes de verificación creados sobre el MapCHECK 2 o para la verificación de dosis en un punto respectivamente.



## Anexo 2: Adecuación y preparación del plan de verificación

Una vez creado el plan de verificación es necesario aprobarlo. El usuario que apruebe ese plan ha de tener los derechos administrativos necesarios para realizar esa acción.

La aprobación se realiza seleccionando con el botón derecho del ratón el plan de tratamiento que se desea aprobar y seleccionando *Plan Approval* → *Planning Approved*.

Acto seguido aparece una ventana donde nos permite seleccionar diferentes elementos previos a la aprobación del plan. En la Figura 144 puede verse como el sistema de planificación nos permite seleccionar si queremos que algunas de las estructuras que integran el Set de estructuras de un paciente, no se visualicen durante la verificación del posicionamiento del paciente. Otra opción que nos permite es editar la distancia fuente superficie (SSD) si no se modifica ningún campo, el sistema coge los valores con los que se ha realizado la planificación.

Los dos elementos más importantes de esta ventana son los siguientes: en primer lugar podemos asignar un factor de tiempo a cada haz, este factor es necesario para poder administrar los diferentes campos de tratamiento. En segundo lugar podemos (si no se ha hecho previamente) crear las radiografías digitalmente reconstruidas (RDR) de cada campo para su posterior utilización en la verificación de la posición del paciente. En el caso de los planes de verificación esto no es necesario, ya que no se verifica posición del paciente, únicamente se dispara dicho plan.

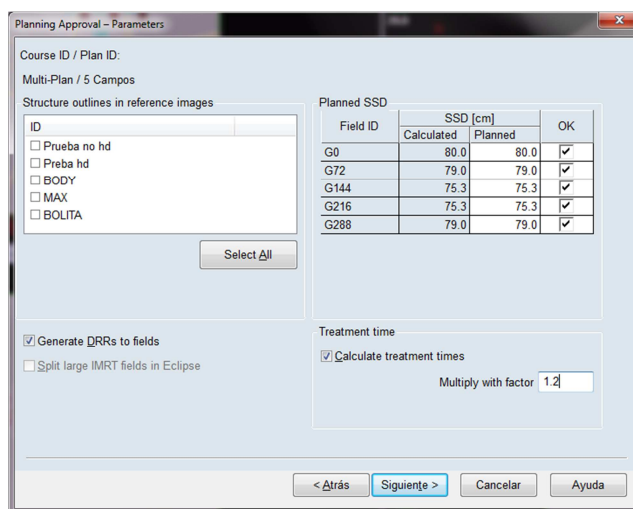


Figura 144. Ventana donde se seleccionan los parámetros para la aprobación del plan.

Una vez seleccionadas todas las opciones deseadas lo único que queda es aprobar el plan de verificación mediante el usuario y la contraseña, esto se realiza en la ventana que puede verse en la Figura 145.

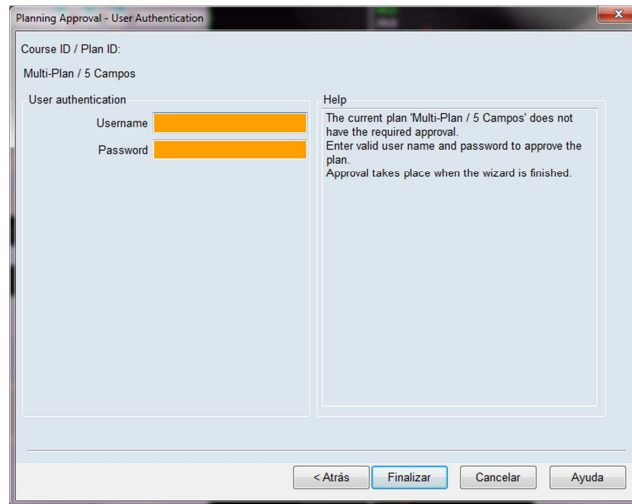


Figura 145. Ventana donde se introduce el usuario y la contraseña con el fin de aprobar un plan de verificación.

Tras la aprobación del plan es necesario programar el plan de tratamiento dentro de la red interdepartamental para que este pueda ser disparado en el acelerador.

Esta programación se realiza desde la aplicación “Plan Scheduling” Figura 146. Para ello hay que elegir el curso que contiene los planes de verificación, una vez hecho esto se debe programar las sesiones de los diferentes planes de verificación.

Con todo esto, el plan de verificación está listo para ser disparado con el acelerador.

Para los planes de verificación no es necesario aprobar el tratamiento, simplemente aprobar la planificación. Este paso se realizaría seleccionando la opción “Approve...” que se puede ver en la Figura 146.



Plan Parameters | Reference Points | Treatment Preparation | **Plan Scheduling** | Appointment Scheduling | RT Summary

Plan Scheduling Course: VERIFICACIÓN - Active Planning & Treatment Approved Plans

Plan	Status	Volume	Fractionation	Total Dose [Gy]	Planned fraction dose [Gy]	Progress	(Delay)	Fraction Pattern	Approval
<input checked="" type="checkbox"/> PTV 80_Abs	Planning Approved	Phantom	F1	2,144	2,144	0 / 1 (1)	0	1 2 3 4 5 6 7	Schedule Approve...
<input checked="" type="checkbox"/> PTV 80_Port	Planning Approved	Phantom	F1	2,000	2,000	0 / 1 (1)	0	1 2 3 4 5 6 7	Schedule Approve...
<input checked="" type="checkbox"/> PTV80 PDPC	Planning Approved	Phantom	F1	2,000	2,000	0 / 1 (1)	0	1 2 3 4 5 6 7	Schedule Approve...

Manual Scheduling Show/Hide Images Insert Remove Cut Copy Paste Add Imaging Edit

Scheduled Fractions

- PTV 80\_Abs
  - Imaging
    - G255
    - G315
    - G45
    - G105
    - G180
- PTV 80\_Port
  - Imaging
    - G255
    - G315
    - G45
    - G105
    - G180
- PTV80 PDPC
  - Imaging
    - G180
    - G105
    - G45

Fraction (active)  
  Fraction (completed)  
  Multiple fractions  
  Image (active)  
  Image (acquired)  
  KV Image  
  Movie  
 Fraction (inactive)  
  Fraction with imaging  
 Fraction (partial)  
 Image (inactive)  
 MV Image  
 PortFilm  
 CBCT

Figura 146. Programa Plan Scheduling. En él se pueden programar las sesiones de tratamiento y asignar las diferentes plantillas de imagen.



### Anexo 3: Disparo y Adquisición del plan de verificación

Desde la unidad de tratamiento se inicia la aplicación “Treatment” la cual se emplea para cargar los planes de tratamiento y transferir la información de los diferentes parámetros del plan de tratamiento desde la red interdepartamental al acelerador.

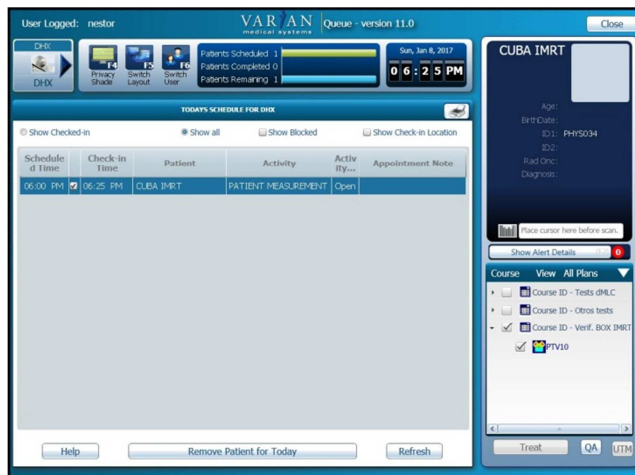


Figura 147. Aplicación donde figura todo el listado de pacientes que tienen cita de tratamiento el día en curso.

La aplicación dispone de una cola donde figuran todos los pacientes con citas de tratamiento ese día. Tal y como puede verse en la Figura 147 hay un paciente en la lista de tratamiento, para cargar su tratamiento y tratar al paciente se seleccionaría la opción “TREAT”, para disparar un plan de verificación se selecciona la opción “QA”, la cual carga el plan de verificación y permite dispararlo, pero no guarda ningún registro de la dosis administrada (Estas dos opciones pueden verse en la esquina inferior derecha de la Figura 147). Esto se traduce en que al paciente que estamos verificando únicamente le figurará en su informe dosimétrico las dosis acumuladas por las diferentes sesiones de tratamiento, independientemente de la cantidad de verificaciones que se hayan disparado.

Como se trata de un modo que no queda registro de la dosis al cargar el paciente el sistema solicita que un usuario con los derechos suficientes autorice ese disparo.

En la Figura 148 puede verse el paciente cargado en modo QA para disparar su verificación con el EPID. En la Figura 149 puede verse el paciente cargado en modo QA para disparar su verificación con el MapCHECK 2. Ambas imágenes se corresponden con los planes de verificación creados a partir del mismo plan de tratamiento.

En el caso del plan del EPID se ve en la esquina inferior derecha las posiciones del detector, ubicándose en la columna de la izquierda las posiciones planificadas y en la columna de la derecha las reales del dispositivo. Así como un símbolo en cada uno de los campos que indica que se le ha asignado una plantilla de adquisición de imagen.

En el centro de la imagen se ven los diferentes parámetros del plan de tratamiento, tales como: Energía, técnica, tasa de dosis, tamaño de campo, ángulo de colimador, ángulo de gantry, etc.

Por último en la esquina superior derecha se ve las posiciones de las mordazas y de las diferentes láminas del MLC.

QA Mode

ADVERTENCIA: Este modo no está indicado para su uso en tratamientos clínicos, ya que no registra la dosis.

	Plan	Real		Plan	Real		Plan	Real
Técnica	Estática	*****	Rot col(Grad)	0.0	0.0	MLC	Dinámico	
Energía (MV,MeV)	6X	*****	Campo Y(cm)		12.0	Camila Vrt(cm)		16.6
Tasa dosis (MU/min)	600	*****	Campo X(cm)		12.0	Camila Lng (cm)		19.4
MU(MU)	137	*****	Rot Gantry (Grad)	0.0	0.0	Camila Lat(cm)		0.8
Tiempo(min)	0.46	*****				Camila Rot (Grad)	0.0	0.0
Tabla de tolerancias	T1					SSD(cm)		
Accesorio	NoAccy	NoAccy	Y1(cm)	4.8		Vrt un. im. (cm)	0.0	0.0
			Y2(cm)	4.8		Long un. im. (cm)	0.0	0.0
			X1(cm)	5.5		Lat un. im. (cm)	0.0	0.0
			X2(cm)	5.5				
			Bolo					

Figura 148. Aplicación mediante la cual se cargan los pacientes y se administran sus tratamientos. En este caso la aplicación se ha iniciado en modo QA y hay cargado un plan de verificación usando el EPID.

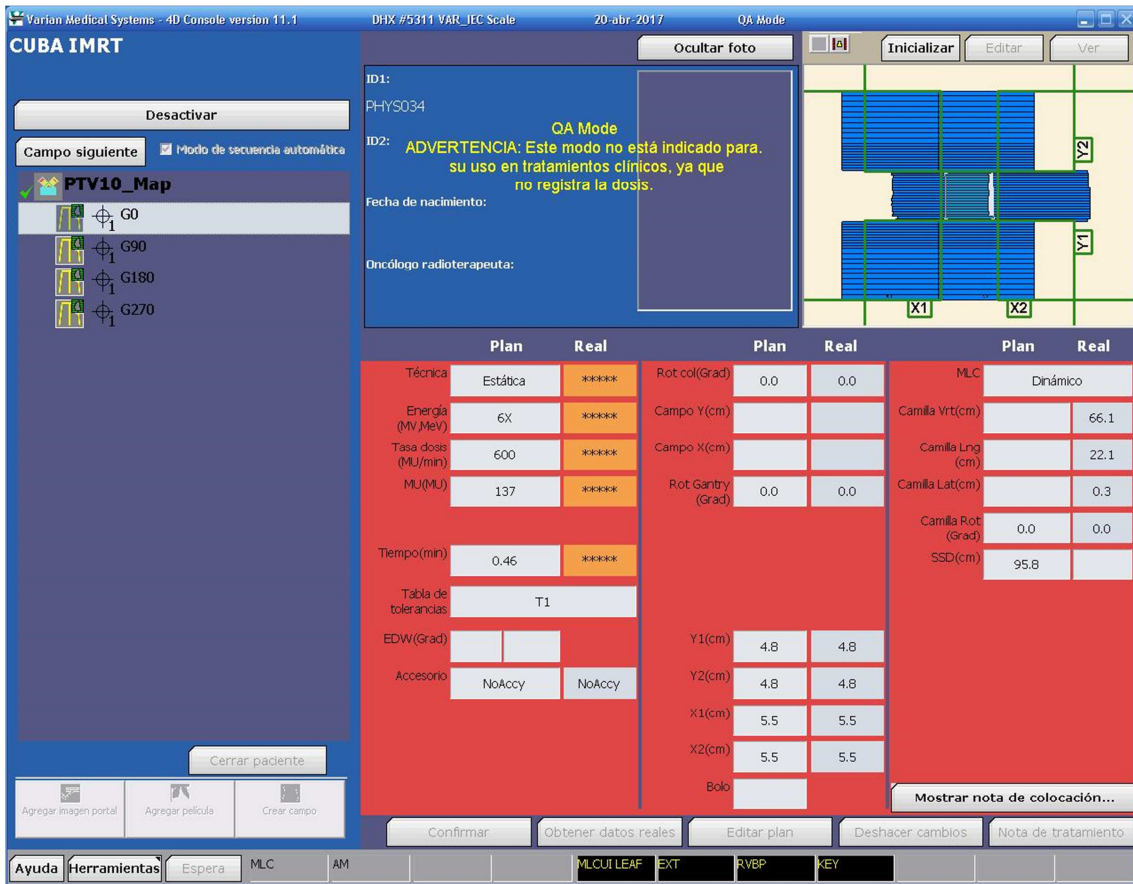


Figura 149. Aplicación mediante la cual se cargan los pacientes y se administran sus tratamientos. En este caso la aplicación se ha iniciado en modo QA y hay cargado un plan de verificación usando el MapCHECK 2.

En la Figura 150 se ven las posiciones de las láminas en diferentes momentos de tratamiento.

- Antes de iniciar el disparo del campo de tratamiento.
- Durante el disparo del campo de tratamiento.
- Justo al finalizar el disparo del campo de tratamiento.

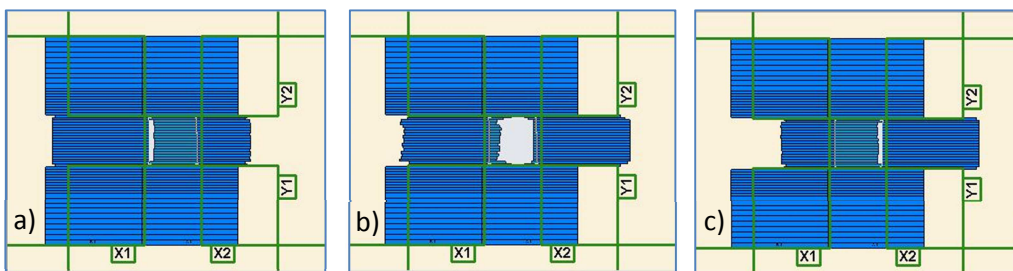


Figura 150. Visualización del MLC durante un tratamiento de IMRT dinámica.

Una vez finalizada la adquisición del primer campo se continúa con el siguiente, y así con todos los campos de tratamiento que tenga el plan.

Automáticamente las imágenes son almacenadas para su posterior análisis.



## **Anexo 4: Abreviaturas**

AAPM: American Association of Physicists in Medicine

CBCT: Cone Beam Computed Tomography

DFD: Distancia Fuente Detector

DPI: Dots Per Inch

ECD: Eficiencia Cuántica de Detección

EPID: Electronic Portal Imaging Device

ERI: Estado de Referencia Inicial

ESF: Edge Spread Function

FFF: Flattening Filter Free

IAS: Image Acquisition System

IDU: Image Device Unit

IMF: Isocentric Monture Fixure

IMRT: Radioterapia de intensidad modulada

LSF: Line Spread Function

MLC: Multileaf Collimator

MTF: Optical Transfer Function

OTF: Optical Transfer Function

PC: Personal Computer

PMMA: Polimetilmetacrilato

PSF: Point Spread Function

ROI: Region of Interest

SID: Source Imager Distance

SNR: Signal Noise Ratio

TAC: Tomografía Axial Computarizada

UM: Unidades Monitor

VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy





## Bibliografía

1. OMS. Estadísticas Sanitarias Mundiales. 2012. ISBN: 978 92 4 356444 9.
2. Mackie TR, Kapatoes J, Ruchala K, Lu W, Wu C, Olivera G, et al. Image guidance for precise conformal radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*. 2003;(56).
3. Mageras GS, Yorke E. Deep inspiration breath hold and respiratory gating strategies for reducing organ motion in radiation treatment. *Seminars in Radiation Oncology*. 2004;(14).
4. Herman MG. Clinical Use of Electronic Portal Imaging. *Seminars in Radiation Oncology*. 2005;(15).
5. Jaffray DA. Emergent technologies for 3-dimensional image-guided radiation delivery. *Seminars in Radiation Oncology*. 2005;(15).
6. Delaney G, Jacob S, Featherstone C, Barton M. The role of radiotherapy in cancer treatment: estimating optimal utilization from a review of evidence-based clinical guidelines. *Cancer*. 2005;(104).
7. Perez CA, Brady LW, Halperin EC. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. 5th edition. 2007.
8. Lamanna E, Gallo A, Russo F, Brancaccio R, Soriani A, Strigari L. Intra-Operative Radiotherapy with Electron Beam, Modern Practices in Radiation Therapy. 9789535104278th ed.: InTech; 2012.
9. Hongtrom KR, Almond PR. Review of electron beam therapy physics. *Physics in Medicine and Biology*. 2006;(51).
10. Attix FH. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry New York: John Wiley & Sons; 1986.
11. Knoll GF. Radiation detection and measurement Glen F, editor. New York: Wiley; 2000.
12. Massa JM. Optimización del Cálculo del Efecto Fotoeléctrico en dosis de Radioterapia. 2008. Tesis de Máster, Facultad de Ciencias Exactas - Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires.
13. Pacheco M. Efectos de la dispersión múltiple en la simulación realista de aceleradores lineales de uso clínico. 2009. Universidad de Navarra. Tesis Doctoral.
14. Webb S. The Physics of Conformal Radiotherapy: Advances in Technology. 1997. Taylor & Francis.

15. Medina A. Influencia de la contaminación de electrones en la dosimetría de haces de fotones de uso clínico. 2005. Universidad de Granada. Tesis Doctoral.
16. Varian Medical Systems. TrueBeam Brochure. 2008..
17. Rana S, Rogers K, Pokharel S, Lee T, Reed D, Biggs C. Acuros XB Algorithm vs. Anisotropic Analytical Algorithm: A Dosimetric Study Using Heterogeneous Phantom and Computed Tomography (CT) Data Sets of Esophageal Cancer Patients. *Journal of Cancer Therapy*. 2013;(4).
18. El Hage L, James C, Frantzis J, Li R, Sheshadri V. Dosimetric Comparison: Acuros XB vs AAA. 2010. *Epworth Radiation Oncology*.
19. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical Physics*. 2008;(35).
20. Van Esch A, Bohsung J, Sorvari P, Tenhunen M, Paiusco M, Iori M, et al. Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: Experience from five radiotherapy departments. *Radiotherapy and Oncology*. 2002;(65).
21. Kim S, Akpati HC, Kielbassa JE, Li JG, Liu C, Amdur RJ, et al. Evaluation of intrafraction patient movements for CSN and head & neck IMRT. *Medical Physics*. 2004;(31).
22. Brualla L. Dosimetría y verificación de tratamientos en Radioterapia: Intercomparación de soluciones existentes y desarrollo de soluciones basadas en cámaras de ionización líquida. 2015. Tesis Doctoral.
23. Aldelaijan S, Alzorkany F, Mofteh B, Buzurovic I, Seuntjens J, Tomic N. Use of a control film piece in radiochromic film dosimetry. *Medical Physics*. 2016;(32).
24. Hassani H, Nedaie HA, Zahmatkesh MH, Shirani K. A dosimetric study of small photon fields using polymer gel and Gafchromic EBT films. *Medical Dosimetry*. 2014;(39).
25. Butson MJ, Yu PKN, Cheung T, Metcalfe P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. *Materials Science and Engineering*. 2003;(R41).
26. Arráns R, Miras H, Ortiz-Seidel M, Terron JA, Macias J, Ortiz-Lora A. Dosimetría con películas radiocrómicas. *Revista de Física Médica*. 2009;(10).
27. Devic S. Radiochromic film dosimetry: past, present, and future. *Medical Physics*. 2011;(27).
28. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*. 1998;(25).

29. Harms WB, Low DA, Wong JW, Purdy JA. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Medical Physics*. 1998;(25).
30. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *International Journal of Radiation Oncology Biology & Physics*. 1993;(26).
31. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL. Radiochromic film dosimetry, AAPM 62, TG 55. *Medical Physics*. 1998;(25).
32. Gafchromic. GAFCHROMIC® EBT Self-developing film for radiotherapy dosimetry. 2005. Manual del fabricante.
33. Gafchromic. GAFCHROMIC® EBT2 Scan Handling Guide. 2009. Manual del fabricante.
34. Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Kirov AS, Schmidlein RC. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Medical Physics*. 2005;(32).
35. Todorvic W, Fischer M, Cremers E, Schmidt R. Evaluation of EBT GafChromic film for external beam dose verification. *Medical Physics*. 2006;(33).
36. Devic S, Aldelaijan S, Mohammed H, Tomic N, Liang LH, DeBlois F. Absorption spectra time evolution of EBT-2 model GAFCHROMIC™ film. *Medical Physics*. 2010;(37).
37. Jan Seuntjens Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, Anglesio S, Giglioli FR, Calamia E. Clinical use of EBT model GafChromic (TM) film in radiotherapy. *Medical Physics*. 2006;(33).
38. Lynch BD, Kozelka J, Ranade MK, Li JG, Simon WE, Dempsey JF. Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC (R) film. *Medical Physics*. 2006;(33).
39. Fuss ME, Sturtewagen EC, De Wagter C, Georg D. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Physics in Medicine and Biology*. 207;(52).
40. Alan T, Kairn T, Kenny J. Evaluation of a Gafchromic EBT2 film dosimetry system for radiotherapy quality assurance. *Australasian Physical and Engineering Science in Medicine*. 2011;(34).
41. Aldelaijan S, Devic S, Mohammed H, Tomic N, Liang L, DeBlois F. Evaluation of EBT-2 model GAFCHROMIC film performance in water. *Medical Physics*. 2010;(37).
42. Sutherland JGH, Rogers DWO. Monte Carlo calculated absorbed-dose energy dependence of EBT and EBT2 film. *Medical Physics*. 2010;(37).

43. Sankar A, Ayyangar KM, Nehru N, Kurup PG, Murali V, Enke CA. Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity-modulated radiation therapy dose distribution verification. *Medical Dosimetry*. 2006;(31).
44. Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Weak energy dependence of EBT GafChromic film dose response in the 50 kVp-10 MVp X-ray range. *Applied Radiation and Isotopes*. 2006;(64).
45. Rink A, Vitkin IA, Jaffray DA. Energy dependence (75 kVp to 18 MV) of radiochromic films assessed using a real-time optical dosimeter. *Medical Physics*. 2007;(34).
46. Chiu-Tsao S, Ho Y, Shankar R, Wang L, Harrison LB. Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies. *Medical Physics*. 2005;(32).
47. Carrasco MA, Perucha M, Luis FJ, Baeza M, Herrador M. A comparison between radiochromic EBT2 film model and its predecessor EBT film model. *Physica Medica*. 2013;(29).
48. Mayer RR, Ma F, Chen Y, Miller RI, Belard A, McDonough J. Enhanced dosimetry procedures and assessment for EBT2 radiochromic film. *Medical Physics*. 2012;(39).
49. Micke A, Lewis DF, Yu X. Multichannel film dosimetry with non uniformity correction. *Medical Physics*. 2011;(38).
50. Lewis DF, Micke A, Yu X, Chang MF. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. *Medical Physics*. 2012;(39).
51. Gafchromic. [Online].; 2016. Available from:  
<http://www.ashland.com/products/gafchromic-radiotherapy-films>.
52. Yu PKN, Butson M, Cheung T. Does mechanical pressure on radiochromic film affect optical absorption and dosimetry? *Australasian Physical and Engineering Science in Medicine*. 2006;(29).
53. Rink A, Lewis DF, Varma S, Vitkin IA, Jaffray DA. Temperature and hydration effects on absorbance spectra and radiation sensitivity of a radiochromic medium. *Medical Physics*. 2008;(35).
54. Grafchromic. EBT3 Specifications. 2015..
55. Brown TA, Hogstrom KR, Alvarez D, Mathews KL, Ham K, Dugal JP. Dose-response curve of EBT, EBT2, and EBT3 radiochromic films to synchrotron-produced monochromatic x-ray beams. *Medical Physics*. 2012;(39).
56. Pai S, Das JJ, Dempsey JF, Lam KL, LoSasso TJ, Olch AJ, et al. TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Medical Physics*. 2007;(34).

57. Ferreira BC, Lopes MC, Capela M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT film for radiation dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*. 2009;(54).
58. Van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. Accurate dosimetry with GafChromic EBT film of a 6MV photon beam in water: What level is achievable? *Medical Physics*. 2008;(35).
59. Zeidan OA, Stephenson SAL, Meeks SL, Wagner TH. Characterization and use of EBT radiocromic film for IMRT dose verification. *Medical Physics*. 2006;(33).
60. Martisikova M, Ackerman B, Jäkel O. Anslsysis of uncertainties in Gafchromic EBT film dosimetry of photon beams. *Physics in Medicine and Biology*. 2008;(53).
61. Fiandra C, Ricardi U, Regona R, Anglesio S, Romana F, Calamia E, et al. Clinical use of EBT model Gafchromic film in radiotherapy. *Medical Physics*. 2006;(33).
62. Bouchard H, Lacroix F, Beudoin B, Carrier JF, Kawrakow I. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Medical Physics*. 2009;(36).
63. Renade MK, Li JG, Dubose RS, Kozelka J, Simon WE, Dempsey JF. A prototype quantitative film scanner for radiochromic film dosimetry. *Medical Physics*. 2008;(35).
64. Cheung T, Martin J, Butson MJ, Yu PKN. Independence of calibration curves for EBT Gafchromic films of the size of high-energy X-ray fields. *Applied Radiation and Isotopes*. 2006;(64).
65. Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, Podgorsak EB, Soares C. G. , Kirov AS. Dosimetric properties of improved Gafchromic films for seven different digitizers. *Medical Physics*. 2004;(31).
66. Ramani R, Lightstone AW, Mason DLD. The use of radiochromic film in treatment verification of dynamic stereotactic radiosurgery. *Medical Physics*. 1994;(21).
67. Lewis D, Devic S. Correcting scan-to-scan response variability for a radiochromic film-based reference dosimetry system. *Medical Physics*. 2015; 10(42).
68. AAPM. Clinical use Of Electronic Portal Imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Medical Physics*. 2001 May; 28(5).
69. Hyun Song K, Chin Snyder K, Kim J, Li H, Ning W, Rusnac R, et al. Characterization and evaluation of 2.5 MV electronic portal imaging for accurate localization of intra- and extracranial stereotactic radiosurgery. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2016; 17(4).
70. Gräfe JL, Owen J, Villareal-Barajas JE, Khan RFH. Characterization of a 2.5 MV inline portal imaging beam. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2016; 17(5).

71. van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging. *Radiotherapy and Oncology*. 2008; 88(3).
72. Kirby MC, Glendinning AC. Developments in electronic portal imaging systems. *The British Journal of Radiology*. 2006; 79.
73. Antonuk LR. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *Physics in Medicine and Biology*. 2002; 47.
74. SEFM. Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) Madrid; 2013.
75. Wowk B, Radcliffe K, Leszczynski W, Shalev S, Rajapakshe R. Optimization of metal/phosphor screens for on-line portal imaging. *Medical Physics*. 1988 February; 21(2).
76. Motz JW, Danos M. Image information content and patient exposure. *Medical Physics*. 1978 May; 5(1).
77. Ferrer Soria A, Ros Martinez E. Física de partículas y de astropartículas: Publicaciones de la Universidad de Valencia; 2005.
78. Rogers DW. Fluence to dose equivalent conversion factors calculated with EGS3 for electron from 100 keV to 20 GeV and photons from 11 keV to 20 GeV. *Health Physics*. 1984 Abril; 46(4).
79. Doi K, Holje G, Loo , Chan , Sandrik JM, Jennings RJ, et al. MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems. Bureau of Radiological Health. 1982 Febrero; 82.
80. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams; 2012.
81. WokW B, Shalev S. Thick phosphor screens for on-line portal imaging. *Medical Physics*. 1994 Agosto; 21(8).
82. Swank R. Measurement of absorption and noise in an x-ray image intensifier. *Journal of Applied Physics*. 1974; 45.
83. Munro P. *Imaging with High energy radiation beams*. 1990. Ph.D. Thesis.
84. Munro P, Rawlinson JA, Fenster A. Therapy imaging: a signal-to-noise analysis of a fluoroscopic imaging system for radiotherapy localization. *Medical Physics*. 1990 Mayo; 17(5).
85. Munro P, Rawlinson JA, Fenster A. Therapy imaging: a signal-to-noise analysis of metal plate/film detectors. *Medical Physics*. 1987 Junio; 14(6).

86. Bissonnette JP, Cunningham IA, Jaffray DA, Fenster A, Munro P. A quantum accounting and detective quantum efficiency analysis for video-based portal imaging. *Medical Physics*. 1997 Junio; 24(6).
87. Munro P, Rawlinson JA, Fenster A. A digital fluoroscopic imaging device for radiotherapy localization. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 1990 Marzo; 18(3).
88. Ishida M, Doi K, Loo LN, Metz CE, Lehr JL. Digital image processing: effect on detectability of simulated low-contrast radiographic patterns. *Radiology*. 1984 Febrero; 150(2).
89. Varian Medical Systems. On-Board Imager (OBI) Maintenance Manual Palo Alto, CA; 2008.
90. Varian Medical Systems. PortalVision IAS3 as500-II / as1000 Installation Product Acceptance. 2011. Palo Alto, CA.
91. Herman MG, Balter JM, Jaffray DA, McGee KP, Munro P, Shalev S, et al. Clinical Use of Electronic Portal Imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. In ; 2001; Salt lake City. p. 45.
92. Skrzynski W, Reilly AJ, Thwaites DI, Bulski W. EPID Image Quality: Las Vegas phantom as an objective tool. In ; 2005; Warsaw. p. 2.
93. SEFM. Fundamentos de Física Médica. Volumen 3 Madrid; 2012.
94. McDermott LN, Louwe RJW, Sonke JJ, Van Herk MB, Mijnheer BJ. Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Medical Physics*. 2004 February; 2(31).
95. Winkler P, Hefner A, Georg D. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID. *Medical Physics*. 2005 October; 10(32).
96. Boellaard R, Van Herk M, Mijnheer BJ. The dose response relationship of a liquid-filled electronic portal imaging device. *Medical Physics*. 1996 September; 23(9).
97. Munro P, Boui DC. X-ray quantum limited portal imaging using amorphous silicon flat-panel arrays. *Medical Physics*. 1998 May; 25(5).
98. Chinillach Ferrando N, Tortosa Oliver R, Ruiz Morales C. Estudio para la selección de la distancia fuente detector idónea para verificaciones de IMRT. 2017. V Congreso SEFM-SEPR.
99. Grzadziel A, Smolinska B, Rutkowski R, Slosarek K. EPID dosimetry – configuration and pre-treatment IMRT verification. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*. 2007;(12).

100. McDermott LN, Wendling M, Van Asselen B, Stroom J, Sonke JJ, Van Her M, et al. Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT pre-treatment dose verification. *Medical Physics*. 2006;(33).
101. Rowshanfarzad P, McCurdy BM, Sabet M, Lee C, O`Connor DJ. Measurement and modeling of the effect of support arm backscatter on dosimetry with a varian EPID. *Medical Physics*. 2010;(37).
102. King BW, Greer PB. A method for removing arm backscatter from EPID images. *Medical Physics*. 2013;(40).
103. Zdenka K, Greer PB, Monville M. An improved Monte-Carlo model of the Varian EPID separating support arm and rear-housing backscatter. IOP Publishing. 2014.
104. Sumida I, Yamaguchi H, Kizaki H, Koizumi M, Ogata T, Takahashi Y, et al. Quality assurance of MLC leaf position accuracy and relative dose effect at the MLC abutment region using an electronic portal imaging device. *Journal of Radiation Research*. 2012 September; 53(5).
105. Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Medical Physics*. 1995 May; 22(5).
106. Kirby C, Sloboda R. Comprehensive Monte Carlo calculation of the point spread function for a commercial a-Si EPID. *Medical Physics*. 2005 April; 32(4).
107. Parents L, Seco J, Evans PM, Fielding A, Dance DR. Monte Carlo modeling of a-Si EPID response: The effect of spectral variations with field size and position. *Medical Physics*. 2006 December; 33(12).
108. Greer PB. Correction of pixel sensitivity variation and off-axis response for amorphous silicon EPID dosimetry. *Medical Physics*. 2005 December; 32(12).
109. Varian Medical Systems. Installation And Verification Of The Portal Dosimetry Pre-Configuration Package 1.0. 2014. Palo Alto, CA.
110. AAPM. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures : Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics*. 2008 September; 35(9).
111. SEFM. Control de Calidad en Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes. 2005..
112. Chinillach Ferrando N, Tortosa Oliver R, Ruiz Morales C. Evaluación del nuevo algoritmo de Varian para la dosimetría portal. 2017. V congreso SEFM-SEPR.
113. Ministerio de Sanidad y Consumo. REAL DECRETO 1566/1998. 1998. RD por el cual se



establecen los criterios de calidad en radioterapia.

114. Mildenberger P, Eichelberg M, Martin E. Introduction to the DICOM standard. *European Radiology*. 2002 April; 12(4).
115. Sonke JJ, Ploeger LS, Brand B, Smitsmans MHP, Van Hert M. Leaf trajectory verification during dynamic intensity modulated radiotherapy using an amorphous silicon flat panel imager. *Medical Physics*. 2004 February; 31(2).
116. Baker SJK, Budgell GJ, MacKay RI. Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration. *Physics in Medicine and Biology*. 2005; 50(7).
117. Chui CS, Spirou S, LoSasso T. Testing of dynamic multileaf collimation. *Medical Physics*. 1996 May; 23(5).
118. Tortosa Oliver R, Chinillach Ferrando N, Soler Catalán P, Morales Marco JC, Andreu Martinez FJ. Evolution of QA Program for dynamic MLC in volumetric modulated arc therapy based on EPID portal dosimetry. 2013. 33 ESTRO.
119. Watts RJ. Evaluation of a diode detector array for use as a linear accelerator QC device. *Medical Physics*. 1998 May; 25(5).
120. Amerio S, Boriani A, Bourhaleb F, Cirio R, Donetti M, Fidanzio A, et al. Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber. *Medical Physics*. 2004 February; 31(31).
121. Stasi M, Giordanengo S, Cirio R, Boriani A, Bourhaleb F, Cornelius I, et al. D-IMRT verification with a 2Dpixel ionization chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer. *Physics in Medicine and Biology*. 2005;(50).
122. Letourneau D, Gulam M, Yan D, Oldham M, Wong JW. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiotherapy and Oncology*. 2004;(70).
123. Spezi E, Angelini AL, Romani F. , Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Physics in Medicine and Biology*. 2005;(50).
124. Wiezorek T, Banz N, Schwedas M, Cheithauer M, Salz H, Georg D, et al. Dosimetric Quality Assurance for intensity-modulated radiotherapy: feasibility study for a filmless approach. *Strahlentherapie und Onkologie*. 2005;(181).
125. Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, Kollhoff R, Rubbach A, Willborn KC, et al. Two-dimensional ionisation chamber arrays for IMRT plan verifications. *Physics in Medicine and Biology*. 2006;(51).
126. Zhou H, Wu C. Quantitative Evaluation and Correction of the Gantry Angular Dependence

- of mapCheck2 for Patient QA Measurement. *Medical Physics*. 2011;(38).
127. Jursinic P, Nelms B. A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radioation therapy delivery. *Medical Physics*. 2003;(30).
  128. Nelms B, Simon J. A surveyonplanar IMRT QA analysis. *Journal of Aplied Clinical Medical Physics*. 2007; 8(3).
  129. Li J, Yan G, Liu C. Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2009 April; 10(2).
  130. Li J. Comparison of two commercial detector arrays for IMRT QA. *Medical Physics*. 2007;(34).
  131. Sun Nuclear. MapCHECK 2 User's Guide. 2007. Rev N-1.
  132. IBA. MatriXXEvolution System Reference Guide. 2011..
  133. Shen J. Evaluation of Dosimetrical Verifaction of IMRTPlan Using Maocheck with Full Phantom Scatter. *Medical Physics*. 2009;(36).
  134. Malhotra HK, Liu J, Tran T, Podgorsak MB. Evaluation of a 2D Array Planar Dose Verification System for IMRT Dose Delivery. *International journal of radiation oncology biology physics*. 2007.
  135. Chan M. Evaluation of Angular Response of 2D Diode Array Detectors with Buildup Phantom. *Medical Physics*. 2009;(36).
  136. Luo W. Dosimetric Comparison of MapCheck with Monte Carlo Simulations. *Medical Physics*. 2007;(34).
  137. Chinillach Ferrando N, Tortosa Oliver R, Lorente Franco L, Morales Marco JC, Soler Catalan P. Determinación del montaje experimental idóneo para la evaluación de distribuciones bidimensionales de dosis empleando el MapCHECK. 2013. III Congreso SEFM-SEPR.
  138. Wijesooriya K, Bartee C, Siebers JV, Vedam SS, Keall PJ. Determination of maximum leaf velocity and acceleration of a dynamic multileaf collimator: Implications for 4D radiotherapy. *MedicalPhysics*. 2005;(32).
  139. Ghasroddashti E, Sawchuck S. Utility of 2D Diode Array for Electron Beam QA and Commissioning. *Medical Physics*. 2008;(35).
  140. Badkul R, Myers C. Commissioning Enhanced Dynamic Wdges Utilizing Mapcheck Device and Comparing with Film and Ion Chamber Dosimetry. *Medical Physics*. 2006;(33).
  141. Ivanova T, Kassae A. Dosimetric Comparison of Radiochromic Film and Diode Array

- Measurements for Quality Assurance of Small Fields. *Medical Physics*. 2010;(37).
142. DeBoer S, podgorsak MB, Avadhani JS, Raina S, Malhotra HK. Technical and dosimetric considerations in Imrt treatment planning for large target volumes. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2005; 6(4).
  143. Song Y. Pre.treatment Verification of Large-Fields IMRT Dose Painting Plans for Head and Neck Cancer Using a Commercial QA Device. *Medical Physics*. 2007;(34).
  144. IAEA. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos TRS-398. 2005..
  145. Andreo P. Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*. 1992;(37).
  146. Boag JW, Currant J. Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation. *The British Journal of Radiology*. 1980;(53).
  147. Weinhaus MS, Meli JA. Determining Pion, the correction factor for recombination losses in an ionization chamber. *Medical Physics*. 1984;(11).
  148. Bouchard H, Seuntjens J. Ionization chamber-based reference dosimetry of intensitymodulated radiation beams. *Medical Physics*. 2004;(31).
  149. Winiecki J, Morgás T, Majewska K, Drzewiecka B. The gamma evaluation method as a routine QA procedure of IMRT. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*. 2009;(14).
  150. Depuydt T, Van Esch A, Pierre D. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiotherapy and Oncology*. 2002;(62).
  151. Ahmed M. Dosimetric Evaluation of a New Two-Dimensional Diode Matrix System for IMRT Planning Validation. *Medical Physics*. 2009;(36).
  152. Ghasroddashti E, Sawchuck S. Dose Verification using a 2D diode array (Mapcheck) for electron beam modeling, QA and patient customized cutouts. *Medical Physics*. 2008;(35).
  153. Yang C. Proposed Pass/fail criteria for IMRT Patient Specific QA. *Medical Physics*. 2006;(33).
  154. Takele T. Comparison of mapcheck and EDR2 film for IRT QA. *Medical Physics*. 2008;(35).
  155. Ivanova T, Kassae A. Verification of IMRTPlans for SRT with 2D Detector Array. *Medical Physics*. 2010;(37).

156. Luo W, Price LJ. Monte Carlo Based IMRT dose verification using mlc log files and R/V outputs. *Medical Physics*. 2006 July; 33(7).
157. Woo MK, Nico A. Impact of multileaf collimator leaf positioning accuracy on intensity modulation radiation therapy quality assurance ion chamber measurements. *Medical Physics*. 2005 May; 32(5).
158. Mu G, Ludlum E, Xia P. Impact of MLC leaf position errors on simple and complex IMRT plans for head and neck cancer. *Physics in Medicine and Biology*. 2008 January; 53(1).
159. Bhardwaj AK, Kehwar TS, Chakervati SK, Oinam AS, Sharma SC. Dosimetric and qualitative analysis of kinetic properties of millennium 80 multileaf collimator system for dynamic intensity modulated radiotherapy treatments. *Journal of cancer research and therapeutics*. 2007 January; 3(1).
160. Ko L, Kim JO, Siebers JV. Investigation of the optimal backsatter for an aSI electronic portal imaging device. *Physics in Medicine and Biology*. 2004; 49.
161. Siebers JV, Kim JO, Ko L, Keall PJ. Monte Carlo computation of dosimetric amorphous silicon electronic portal images. *Medical Physics*. 2004 July; 37(7).
162. Moore JA, Siebers JV. Verification of the optimal backsactter for an a-Si electronic portal imaging device. *Physics in Medicine and Biology*. 2005; 50.
163. Li J. Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance. *JACMP*. 2009; 10(2).
164. Spezi E, Angelini AL, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Physics in Medicine and Biology*. 2005;(50).
165. Salvat F, Fernández Varea J, Sempau J. PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, en *Workshop Proceedings*. 2006. Barcelona, Spain.
166. Rose A. A unified approach to the performance of photographic film, television pickup tubes, and the human eye. *Journal of the Society of Motion Picture Engineers*. 1946;(47).
167. Sun Nuclear. *MapCHECK Reference Guide*. 2008..