



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA



Centro de Control de Cáncer Ltda.
Tecnología avanzada para el manejo integral del cáncer

Caracterización y Comisionamiento de un Sistema de Imágenes Portales para Verificación Pre-tratamiento en Radioterapia de Intensidad Modulada

Omar Enrique Naizzir Olave

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias. Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2014

Caracterización y Comisionamiento de un Sistema de Imágenes Portales para Verificación Pre-tratamiento en Radioterapia de Intensidad Modulada

Omar Enrique Naizzir Olave

Trabajo final de maestría presentado como requisito para optar al título de:

Magíster en Física Médica

Director:

MSc. Físico, Jaider Vásquez Mejía

Codirectora:

PhD. Física, Luz Stella Veloza Salcedo

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias. Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2014

**“Tanto más crece el esfuerzo,
cuanto más consideramos la
grandeza de lo emprendido.”**

Séneca.

*A mis padres, que no han dejado de
apoyarme en mi carrera ni un solo instante.*

Agradecimientos

Agradezco con cariño a *Lizeth Andrea Rojas Herrera*, por todos los cuidados y atenciones que me brindó durante mi estadía en Bogotá. Y muy especialmente, a *Yenny Andrea Acevedo Vergara*, por su valiosísima colaboración y compañía en las mediciones que desarrollé para efectos de este trabajo.

Resumen

Las características dosimétricas de un dispositivo electrónico de imágenes portales (EPID, por sus siglas en inglés) *PortalVision aS500*, instalado en el acelerador lineal iX 4034 del Centro de Control de Cáncer en Bogotá, Colombia, fueron estudiadas en el presente trabajo, así como el sistema *Portal Dosimetry* fue configurado para realizar verificaciones pre-tratamiento de planes de IMRT. La respuesta del dispositivo resultó ser reproducible, ajustarse bastante bien al comportamiento lineal, y ser independiente de la tasa de dosis como predicen estudios previos. El sistema exhibe señales residuales de imágenes anteriores próximas en el tiempo y una demora en la formación de la imagen sin repercusiones significativas en la imagen. La señal del detector aumenta con las dimensiones del tamaño de campo irradiado, como resultado del incremento en la radiación dispersa. Las imágenes dosimétricas parecen ser ligeramente afectadas por la angulación del gantry, especialmente en posiciones cercanas a los 180°. El EPID registra una respuesta rápida y adecuada a los cambios en la velocidad de las hojas. El algoritmo de predicción de imágenes portales ha sido configurado satisfactoriamente y el *Portal Dosimetry* ha mostrado ser una herramienta fácil y eficaz para la verificación pre-tratamiento de planes de radioterapia de intensidad modulada, aunque con algunas limitaciones.

Palabras clave: *imagen portal, IMRT, verificación pre-tratamiento, EPID, caracterización dosimétrica.*

Abstract

Dosimetric properties of an *aS500 Portal Vision* electronic portal imaging device (EPID), installed over the *iX 4034* lineal accelerator of Centro de Control de Cáncer Ltda. in Bogotá, Colombia, were investigated in the present work, and the *Portal Dosimetry* system was configured in order to perform IMRT-plans pre-treatment verification. The device response showed to be reproducible, have a very suitable linear behavior, and to be dose-rate independent as in previous works. System exhibits ghosting signals of recently acquired images, and image lag with meaningless consequences for the image. Detector signal increases with irradiated field size as a result of the scatter radiation growing. Dosimetric images seem to be slightly affected by gantry position, especially in those near 180° . The EPID presents a fast and suitable response to leaf velocity changes. Portal dose image prediction algorithm has been successfully configured and the *Portal Dosimetry* software has shown to be an easy and effective tool to achieve pre-treatment verification of intensity modulated radiotherapy plans, although it has some limitations.

Keywords: *Portal image, IMRT, pre-treatment verification, EPID, dosimetric characterization.*

Contenido

1.	Introducción	1
2.	Objetivos	2
2.1	Objetivo general	2
2.2	Objetivos específicos.....	2
3.	Planteamiento del problema	3
4.	Justificación.....	4
5.	Antecedentes y estado actual del tema	5
6.	Marco teórico	7
6.1	Características del hardware.....	7
6.1.1	Estructura del EPID.....	7
6.1.2	Funcionamiento de la unidad de detección de imágenes (IDU).....	11
6.1.3	Descripción del sistema de adquisición de imágenes (IAS3).....	12
6.2	El método de evaluación gamma.....	13
6.3	Portal Dosimetry	15
6.3.1	Principio de acción del <i>Portal Dosimetry</i>	18
6.3.2	Calibración y comisionamiento del Portal Dosimetry.....	18
6.3.3	Cálculo de la dosis portal (PDC).....	20
6.3.3.1	Algoritmo PDC	21
6.3.3.2	Corrección con el perfil de intensidad y factor de UM	22
6.3.3.3	Factor de dispersión de maniquí.....	23
6.3.3.4	Cálculo de los datos de configuración de haz para PDC.....	23
7.	Metodología	24
7.1	Configuración del EPID y Comisionamiento del <i>Portal Dosimetry</i>	24
7.1.1	Administración de software.....	24
7.1.2	Configuración del hardware	28
7.1.3	Medición de los factores de salida	32
7.1.4	Configuración del algoritmo PDIP.....	37
7.1.5	Comisionamiento del algoritmo PDIP	43
7.2	Caracterización dosimétrica del EPID	48

7.2.1	Linealidad y ruido	48
7.2.2	Reproducibilidad	48
7.2.3	Influencia del tamaño de campo.....	48
7.2.5	Efecto de memoria (<i>Ghosting</i>)	48
7.2.6	Efecto de la demora de imagen (<i>Image Lag</i>)	49
7.2.7	Efecto de la gravedad	49
7.2.8	Influencia de la tasa de dosis.....	50
7.2.9	Efecto de la rapidez de las hojas	50
7.3	Verificación de campos de IMRT	50
8.	Resultados y discusión	51
8.1	Caracterización dosimétrica del EPID	51
8.1.1	Linealidad y ruido	51
8.1.2	Reproducibilidad	52
8.1.3	Influencia del tamaño de campo.....	53
8.1.4	Estudio de la penumbra de campo.....	54
8.1.5	Efecto de memoria (<i>Ghosting</i>)	58
8.1.6	Efecto de la demora de imagen (<i>Image Lag</i>)	61
8.1.7	Efecto de la gravedad	61
8.1.8	Influencia de la tasa de dosis.....	62
8.1.9	Influencia de la velocidad de las hojas.....	63
8.1.10	Pruebas no incluidas en el estudio.....	64
8.2	Verificación de campos de IMRT	64
9.	Conclusiones	67
10.	Referencias.....	69

1. Introducción

Los avances en las técnicas de radioterapia con haces externos han traído consigo la necesidad de incrementar la precisión en la entrega de dosis sobre los pacientes. Los procedimientos de control de calidad que se realizan antes, durante y después del tratamiento permiten incrementar el nivel de precisión requerido para un adecuado control tumoral y reducción de las complicaciones en los tejidos sanos. ^[1]

Desde que los dispositivos electrónicos de imagen portal fueron desarrollados e incluidos en el mercado junto con los aceleradores lineales como herramientas de verificación de la posición del paciente o para monitorear el movimiento de estructuras anatómicas durante los tratamientos de radioterapia, ha surgido el interés de investigar su uso con propósitos de dosimetría. ^[2] En particular, luego de la aparición de los EPIDs construidos a partir de silicio amorfo (a-Si), debido a sus convenientes características como la alta resolución de sus imágenes, el formato digital y rapidez de adquisición de las mismas, como también su potencial uso para dosimetría in vivo y 3D ^[1], su comportamiento dosimétrico ha sido explorado con buenos resultados de reproducibilidad, linealidad, entre otras características. ^[2]

El uso del sistema de imágenes portales ha sido introducido en la práctica diaria de radioterapia para la obtención de imágenes portales de los campos de tratamiento, resultando ser una herramienta versátil que permite realizar además controles de calidad adicionales del acelerador lineal y verificar tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés), disminuyendo la complejidad y costes de los mismos. ^[2] Sin embargo, la implementación rutinaria de los EPIDs en la práctica clínica para control de calidad de IMRT y verificación de tratamientos se ha limitado a un número reducido de centros en el mundo y a ningún centro hasta ahora conocido en nuestro país. Esto se debe de algún modo a la ausencia de soluciones comerciales disponibles y/o a los altos costos de las que ya existen, además del uso limitado del EPID para verificación de posicionamiento del paciente y la falta de demanda de verificaciones dosimétricas específicas para cada paciente que existe actualmente en muchos centros de radioterapia. ^[1]

En este trabajo es utilizado un método de verificación pre-tratamiento denominado *método de no-transmisión*, el cual no requiere la presencia del paciente y tiene como propósito asegurar que las fluencias de radiación sean entregadas por el acelerador en concordancia con el plan de tratamiento. Este mecanismo permite revelar errores en el movimiento y posicionamiento del MLC, verificar la correcta transferencia del plan y del desempeño mecánico y dosimétrico del acelerador lineal. ^[3]

2. Objetivos

2.1 Objetivo general

Caracterizar y comisionar un sistema de adquisición de imágenes portales del tipo *Portal Vision aS500* de la marca *Varian Medical Systems* y del software *Portal Dosimetry* de la misma marca, con el propósito de establecer su utilidad en las verificaciones pre-tratamiento en técnicas de IMRT.

2.2 Objetivos específicos

- Estudiar las características dosimétricas del EPID y evaluar la factibilidad de su uso con fines dosimétricos en el proceso de control de calidad de tratamientos de IMRT.
- Efectuar el comisionamiento del sistema *PortalVision aS500* realizando la debida configuración de hardware, así como los ajustes necesarios para la calibración de dosis del sistema y adecuación del algoritmo de cálculo.
- Adecuación del sistema *Portal Dosimetry* y ejecución de los planes de prueba para evaluar su puesta en marcha en la práctica clínica.

3. Planteamiento del problema

Debido a la variación en el tamaño, forma y posición del tumor durante una sesión de tratamiento o durante dos sesiones distintas, como también a los errores en el posicionamiento del paciente y a posibles errores en los sistemas de colimación, los cuales afectan las características del haz, verificar que cada campo de radiación sea entregado según lo planificado sigue siendo en la práctica clínica algo difícil de verificar durante el tratamiento.^[4] En especial, la radioterapia dinámica de intensidad modulada representa un reto al momento de verificar que la fluencia y por tanto, la distribución de dosis, sea entregada por el acelerador según lo deseado.

En la actualidad, una de las formas por las cuales se realiza la verificación de los planes de IMRT consiste en transferir las fluencias de cada campo hasta un maniquí de prueba y calcular posteriormente la distribución acumulada de dosis con el sistema de planificación (TPS). Estos campos pueden luego ser entregados sobre el maniquí de prueba desde el acelerador lineal, la distribución de dosis medida luego (generalmente mediante película radiográfica) y el resultado comparado con la distribución de dosis calculada en el TPS. Sin embargo, este procedimiento es largo y dispendioso, en la medida que implica tiempo y esfuerzo en los re-cálculos de los planes de IMRT, en el montaje frente al acelerador lineal, en el procesamiento y digitalización de las películas y en la comparación total de los planes.^[5]

4. Justificación

A medida que los tratamientos se vuelven más complejos, descubrir posibles errores debido a los niveles de dosis y la forma de los campos se vuelve cada vez más difícil para determinados sitios de tratamiento. Es así que con la introducción de técnicas de radioterapia más avanzadas y prescripciones de dosis mucho más altas, se incluye una serie de parámetros que generan desviaciones menos evidentes, haciendo que los errores sean más difíciles de hallar, los cuales se incrementan con la inclusión de nuevos sistemas de manejo de datos, nuevos sistemas de planificación y nuevos protocolos.^[1] En efecto, es en la radioterapia de intensidad modulada donde esto primordialmente ocurre, debido a su alta complejidad, a sus patrones de MLC dinámicos y a sus distribuciones inhomogéneas de dosis.

Tradicionalmente, las imágenes portales han sido adquiridas con películas radiográficas; sin embargo, el uso de los EPIDs con tal propósito se torna cada vez más común.^[3] Los dispositivos electrónicos de imágenes portales representan una posibilidad muy atractiva para verificaciones de IMRT debido a su formato bidimensional y digital,^[5] lo cual implica que las imágenes están disponibles de manera inmediata sin necesidad del uso de películas (lo cual es costoso y requiere tiempo) y de manera digital, lo cual facilita su procesamiento y comparación así como su fácil acceso a través de la red.^[3] Además, múltiples imágenes de verificación pueden también ser adquiridas rápidamente y ser comparadas con imágenes portales predichas, calculadas a partir de mapas de fluencia de los campos.^[5]

Son varios los potenciales errores que pueden ser detectados con ayuda de la dosimetría por EPID, entre los cuales podemos anotar lo siguientes: 1) errores de máquina (relacionados con fallas de hardware), que pueden ser sistemáticos (para todas las fracciones) o aleatorios (que pueden eventualmente ocurrir durante el tratamiento), los cuales puede ser corregidos si son detectados antes del tratamiento; 2) errores en la angulación del gantry (aunque no siempre son perceptibles); 3) errores relacionados con un modelado incorrecto del MLC; 4) errores en el plan, incluyendo errores en el comisionamiento de datos o errores de transferencia de los mismos, incluyendo la incorrecta selección del paciente.

Para los errores de plan o de máquina, la dosimetría con EPID antes del tratamiento enciende una alarma antes o a partir de la primera fracción, alertando al equipo clínico sobre lo que podría significar un evento con graves consecuencias. Idealmente, cuando las imágenes de tratamiento del EPID pueden adquirirse para cada fracción y ser analizadas automáticamente, un registro de chequeo del tratamiento entero puede garantizarse sin que esto implique aumento en los tiempos de tratamiento o en el volumen de trabajo.

Los tratamientos de radioterapia con la técnica de IMRT son de alta complejidad ya que el sistema de multihojas se mueve durante la radiación produciendo un patrón cambiante que genera un haz de radiación de intensidad no uniforme, lo cual incrementa el riesgo de errores y a su vez hace los errores más difíciles de detectar. De antemano ha sido probado que para la verificación de planes de IMRT, la dosimetría por EPID puede reemplazar las incómodas mediciones con película y cámaras de ionización. Sin embargo, aunque varios métodos confiables y precisos de dosimetría con EPID son utilizados actualmente en la práctica clínica, su uso aún no ha sido ampliamente propagado^[1], incluyendo nuestro país, donde no existe aún el primer centro de radioterapia en implementar esta técnica. Por otro lado es creciente la demanda que existe en Colombia para verificar las distribuciones de dosis entregadas a los pacientes al mismo tiempo que crece el número de centros de radioterapia que han comenzado a implementar las técnicas de IMRT.

5. Antecedentes y estado actual del tema

La necesidad de realizar verificaciones específicas de dosis para pacientes de IMRT ha estimulado varios grupos a investigar el uso de los EPIDs en dosimetría. La información disponible en la literatura incluye características dosimétricas y procedimientos de calibración de varios tipos de EPID, estrategias que utilizan EPID para verificaciones de dosis, y usos clínicos del EPID, desde mediciones de dosis puntual hasta verificación 3D de dosis y experiencia actual con el mismo. Controles de calidad del acelerador lineal, verificación pre-tratamiento de dosis y dosimetría in vivo utilizando EPID son realizados actualmente en un número creciente de clínicas.

A finales de los 80's y principios de los 90's, aparecieron los primeros trabajos que propusieron el uso del EPID como herramienta para dosimetría. Entre ellos se encuentra el EPID de cámaras líquidas de ionización construido en el Netherlands Cancer Institute, en Amsterdam por Meertens and van Herk, el cual se dispuso comercialmente con el nombre de *PortalVision* (Varian, Palo Alto, CA, USA). También el '*RTIMAGE*', detector de centelleo de fotodiodos de cristal desarrollado en el Royal Marsden Hospitalin London por Morton et al., cuya relación lineal entre respuesta y dosis fue demostrada por Hansen et al.

El grupo en el Erasmus Medical Center – Daniel den Hoed Cancer Center en Rotterdam (Holanda) tiene una amplia experiencia en el uso clínico de los EPIDs basados en cámara para verificación dosimétrica de tratamiento de pacientes. Su primer estudio publicado incluyó comparación de imágenes dosimétricas in vivo con las predichas para varios pacientes de próstata, encontrando variaciones muy pequeñas.

Van Zijtveld et al. en Rotterdam, compararon imágenes predichas con imágenes portales de un grupo extenso de pacientes tratados mediante MLC dinámicas a través de análisis gamma, siendo capaces de detectar planes enviados incorrectamente al acelerador y hojas del MLC funcionando inadecuadamente.

En la clínica MAASTRO en Holanda, han sido realizadas dosimetrías in vivo y verificaciones pre-tratamiento desde 2004 para todos los pacientes tratados con intención curativa con haces de fotones. Ellos adquirieron y analizaron aproximadamente 32500 imágenes de alrededor de 2500 pacientes en un período de 24 meses. Realizaron tanto las mediciones como el análisis utilizando aplicaciones de software in-house, comparando la dosis central de campo con la dosis predicha el nivel del EPID.

El tipo más común de EPID disponible en la actualidad es el de silicio amorfo o detector de panel plano. Fue primeramente descrito por Antonuk et al. del Medical Center de la Universidad de Michigan en Ann Arbor, USA. El comportamiento de respuesta-dosis de tres detectores comercialmente disponibles han sido estudiados, incluyendo el sistema Elekta iView GT, el Siemens OptiVue y el PortalVision aS500/aS1000. Características como su linealidad y estabilidad han sido estudiadas junto con la independencia de la relación dosis-respuesta con la tasa de dosis.

El grupo en el Netherlands Cancer Institute – Antonivan Leeuwenhoek Hospital NKI-AVL) en Amsterdam (Holanda), ha implementado un modelo de retro-proyección basado en medidas con el EPID con la idea de usarlo rutinariamente como herramienta de dosimetría in vivo. Algunos resultados fueron publicados, donde la dosimetría con EPID a-Si reemplazaba todas las mediciones de películas y cámaras de ionización para verificación pre-tratamiento de IMRT.

En Bellinzona (Suiza) han realizado verificaciones pre-tratamiento de planes de IMRT encontrando que la técnica es factible y dosimétricamente precisa, recomendando su implementación a gran escala.^[1]

Wåhlin^[3] en la Universidad de Estocolmo en asocio con el Karolinska Institutet estudió las características dosimétricas de un EPID *PortalVision aS1000*, obteniendo resultados adecuados para dosimetría, y evaluó campos de próstata y cuello de IMRT utilizando el test gamma con *Portal Dosimetry*, demostrando la utilidad de esta técnica para verificaciones pre-tratamiento en radioterapia de alta complejidad (precisión dentro del 3% y 3mm para el 99% de la región que bordea el área irradiada de la imagen). Greer y Popescu en el Vancouver Island Center, Canadá^[5] así como también Ripol Valentín et al. en Zaragoza, España^[2] estudiaron las propiedades de linealidad, reproducibilidad, “ghosting”, respuesta con el tamaño de campo, entre otras características dosimétricas, demostrando las capacidades del EPID para ser utilizado como herramienta de dosimetría, reportando como su mayor limitación el tiempo muerto en la adquisición de la matriz de filas de píxeles (frames).

6. Marco teórico

6.1 Características del hardware

6.1.1 Estructura del EPID

El EPID estudiado en este trabajo es un *PortalVision aS500* de la marca Varian Medical Systems, el cual está instalado sobre el brazo robótico E (Exact Arm) de un acelerador lineal Clinac iX de la misma marca (Figura 6-1).

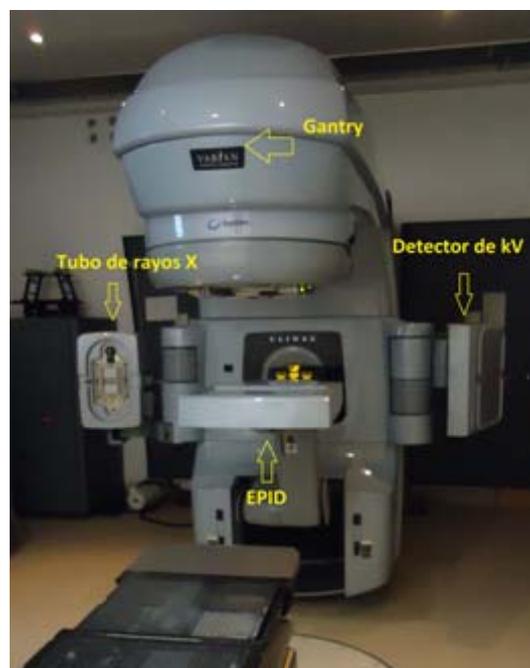


Figura 6-1 Acelerador lineal iX del Centro de Control de Cáncer Ltda, en Bogotá, Colombia. El EPID se encuentra en posición para adquirir imágenes, a una distancia fuente-detector (SDD, por sus siglas en inglés) de 145 cm.

Este acelerador es capaz de entregar energías de 6 y 16 MeV. Sin embargo, sólo ha sido estudiado en este trabajo el comportamiento del EPID con la energía de 6 MeV (también denotada como 6X), puesto que es la única que ha sido comisionada para ejecutar IMRT. El *Exact-Arm* es utilizado para ubicar la unidad de detección de imágenes (IDU). Éste permite movimientos verticales desde 2.5 cm por encima hasta 82 cm por debajo del isocentro; ± 16 cm lateralmente y 24cm longitudinalmente hacia el acelerador y 20cm en sentido opuesto, dependiendo de la posición vertical. El EPID aparece ilustrado en la Figura 6-2a. El área sensible o también llamada área activa del detector de la imagen es de 30 cm \times 40 cm. Ésta

última consiste en una distribución rectangular de 515×384 (Figura 6-2b) píxeles de modo que cada pixel tendrá una resolución de 0,784 mm en la superficie del detector. [6]



Figura 6-2 (a) Fotografía del EPID con cubierta plástica protectora. (b) Fotografía del EPID sin cubierta protectora; obsérvese el área activa del detector.

El *PortalVision* aS500 es un detector de panel plano de silicio amorfo, que consta de las siguientes partes principales: (1) una lámina de cobre de 1 mm de espesor que provee equilibrio electrónico (build-up) y absorbe radiación dispersa; (2) una pantalla de centelleo de fósforo de 0,34 mm de espesor hecha de oxisulfuro de gadolinio dopado con terbio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$), la cual convierte la radiación incidente en fotones ópticos; (3) una matriz de píxeles cada uno de los cuales está hecho de un fotodiodo y un transistor delgado de película (TFT); (4) un sistema de electrónica para lectura de cargas desde el transistor y su traducción a datos de imagen; (5) un sustrato de vidrio de 1 mm de espesor sobre el cual residen los circuitos electrónicos. Estos componentes se disponen como indica la Figura 6-3a.

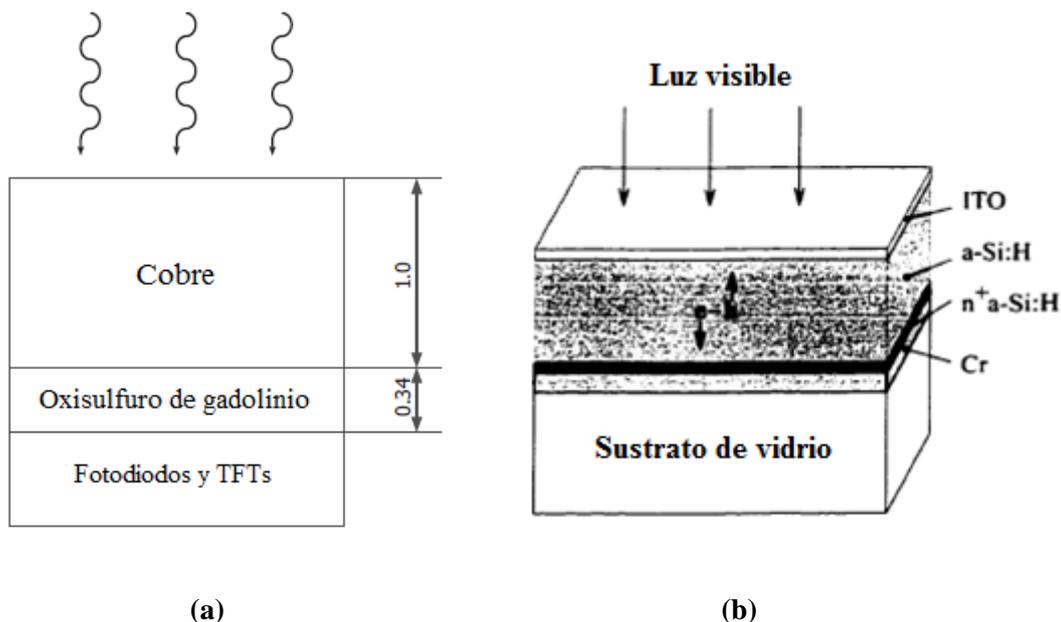


Figura 6-3 (a) Vista esquemática de las distintas capas que integran el detector aS500. Las líneas onduladas indican la dirección de la radiación incidente. Las unidades están en milímetro; (b) estructura de las distintas capas que hacen parte de un fotodiodo. (Tomadas y modificadas de [3] y [7] respectivamente).

Varios materiales están disponibles para la construcción de la pantalla de centelleo, por ejemplo el $Gd_2O_2S:Tb$, el $CsI:Tl$ (yoduro de cesio con talio activado), el ZnS (Ni dopado), el $CaWO_4$, $Zn_{0.68}Cd_{0.32}S$, el LaOBr, el $Bi_4Ge_3O_{12}$, el $Y_2O_2S:Tb$, entre otros. Un material fosforescente adecuado debe adaptarse a la respuesta lumínica del a-Si:H en el rango visible. Así que entre ellos, tanto el $Gd_2O_2S:Tb$ como el $CsI:Tl$ son buenos candidatos. El $Gd_2O_2S:Tb$ tiene varias características convenientes para captura de imágenes de rayos X. Una es que el coeficiente de atenuación de rayos X es elevado debido a que el número atómico efectivo es cerca de 60. El factor de conversión rayos X a luz es también razonable, alcanzando hasta el 15%. El espectro de emisión de luz, el cual tiene su pico principal a los 550 nm, coincide aproximadamente con la sensibilidad espectral del fotodiodo de a-Si:H. Además, este material no es tóxico ni delicuescente y es químicamente estable.

El silicio amorfo hidrogenado (a-Si:H) es una red de silicio con desorden de amplio rango. La preservación del orden de corto rango resulta en una estructura electrónica general del material amorfa similar en comparación con el silicio cristalino (c-Si). La Tabla 6-1 consigna las características del Si en estos dos estados.

Característica	Material	
	c-Si	a-Si
Gap de valencia (eV)	1,1	1,6 - 2
Conductividad ($S\ cm^{-1}$)	4×10^{-6}	$10^{-8} - 10^{-12}$
Movilidad electrónica ($cm^2V^{-1}cm^{-1}$)	10^3	1
Movilidad de huecos ($cm^2V^{-1}cm^{-1}$)	10^2	$10^{-3} - 10^{-2}$
Permitividad	11,9	$\sim 11,9$
Longitud de difusión electrónica (μm)	300	< 10
Longitud de difusión de huecos (μm)	200	$\sim 0,1$
Tiempo de vida promedio de los electrones (s)	$2,5 \times 10^{-3}$	10^{-6}
Tiempo de vida promedio de los huecos (s)	$2,5 \times 10^{-3}$	10^{-6}

Tabla 6-1 Comparación de las características del silicio amorfo y el silicio en estado cristalino.

La deposición química de vapor mejorada por plasma, PECVD (por sus siglas en inglés), se ha convertido en el estándar industrial para fabricación de esta tecnología. Durante este proceso, el silano (SiH_4) es descompuesto en una cámara en presencia de plasma. El proceso de presión es ajustado por un sistema de control para mantener el plasma. Iones y otras especies reactivas en el plasma se condensan en un sustrato calentado (entre 200 y 300 °C) para formar una película amorfa con incorporación de hidrógeno en ella.

Otros materiales altamente dopados como el n+ a-Si:H son utilizados para establecer contacto ohmico entre el a-Si:H intrínseco y el electrodo metálico de los fotodiodos y TFTs. El método más popular para preparar películas de n+ a-Si:H es mezclando PH_3 (fosfino) con SiH_4 como gases de alimentación. Una dilución de hidrógeno también es introducida en ocasiones para incrementar la conductividad de la película, especialmente en procesos de baja temperatura. La película de n+ contiene una alta concentración de hidrógeno y fosfuros. Dos características fundamentales deben considerarse para las capas de n+ a-Si:H, la resistividad de la capa en sí y la resistencia del contacto deben ser tan bajos como sea posible.

Por otro lado, Cr, Al y Mo son metales típicamente utilizados como electrodos en fotodiodos y TFTs. El Mo no es tan ampliamente empleado debido a su pobre selectividad con los engraves

húmedos del a-Si:H, su alto estrés y sensibilidad a los rayos X. El Cr es usado como electrodo inferior tanto para los fotodiodos como para los TFTs. El Al es el metal final para elaborar los contactos y metalización de relleno. La deposición de estos materiales es realizada siguiendo procesos de sputtering DC convencional. Tanto el Cr como el Al pueden usarse como materiales para electrodos. Un buen contacto óhmico puede establecerse entre el Cr y las capas de n+ a-Si:H. El Cr es un elemento pesado que forma una buena interfase con el a-Si:H debido a su baja difusión. Adicionalmente, es estable a altas temperaturas y resistente al gravado del a-Si:H. Por consiguiente, el Cr es una buena elección para el electrodo inferior. Si se usara en cambio el Al como electrodo inferior, el fotodiodo tendría una más alta contracorriente (corriente oscura) debido a toda la difusión en la interfase entre el Al y el a-Si:H. Por consiguiente, el Al es mejor usado como electrodo superior y con propósitos de metalizado de relleno.

El óxido de indio-estaño (ITO) es otro material usado como contacto metálico y también como ventana de luz en los fotodiodos de a-Si:H. Es un material semiconductor tipo n con una banda de conducción directa de alrededor de 3.7 eV. Su alta transmitancia en el espectro visible (400-800 nm) y su baja resistividad eléctrica le permite ser ampliamente usado en celdas solares, pantallas de panel plano y sensores de imagen como capa de conducción y ventana de luz. En aplicaciones como sensor de imagen (nuestro caso), una película de ITO con estructura policristalina es requerida para garantizar una alta transmitancia y estabilidad en el dispositivo. El ITO es usado como metal de contacto para formar una barrera Shottky así como también una ventana de luz que permite a la luz ir hasta la capa de a-Si:H. [7]

Varios tipos de materiales flexibles están disponibles como sustrato. Por ejemplo, el vidrio, a pesar de su fragilidad a espesores por debajo de los 100 μm . Sus ventajas frente tanto a láminas de metal y polímero son la claridad óptica, su coeficiente de expansión térmica bien ajustado a las delgadas películas de silicio, buena barrera química y la suavidad de sus superficies. [8] Aunque la microestructura no aparece estar influenciada por el sustrato cuando el ITO es depositado a elevadas temperaturas ($>150\text{ }^\circ\text{C}$), juega un papel cuando es depositado a bajas temperaturas. Medidas de difracción de rayos X (XRD) respecto a la cristalización del ITO han sido realizadas sobre dos tipos de sustrato: el aSi:H y el vidrio. Éstas indican que el ITO tiende a cristalizarse más fácilmente en el aSi:H que en el vidrio. [7] La Figura 6-3b muestra esquemáticamente cómo se disponen estos materiales al interior de un fotodiodo típico de un detector electrónico de imágenes portales.

El detector está encerrado en una cubierta plástica protectora (Figura 6-2a). Existe una brecha de aire entre esta cubierta y la lámina de metal. La cubierta protectora está alrededor de 3cm encima del punto efectivo de las mediciones. El build-up en el área efectiva del detector es equivalente a 8mm de agua. El hecho de usar una pantalla de centelleo implica que este detector es de tipo indirecto. La Figura 6-4 ilustra esquemáticamente una vista lateral de un pixel que funciona bajo este esquema de detección.

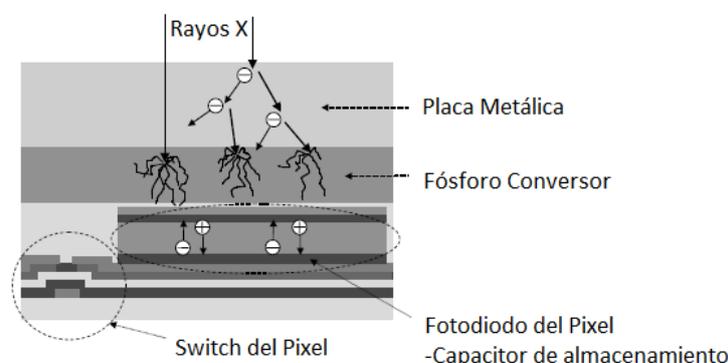


Figura 6-4 Estructura de un pixel del detector aS500 y ruta de las cargas eléctricas en su interior (tomada y modificada de [4]).

La principal ventaja de este tipo de detector es su mayor sensibilidad, la cual puede ser aproximadamente un orden de magnitud más alta en comparación con un sistema similar de detección directa. Un detector indirecto tiene también mayor eficiencia cuántica de detección. El número atómico promedio que posee su placa metálica y su pantalla de oxisulfuro de gadolinio resulta en una mayor dependencia de la energía de radiación con la que interactúa. En particular, el detector indirecto proporciona una mayor respuesta a la radiación de baja energía en comparación con los detectores directos. ^[4]

6.1.2 Funcionamiento de la unidad de detección de imágenes (IDU)

En los fotodiodos, la luz incidente es transferida a cargas eléctricas, en forma de pares electrón-hueco. La carga es temporalmente almacenada en los pixeles del área sensible de la matriz y posteriormente leídos una fila a la vez alternando los TFTs. Cuando la fila es activada por la electrónica, todos los TFTs de dicha fila son accesibles desde la electrónica de lectura. Esa lectura es realizada transfiriendo las cargas desde los fotodiodos hasta los amplificadores de carga en la electrónica de lectura. La señal es enseguida convertida en una señal digital. La electrónica de lectura tiene también la función de proveer voltaje de polarización a los TFTs. Cuando todos los pixeles de una fila han sido leídos, la electrónica de selección (*gate electronic*) escoge la fila siguiente. El resultado final de la lectura de todas las filas consiste en una matriz que recibe el nombre de *frame*. La Figura 6-5 muestra la disposición de los componentes principales del sistema de detección.

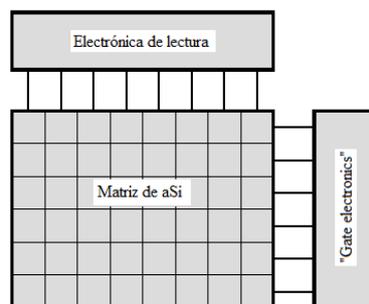


Figura 6-5 Disposición de la electrónica adjunta respecto a la matriz de pixeles (tomada y modificada de [3]).

La característica más distintiva de la tecnología de los detectores de silicio amorfo es que consisten en un Una mejor ilustración de una porción de un arreglo y su control externo periférico y circuitos de procesamiento se muestra en la Figura 6-6.

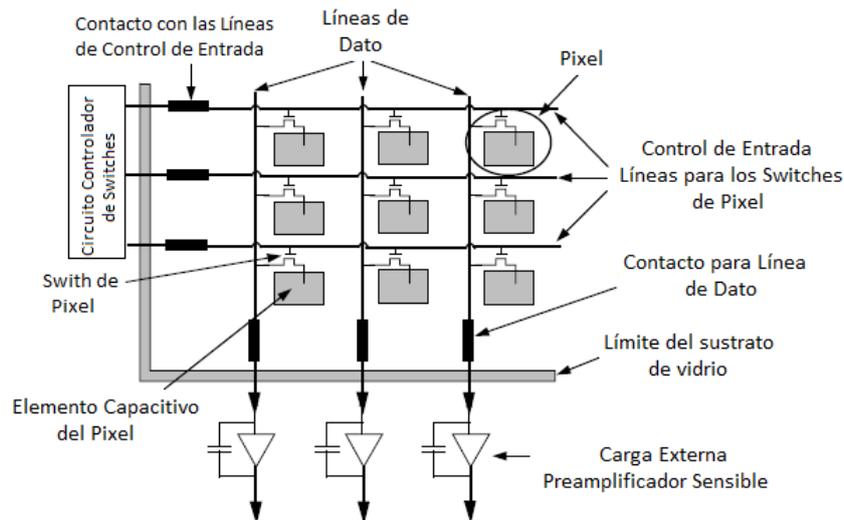


Figura 6-6 Disposición de un detector de panel plano y la electrónica adjunta (tomada y modificada de [4]).

Por definición, cada píxel en este tipo de detectores incorpora un switch conectado a un elemento capacitivo. Los píxeles son organizados en una rejilla bidimensional y la conductividad de los switches de píxel es controlada por medio de variaciones en el voltaje de las líneas de control, cada una conectada a todos los switches de píxel en una fila simple. Las líneas de control son llamadas a menudo *líneas de control de entrada*. Durante la operación del detector, los switches de píxel son generalmente mantenidos en estado de no conducción de modo que las cargas generadas indirectamente por la radiación incidente que interactúa en la sobrecapa convertidora de rayos X es integrada en el elemento capacitivo de cada píxel. La lectura de cada una de estas señales desde los elementos capacitivos se logra suministrando conductividad a los switches de píxel. Típicamente, una fila de píxeles es leída al tiempo para máxima resolución espacial, aunque múltiples filas puedan ser leídas para agilizar la lectura (aunque disminuyendo la resolución). Cuando los switches de píxel a lo largo de una fila dada están en modo de conducción, las señales de la imagen almacenadas en los píxeles son muestreadas por la electrónica periférica externa por medio de las *líneas de dato*, con cada línea de ellas conectada a todos los switches de píxel en una columna dada. Tan pronto son leídos todos los píxeles, todos sus valores son reinicializados.

6.1.3 Descripción del sistema de adquisición de imágenes (IAS3)

El aS500 es parte de un sistema más grande, denominado IAS3 (*Image Acquisition System 3*), el cual consiste básicamente de los siguientes subsistemas: (a) un arreglo de píxeles de gran área, que incluye una capa convertidora de rayos X (véase sección 6.1.2); (b) un sistema de adquisición electrónica que controla la operación del arreglo de píxeles, extrayendo y procesando las señales analógicas desde el arreglo de píxeles; y (c) una computadora y un sistema de información que envía instrucciones al sistema de adquisición y recibe los datos digitales del mismo, así como también procesa, muestra y almacena las imágenes digitales resultantes. ^[4] Este proceso se denomina *sincronización*. El esquema de la estructura del sistema de adquisición de imágenes se muestra en la Figura 6-7.

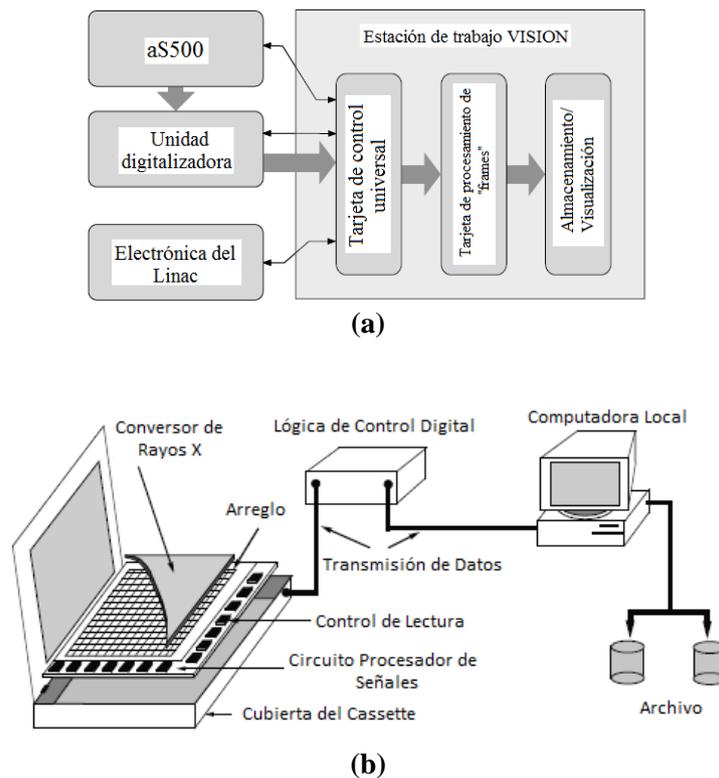


Figura 6-7 (a) Diagrama de bloques del sistema de adquisición de imágenes IAS3. (b) Esquema detallado del sistema de adquisición de imágenes IAS3. (tomadas y modificadas de [3] y [4], respectivamente).

Durante el proceso de sincronización, la información de la imagen es enviada como una señal analógica desde el detector hasta la unidad digitalizadora de la imagen, donde es transformada en una señal digital. Esta señal es luego transferida a la tarjeta de control universal (UCB), la cual es una tarjeta PCI en la estación de trabajo (*Vision workstation*). En dicha tarjeta, la cadena de datos es convertida en un formato de video estándar; en ella también se lleva a cabo el proceso de sincronización del detector, la IDU y el acelerador lineal.^[3]

6.2 El método de evaluación gamma

El método de evaluación gamma surge como un mecanismo de comparación cuantitativo que pretende evitar los potenciales y serios errores que una evaluación visual cualitativa podría ignorar al comparar dos distribuciones de dosis. Una forma de hacerlo consiste en medir la diferencia de dosis relativa entre pixeles correspondientes. Aquellas partes de la imagen donde la diferencia de dosis es menor que cierto valor (ΔD) se considerarán aceptables, mientras aquellas que superan el nivel escogido se considerarán fallidas. Este es por supuesto un buen método en regiones de bajo gradiente, pero no lo será en regiones donde pequeños desplazamientos den lugar a grandes discrepancias en la dosis.

En regiones con un alto gradiente, es preferible utilizar la relación distancia-coincidencia (DTA, por sus siglas en inglés). Para un punto en la imagen de referencia, la DTA se define como la distancia desde ese punto hasta el punto más cercano en la otra imagen con el mismo valor de dosis. Dado que las imágenes no son continuas sino formadas por pixeles discretos, en la

práctica este criterio incluirá los puntos interpolados entre píxeles. Se dirá entonces que una parte de la imagen es aceptable cuando el DTA es inferior a un valor específico Δd .

Una manera de comparar dos imágenes es usar simultáneamente ambos métodos, por ejemplo, seleccionando $\Delta D < 3\%$ y $\Delta d < 3mm$. Sólo las partes de la imagen que satisfagan ambos criterios se considerarán aceptables. Sin embargo, siguiendo este método puede saberse qué tan extensa es la parte de la imagen que pasa el criterio, pero no qué tan por encima o por debajo se encuentra ésta del criterio de aceptación.

Con la evaluación gamma, una de las distribuciones de dosis es denominada *distribución de referencia* $D_r(r)$ mientras la otra es llamada *distribución a evaluar* o $D_e(r)$, donde $r = (x, y)$ es la posición. Para dos puntos r_r y r_e ubicados respectivamente sobre $D_r(r)$ y $D_e(r)$, se define

$$\Gamma(r_r, r_e) = \sqrt{\left(\frac{r}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{\delta}{\Delta D}\right)^2} \quad \text{Ecuación 6.1}$$

con $r = |r_r - r_e|$ y $\delta = D_e(r_e) - D_r(r_r)$.

Se define además el *índice de calidad* γ a la posición r_r como

$$\gamma(r_r) = \min\{\Gamma(r_r, r_e)\} \forall \{r_e\} \quad \text{Ecuación 6.2}$$

y con los criterios de aceptación escogidos, las distribuciones concuerdan respecto a r_r si $\gamma(r_r) \leq 1$, y no concuerdan en caso contrario.

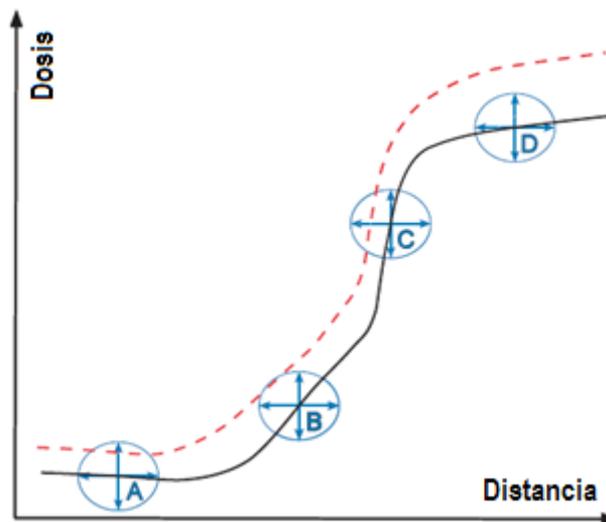


Figura 6-8 Ilustración del método de evaluación gamma para distribuciones unidimensionales de dosis (tomada y modificada de [3]).

La Figura 6-8 muestra gráficamente las ideas expuestas arriba sobre el método de evaluación gamma para dos distribuciones unidimensionales de dosis. La curva sólida representa la distribución dosis de referencia D_r mientras la curva punteada representa la distribución D_e a ser evaluada. Se indican en ella cuatro “elipses de aceptación” en los puntos A, B, C y D. Los criterios de aceptación son las distancias desde el centro de la elipse hasta su borde, siendo la

distancia horizontal el criterio DTA y la vertical, el criterio de dosis. El punto A está en una región de bajo gradiente donde el criterio de dosis es por sí mismo suficiente para aceptación. El punto B se encuentra en una zona de gradiente intermedio donde ni el criterio de DTA ni el criterio de dosis son suficientes por sí mismo para la aceptación, pero el punto es aceptado dado que se encuentra dentro de la elipse. El punto C pertenece a una región de alto gradiente y es por tanto aceptado solamente con el criterio DTA. El punto D se encuentra por fuera de la “elipse de aceptación” y es por tanto rechazado. ^[3]

6.3 Portal Dosimetry

Portal Dosimetry es el nombre de una aplicación comercial distribuida por Varian *Medical Systems* con el propósito de realizar verificaciones pre-tratamiento en planes de IMRT y *RapidArc*®, que es el nombre comercial dado por Varian a la terapia de arco modulada volumétricamente VMAT, además de efectuar controles de calidad de la máquina. *Portal Dosimetry* puede ser empleado con el propósito de comparar imágenes portales de dosis predichas y adquiridas, comparar dos imágenes adquiridas, definir y aplicar plantillas para tareas dosimétricas con imágenes portales, realizar análisis y almacenarlos para documentación o revisión.

Esta aplicación puede ser empleada por el físico médico primordialmente, para llevar a cabo tareas de dosimetría, de modo que permite garantizar la correcta entrega de dosis en general y verificar planes de dosis dinámicos, típicamente de intensidad modulada. No obstante, puede ser usado también por el médico luego de que el físico ha verificado el plan, revisando y aprobando los resultados de la verificación pre-tratamiento de IMRT antes de que el tratamiento comience realmente. ^[10]

Tres son los componentes principales del sistema de dosimetría de imágenes portales de Varian:

- El software de predicción de imágenes portales (PDC o PDIP). Este componente es parte del sistema de planificación de tratamientos *Eclipse*.
- El detector de imágenes portales *PortalVision aS500*.
- El entorno de trabajo en ARIA®, denominado *Portal Dosimetry*.

Las principales ventajas que ofrece *Portal Dosimetry* para efectos de dosimetría con imágenes portales consisten en su rapidez para la adquisición de imágenes y la posibilidad de evitar el uso de maniqués en tareas relacionadas con el control de calidad, así como sus imágenes digitales de alta resolución junto con su amplia área efectiva de detección, y su control directo por medio de ARIA, anulando cualquier error de posicionamiento y pérdida de datos. ^[11]

En 2011, ARIA 10 realizó un rediseño completo del entorno de análisis del *Portal Dosimetry*. A pesar de que los pasos para la configuración y las bases físicas siguen siendo esencialmente las mismas, el volumen de trabajo clínico es más rápido que en las versiones anteriores (una evaluación completa de un plan de varios campos es cuestión de segundos) y ofrece más posibilidades. El trabajo realizado por Varian fue muy bueno en cuanto a mejorar las interfaces de usuario y el entorno gráfico, además de hacer la evaluación más rápida y fácil ^[11]. En este trabajo, el comisionamiento de nuestro sistema de imágenes portales se realiza con ARIA 11, de nuevo una versión que modifica el entorno gráfico de la aplicación pero permanece con las mismas características esenciales de manejo, configuración y física, excepto porque ha realizado una optimización de su algoritmo que incluye una evaluación gamma mejorada.

La Figura 6-9 a la Figura 6-11 muestran cómo luce el entorno de trabajo del *Portal Dosimetry*, a la vez que ilustra varias de las posibilidades que éste ofrece con fines de dosimetría utilizando imágenes portales.

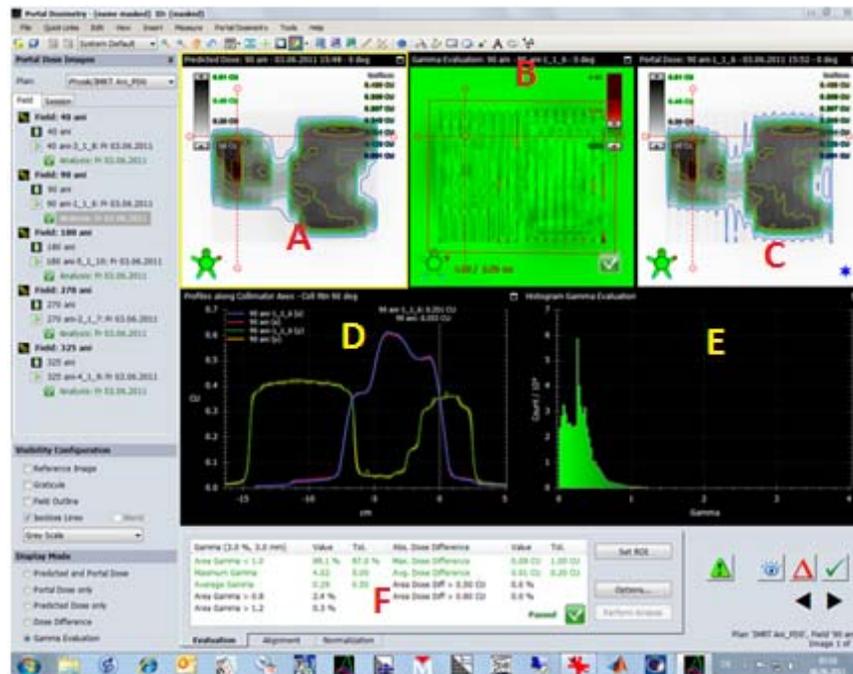


Figura 6-9 (A) Dosis predicha por el algoritmo para un campo cualquiera; (B) Resultado de la evaluación gamma; (C) imagen de dosis portal; (D) Perfiles de dosis en los ejes "x" y "y" seleccionados; (E) histograma de valores gamma; (F) panel de resultados (tomada de [11]).

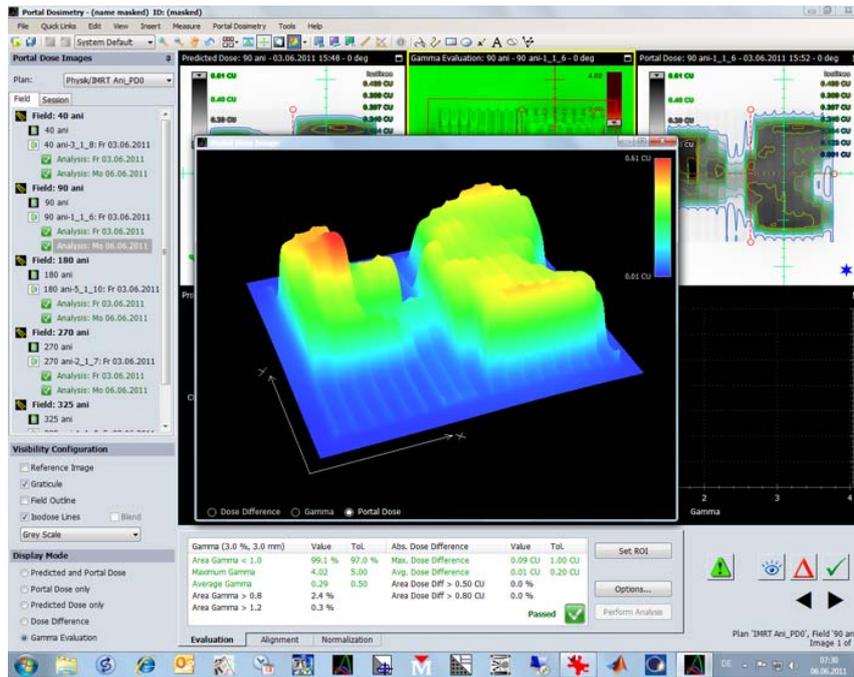


Figura 6-10 Dosis portal mostrada en un esquema tridimensional. Esta vista es utilizada para observar cuáles son las zonas del campo con mayores gradientes de dosis. También pueden verse en este modo la diferencia de dosis y la evaluación gamma (tomada de [11]).

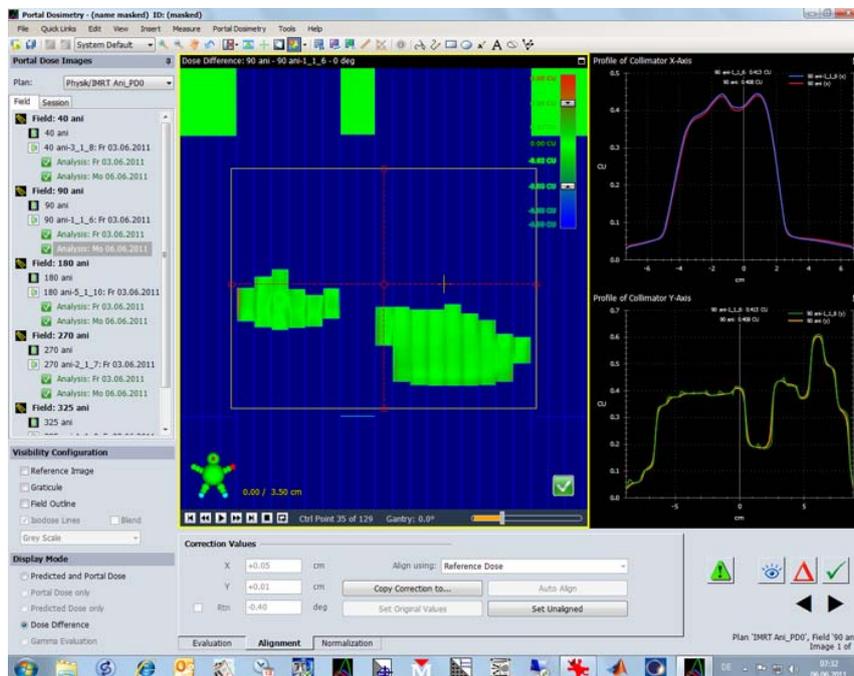


Figura 6-11 Visualización dinámica del MLC, permitiendo verificar que todas las hojas se comporten adecuadamente (tomada de [11]).

6.3.1 Principio de acción del *Portal Dosimetry*

Lo que es denominado la *verificación pre-tratamiento* de un plan de IMRT consiste en revisar tanto la distribución relativa como la intensidad absoluta de cada campo del mismo. Esta tarea, que debe realizarse para todo plan de tratamiento antes de irradiarse por primera vez, puede efectuarse a través del *Portal Dosimetry*.

Para cada campo de IMRT, una imagen predicha es generada en el sistema de planificación *Eclipse*. Éste calcula la forma teórica de la imagen portal en términos de los valores absolutos de pixel. Para el cálculo son utilizadas la misma secuencia MLC dinámica, configuraciones de mandíbula, energía, tasa de dosis y unidades monitor de cada campo original, mientras que el usuario puede seleccionar el ángulo de gantry y colimador y algunos otros parámetros sin impacto relevante en la dosimetría. La distancia foco-detector durante el cálculo y adquisición de la imagen debe ser la misma que durante la calibración absoluta del detector para el campo de referencia (10cm x10cm).

El *plan de verificación* es posteriormente irradiado través del sistema ARIA tal como se trata un plan clínico ordinario. Durante la entrega en el acelerador, las imágenes integradas de todos los campos son adquiridas con el detector previamente calibrado. Las imágenes medidas son entonces comparadas con las imágenes predichas en un espacio exclusivo dentro de la red ARIA. La evaluación con índice gamma es usualmente empleada para cuantificar los resultados. Finalmente, si existe concordancia entre las imágenes predicha y medida, el plan de IMRT es dosimétricamente correcto. ^[10]

6.3.2 Calibración y comisionamiento del Portal Dosimetry

El proceso de configuración del sistema para la verificación de dosis consiste en dos partes: (a) configuración del detector (aS500 en nuestro caso) y (b) configuración del algoritmo para la predicción de imágenes, el cual es llamado Algoritmo de *Predicción de Dosis Portal* (PDIP). A continuación explicaremos con más detalle estos procedimientos aplicados específicamente a la marca Varian.

6.3.2.1 Calibración y configuración del detector

- *Imágenes de campo oscuro y campo pleno.* Para este procedimiento son requeridas dos imágenes: la imagen de *campo oscuro* (Dark Field Image) y la *imagen de campo pleno* (Flood Field Image). El propósito de la primera consiste en corregir los pixeles por corriente oscura; esta imagen es el promedio de varios cuadros, adquiridos con el EPID en posición pero sin ninguna radiación incidente. ^[3] En general, esta imagen presenta exhibe muchos patrones verticales claros y oscuros estrechamente espaciados. ^[6] La segunda imagen es adquirida mientras se irradia el EPID con un campo abierto; el campo debe ser suficientemente grande para cubrir el área sensible del detector, teniendo cuidado de no irradiar la electrónica en las zonas circundantes. Esta imagen es usada para corregir las diferencias en la sensibilidad de los pixeles individuales y consiste también en el promedio de muchos cuadros (el fabricante recomienda al menos 30). ^[3] En términos generales, esta imagen exhibirá bandas verticales de intensidad variable no tan estrechas; debido a artefactos, pueden aparecer líneas horizontales debido a la primera fila que se registra entre dos pulsos del haz. La Figura 6-12 muestra la apariencia que estas dos imágenes típicamente adquieren al momento de la calibración del detector, según lo indica el fabricante. ^[6]

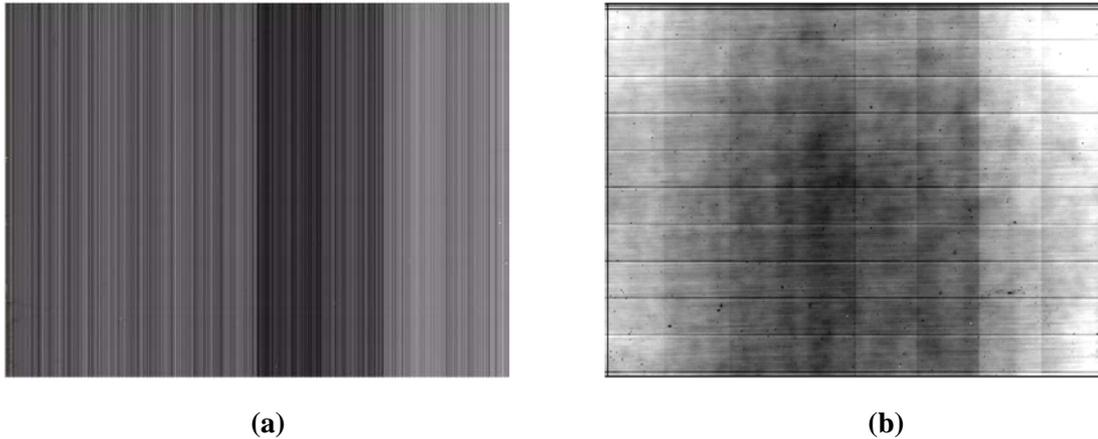


Figura 6-12 Forma general de las imágenes de calibración del detector, según el fabricante. (a) imagen de campo oscuro; (b) imagen de campo pleno (tomada de [6]).

- *Corrección por el perfil de haz.* La calibración por campo pleno no tiene en cuenta las variaciones en la intensidad del haz por fuera del eje central, de modo que se requiere efectuar una corrección por el perfil de haz. El perfil de haz a la profundidad de la matriz activa (equivalente a 8mm de agua) usualmente exhibe picos característicos puesto que debe cumplir con las especificaciones de planicidad a grandes profundidades. Para propósitos ordinarios como el posicionamiento del paciente, no es necesario realizar correcciones de esta inhomogeneidad; sin embargo, para efectos de dosimetría, los errores debido a esta causa ascienden hasta un 5%. La corrección por la forma de perfil de campo es efectuada midiendo un perfil de campo con el campo más grande posible diagonalmente desde el eje central del campo. Este método de corrección asume que la fluencia es radialmente simétrica alrededor del eje central. En nuestra configuración, este perfil fue tomado de los datos previamente comisionados en el sistema.
- *Calibración absoluta-normalización.* Este procedimiento es útil puesto que aumenta la capacidad del sistema para detectar distribuciones erróneas de dosis. Aunque una distribución de dosis tenga la forma correcta, es posible que la dosis no lo sea, como sucede en el caso de un campo irradiado con un número errado de unidades monitor. Un error como ese puede pasar inadvertido si la verificación se realiza únicamente con distribuciones de dosis. La unidad en la cual se muestran las imágenes de dosis es la *unidad calibrada* (CU), específica para dosimetría portal en Varian.^[3] Es realmente difícil decir qué magnitud cuantifican estas unidades. Los procesos al interior del detector de silicio amorfo son bastante complicados y no son comparables con la dosimetría de cámaras de ionización. Así que para evitar las protestas de los expertos en dosimetría, los términos “dosis” y su correspondiente unidad de medida “Gy” son evitados por Varian en este contexto. En vez de ello, el software maneja la *unidad calibrada*.^[10] Generalmente, la calibración es realizada de modo que 100 UM (irradiadas con un campo de 10 cm x10 cm) corresponda a la lectura de 1 CU si el detector se ubica a la distancia de isocentro (SDD = 100 cm). Esta normalización implicaría que 1 CU correspondiese a 1 Gy en condiciones de referencia (es decir, cuando el acelerador es ajustado de modo que 1UM es equivalente a 1 cGy en el isocentro). Sin embargo, en nuestro caso hemos escogido para la calibración del detector SDD = 105 cm (por sugerencia del fabricante), de tal forma que la calibración debe corregirse por la ley del inverso cuadrado, multiplicando 1 UM por el factor $\left(\frac{100}{105}\right)^2$, haciendo finalmente que 1CU corresponda a 0.907 UM.

Toda la información anterior debe obtenerse separadamente para cada combinación de tasa de dosis y energía, exceptuando la corrección por perfil de haz, el cual puede ser efectuado una única vez para cada energía calibrada. Después de estos tres pasos, la configuración que corresponde a la IDU se completa satisfactoriamente.

6.3.2.2 Configuración del algoritmo PDC

Tres medidas son requeridas para la configuración del algoritmo de cálculo de dosis portal PDC, también conocido como PDIP (Portal Dose Image Prediction): un campo de prueba específico, los factores de salida (*Output Factors*) y un perfil de intensidad. Las dos primeras son efectuadas con el EPID mismo, mientras el perfil de intensidad puede ser tomado de un perfil ya existente en el sistema de planificación de tratamientos.^[12]

- *Campo de prueba.* Está específicamente diseñado para la configuración del PDIP. Se define como la *fluencia óptima*, es decir, un campo con modulación ideal donde las limitaciones físicas y mecánicas del colimador dinámico de multihojas (dMLC) no han sido tomadas en cuenta. De esta fluencia óptima el TPS calcula el movimiento del dMLC para entregar una fluencia tan cercana a la fluencia óptima como sea posible. Una ilustración de la forma de este campo de prueba se muestra en la Figura 6-13.

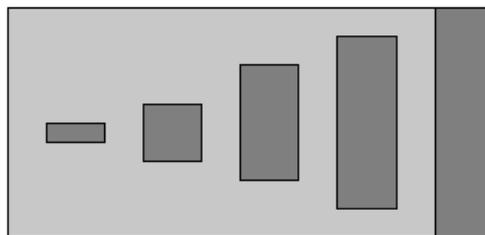


Figura 6-13 Forma de la fluencia óptima para el campo de prueba. Toma el valor de la unidad en el gris oscuro y de cero en el gris claro. El rectángulo exterior representa los límites de las mandíbulas, las cuales delimitan un área de 12 cm × 25 cm (tomada de [3]).

Este campo es entregado por el acelerador y medido por el EPID, de tal forma que la imagen resultante es usada para calcular los *kernels* del algoritmo PDIP. La medida es realizada en dos ocasiones: una a SDD = 105 cm y otra a SDD = 145 cm.

- *Factores de salida.* Son medidos para campos desde 3 cm × 3 cm hasta 28 cm × 38 cm, siendo este último el más grande campo que puede ser irradiado a SDD = 105 cm sin exponer la electrónica de la unidad de detección. Por esta razón, el campo de dimensiones X=28 cm, Y=38 cm debe ser irradiado girando 90° el colimador. Los valores de los factores de salida son tomados de las imágenes adquiridas utilizando la herramienta “*Dose Profile Tool*” del Portal Dosimetry.

6.3.3 Cálculo de la dosis portal (PDC)

El cálculo de dosis portal es usado para calcular las imágenes de dosis portal para campos que contienen fluencias como parte de una verificación pre-tratamiento para una planeación de

IMRT. La verificación pre-tratamiento es realizada utilizando un detector portal con el propósito de comparar la precisión de la fluencia planeada generada por el sistema de planificación y la fluencia entregada por los desplazamientos del dMLC.

El *Portal Dosimetry* es utilizado para adquirir imágenes de la fluencia mientras *Eclipse* es empleado para calcular una imagen de dosis correspondiente. Ambas imágenes pueden ser observadas y comparadas cuantitativamente en el *Portal Dosimetry*. La Figura 6-14 ilustra el proceso como las imágenes calculadas y medidas son utilizadas para verificar planes de IMRT.

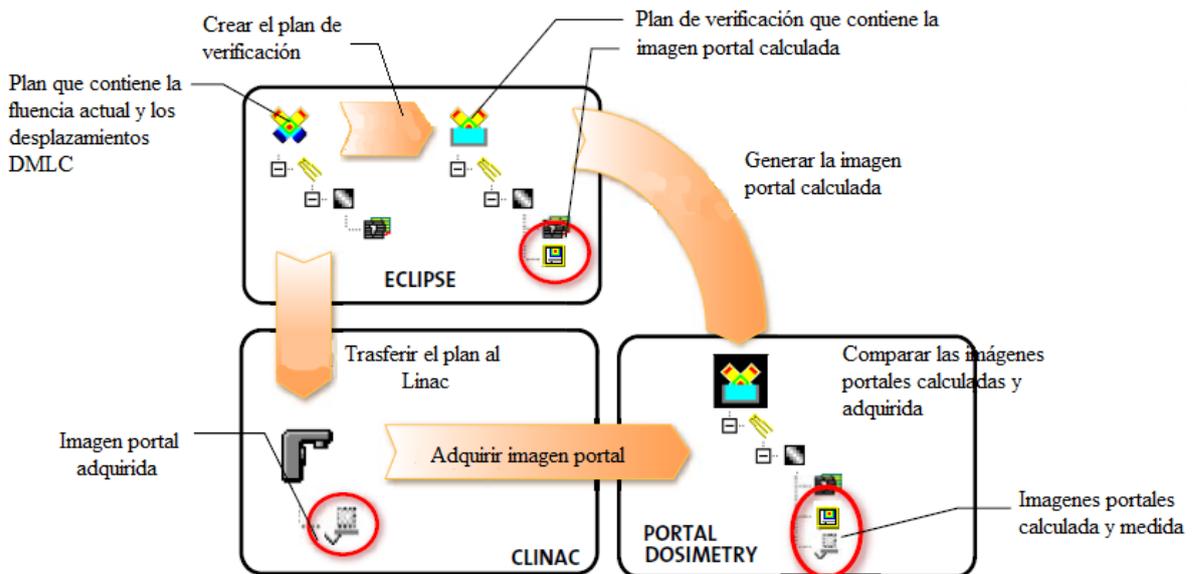


Figura 6-14 Verificación de planes IMRT usando PDC (tomada de [13]).

6.3.3.1 Algoritmo PDC

La imagen de dosis portal predicha, con la cual las imágenes de dosis medidas son comparadas, son calculadas en el sistema de planificación de tratamiento. El cálculo es efectuado con el algoritmo PDC o PDIP a nivel del plano del detector, ignorando el paciente y la camilla de tratamiento. ^[13] Este algoritmo está basado en el algoritmo *Pencil Beam* que es usado por *Eclipse* para cálculos de dosis. ^[3] El PDC produce una imagen en términos de unidades calibradas y tiene siempre en cuenta la distancia fuente-detector. Posteriormente, la resolución de la imagen es proyectada a la distancia fuente-eje, aplicando luego una corrección por rotación del colimador.

El algoritmo PDC calcula la imagen de dosis portal por convolución de la fluencia con un kernel gaussiano como muestra la ecuación:

$$P = F' \times k \cdot \left(\frac{SAD}{SDD}\right)^2 \frac{OF(f_{sx}, f_{sy})}{PSF(f_{sx}, f_{sy})} \quad \text{Ecuación 6.3}$$

siendo

P	la imagen de dosis portal calculada en términos de unidades calibradas;
F'	la fluencia de entrada corregida por el perfil de intensidad y escalada a la distancia del detector;
\times	el operador de convolución;
k	el kernel de dosis del detector portal;
SDD	la distancia fuente-detector en la medida de la imagen portal;
SAD	la distancia fuente-eje de la unidad de tratamiento;
f_{s_x}	el tamaño de campo en el isocentro en la dirección x;
f_{s_y}	el tamaño de campo en el isocentro en la dirección y;
$PSF (f_{s_x}, f_{s_y})$	el factor de dispersión de maniquí para el campo de tamaño (f_{s_x}, f_{s_y}) definido al isocentro;
$OF (f_{s_x}, f_{s_y})$	el output factor para el campo de tamaño (f_{s_x}, f_{s_y}) definido al isocentro y normalizado al campo de 10cm x 10cm.

El PDC usa datos de entrada de la configuración PDC realizada en el espacio “Eclipse Beam Configuration” y del plan de verificación creado en el espacio “External Beam Planning”. Los siguientes datos son tomados de la configuración del PDC:

- Output factors para cada energía seleccionada, medidos sobre el eje central para cada tamaño de campo.
- Kernel para la energía seleccionada.
- Perfil de intensidad, el cual describe la dependencia de la fluencia por fuera del eje central.
- SAD de configuración de la máquina.

Por otra parte, los siguientes datos son tomados de la configuración del plan de verificación:

- Fluencia actual y el correspondiente factor de UM (unidades de monitor).
- Distancia fuente-detector de la imagen portal durante la medición
- Rotación del colimador

6.3.3.2 Corrección con el perfil de intensidad y factor de UM

La salida de fluencia de campo abierto de un dispositivo de radiación es típicamente no uniforme a lo largo del campo. El PDC realiza compensaciones de las no uniformidades de la fluencia de haz abierto modificando cada pixel como indica la siguiente ecuación:

$$f'(x, y) = \frac{f(x, y)V(r_{x, y})}{MU_{factor} OF_{max}} \quad \text{Ecuación 6.4}$$

siendo

f'	la fluencia actual corregida;
f	la fluencia actual del sistema de planificación;
x, y	las coordenadas de un punto en el haz;
$V(r)$	el valor de intensidad radialmente simétrico;
$r_{x, y}$	la distancia radial desde el eje del haz;
MU_{factor}	el factor UM del cálculo de dosis, usado para escalar la fluencia;
OF_{max}	el máximo valor de la fluencia óptima, usado para escalar la fluencia;

6.3.3.3 Factor de dispersión de maniquí

El factor de dispersión de maniquí es calculado construyendo una imagen de intensidad plana para un campo rectangular donde la intensidad es definida como 1 al interior del campo y como 0 fuera de él. Luego, la fluencia es convolucionada con el kernel. El valor del pixel central es utilizado como el valor del PSF. Este cálculo es realizado a la distancia del isocentro.

6.3.3.4 Cálculo de los datos de configuración de haz para PDC

Los datos de configuración del haz (el kernel) es calculado por el modelo PDC realizando una deconvolución con la regularización de Thikonov. El kernel derivado de las medidas es radialmente simétrico, y consiste en una suma de gaussianas con diferentes amplitudes a_i y tamaños σ_i .

$$k(r) = \sum_i a_i \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i} e^{-r^2/2\sigma_i^2} \quad \text{Ecuación 6.5}$$

siendo r la distancia desde el origen ^[13] y donde k es la distancia desde el centro del kernel. Los parámetros de las gaussianas son obtenidos por un ajuste de mínimos-cuadrados de la dosis portal predicha a la dosis portal medida a partir del campo de fluencia óptima. ^[3]

El número de componentes del kernel (componentes gaussianos) es ajustado a 10 en la configuración.

Los siguientes datos de entrada son utilizados en el espacio “Beam Configuration” para calcular los kernels para PDC:

- Output factors para la energía escogida. Estos serán medidos para un conjunto disperso de puntos y la herramienta “Beam Configuration” interpola los datos restantes.
- Perfil de intensidad que describe el comportamiento de la fluencia por fuera del eje. El formato del perfil de intensidad es una curva unidimensional circularmente simétrica. El valor en el centro debe ser 1. Se escalará al isocentro.
- Fluencia actual y el correspondiente factor UM para el plan de prueba.
- Imágenes portales del plan de prueba.
- Cantidad de UM usadas para producir la imagen.
- Rotación del colimador.
- Distancia fuente-eje.
- Número de UM correspondientes a 100 unidades calibradas.

El algoritmo PDC requiere la medición de una imagen portal a una distancia fuente-detector especificada por el usuario. Para calcular el factor de corrección para la SDD, se recomienda adquirir una segunda imagen de dosis portal a una SDD distinta. La primera imagen deberá tomarse preferiblemente a la SDD predeterminada para adquisición de dosis portal (casi siempre SDD=105 cm). La segunda imagen adquirida a una SDD diferente no es obligatoria pero permite una mejor configuración de kernel cuando se realizarán mediciones a distintas SDD's. ^[13]

7. Metodología

7.1 Configuración del EPID y Comisionamiento del *Portal Dosimetry*

7.1.1 Administración de software

Aquí se definen todos los parámetros del sistema que son necesarios para el adecuado funcionamiento del *Portal Dosimetry*, desde la definición del acelerador que contiene el EPID hasta la creación de plantillas de secuencia que permitirán adquirir imágenes portales en modo integrado.

A. Administración de radioncología_Definición de máquina

En el espacio “RT Administration” de ARIA, y en el menú “Radiation and Imaging Devices” se ha indicado la máquina en la cual el detector de imágenes portales ha sido creado, **iX 4034** para nuestro caso. Una vez seleccionada la máquina, el nuevo detector de imágenes portales es creado con el nombre de “*MV_imager*”, de fabricante “*VMS*” (*Varian Medical Systems*), especificando en el sistema que su espectro de detección se encuentra en el rango de megavoltajes. Obsérvese la Figura 7-1 y la Figura 7-2.

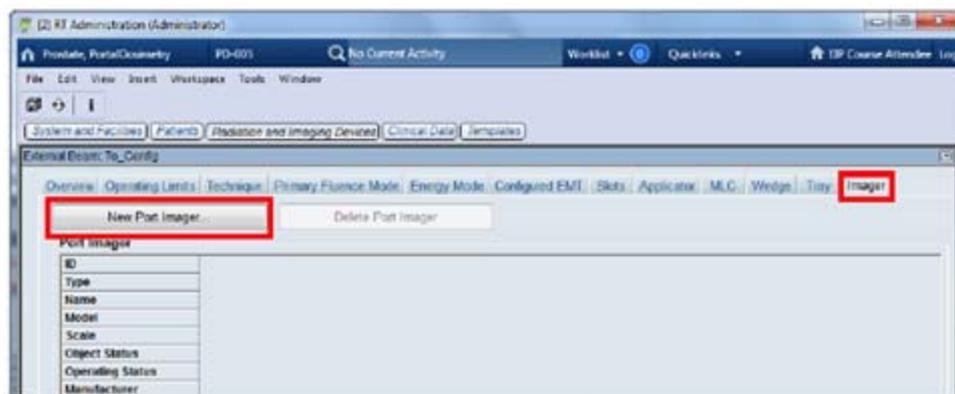


Figura 7-1 Imagen del entorno “RT Administration” ejecutando la instrucción de creación de un nuevo detector de imágenes portales.

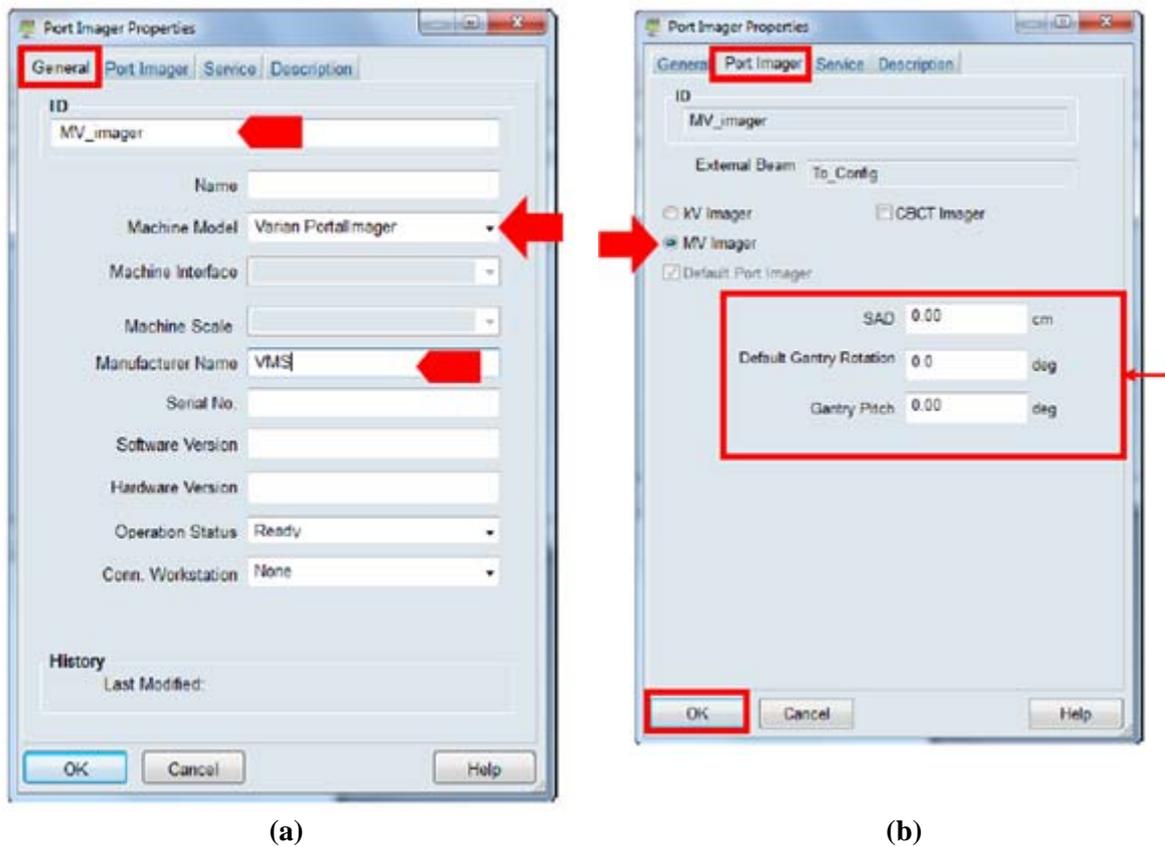


Figura 7-2 Creación del detector de imágenes portales (a) Definición de nombre y fabricante; (b) Definición del rango de detección.

B. Administración de radioncología_Plantillas de Secuencia

En el espacio “RT Administration” de ARIA, y en el menú “Templates”, es creada una nueva plantilla de secuencia con nombre “Integrated Image” y con ID “Portal Dosimetry”. Obsérvense la Figura 7-3 y la Figura 7-4.

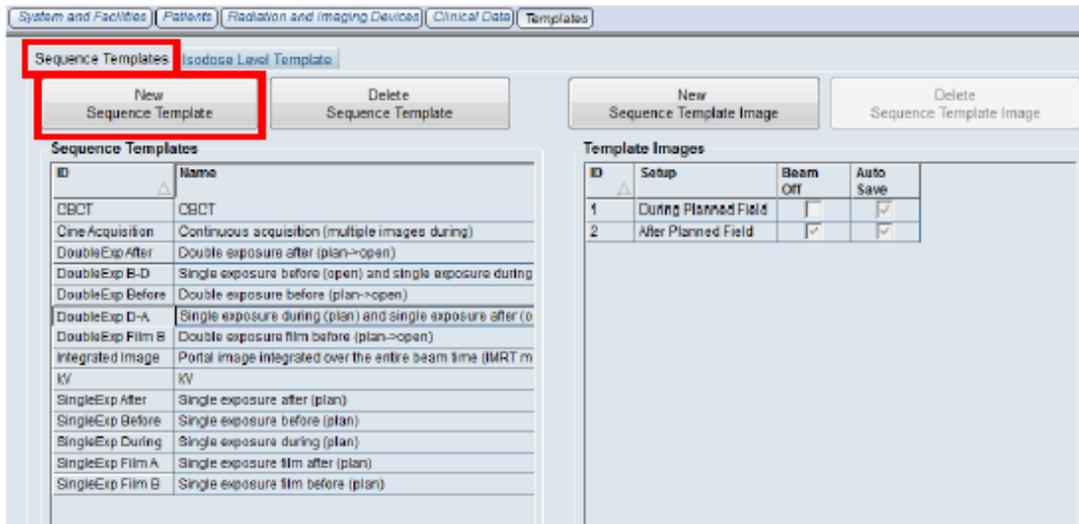


Figura 7-3 Imagen del entorno “RT Administration” ejecutando la instrucción de creación de una nueva plantilla de secuencia.

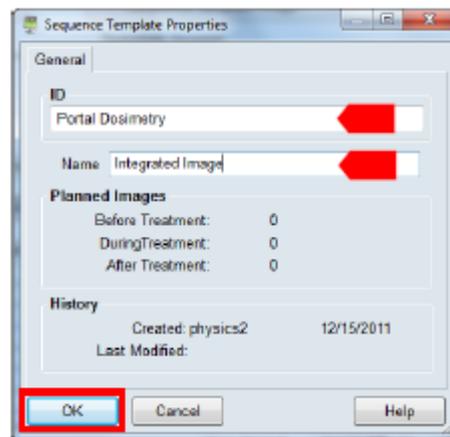


Figura 7-4 Creación de la plantilla de secuencia “Integrated Image”

A continuación, se señala en el sistema que la plantilla de secuencia “*Integrated Image*” estará asociada con imágenes portales adquiridas en el modo de *Imagen Integrada* y serán adquiridas *Durante* el disparo del haz de radiación, como se indica en la Figura 7-5.

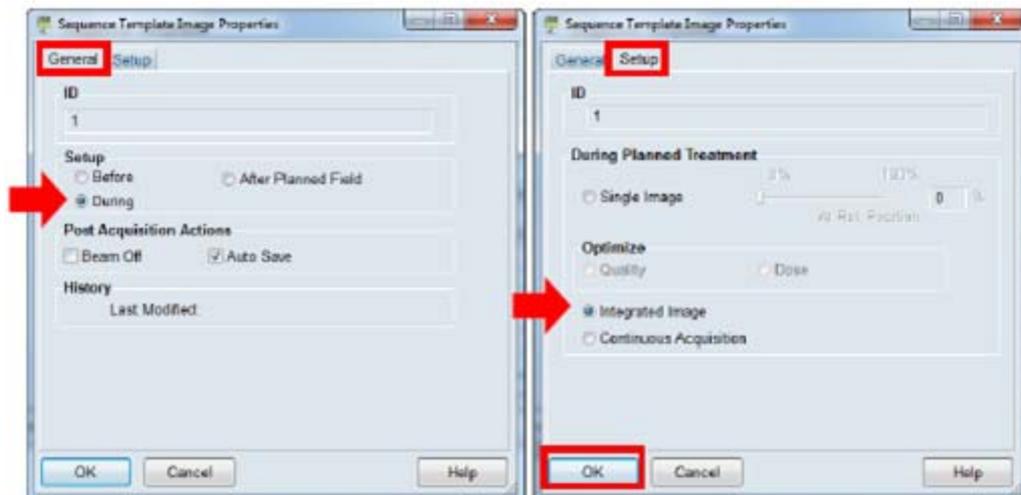


Figura 7-5 Definición de características de las imágenes asociadas a la plantilla de secuencia “Integrated Image”.

C. Administración de Tratamientos en la 4DITC_Definición de la Plantilla de Secuencia

En el espacio “Treatment Administration”, y en el menú “Machine Configuration”, la plantilla de secuencia creada en el ítem anterior es vinculada ahora a la consola de tratamientos, habilitando desde ella la adquisición de imágenes portales.

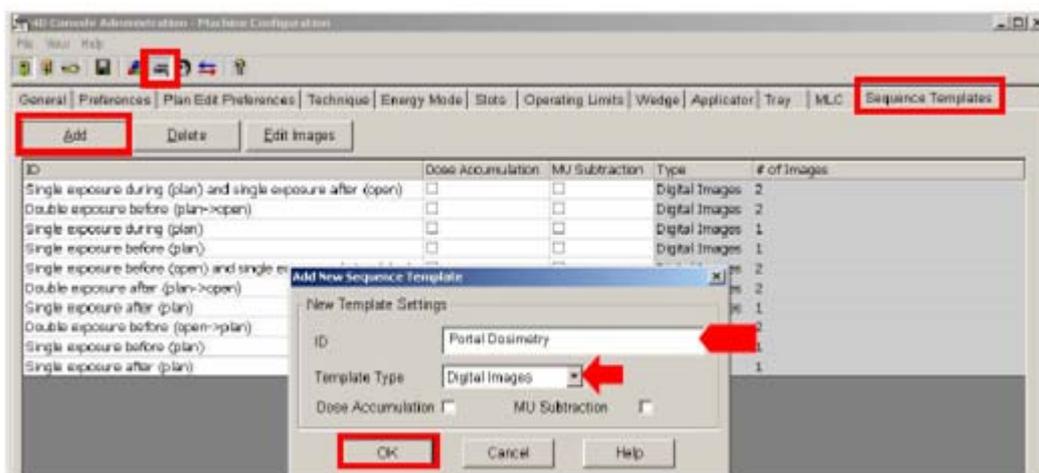


Figura 7-6 Habilitación de la plantilla de secuencia “Integrated Image” en la estación 4DITC.

D. AM Maintenance

En el espacio “AM Maintenance”, la opción de “Acquisition Technique” es ajustada al modo de adquisición de **Imagen Integrada** al tiempo que es seleccionada la resolución del detector que está disponible en el sistema IAS3, en nuestro caso, la mitad de la resolución en vista de que la licencia autorizada para nuestro detector es aS500. Ver Figura 7-7.

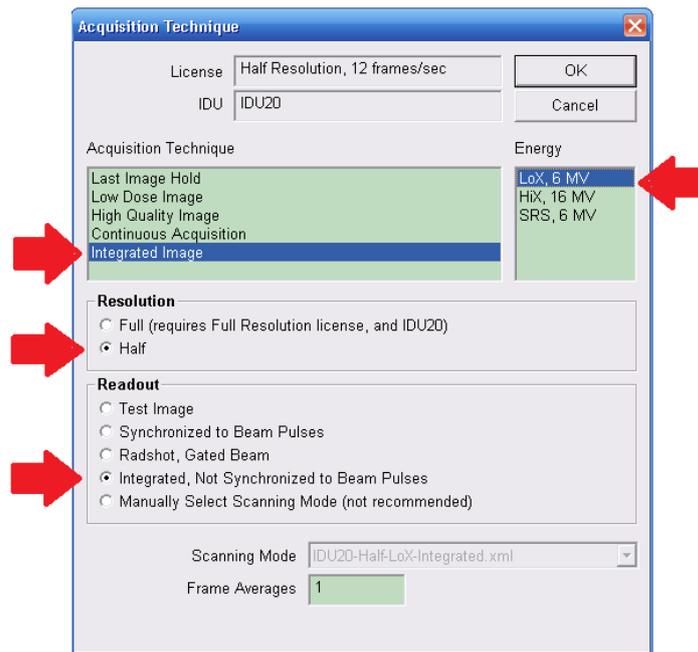


Figura 7-7 Ajuste del modo de adquisición y de la resolución del sistema en el "AM Maintenance".

7.1.2 Configuración del hardware

Aquí se realizan todas las configuraciones de hardware necesarias para el adecuado funcionamiento del sistema *Portal Dosimetry*, incluyendo la alineación del isocentro con el punto efectivo del detector, la configuración de la posición de referencia del IDU y el almacenamiento de las posiciones de calibración del EPID.

A. Isocentro del detector

La cubierta protectora del IDU es removida y el pixel central del detector es correctamente alineado con el isocentro de la máquina. Esta ubicación (0.0, 0.0, 0.0) es escogida como la posición de referencia del brazo robótico. Esta posición, así como las distancias verticales SDD=105 y SDD=145 cm son guardadas en las posiciones de memoria [P1], [P2] y [P3] respectivamente, del control pendant del IDU.

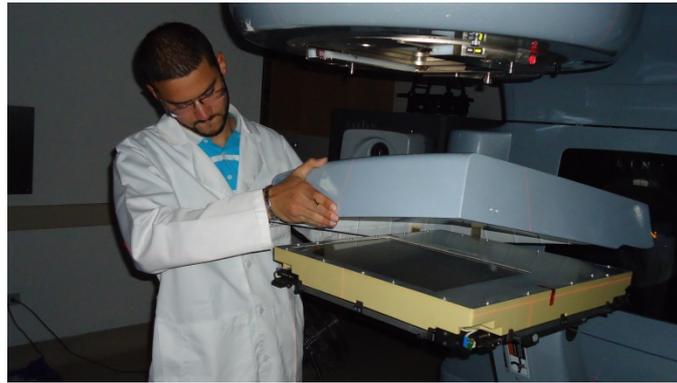
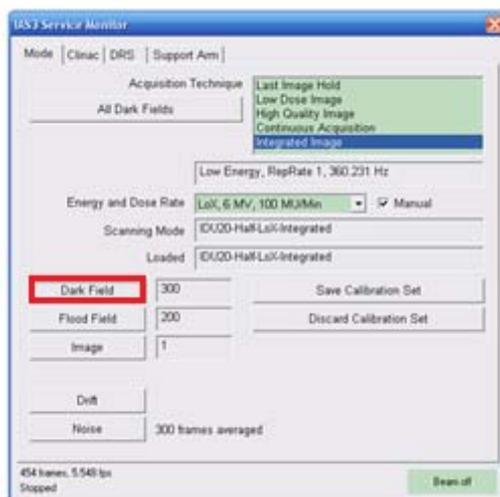


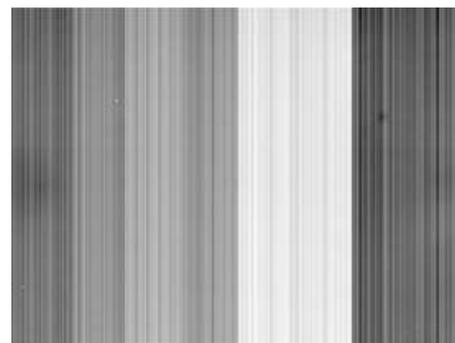
Figura 7-8 El autor removiendo la cubierta protectora del EPID para ajustar del isocentro

B. Calibración de Campo Oscuro y Campo Pleno_Monitor de Servicio del IAS3

En el espacio “AM Maintenance” y en el menú “Service Monitor”, las imágenes de calibración son adquiridas en modo **Integrated Image** con la IDU ubicada en la posición de calibración SDD=105 cm. Para cada tasa de dosis fue adquirida primero la imagen de campo oscuro, utilizando la opción “**Dark Field**” (ver Figura 7-9a) promediando 300 cuadros, en modo de no radiación. Las imágenes de campo oscuro para cada tasa de dosis tienen casi la misma apariencia, según se muestra en la Figura 7-9b. Como puede observarse, tiene la misma forma de patrones grises verticales descritos por el fabricante.



(a)



(b)

Figura 7-9 (a) Parámetros de adquisición de la imagen de campo oscuro; (b) Imagen de campo oscuro para la tasa de dosis de 100 MU/min y energía de 6X.

Enseguida, la imagen de campo pleno para cada tasa de dosis es adquirida utilizando la opción “**Flood Field**” (ver Figura 7-10a) y promediando 200 cuadros mientras el EPID es irradiado con un campo rectangular que cubre completamente el área efectiva del detector. Las imágenes de campo pleno tienen forma similar para todos los casos, como se ilustra en la Figura 7-10b. La

línea negra vertical que aparece hacia la izquierda de la imagen representa una columna de píxeles que no funcionan de manera adecuada.

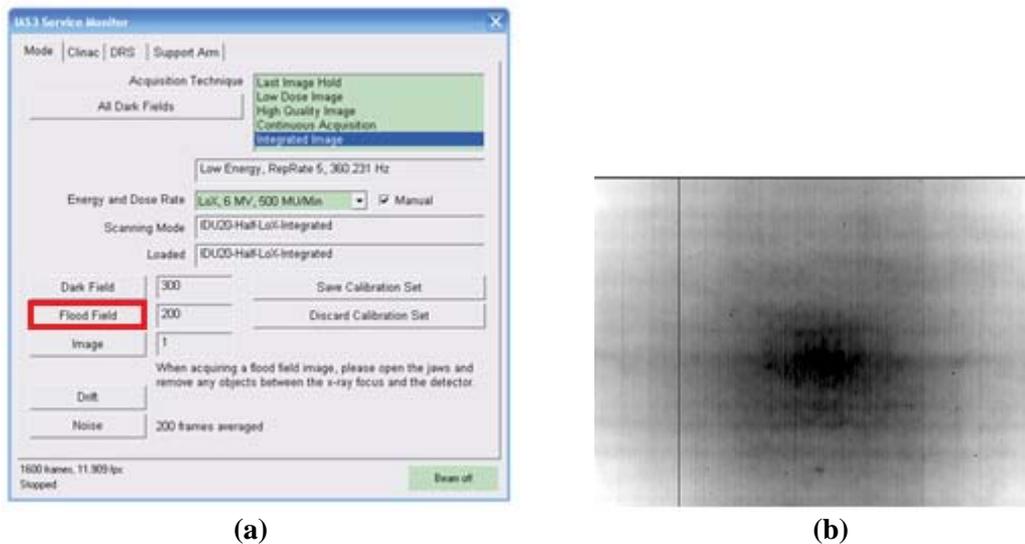


Figura 7-10 (a) Parámetros de adquisición de la imagen de campo pleno; (b) Imagen de campo pleno para tasa de dosis de 500 MU/min y energía de 6X.

Finalmente, adquiridas todas las imágenes de calibración, el conjunto entero es guardado en el sistema a través de la opción “Save Calibration Set”, mostrada en la Figura 7-11.

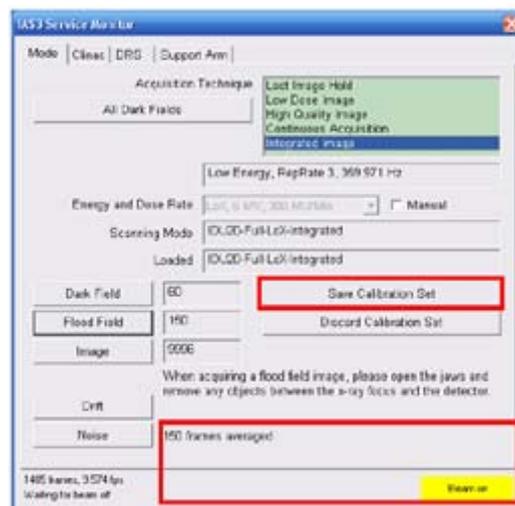


Figura 7-11 Guardando las imágenes DF y FF de calibración.

C. Calibración dosimétrica

En el espacio “AM Maintenance” y en el menú “Dosimetry Calibration”, cada uno de las combinaciones de tasa de dosis/energía deberá ser calibrada mediante un procedimiento en el

que, a la SDD de calibración, la medida del EPID es asociada con una dosis absoluta que es posteriormente normalizada y corregida de acuerdo con el perfil diagonal de la máquina.

Una vez escogido la tasa de dosis, la posición de calibración del IDU es seleccionada, indicando también al sistema que la lectura del EPID será corregida por el perfil diagonal del haz y, adicionalmente, que la dosis deberá ser normalizada (ver Figura 7-12).

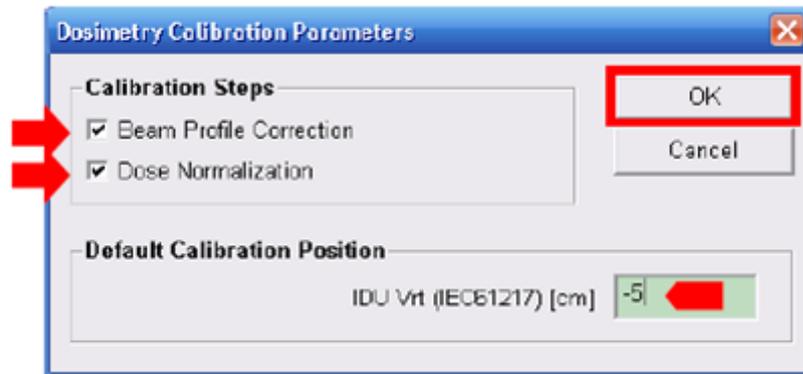


Figura 7-12 Selección de parámetros para calibración dosimétrica.

Tan pronto se efectúa la selección de los parámetros de calibración dosimétrica en el paso anterior, se procede a realizar la irradiación sobre el EPID con un campo cuadrado de 10 cm x 10 cm y 100 unidades de monitor. De inmediato, una imagen dosimétrica a color es generada en el “AM Maintenance” (Figura 7-13). Todas las imágenes resultantes de la calibración dosimétrica tienen forma similar.

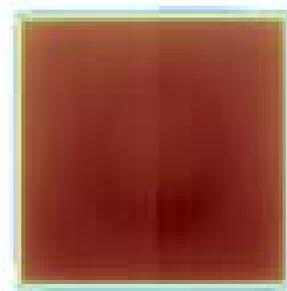


Figura 7-13 Imagen de calibración dosimétrica para tasa de dosis de 100 MU/min y energía 6X.

Finalmente, el proceso de calibración absoluta termina cuando el valor de pixel central del EPID es asociado a un valor de dosis que corresponda adecuadamente al número de unidades de monitor entregadas, como se muestra en la Figura 7-14. En este caso, que han sido usadas 100 unidades de monitor a isocentro, indicaremos que la lectura corresponde al valor de 90.7 unidades de calibración, incluyendo ya la disminución equivalente a la ley de inverso cuadrado de la intensidad de radiación.

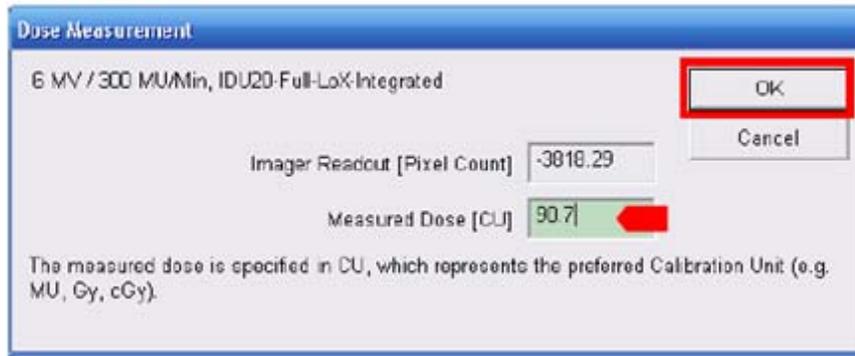


Figura 7-14 Normalización de la dosis para tasa de dosis de 100 MU/min y energía 6X.

7.1.3 Medición de los factores de salida

Aquí se realizan la creación de un plan de prueba para la medición de los factores de salida y se utilizará el *Portal Dosimetry* como herramienta de medición de los mismos, para cada uno de los distintos tamaños de campo.

A. Creación del Plan de Factores de Salida

Dentro del paciente que se ha denominado “PDIP OutputFactors”, identificado en nuestra base de datos como “PD-998”, el curso de tratamiento “OutputFactor6X” ha sido creado como un total de siete planes, Y03, Y05, Y10, Y15, Y20, Y28 y Y38, que contienen cada uno campos de irradiación con todos los tamaños de campo rectangulares que resultan de permutar las dimensiones 3, 5, 10, 15, 20, 28 y 38 cm (excepto el campo de 38cmx38cm). Cada uno de estos campos es creado para ser entregado directamente desde la máquina (sin ningún tipo de cálculo asociado) con 50 unidades de monitor y una tasa de dosis de 500 MU/min, a la distancia SDD de calibración, parámetros que confirma la Figura 7-15.

OutputFactor, PDIP (PD-998) - Parámetros del plan (Administrador)

OutputFactor, PDIP PD-998 Sin actividad actual Lista de trabajo Quick Links

Archivo Editar Ver Insertar Parámetros Herramientas Ventana

Vista de planifica

Prescripción de tratamiento Parámetros del plan Puntos de referencia Treatment Preparation Programación del plan Resumen RT Registro de edición

OutputFactor6X

- Y03
 - 03x03
 - 05x03
 - 10x03
 - 15x03
 - 20x03
 - 28x03
 - 38x03
- Y05
- Y10
- Y15
- Y20
- Y28
- Y38

Etapa de tratam. OutputFactor6X - Desconocido Volumen None

Plan Y03 Validar Máquina iX 4034

Orden/tipo campo	1 / Trat	2 / Trat	3 / Trat	4 / Trat	5 / Trat	6 / Trat	7 / Trat
ID campo	03x03	05x03	10x03	15x03	20x03	28x03	38x03
Nombre del campo	03x03	05x03	10x03	15x03	20x03	28x03	38x03
Technique	STATIC						
Escala	Varian IEC						
Energy	6X						
Dose Rate [MU/min]	500	500	500	500	500	500	500
MU [UM]	50	50	50	50	50	50	50
Time [min]	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00
Tabla de tolerancias	CONFRMAL						
SSD calculada [cm]							
SSD planificada [cm]							
Gantry Rtn [deg]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Coll Rtn [deg]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Field X [cm]	3.0	5.0	10.0	15.0	20.0	28.0	38.0
X1 [cm]							
X2 [cm]							
Field Y [cm]	3.0	3.0	3.0	3.0	3.0	3.0	3.0
Y1 [cm]							
Y2 [cm]							
MLC	Ninguno						
Cuña dinámica							
Int Mount							
Acc Mount							
Comp Mount							
e - Aperture							
Bolus							
Couch Vrt [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Couch Lng [cm]	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0
Couch Lat [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Couch Rtn [deg]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Imager Vrt [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Imager Lng [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Imager Lat [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Notas de ajuste							

Preparado

Figura 7-15 Vista de los parámetros del plan Y03, el cual contiene las características de los campos con $Y=3$ cm.

Es importante aclarar que el último de los planes, Y38, requiere ajustar el ángulo del colimador a 90° (ver Figura 7-16) por la limitación en la dimensión longitudinal del detector, así como también es necesario eliminar el campo 38 cm x 38 cm debido a que éste excede las dimensiones del área efectiva del EPID, lo que supone el riesgo de irradiar la electrónica del IDU.

OutputFactor, PDIP (PD-998) - Parámetros del plan (Administrador)

OutputFactor, PDIP PD-998 Sin actividad actual Lista de trabajo Quick Links

Archivo Editar Ver Insertar Parámetros Herramientas Ventana

Vista de planifica

Prescripción de tratamiento Parámetros del plan Puntos de referencia Treatment Preparation Programación del plan Resumen RT Registro de edición

OutputFactor6X

- Y03
- Y05
- Y10
- Y15
- Y20
- Y28
- Y38
 - 03x38
 - 05x38
 - 10x38
 - 15x38
 - 20x38
 - 28x38

Etapa de tratam. OutputFactor6X - Desconocido

Plan Y38 Validar

Orden/tipo campo	1 / Trat	2 / Trat	3 / Trat	4 / Trat	5 / Trat	6 / Trat
ID campo	03x38	05x38	10x38	15x38	20x38	28x38
Nombre del campo	03x38	05x38	10x38	15x38	20x38	28x38
Technique	STATIC	STATIC	STATIC	STATIC	STATIC	STATIC
Escala	Varian IEC					
Energy	6X	6X	6X	6X	6X	6X
Dose Rate [MU/min]	500	500	500	500	500	500
MU [UM]	50	50	50	50	50	50
Time [min]	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00
Tabla de tolerancias	CONFRMAL	CONFRMAL	CONFRMAL	CONFRMAL	CONFRMAL	CONFRMAL
SSD calculada [cm]						
SSD planificada [cm]						
Gantry Rtn [deg]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Coll Rtn [deg]	90.0	90.0	90.0	90.0	90.0	90.0
Field X [cm]	3.0	5.0	10.0	15.0	20.0	28.0
X1 [cm]						
X2 [cm]						
Field Y [cm]	38.0	38.0	38.0	38.0	38.0	38.0
Y1 [cm]						
Y2 [cm]						
MLC	Ninguno	Ninguno	Ninguno	Ninguno	Ninguno	Ninguno
Cuña dinámica						
Int Mount						
Acc Mount						
Comp Mount						
e - Aperture						
Bolus						
Couch Vrt [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Couch Lng [cm]	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0
Couch Lat [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Couch Rtn [deg]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Imager Vrt [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Imager Lng [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Imager Lat [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Notas de ajuste						

Preparado

plan de Output Fa... OutputFactor, PDI...

Figura 7-16 Vista de los parámetros del plan Y38, el cual contiene las características de los campos con Y=38 cm. La rotación del colimador es 90° para todos los campos.

Finalmente, los planes de tratamiento son agendados (Figura 7-17 y Figura 7-18), incluyendo la adquisición de imágenes portales en la modalidad de imagen integrada para cada uno de los campos.

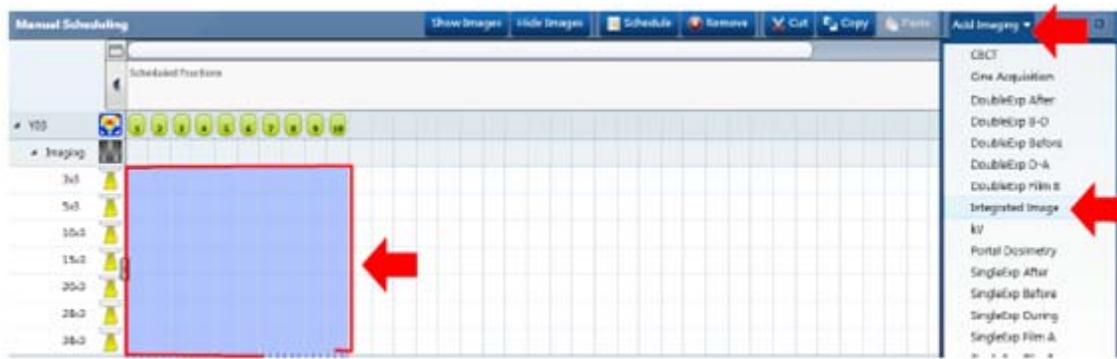


Figura 7-17 Añadiendo imágenes portales en modo integrado a los campos que serán irradiados para adquirir los factores de salida.

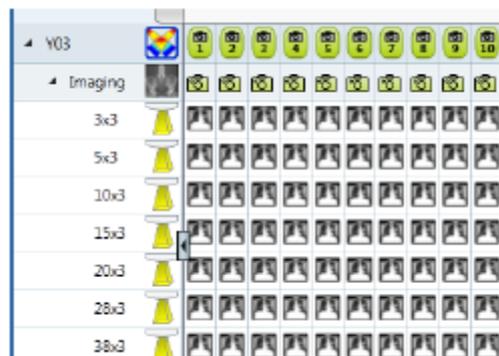


Figura 7-18 Se ha indicado en la agenda del plan que las imágenes portales deberán ser tomadas al momento de irradiar cada uno de los campos.

B. Medición de los factores de salida

Utilizando la herramienta “*Output Factor Tool...*” del software *Portal Dosimetry*, los factores de salida de cada uno de los tamaños de campo son obtenidos como la medida promedio del cuadro central de 2cm x 2cm de cada imagen dosimétrica adquirida.

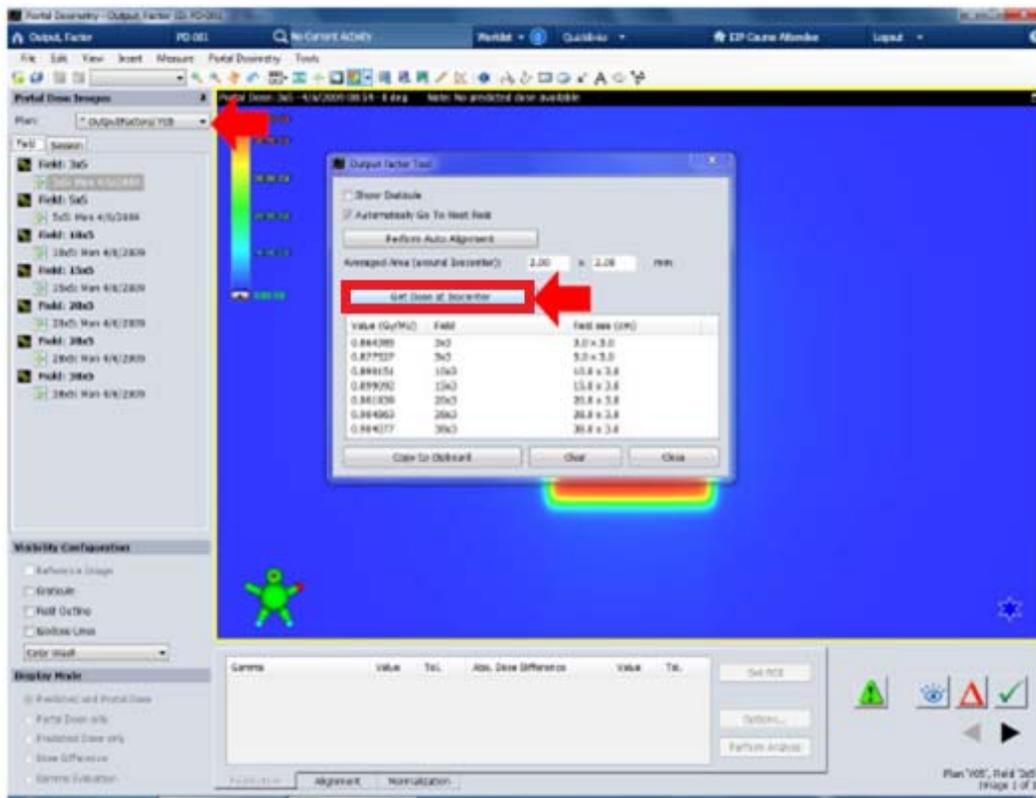


Figura 7-19 Adquiriendo el factor de salida en el centro del campo de 3cm x 3cm en el Portal Dosimetry

La tabla generada como resultado de la medición de los factores de salida para todos los campos, es consignada en un archivo de extensión “txt” y guardado en una ubicación de fácil acceso. Esta tabla se muestra en la Figura 7-20.

The screenshot shows a Notepad window titled 'Output Factors Table: Bloc de notas'. The window contains a table of output factors for various field sizes and depths. The table has three columns: 'Value (Gy/MU)', 'Field', and 'Field size (cm)'. The 'Field' column lists field sizes (3x3, 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 28x28, 38x38) and the 'Field size (cm)' column lists the corresponding field sizes. The 'Value (Gy/MU)' column contains the output factor values.

Value (Gy/MU)	Field	Field size (cm)
0.842389	3x3	3.0 x 3.0
0.877927	5x5	5.0 x 5.0
0.898151	10x10	10.0 x 10.0
0.899702	15x15	15.0 x 15.0
0.881036	20x20	20.0 x 20.0
0.894862	28x28	28.0 x 28.0
0.894377	38x38	38.0 x 38.0

Figura 7-20 Tabla de factores de salida.

7.1.4 Configuración del algoritmo PDIP

Aquí se realizan la configuración del algoritmo de predicción de imágenes portales en el sistema de planificación *Eclipse*.

A. Creación del Plan de Configuración en Eclipse

En el espacio “External Beam Planning” del sistema de planificación *Eclipse*, es creado un plan denominado “PDIPConfig6X” sobre el paciente llamado “SquareBox PDIP” e identificado con el ID “PH-997”, el cual consiste en un maniquí cúbico de 40 cm de lado ajustado a las unidades Hounsfield del agua. Sobre este plan, la fluencia óptima almacenada en la carpeta de datos preconfigurados del DCF del servidor local de Varian, es cargado en el plan y calculado en la modalidad de ventana deslizante.

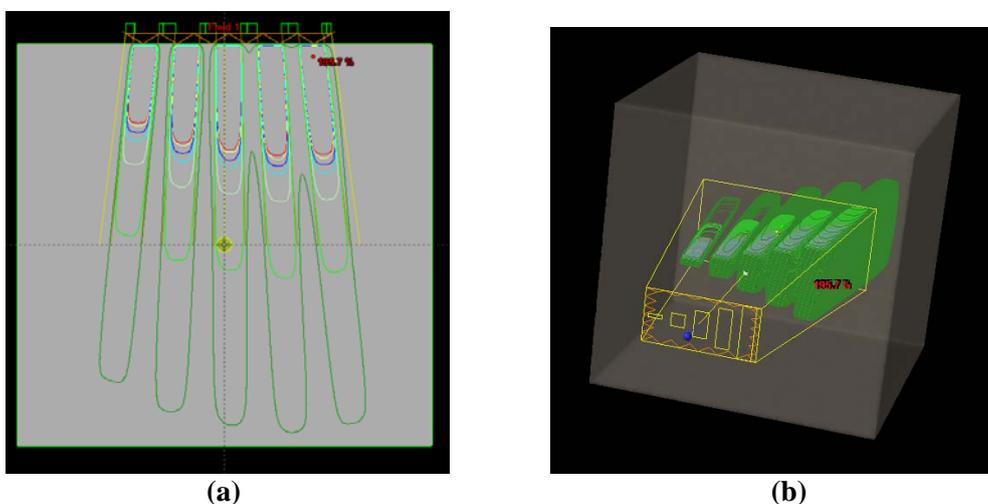


Figura 7-21 (a) Vista transversal de la distribución de dosis del campo de fluencia óptima; (b) vista tridimensional del campo de fluencia óptima.

Finalmente, el plan de tratamiento es agendado, de modo que se incluya la adquisición de imágenes portales en la modalidad de “Portal Dosimetry” para todas las sesiones.

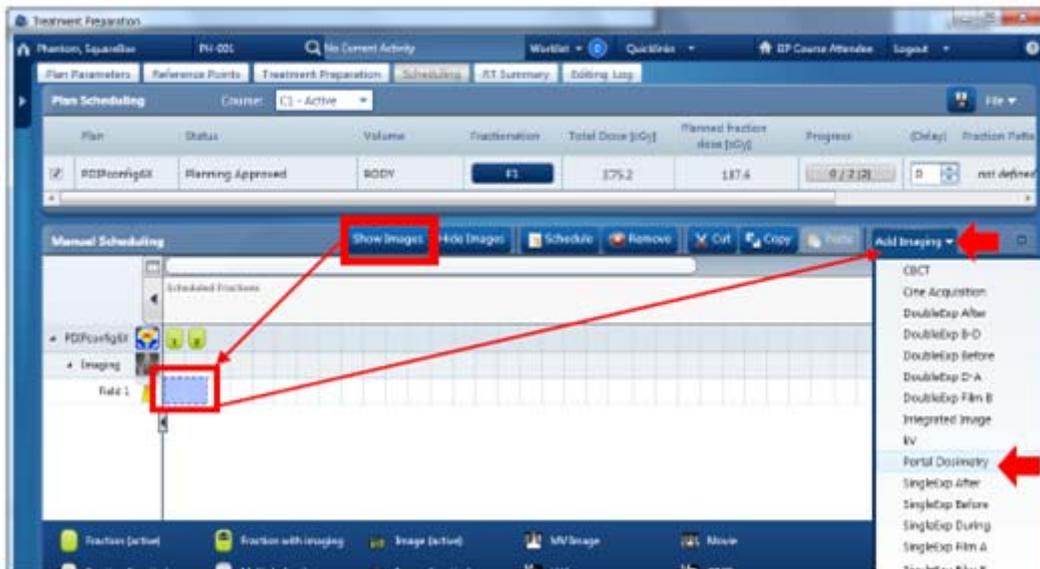


Figura 7-22 Agendando el plan e instruyendo al sistema para adquirir imágenes portales una vez irradiado el campo de fluencia óptima.

B. Adquisición de las imágenes del campo de fluencia óptima

El campo de fluencia óptima es entregado directamente sobre el EPID en dos instancias independientes: a SDD=105 cm y a SDD=145 cm. Estas fluencias son exportadas como archivos con extensión “txt” y almacenados en una ubicación de fácil acceso con el nombre de “Fluencia Actual”. La imagen dosimétrica en el *Portal Dosimetry* obtenida luego de irradiar el campo de fluencia óptima a SDD=105 cm se muestra en la Figura 7-23.

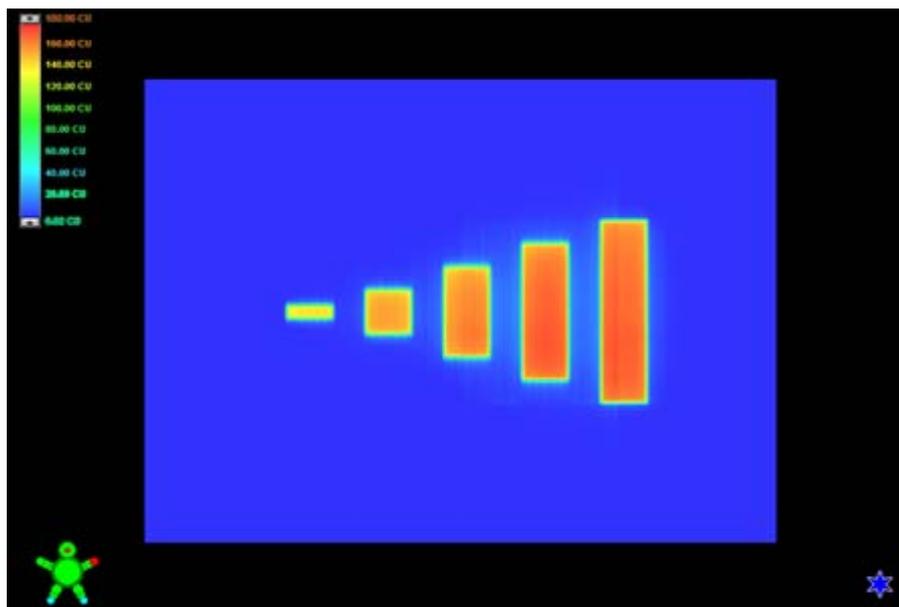


Figura 7-23 Imagen dosimétrica del campo de fluencia óptima irradiado con SDD=105 cm.

C. Configuración del Algoritmo PDIP

En la opción “Beam Configuration” de *Eclipse*, un nuevo conjunto de datos es creado en el espacio dedicado exclusivamente para el algoritmo PDIP.

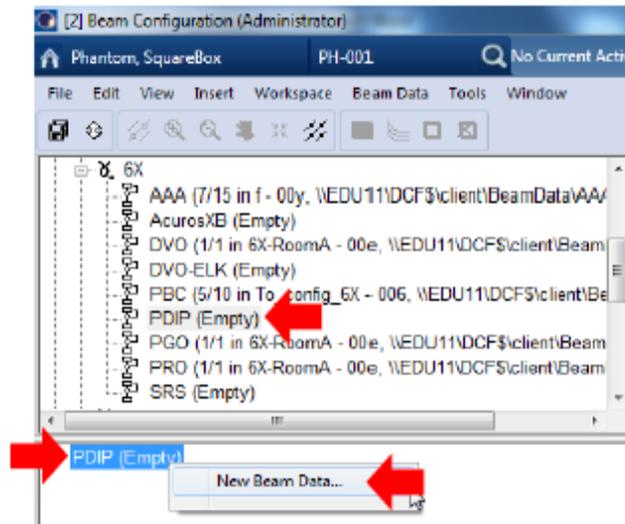


Figura 7-24 Añadiendo un nuevo conjunto de datos para configuración del algoritmo PDIP.

El número de unidades de monitor utilizadas para el proceso de calibración es indicado en el sistema.

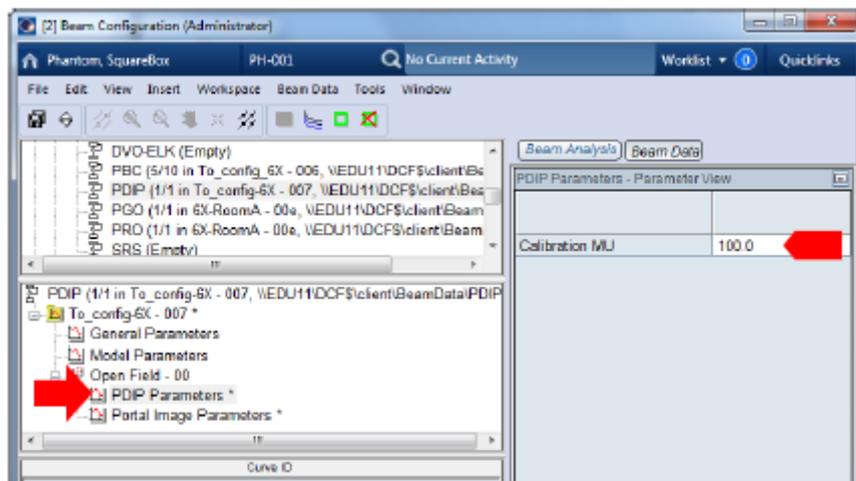


Figura 7-25 Ajuste del número de unidades de monitor usadas en la calibración.

El número de imágenes portales usadas en el proceso de configuración se indica, así como también la orientación del colimador para cada una de ellas.

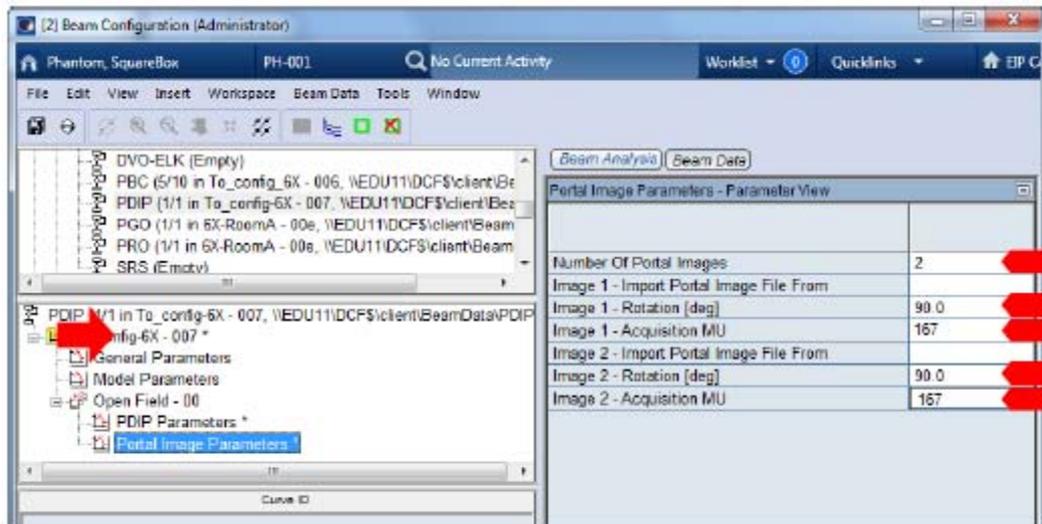


Figura 7-26 Ajuste del número de imágenes portales, sus unidades monitor y rotación del colimador, usados por cada SDD en el campo de fluencia óptima.

Un perfil de intensidades, tomado del Algoritmo de Cálculo PBC del sistema, es usado para la calibración del algoritmo PDIP. La profundidad de dosis máxima se indica en la casilla inferior.

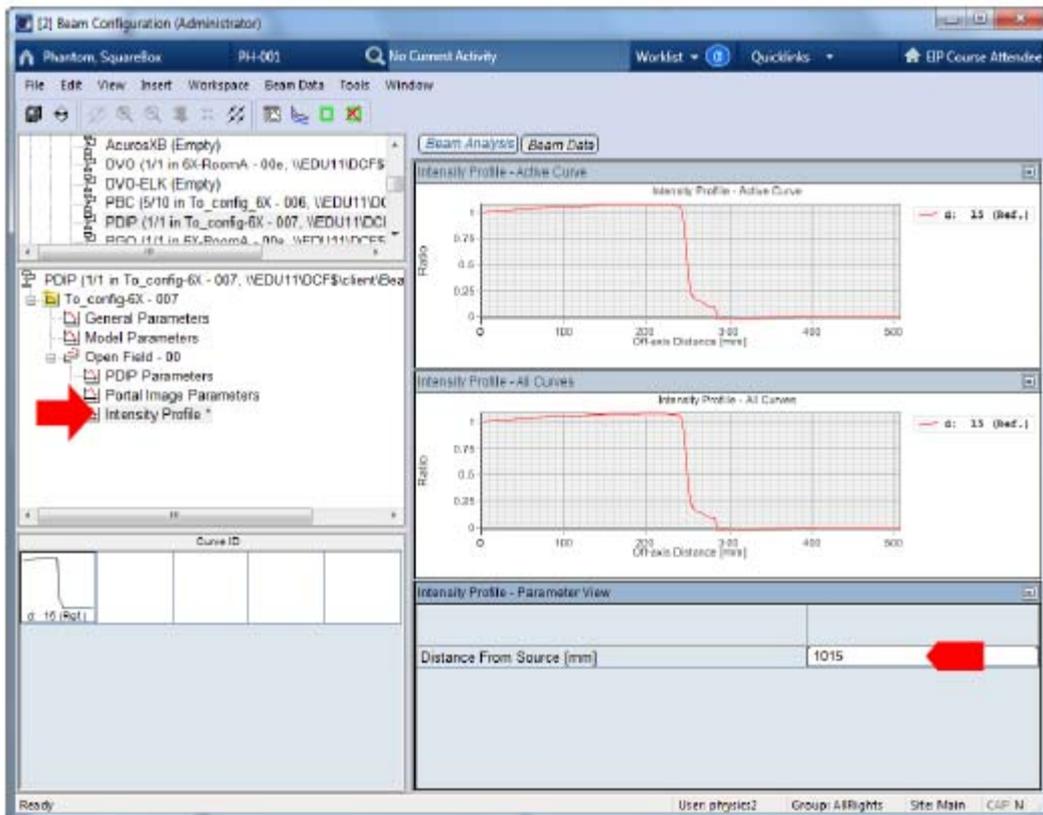


Figura 7-27 Creación del perfil de intensidades del algoritmo PDIP.

A continuación se importa dentro del plan de configuración del algoritmo la fluencia actual y la tabla de factores de salida que fue medida mediante la herramienta “Portal Dosimetry Tool...”.

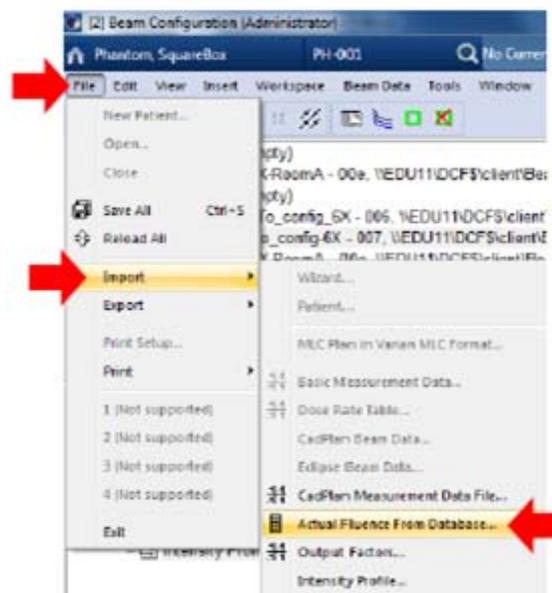


Figura 7-28 Incorporando la fluencia actual en la configuración del algoritmo PDIP.

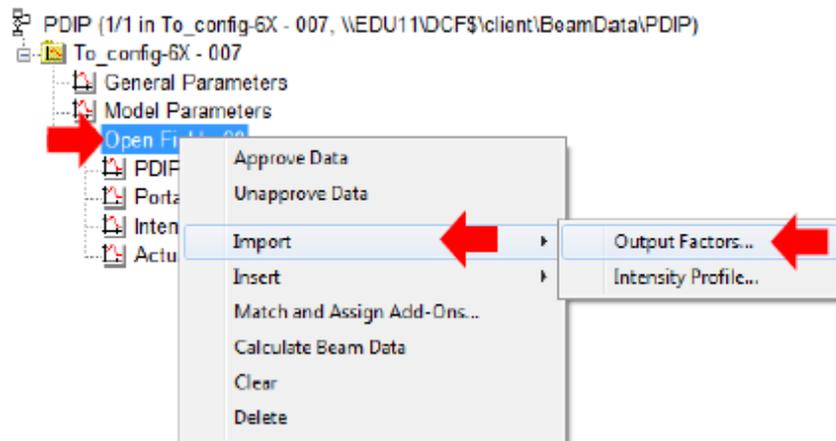


Figura 7-29 Incorporando los factores de salida en la configuración del algoritmo PDIP.

Posteriormente se realiza el proceso de reajuste de los factores de salida, indicando al sistema la correspondencia entre el número de unidades de calibración y el número de unidades de monitor para el campo de referencia.

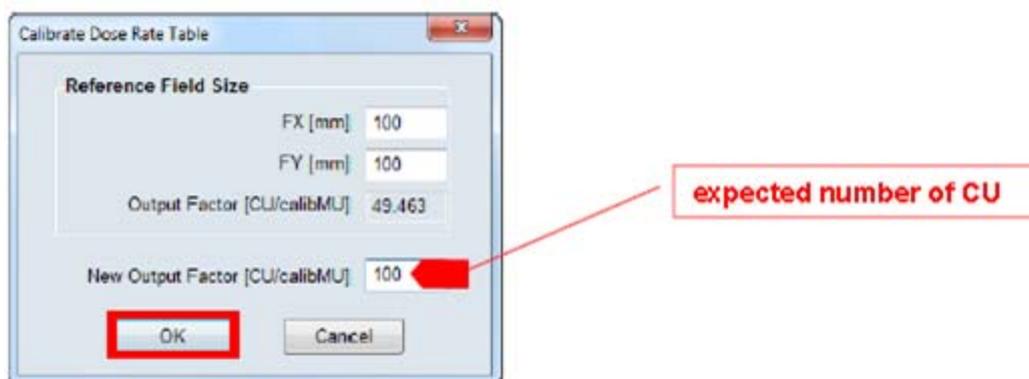


Figura 7-30 Reajuste de la tabla de factores de salida.

Finalmente, se efectúa el cálculo de todos los datos ingresados al sistema y su posterior aprobación.

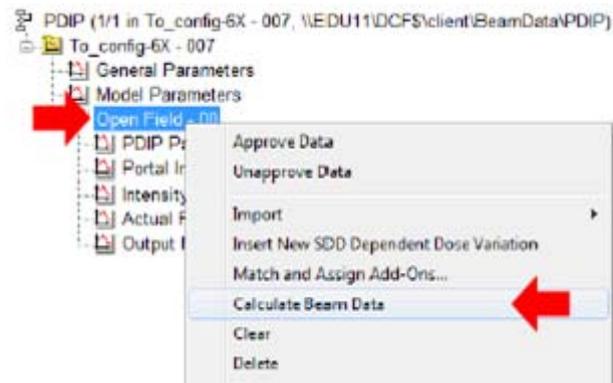


Figura 7-31 Cálculo a partir de los datos ingresados al algoritmo PDIP

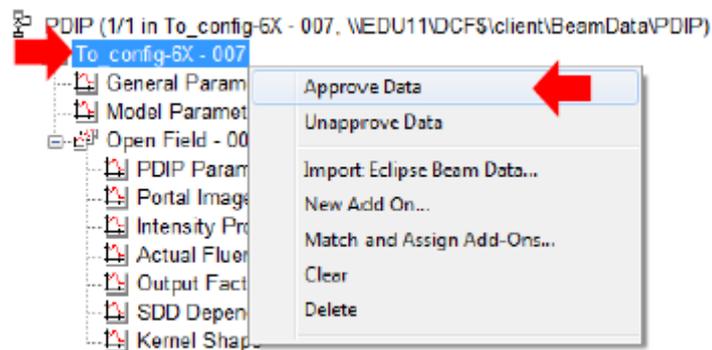


Figura 7-32 Aprobación de los datos calculados

7.1.5 Comisionamiento del algoritmo PDIP

En el espacio “Beam Configuration” de *Eclipse*, es creado un nuevo plan de verificación denominado “PD-Commissioning” a partir del antiguo plan de configuración del algoritmo PDIP “PDIPConfigu6X”.

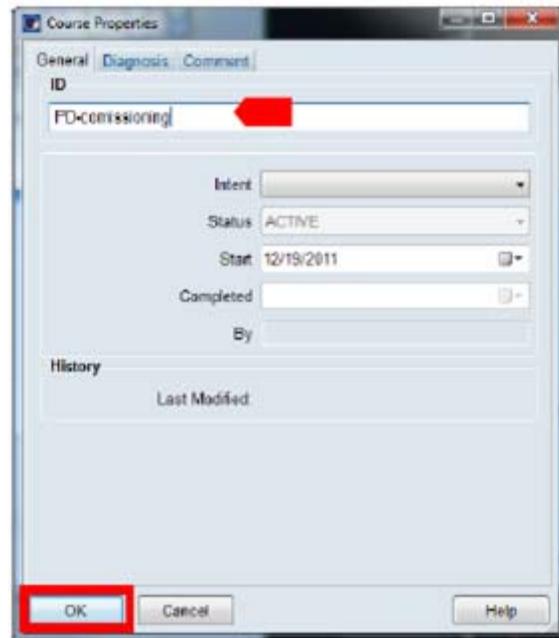


Figura 7-33 Creación del plan de verificación para comisionamiento del algoritmo PDIP

Es seleccionada la opción “Portal Dose Prediction” e indicada la distancia SDD de calibración. Finalmente son calculados los datos.

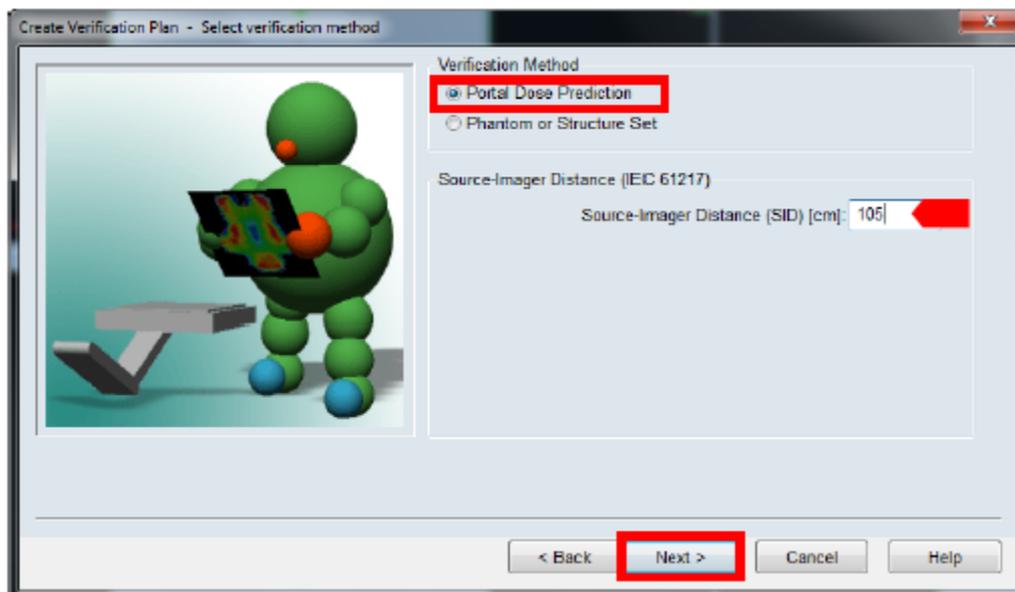


Figura 7-34 Ajuste de los parámetros de verificación

Una vez son seleccionados los parámetros para la verificación y calculados los datos, el recientemente creado plan de verificación es abierto en el *Portal Dosimetry*, como indica la Figura 7-35. En este entorno puede observarse la imagen predicha por el algoritmo, la imagen

real adquirida, los perfiles de dosis en los ejes centrales y un histograma de valores gamma (véase también Figura 6-9).

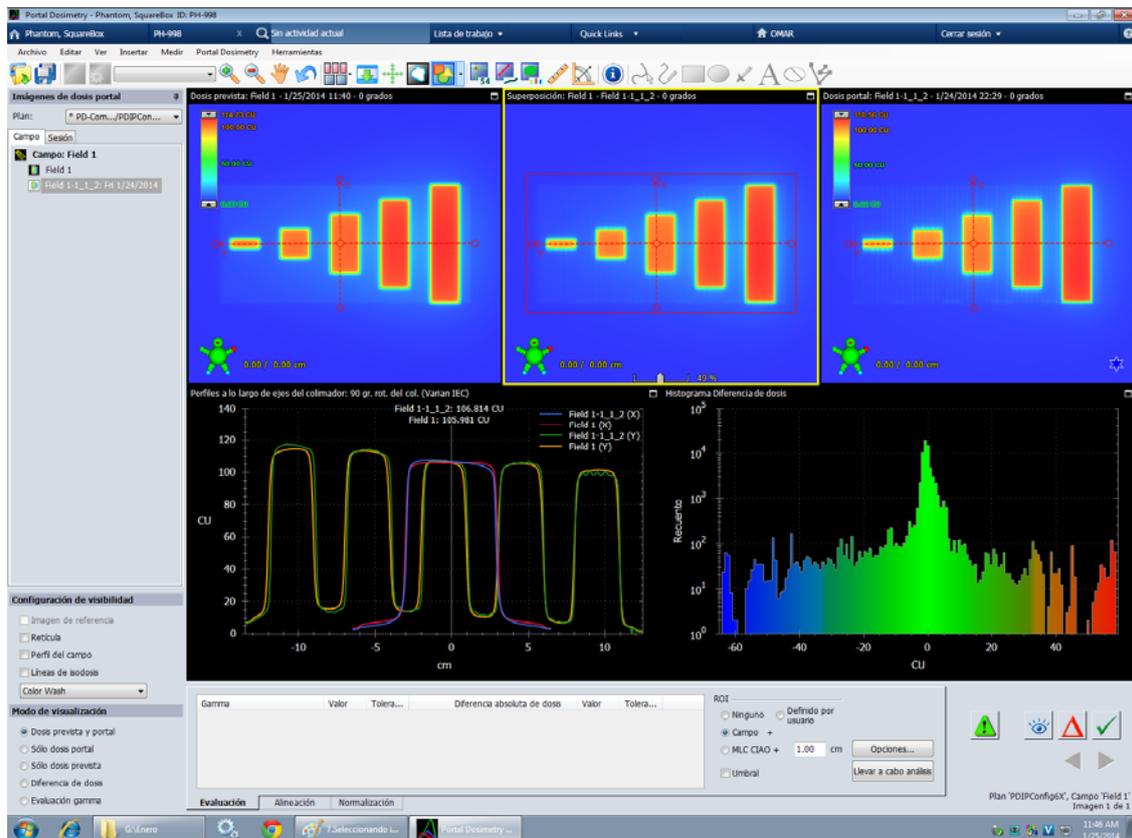


Figura 7-35 *Portal Dosimetry* mostrando los resultados de la irradiación del plan de verificación

Los parámetros para la evaluación gamma son ajustados de acuerdo con la recomendación del fabricante para el comisionamiento del *Portal Dosimetry*, es decir, que el 97% del total de los puntos de la matriz bidimensionales predicha y adquirida satisfaga los criterios de análisis gamma (véase el apartado 6.2 “El método de evaluación gamma”): Tolerancia de dosis 4% y DTA=4mm, sin ningún ROI seleccionado (Figura 7-36).

Figura 7-36 Ajuste de los parámetros para evaluación gamma en el comisionamiento del Portal Dosimetry

Los resultados de la evaluación gamma realizada por el *Portal Dosimetry* indican que el índice gamma del 99,8% de los puntos es inferior a la unidad, de modo que el comisionamiento puede considerarse satisfactorio según el criterio sugerido por el fabricante.

Gamma (4.0 %, 4.0 mm)	Valor	Tolera...	Diferencia absoluta de dosis	Valor	Tolera...
Área Gamma < 1.0	98.8 %		Diferencia de dosis máxima	64.08 ...	
Gamma máximo	2.83		Promedio de diferencia de d...	1.52 CU	
Gamma promedio	0.17		Área de diferencia de dosis >...	53.1 %	
Área Gamma > 0.8	1.9 %		Área de diferencia de dosis >...	24.8 %	
Área Gamma > 1.2	0.6 %				

ROI: Ninguno Definido por usuario
 Campo + MLC CIAO + 1.00 cm
 Umbral

Figura 7-37 Resultados de la evaluación gamma en el comisionamiento del Portal Dosimetry

La Figura 7-38, que corresponde a la vista de impresión de los datos, muestra los resultados también en forma gráfica, señalando expresamente las regiones con mayor concentración de puntos que no satisfacen los criterios de evaluación. ^[11]

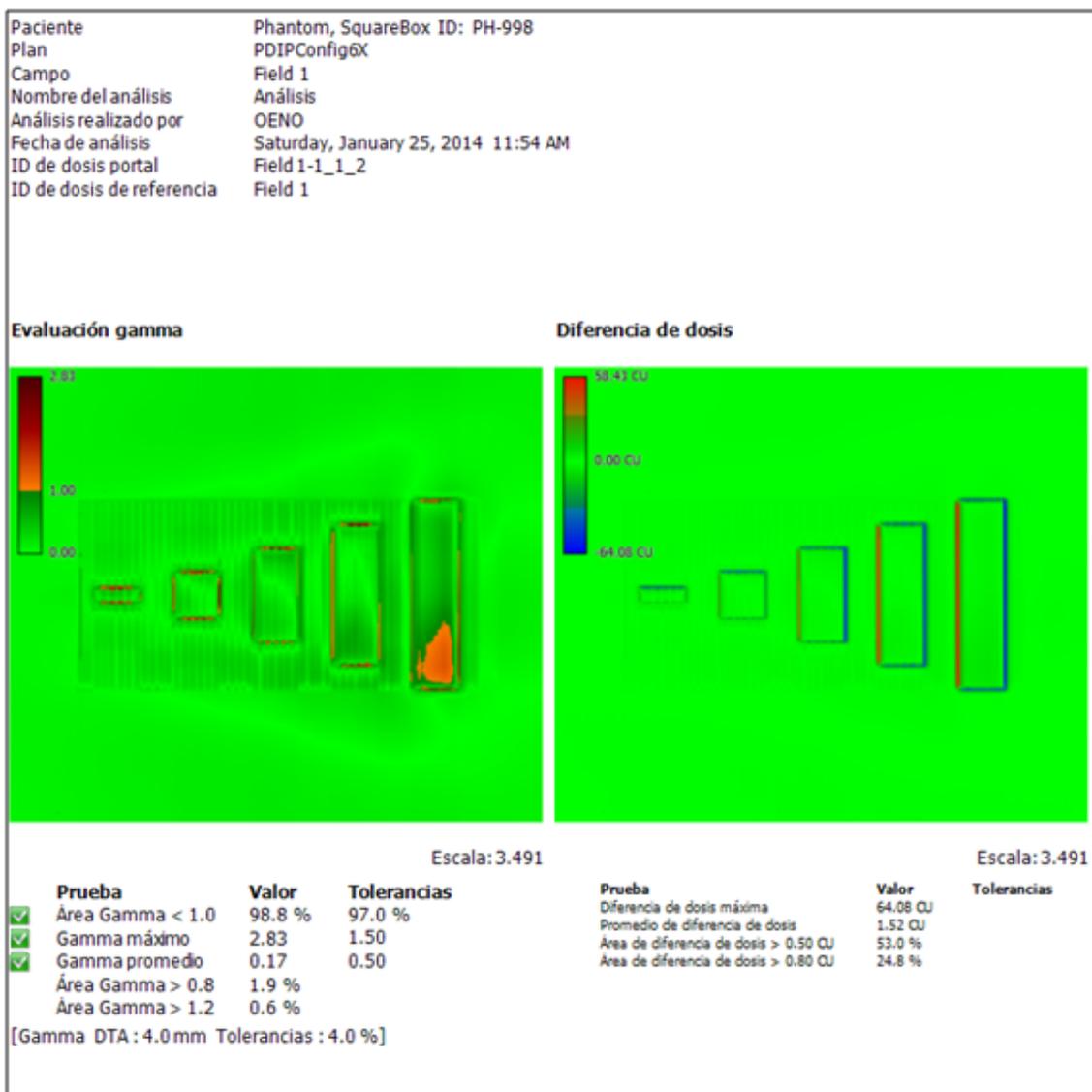


Figura 7-38 Vista de impresión de los resultados del test gamma en el comisionamiento del Portal Dosimetry

7.2 Caracterización dosimétrica del EPID

7.2.1 Linealidad y ruido

Esta prueba pretende comprobar que la respuesta del EPID es reproducible en períodos cortos de tiempo, permitiendo conocer la incertidumbre en las medidas de dosimetría.^[3] Se realizaron irradiaciones del EPID con distinto número de unidades de monitor: 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 250, 300, 350 y 400 con un campo 10 cm x 10 cm (especificado al plano del isocentro), SDD de 145 cm y tasa de dosis de 500 MU/min. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor del píxel central.

7.2.2 Reproducibilidad

La prueba busca comprobar la estabilidad de la respuesta del EPID en el tiempo.^[2] Se realizaron irradiaciones del EPID con distinto número de unidades de monitor: 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 250, 300, 350 y 400 con un campo 10 cm x 10 cm (especificado al plano del isocentro), SDD de 145 cm y tasa de dosis de 500 MU/min. Se repitió este procedimiento durante 5 días distintos. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor del píxel central y se determinó la desviación estándar de los datos para valorar el cociente señal/ruido.

7.2.3 Influencia del tamaño de campo

El propósito de esta prueba consiste en determinar la tendencia de la respuesta del EPID cuando es irradiado con distintos tamaños de campo. Se realizaron irradiaciones del EPID con distintos tamaños de campo: 2 cm x 2 cm, 3 cm x 3 cm, 4 cm x 4 cm, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm, 20 cm x 20 cm, 25 cm x 25 cm y 30 cm x 30 cm, 50 unidades de monitor, SDD de 145 cm y tasa de dosis 500 MU/min. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor del píxel central. Se observaron los resultados de las medidas normalizadas para el campo 10 cm x 10 cm.

7.2.4 Estudio de la penumbra de campo

Se busca con esta prueba estudiar el comportamiento de la respuesta del EPID en los bordes del campo, estimando con ello la existencia o inexistencia de equilibrio electrónico. Se realizaron irradiaciones del EPID con distintos tamaños de campo: 2 cm x 2 cm, 3 cm x 3 cm, 4 cm x 4 cm, 10 cm x 10 cm, y 20 cm x 20 cm, 50 unidades de monitor, SDD de 145 cm y tasa de dosis 500 MU/min. Se analizó el perfil central de cada campo, atendiendo al ancho de la penumbra y gradiente de dosis en dicha zona.

7.2.5 Efecto de memoria (*Ghosting*)

Esta prueba busca evaluar la persistencia de señal residual de imágenes anteriores en una imagen adquirida posteriormente.^[2] Se generó una secuencia de tratamiento con SDD de 145 cm, tasa de dosis 500 MU/min y dos campos; el primero de 5 cm x 5 cm y 50 MU. El segundo, de 20 cm x 20 cm y 5 MU. El tiempo transcurrido entre ambas irradiaciones se limitó al de la apertura de las mordazas y las láminas desde 5 cm a 20 cm. Se analizó el segundo campo en busca de una imagen residual del primero comparándolo con el perfil de una adquisición sin imágenes anteriores próximas en el tiempo.

7.2.6 Efecto de la demora de imagen (*Image Lag*)

El objetivo de esta prueba consiste en estimar la magnitud de la variación en la respuesta del EPID debido a los electrones que quedan atrapados en períodos de vida larga y no son tenidos en cuenta en la formación de la imagen. ^[2] Se irradió el EPID con campos de 10 cm x 10 cm, SDD de 145 cm, tasa de dosis de 500 UM/min y distinto número de unidades de monitor (10, 20, 30, 40, 50, 100, 150, 200, 250, 350, 500, 600, 700 y 800) y, por tanto, con distintos tiempos de irradiación. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor del píxel central. Se estudiaron las desviaciones de la linealidad por este efecto.

7.2.7 Efecto de la gravedad

Esta prueba pretende estimar la magnitud de los errores que pueden ser introducidos en la lectura del EPID por cuenta de las posiciones del gantry y el brazo mismo del detector. ^[3] Se irradió el EPID utilizando un mismo campo de IMRT con el método de ventana deslizante en diferentes posiciones del gantry, las cuales variaron de 0 a 330° en incrementos de 30°. La posición del gantry se indicará como el ángulo que éste mismo forma con el eje vertical en el sentido de las manecillas del reloj (véase Figura 7-39).

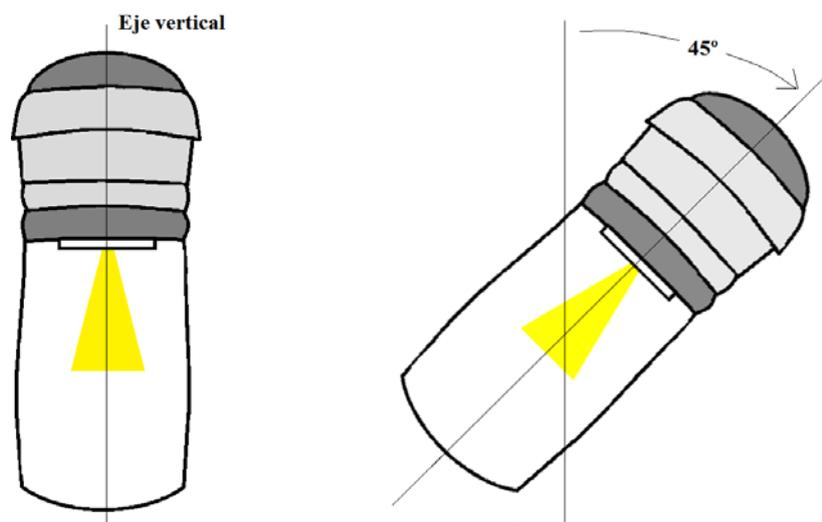


Figura 7-39 Ángulo de posición del gantry. (a) Gantry en 0°; (b) gantry en 45°.

Las imágenes fueron comparadas con la imagen de referencia (es decir, la imagen tomada a 0°) mediante evaluación por método gamma. El valor promedio fue graficado como función del ángulo del gantry.

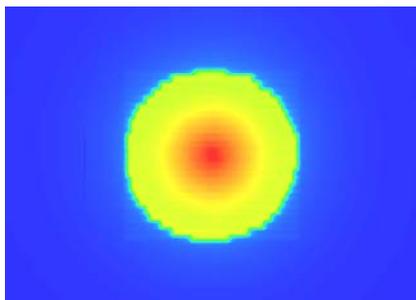


Figura 7-40 Imagen dosimétrica en 0° del campo usado para estudio de efectos gravitatorios

7.2.8 Influencia de la tasa de dosis

Con esta prueba se busca demostrar que el valor de pixel depende únicamente de la dosis y no de la tasa de dosis, y verificar que no exista saturación para el sistema IAS3. ^[3] El EPID es irradiado con 150 unidades de monitor y un campo de 20 cm x 20 cm, a una distancia SDD de 145 cm. Este procedimiento fue realizado en seis ocasiones distintas, variando sólo la tasa de dosis desde 100 MU/min hasta 600 MU/min. Se analizó la pendiente del ajuste lineal realizado sobre los datos obtenidos al medir el valor del pixel central para cada una de las imágenes.

7.2.9 Efecto de la rapidez de las hojas

Esta prueba tiene como objetivo verificar que el EPID responda adecuadamente a los rápidos cambios en la tasa de dosis que ocurren en irradiaciones con MLC dinámico, en el sentido de que la señal no se vea afectada por lectura de cuadros consecutivos o saturación de pixeles. ^[5] Fueron ejecutadas irradiaciones con la técnica de ventana deslizante con una separación de 1 cm entre ambos bancos del MLC, barriendo un campo de 10 cm x 10 cm con una tasa de dosis de 300 UM/min. Varias velocidades de hoja fueron configuradas modificando el número de unidades de monitor a 2, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 300 y 500. Se midió el valor de pixel central de cada imagen y se compararon los resultados entre sí.

7.3 Verificación de campos de IMRT

Mediante esta prueba se pretende observar que el sistema *Portal Dosimetry* verifique de manera correcta los campos de tratamiento de IMRT. Un plan de verificación es creado a partir de un plan de tratamiento que incluye seis campos de IMRT para un cáncer de próstata. Este plan de verificación contiene los mismos parámetros de tratamiento que el plan de tratamiento original, incluyendo angulaciones del gantry, configuraciones de MLC y número de unidades de monitor. Este plan de verificación es irradiado en aire, es decir, sin ningún maniquí, y las imágenes son adquiridas al final de cada irradiación. Las imágenes son calculadas con el algoritmo PDIP y comparadas con las adquiridas.

8. Resultados y discusión

8.1 Caracterización dosimétrica del EPID

8.1.1 Linealidad y ruido

La Figura 8-1 muestra la dosis medida en el píxel central del campo en función del número de unidades monitor entregadas por el acelerador. Como puede notarse, el comportamiento de dicha dependencia es notablemente lineal en concordancia con estudios iniciales sobre el particular en detectores de silicio amorfo aS500 como los realizados por Grein et al. ^[19] y por Greer y Popescu ^[5], entre otros.

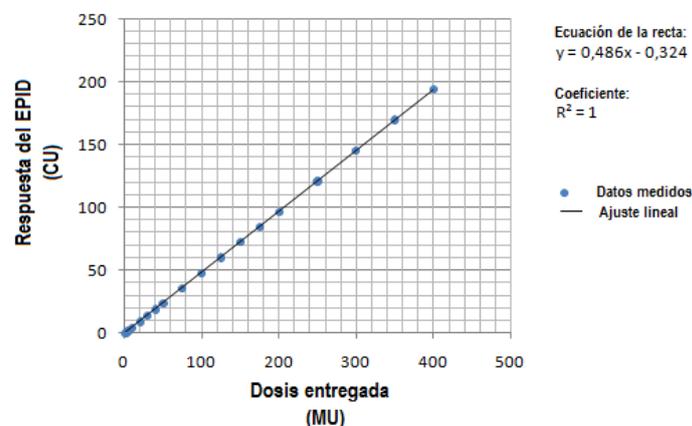


Figura 8-1 Gráfica de la respuesta del EPID en función del número de unidades de monitor entregadas por el acelerador.

Para todos los puntos medidos, la diferencia entre la línea resultante del ajuste lineal y las medidas reales tomadas es menor a 0,175 unidades de monitor. Salvo en tres de un total de 20 puntos muestreados, la diferencia de dosis respecto a la línea ajustada por regresión lineal de mínimos cuadrados es inferior al 5%. El coeficiente de correlación lineal R^2 corresponde a la unidad, lo cual nos garantiza que el ajuste resulta altamente lineal.

Las discrepancias encontradas son un tanto mayor que las reportadas en otros estudios sobre el aS500. Por ejemplo, Van Esch et al. ^[22] y McDermott et al. ^[21] encontraron incertidumbres hasta del 6% para las dosis más bajas registradas, es decir, 2 MU y 5 MU respectivamente. Mientras tanto, nuestros resultados indican discrepancias respectivas del 20% y 3%, superiores a las de Van Esch et al. ^[22] pero inferiores a las de McDermott et al. ^[21] y a las de Wåhlin^[3], cuya máxima desviación fue del 25%. En nuestro caso, la gran mayoría de los puntos (excepto dos de ellos) poseen desviaciones por debajo del 4%, y aquél punto con desviación del 20% corresponde a una desviación de dosis absoluta muy baja, correspondiente a 0,13 CU. Al comparar los resultados de nuestro estudio con el de otros autores, encontramos que las mayores discrepancias ocurren con las medidas con bajas unidades monitor, las cuales ocurren con cierta aleatoriedad en función del estudio. Esto puede ser atribuido a diferentes factores; por ejemplo, al tratarse de tiempos tan cortos de irradiación, el acelerador lineal no alcanza a estabilizar su tasa de dosis, generando distorsiones significativas en la señal deseada. Por su parte, dado que

Aunque son ligeramente superiores, los resultados de este estudio son bastante parecidos a los encontrados por Ripol Valentín et al. ^[2] (excepto para la adquisición de 1 UM, cuya desviación estándar alcanzó el 2%), quienes hallaron que el valor de la desviación estándar se mantiene estable e inferior al 0,4% después de las 10 UM. Los resultados de reproducibilidad son también similares a los hallados por, Louwe et al. ^[20], quienes encontraron variaciones inferiores al 1% para cuatro EPIDs de silicio amorfo de la marca Elekta iView-GT a lo largo de períodos hasta de 23 meses. Van Esch et al. ^[22] reporta la reproducibilidad para un detector aS500 inferior al 2% sin corrección por variaciones de salida del acelerador. Wåhlin ^[3] investigó los cambios de sensibilidad del EPID en el tiempo realizando un ajuste lineal de los valores medidos, encontrando una variación de los resultados ajustados correspondiente a 0.6 ± 0.1 %/año, una variación bastante pequeña. También, Greer y Popescu ^[5] encontraron diferencias del 0,8% entre las mismas medidas de IMRT a lo largo de un período de un mes.

La reproducibilidad y estabilidad a largo plazo del EPID ha mostrado tener un buen comportamiento a lo largo de más de una semana. Sin embargo, la estabilidad durante este período no garantiza que esta condición continuará estable. ^[3] Por ejemplo, Louwe et al. ^[20] mostraron resultados de reproducibilidad de alrededor del 2% durante ocho meses hasta cuando las señales de campo oscuro comenzaron a aumentar significativamente. Una de las causas para ello es el posible deterioro por radiación, aunque otros autores como Ripol Valentín et al. ^[2] plantean que no se ha documentado que el dispositivo se deteriore perceptiblemente por este uso. En cualquier caso, este comportamiento sugiere que el EPID podría ser utilizado con propósitos de verificación de dosis absoluta ^[5], aunque se recomienda realizar con frecuencia la calibración adquiriendo las imágenes de DF y FF para chequear la respuesta de reproducibilidad del detector.

8.1.3 Influencia del tamaño de campo

En la Figura 8-3 se representa la respuesta del EPID al irradiarlo con distintos tamaños de campo. Las señales están normalizadas respecto al campo de 10 cm x 10 cm. Como se puede comprobar, conforme aumentan las dimensiones del campo, y por tanto, la proporción de radiación dispersa que modifica el espectro de energía del haz con fotones de menor energía, se produce un aumento de la señal en el caso del EPID, muy sensible a estos fotones de baja energía. Estos resultados son muy similares a los obtenidos por Ripol Valentín et al. ^[2], aunque nuestros datos no fueron comparados con mediciones efectuadas mediante cámara de ionización.

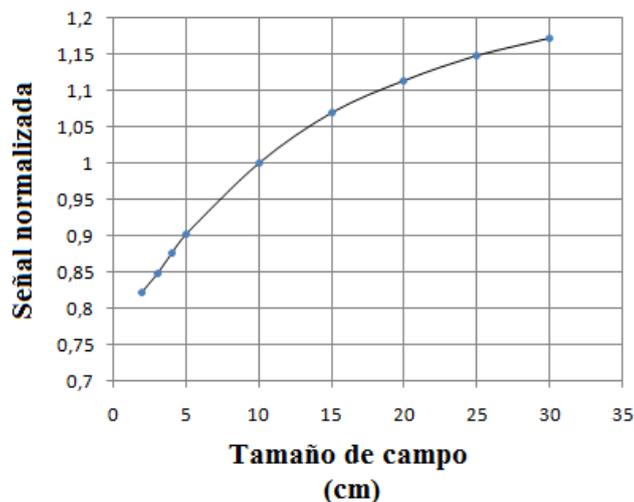


Figura 8-3 Gráfica de la señal en función del tamaño de campo, normalizada al campo de 10cm x 10cm,

8.1.4 Estudio de la penumbra de campo

Se muestran desde la Figura 8-4 hasta la Figura 8-8 los perfiles de dosis sobre el eje central horizontal de los diferentes campos que han sido irradiados sobre el EPID, los cuales tienen dimensiones que van desde los 20cm x 20cm hasta los 2cm x 2cm.

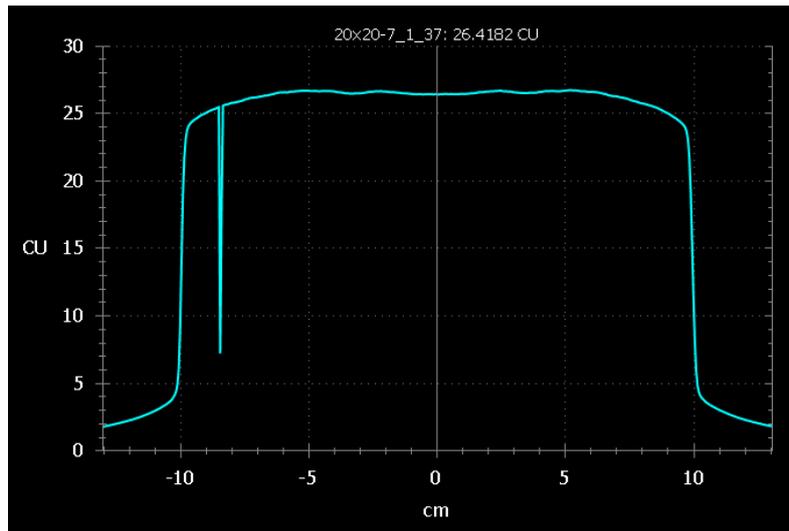


Figura 8-4 Perfil de dosis sobre el eje central horizontal para un campo de dimensiones 20cm x 20cm. El pico que aparece hacia la posición -8cm se debe a la fila de píxeles averiados del EPID.

Obsérvese el perfil correspondiente al campo de 20cm x 20cm. En él puede apreciarse claramente que hacia la zona de extremos del campo, la curva cae con buena proximidad a la vertical, con un gradiente de dosis correspondiente a 60,96 CU/cm, generando una penumbra de tan sólo 0,26 cm. Aunque el equilibrio electrónico lateral jamás es alcanzado en los bordes de ningún campo de radiación, ^[14] estos parámetros sugieren que la magnitud del desequilibrio lateral de electrones en los bordes del campo no alcanza a modificar sustancialmente la lectura del EPID para estas dimensiones de campo.

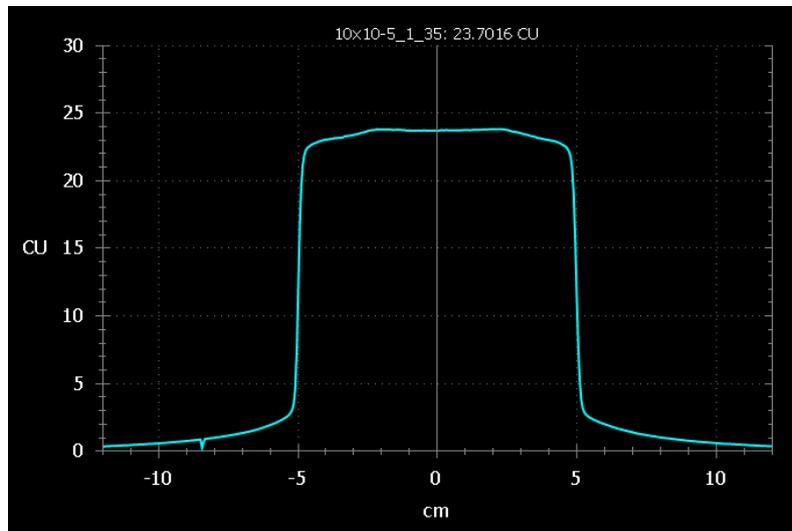


Figura 8-5 Perfil de dosis sobre el eje central horizontal para un campo de dimensiones 10cm x 10cm.

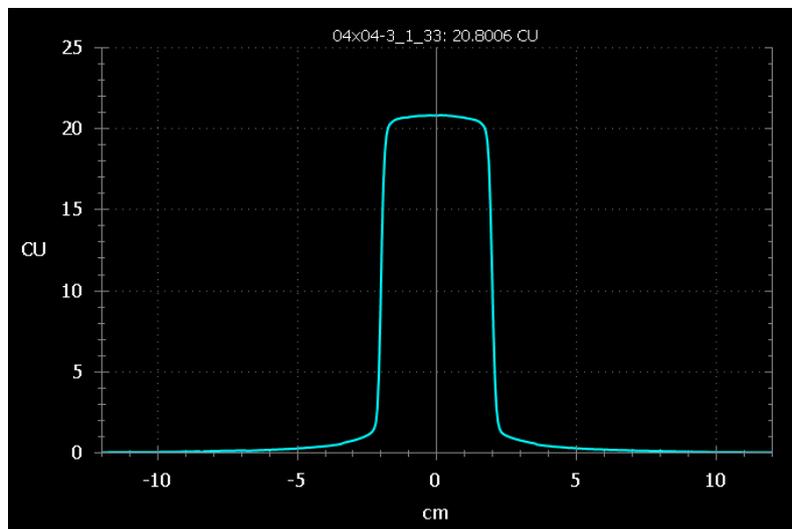


Figura 8-6 Perfil de dosis sobre el eje central horizontal para un campo de dimensiones 4cm x 4cm.

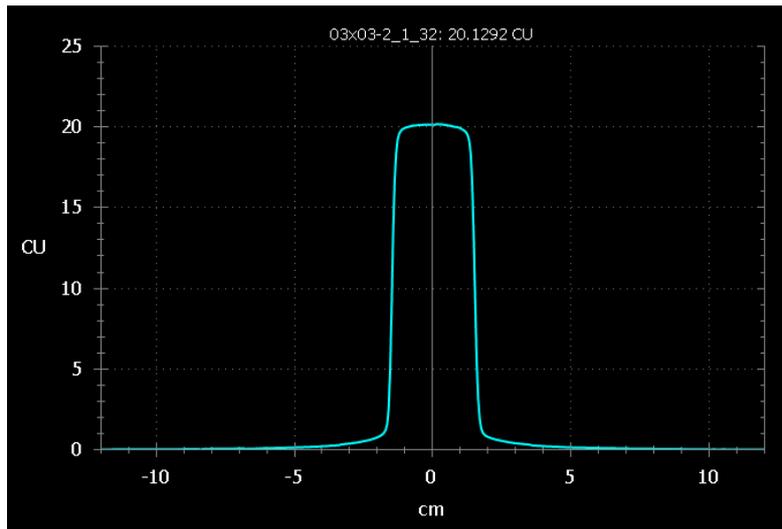


Figura 8-7 Perfil de dosis sobre el eje central horizontal para un campo de dimensiones 3cm x 3cm.

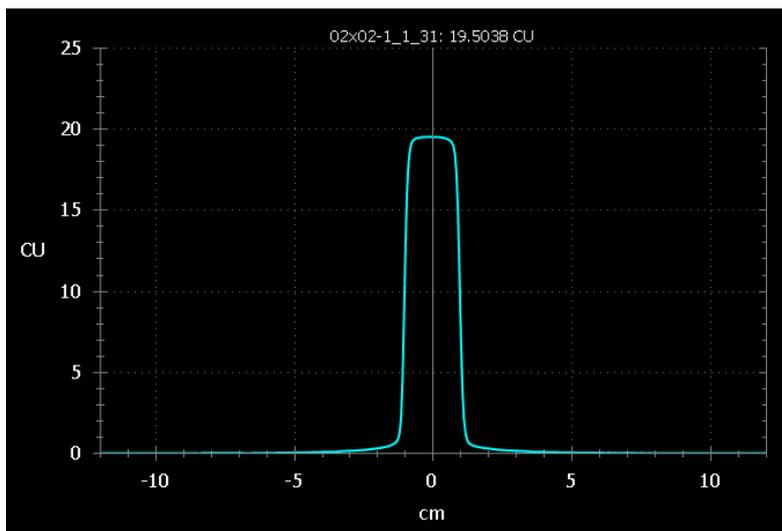


Figura 8-8 Perfil de dosis sobre el eje central horizontal para un campo de dimensiones 2cm x 2cm.

A medida que disminuye el tamaño de campo, no sólo se reduce la anchura del hombro como es natural, sino que también la curva comienza a alejarse gradualmente respecto a la vertical en la zona de penumbra (la zona de penumbra se define como la región entre el 80% y el 20% del eje central^[15]), es decir, el gradiente de dosis aumenta progresivamente y se incrementa por tanto el ancho de la penumbra, como lo evidencia la Figura 8-9.

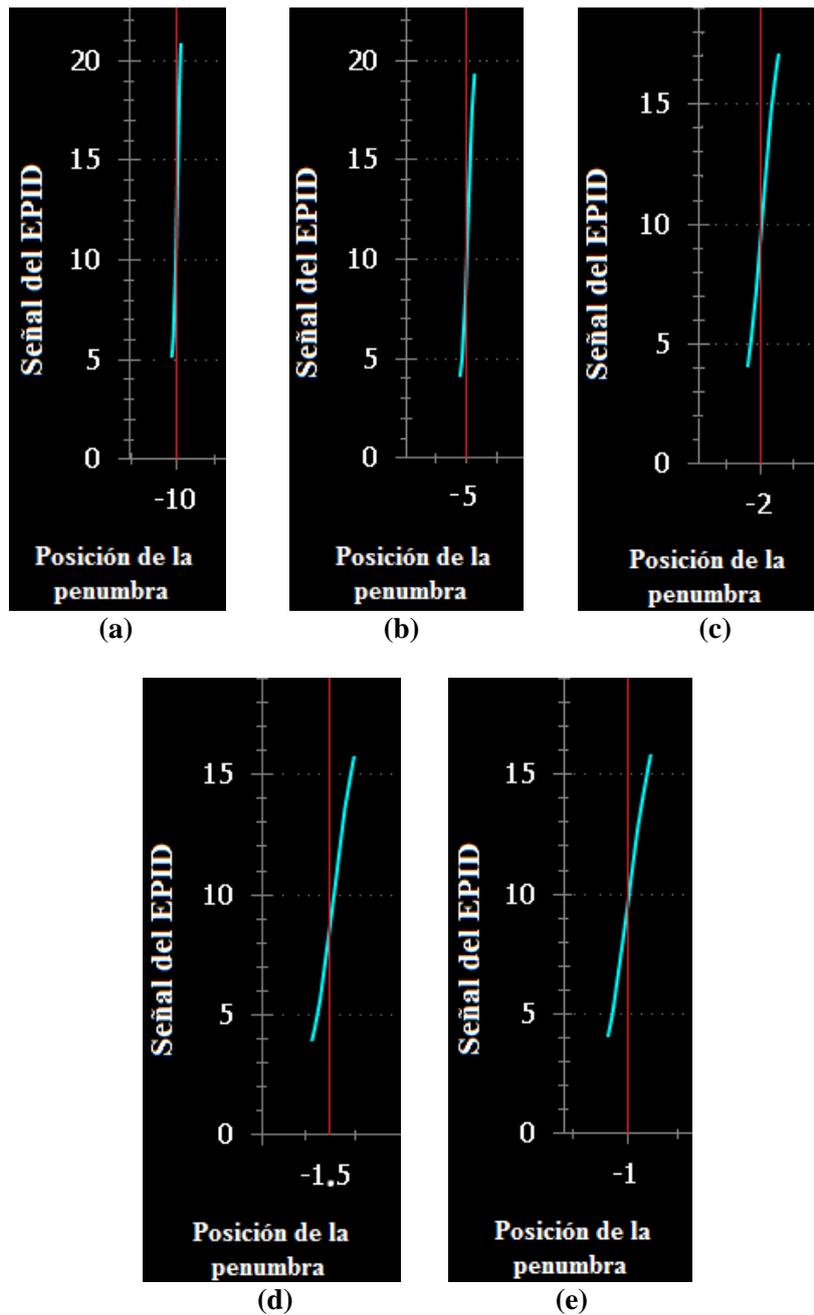


Figura 8-9 Comparación visual de la inclinación de la penumbra para todos los tamaños de campo adquiridos mediante el EPID. La señal del EPID y la posición de la penumbra respecto al eje central se miden en CU y cm respectivamente. Las penumbras mostradas corresponden a los campos: (a) 20cm x 20cm; (b) 10cm x 10cm; (c) 4cm x 4cm; (d) 3cm x 3cm; (e) 2cm x 2cm.

Algunas características de la penumbra para los diferentes tamaños de campos irradiados, obtenidas a través de análisis de los perfiles por medio del *Portal Dosimetry*, se condensan en la Tabla 8-1. En condiciones de equilibrio electrónico lateral, el rango de las partículas en esa dirección es cercano a las dimensiones de la penumbra, la cual asciende hasta entre 8 y 10 mm. Por su parte, puede decirse en términos generales que las dimensiones mínimas del campo requeridas para alcanzar el equilibrio electrónico lateral varía entre los 16 y 20 mm.^[16] Nótese que la penumbra más grande encontrada en nuestro estudio tiene un valor inferior a los 3mm.

Característica	Tamaño de campo (cm)				
	20 x 20	10 x 10	4x4	3x3	2x2
Ancho de penumbra (cm)	0,26	0,20	0,17	0,17	0,16
Gradiente (CU/cm)	60,9	59,03	59,09	69,40	70,49
% de coincidencia de predicción del tamaño de campo con criterio FWHM	99,94	99,50	99,35	99,26	99,10

Tabla 8-1 Características de penumbra para campos de distintos tamaños adquiridos con el EPID.

Con tamaños de campo suficientemente grandes para lograr equilibrio electrónico, el ancho total a mitad del máximo (FWHM, por sus siglas en inglés) del perfil determina correctamente el tamaño del campo. Sin embargo, si la fuente completa no puede ser vista desde el centro del campo (es una manera equivalente de decir que el campo es muy pequeño), la penumbra geométrica se extiende a lo largo de toda la sección transversal del campo. En estas circunstancias, el método tradicional del FWHM falla, resultando en tamaños de campos sobreestimados. ^[17] De acuerdo con nuestros resultados, el error más grande al estimar el tamaño de campo por el método FWHM no alcanza el 1% respecto al valor real del campo, lo que nos da la idea de que estos campos tienen en general un comportamiento de campos no-pequeños.

La pérdida de equilibrio electrónico lateral generalmente resulta en un decrecimiento de la señal en el eje central, no sólo en los bordes del campo y en las zonas de build-up. Adicionalmente, el angostamiento resulta en un perfil lateral de dosis con un pico más pronunciado, exigiendo mayor resolución espacial tanto en la región de penumbra como en el eje central. ^[18] Puede observarse que el perfil (el cual se ilustra en la Figura 8-8) correspondiente al más pequeño de los campos irradiados en este estudio (de dimensiones 2cm x 2cm), exhibe el gradiente más pronunciado de todos en la zona de la penumbra. Sin embargo, incluso para este campo, aún puede apreciarse una zona de planicidad (plateau) hacia su centro, de modo que no existe aún solapamiento de las penumbras de campo ni mucho menos disminución de la intensidad de la señal en dicha región. Por tanto, puede concluirse que en efecto el equilibrio electrónico va degradándose en los bordes de campo a medida que sus dimensiones disminuyen, pero aún existe equilibrio electrónico lateral en el centro del campo. Esto sugiere que el EPID puede registrar con gran precisión las señales dosimétricas de planes de IMRT con segmentos incluso hasta los 2 cm de diámetro.

8.1.5 Efecto de memoria (*Ghosting*)

La Figura 8-10 muestra una imagen dosimétrica de la diferencia entre la imagen del campo de 20cm x 20cm irradiado inmediatamente después del campo de 5cm x 5cm, y la misma imagen sin ninguna otra adquirida previamente. Como puede observarse, después de seleccionar la ventana adecuada, aparece una impronta de la imagen del campo de 5cm x 5cm en la parte

central de la imagen. Esto demuestra que sí existe señal residual en las próximas imágenes portales adquiridas con el EPID. Por supuesto, sería ideal que este fenómeno no se evidenciara, ya que el propósito es poder realizar la verificación pre-tratamiento por medio de nuestro sistema de imágenes portales para campos individuales que excluyan posible información dosimétrica perteneciente a otros campos del mismo tratamiento.

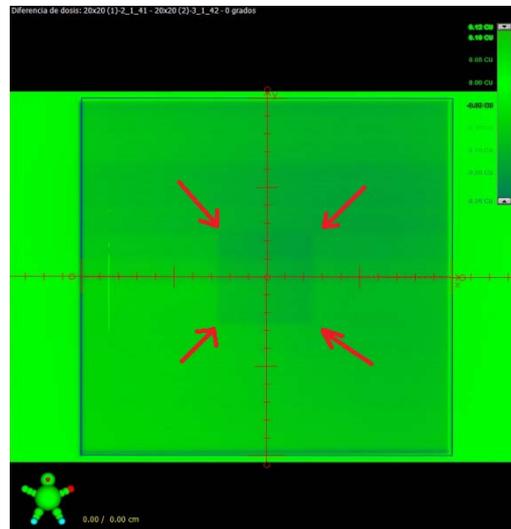


Figura 8-10 Diferencia de dosis entre imagen del campo de 20x20 con impronta del campo 5x5, y la misma imagen sin impronta alguna.

El análisis de los perfiles de dosis en el eje central, mostrados en la Figura 8-11, confirma la existencia de una señal residual. La línea azul que aparece en dicha figura corresponde al perfil sobre el eje central para el campo de 20 cm x 20 cm y 5 MU adquirido sin imágenes próximas en el tiempo. Como puede observarse, el perfil es plano en la zona central, excepto por la inclinación típica que exhiben los perfiles mostrados por el *Portal Dosimetry*. Por otra parte, la curva roja corresponde al perfil de dosis del campo de 20 cm x 20 cm adquirido inmediatamente después de irradiar el campo de 5 cm x 5 cm y 50 UM. Como puede observarse, apenas alcanza a apreciarse la aparición de una señal residual del campo anterior en el centro del perfil. Idealmente, estas dos curvas deberían coincidir (debido a que ambas contienen la señal que resulta de irradiar 50 UM con un campo de 20cm x 20cm en las mismas condiciones), excepto en el rango [-2,5; 2,5] cm. Sin embargo, esta diferencia se debe seguramente a desviaciones estadísticas entre las dos medidas.

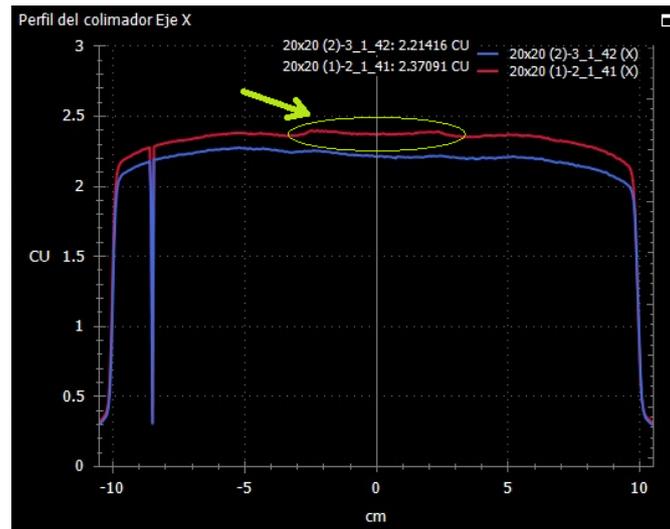


Figura 8-11 Perfiles de dosis en el eje central de la imagen del campo de 20x20 con impronta del campo 5x5 (rojo), y la misma imagen sin impronta alguna (azul).

Una imagen del perfil en la región de superposición de los campos se muestra en la Figura 8-12. Nuevamente, la inclinación de la curva se debe a un defecto inherente al *Portal Dosimetry* en la construcción de los perfiles.

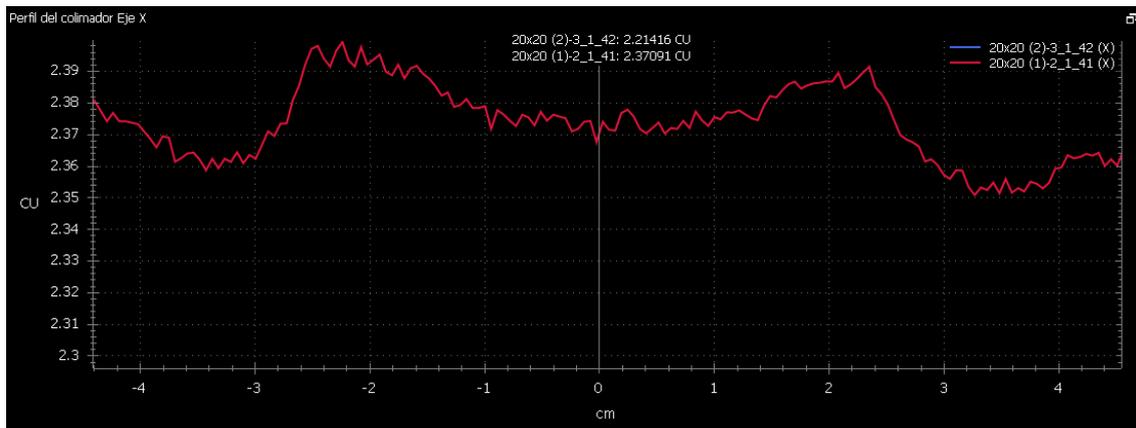


Figura 8-12 Diferencia de dosis de los perfiles mostrados en la Figura 8-11 en el rango de interés.

La altura aproximada del pico, que corresponde a 0.01823 CU, son comparadas con la magnitud de la señal máxima de dosis (la cual es obtenida al sustraer al perfil dibujado de color rojo la señal de diferencia de dosis) que sería alcanzada idealmente por el campo más grande en ausencia de una imagen anterior próxima en el tiempo, valor que corresponde aproximadamente a 2,38077 CU. Esto representa una señal residual de un 0,7% respecto a la máxima señal.

Estos resultados superan los obtenidos por Greer y Pospescu^[5], quienes obtuvieron en su estudio señales residuales del 0.2%, así como también los obtenidos por Wählin^[3], quien encontró señales de “ghosting” entre 0.3 y 0.6%, dependiendo del número de unidades monitor utilizadas en el campo de mayor número de unidades monitor. Esta diferencia, creemos que se debe

seguramente a incertidumbres en el cálculo del porcentaje del “ghosting” debido a las limitaciones para medir con precisión la altura del perfil de señal residual y a la no coincidencia de los perfiles de dosis en color rojo y azul. Sin embargo, esta señal residual nunca supera el 1% de la señal, en concordancia con los resultados que se obtienen por Ripol Valentín et al. [2] y Van Esch et al. [22], de modo que no resulta necesario fijar ningún tiempo mínimo para la adquisición de imágenes consecutivas.

8.1.6 Efecto de la demora de imagen (*Image Lag*)

La Figura 8-13 ilustra la razón entre el número de unidades de calibración y el número de unidades de monitor en función del tiempo para cada irradiación. Como puede observarse, la curva tiene la tendencia a estabilizarse. Se encontró un efecto de demora de imagen en el dispositivo que tiene poca repercusión en campos de más de 25 UM. Estos resultados son similares a los obtenidos por Ripol Valentín et al. [2] quienes realizaron pruebas afines con nuestro estudio obteniendo el mismo comportamiento para campos de más de 30 UM.

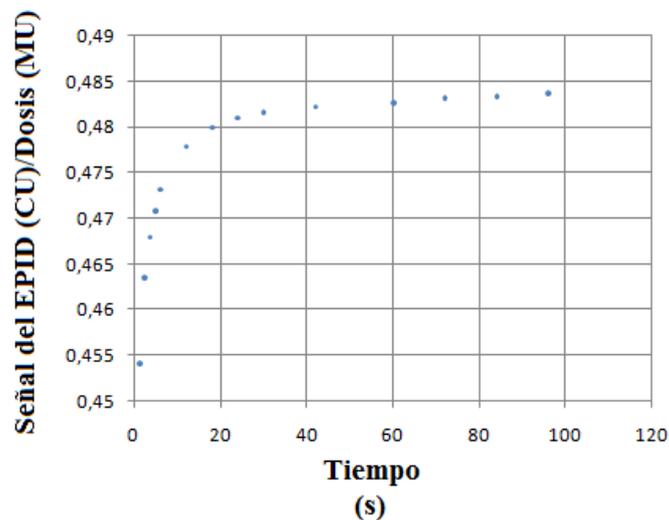


Figura 8-13 Gráfica del cociente CU/MU en función del tiempo de irradiación.

8.1.7 Efecto de la gravedad

Utilizando el *Portal Dosimetry*, el análisis gamma realizado sobre las imágenes adquiridas de un campo de radiación cada 30°, comparadas con la imagen obtenida en 0° (la cual fue establecida como imagen de referencia) muestra claramente que existe variación en la lectura del EPID con el ángulo de gantry, de modo que el valor del índice gamma promedio se incrementa en tanto la posición del gantry respecto a 0° se hace mayor. Obsérvese la Figura 8-14.

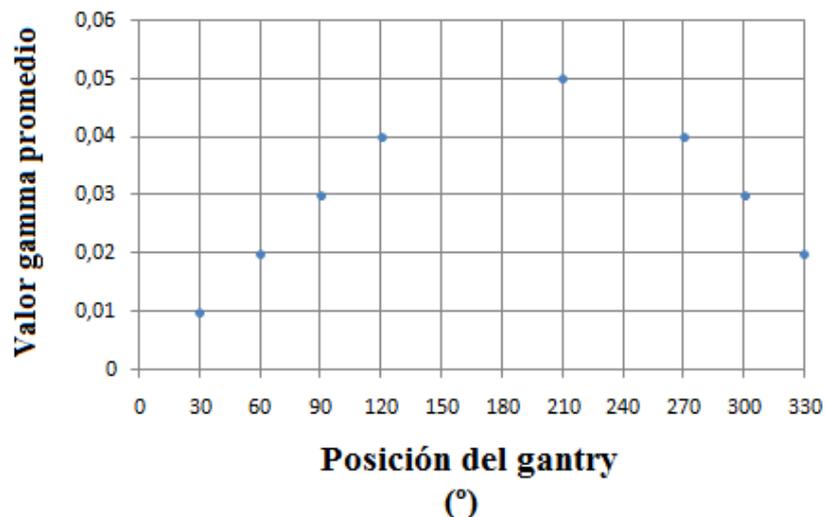


Figura 8-14 Índice gamma promedio de las imágenes de un campo de IMRT al compararlas con la imagen del mismo campo con el gantry en 0°.

Entre los datos que se incluyen en la Figura 8-14 no se reportan los índices gamma promedio para los ángulos de gantry 150°, 180° y 240°. Esto se debe al parecer a un problema existente en la comunicación entre el IDU y la base de datos, la cual evita que las imágenes dosimétricas sean registradas por el *Portal Dosimetry* una vez finalizado el disparo en tales posiciones. El problema persiste sólo para esas posiciones pese a que se realizaron múltiples ensayos. A pesar de esta limitación, puede intuirse con claridad el comportamiento casi simétrico de la curva de índices gamma respecto a la posición de referencia. Por tal motivo, esperamos que el mayor índice de diferencia gamma se hubiese obtenido para el ángulo de 180°. En efecto, los datos tienen una tendencia similar a los presentados por Wählin^[3], cuyo estudio fue reproducido casi de forma exacta en este trabajo, y el cual arrojó claramente la tendencia que esperábamos.

Las diferencias que resultan en las imágenes dosimétricas adquiridas con el EPID resultan ser consecuencia fundamentalmente de la dislocación del IDU, más que de inconvenientes en el sistema de colimación cuando los campos son irradiados en posiciones distintas de 0°.^[3]

Las variaciones en la lectura del EPID generadas por efecto de la gravedad son pequeñas pero perceptibles. Sin embargo, evitarlos irradiando los campos al momento de realizar la verificación pre-tratamiento con el gantry en 0° no es una alternativa deseable en tanto que la idea es realizar el procedimiento entregando los campos con una geometría que esté de acuerdo con el plan original tanto como sea posible.

8.1.8 Influencia de la tasa de dosis

La Figura 8-15 muestra el comportamiento de la señal del EPID, medida sobre el cuadro central de un campo de 10 cm x 10 cm, irradiado en 5 ocasiones distintas con el mismo número de unidades monitor, variando cada vez la tasa de dosis desde 100 MU/min hasta 600 MU/min.

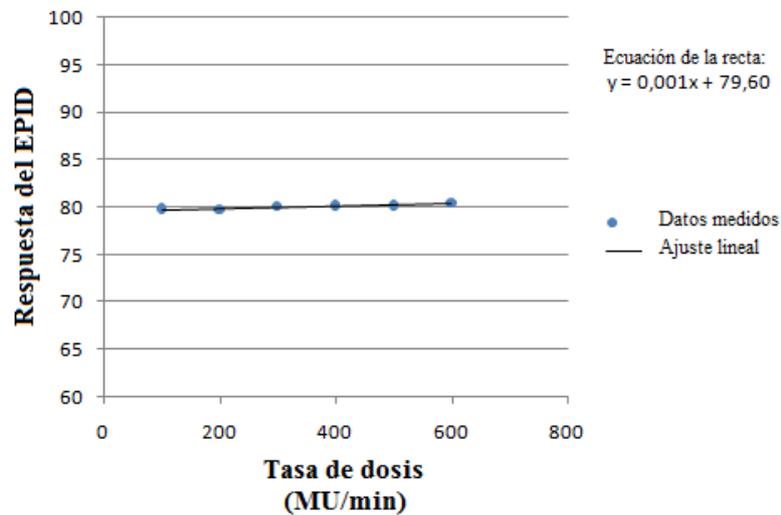


Figura 8-15 Respuesta del EPID en función de la tasa de dosis.

Como puede observarse, la medida en todos los casos oscila alrededor de las 80 unidades de calibración, y el ajuste realizado muestra una pendiente de la recta casi nula, de modo que el comportamiento es en general constante. Las medidas, por tanto no exhiben ninguna tendencia aparente, lo cual no es extraño considerando que el EPID ha sido previamente calibrado separadamente para cada tasa de dosis. ^[3] Esto demuestra que el detector puede sin problema realizar medidas a dosis altas sin exhibir ninguna variación significativa a causa de efectos de saturación.

8.1.9 Influencia de la velocidad de las hojas

La Figura 8-16 ilustra la linealidad de la señal del EPID con la rapidez de las hojas. Los valores de pixel se muestran en unidades de calibración. Esto muestra que el EPID está registrando con precisión los rápidos cambios en la tasa de dosis. Estos resultados se obtuvieron analizando el valor de pixel central de las imágenes obtenidas al irradiar un campo de 10 cm x 10 cm con distinto número de unidades de monitor y un gap del MLC de 1 cm. Los resultados son similares a los obtenidos por Greer y Popescu ^[5]. Obsérvese que el ajuste de los datos a la regresión lineal es excelente como lo indica el coeficiente R^2 .

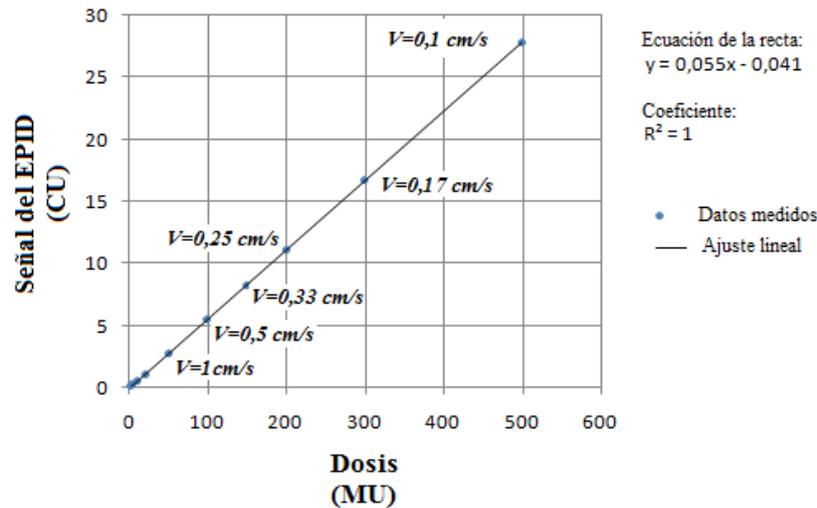


Figura 8-16 Respuesta del EPID en función de la velocidad de las multihojas.

8.1.10 Pruebas no incluidas en el estudio

Debido a que existe un build-up inherente al EPID gracias a la placa de cobre presente en su estructura, la variación en la señal respecto al máximo cuando no se utiliza build-up adicional es tan sólo del 1%. Por esta razón, no se considera necesario utilizar material adicional sobre la cubierta protectora para realizar las medidas dosimétricas con el dispositivo. ^[5] En esas circunstancias, decidimos no incluir esta prueba en el estudio. Otras pruebas que no fueron incluidas en este estudio fueron la respuesta de la señal del EPID a las fluctuaciones de la tasa de dosis y el estudio de la influencia del tiempo muerto en la respuesta del detector. Esto pues según Greer y Popescu ^[5], las variaciones incluidas al comparar irradiaciones de IMRT con y sin interrupciones (“hold-offs”) fueron inferiores al 1%; mientras tanto, dado que nuestro sistema adquiere las imágenes mediante IAS3, no se presentan los saltos típicos en los perfiles de dosis que resultan con el IAS2, sistema predecesor usado por estos mismos autores en su estudio. Por tal motivo, se ha decidido no incluir estas pruebas en el estudio por considerar que sus resultados no son significativos para efectos de este trabajo.

8.2 Verificación de campos de IMRT

Las imágenes predicha y adquirida de uno de los campos (G25, es decir, el campo ubicado en una angulación de gantry correspondiente a 25°) del plan IMRT de próstata se muestran en la Figura 8-17. Nótese el alto grado de similaridad entre ambas imágenes. Las diferencias entre ellas son difícilmente perceptibles a simple vista, lo que nos sugiere la idea de que el campo está siendo entregado muy acorde con lo predicho por el sistema. El resto de los campos (no mostrados aquí) presentan un grado similar de coincidencia entre la dosis prevista y la dosis portal.

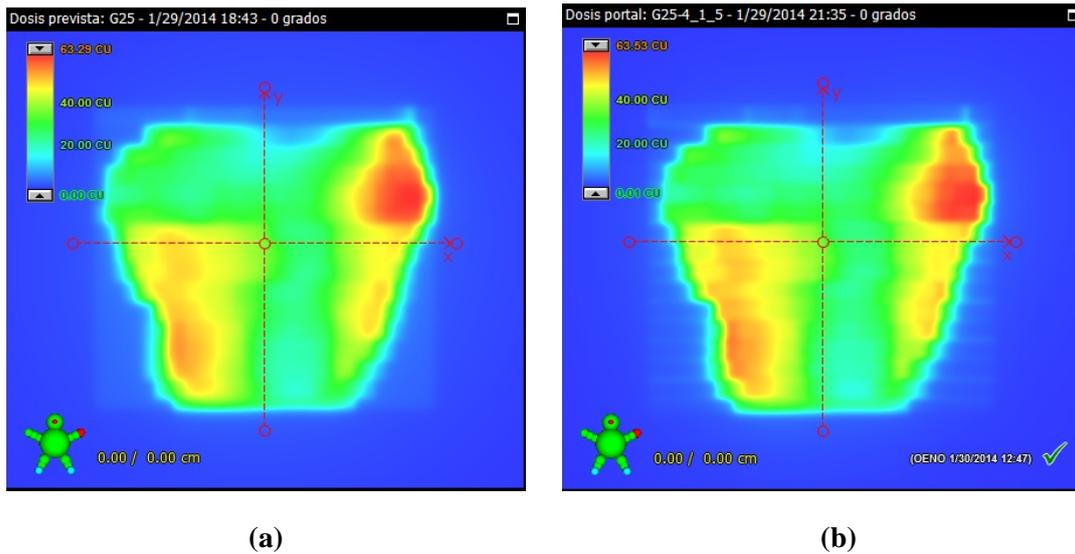


Figura 8-17 (a) Imagen de dosis calculada por el algoritmo PDIP para el campo G25; (b) imagen de dosis adquirida con el EPID.

El resultado de la evaluación gamma para el campo G25 se muestra en la **Figura 8-18** así como también se presenta la diferencia de dosis entre ambas imágenes dosimétricas. Véase que la mayor diferencia de dosis ocurre en el extremo superior derecho del campo, mientras la región con mayor índice gamma ocurre en el extremo opuesto.

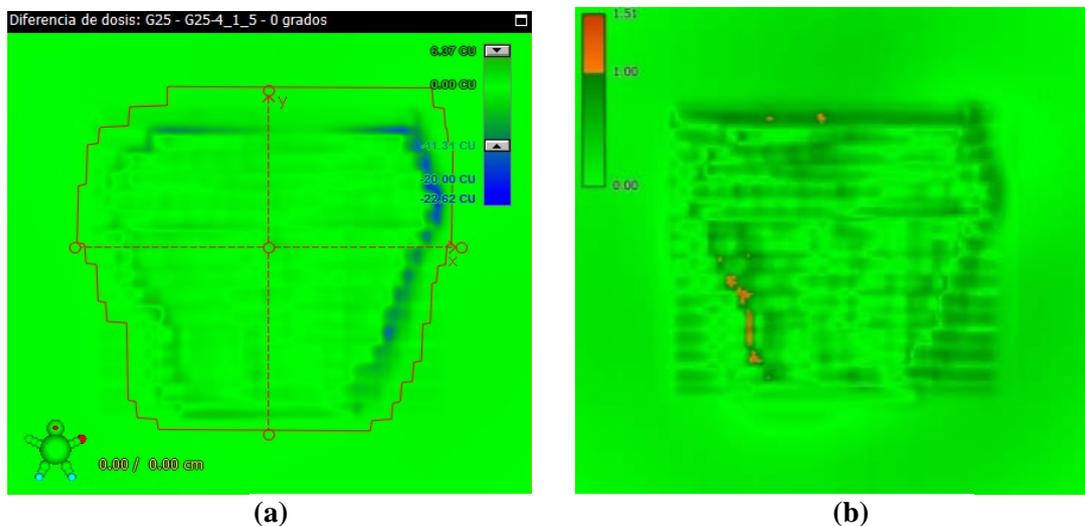


Figura 8-18 (a) Diferencia de dosis entre las imágenes mostradas en la Figura 8-17; (b) evaluación gamma de las imágenes mostradas en la Figura 8-18.

Los criterios de aceptación utilizados para la evaluación gamma son: $\Delta D < 3\%$ de la dosis máxima y $\Delta d > 2mm$, y una tolerancia de dosis del 95%. Un ROI (mostrado en la Figura 8-18a), correspondiente al campo de irradiación más un margen de 5mm fue utilizado para la evaluación gamma, encontrando una coincidencia del 99,4% de los puntos dentro de él. Este mismo ROI fue utilizado para la evaluación gamma de los cinco campos restantes de IMRT de próstata, encontrando que sus valores oscilan entre 98.7% y 99.4%. Así, podemos concluir que

todos los campos superan el test de verificación dosimétrica y son, por tanto, aprobados, tal como lo indica la Figura 8-19.

Campo	Imagen	Resultado
✓ G25	G25-4_1_5	Pasado
✓ G85	G85-5_1_6	Pasado
✓ G120	G120-6_1_7	Pasado
✓ G240	G240-1_1_2	Pasado
✓ G275	G275-2_1_3	Pasado
✓ G335	G335-3_1_4	Pasado

Resultado resumen de la evaluación: Pasado

Haga clic en una de las imágenes de la lista para ver el análisis detallado.

Imprimir informe... Cancelar y Eliminar análisis Cerrar

Figura 8-19 Resultados del análisis aplicado a todos los campos del plan de verificación.

Como muestra la **Figura 8-18b**, los píxeles con mayor índice gamma se encuentran fundamentalmente en los bordes de campo. Debido a que ésta es una zona de alto gradiente de dosis, el sistema de colimación posiblemente presenta alguna imprecisión al momento de ajustar las MLC en dichas regiones, las cuales corresponden en su mayoría a sobre-irradiación al inicio y final de la secuenciación de las multiláminas. Sin embargo, consideramos que es un problema natural que no supone mayores inconvenientes en el análisis dosimétrico.

En los campos medidos aquí, los valores más altos para cada campo se encuentran en el intervalo 1 a 1.5, aunque uno de ellos asciende hasta 2.3. Estos resultados son similares a los resultados encontrados por Wåhlin^[3], quien obtuvo mayormente valores gamma entre 1 y 1.4 y siempre por debajo de 1.8. Se cree que la razón por la cual el valor máximo es superado es porque nuestro análisis es más estricto, utilizando criterio de $\Delta d > 2mm$, 1mm por debajo del usado por este autor. Nuestros resultados también coinciden con los obtenidos por Jochen Reiterer et al.^[10] quienes analizaron con el *Portal Dosimetry* los resultados de verificación de seis planes estáticos de IMRT de un paciente de cabeza y cuello, alcanzando tan sólo diferencias del 1% de no coincidencias en los puntos analizados por medio de la evaluación gamma. Ellos proponen que los errores en el análisis pueden deberse mayormente a que la adquisición de las imágenes inicia un poco después del disparo, generando pérdidas en la fluencia, al problema de inclinación de los perfiles y al efecto *tongue and groove*.

Podemos concluir entonces que nuestro sistema está respondiendo adecuadamente a la verificación de planes con campos relativamente uniformes y de poco tamaño como son los campos típicos de IMRT en cáncer de próstata.

9. Conclusiones

Las propiedades dosimétricas de un EPID de silicio amorfo aS500 han sido estudiadas junto con la posibilidad de usarlo para verificaciones pre-tratamiento de IMRT. Los resultados encontrados en este estudio indican que el EPID tiene propiedades dosimétricas adecuadas y proporciona medidas precisas de la distribución de dosis en el detector. El sistema puede ser utilizado para verificar la entrega de campos de tratamiento dinámicos, aunque sólo para la técnica de ventana deslizante y no de *step-and-shoot*. El acuerdo entre las imágenes predichas y las adquiridas fue muy bueno para campos de próstata, los cuales son de reducido tamaño y relativamente simples. El dispositivo estudiado ha mostrado propiedades prometedoras para la dosimetría sin material dispersor entre la fuente del haz y el EPID, respuesta lineal y reproducible, con bajo ruido, una buena respuesta a la variación en el tamaño de campo, equilibrio electrónico lateral en el centro del campos de hasta 2cm x 2cm, constancia en la señal del pixel central con variación de la tasa de dosis, efecto “ghosting” sin repercusiones serias en las próximas imágenes dosimétricas, demora en la imagen poco significativa por encima de 25 unidades de monitor y rápida respuesta a los cambios en la velocidad de las hojas.

A pesar de que los detectores de silicio amorfo no presentan ya la limitación del tiempo muerto debido al mejor funcionamiento del sistema IAS3 y la pobreza de sus imágenes ha sido mejorada con la introducción de mejores tecnologías, éstos siguen presentando algunas limitaciones entre las que podemos anotar que aún no puede hablarse de dosis, en cuanto a EPIDs se refiere; utilizan un algoritmo distinto al de los TPS para predecir imágenes dosimétricas; no permiten verificar planes enteros sino campos individuales, lo cual aunque hace más fácil detectar errores en los campos individuales como la posición particular de las MLC, impide que pueda analizarse el plan completo como sí es posible con maniqués y películas radiográficas; y el proceso de especificación, instalación e implementación de un sistema de EPID puede ser sustancial.

Aunque el sistema puede ser usado para adquirir imágenes durante el tratamiento, no se puede actualmente predecir imágenes de transmisión utilizando el *Portal Dosimetry*, razón por la cual no puede utilizarse éste con motivos de dosimetría in vivo, lo cual resultaría muy atractivo y útil en la práctica clínica.

Otro de los inconvenientes que aún presenta el *Portal Dosimetry* es que los perfiles de dosis medidos en el eje central de la dimensión longitudinal parecen inclinarse hacia el gantry. Este evento persiste en la versión incluso más reciente de ARIA y se presenta en el sistema adjunto al aS500 incluso para varios aceleradores idénticos.^[10] A pesar de ello, el sistema puede ser implementado en la práctica clínica reduciendo este efecto al rotar el colimador 90° si los campos son más largos que anchos.

El uso del EPID para realizar tareas de control de calidad (posición de láminas y mandíbulas, tamaños de campos y perfiles de dosis) y verificación de tratamientos de IMRT, supone una gran ventaja, ya que los procesos son mucho más rápidos, sin necesidad de utilizar complejos maniqués ni equipos de medida, sin tiempos de espera para el revelado y su posibilidad de desarrollar un programa informático propio y a medida. A largo plazo, disponer del EPID como detector de radiación haría posible su investigación y uso en dosimetría in vivo y en radioterapia guiada por la dosis (DGRT).

La verificación pre-tratamiento con el sistema de *Portal Dosimetry* de Varian resulta un procedimiento fácil y rápido de realizar, en vista de que tomará alrededor de tan sólo 15 a 20 minutos desde que es creado el plan de verificación hasta que es irradiado y, finalmente, evaluado. Esto supone una ventaja frente a la verificación realizada con maniqués, los cuales requieren varias horas por su montaje más complejo. Además, el proceso de calibración y

configuración es también sencillo y rápido, el cual toma tan sólo un par de horas, siendo el proceso más extenso la toma de los factores de salida.

El *Portal Dosimetry* ofrece una posibilidad de verificar la habilidad de la máquina para ejecutar los planes según el tratamiento planificado. Sin embargo, no permite verificar que el sistema de planificación ha calculado correctamente las distribuciones de dosis.

Finalmente, el EPID de Centro de Control de Cáncer Ltda, en Bogotá, montado sobre el acelerador lineal iX 4034, junto con la versión de *Portal Dosimetry* instalada, se encuentra listo para ser implementado en la práctica clínica con el propósito de efectuar verificaciones pre-tratamiento de planes de IMRT. Se sugiere por lo pronto, realizar verificación de campos pequeños, para evitar así inconvenientes con la limitación de la columna de pixeles del panel que se encuentra inactiva.

10. Referencias

- [1] Wouter van Elmpt, Leah McDermott, Sebastiaan Nijsten, MarkusWendling, Philippe Lambin, Ben Mijnheer. *A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry*. Radiother. Oncol. 2008; 88: 289–309.
- [2] Oscar Ripol Valentín, Alejandro García Romero, Araceli Hernández Vitoria, Javier Jiménez Albericio, Jesús Cortés Rodicio, Esther Millán Cebrián, Pedro Ruiz Manzano, Miguel Canellas Anoz. *Caracterización dosimétrica de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) y desarrollo de un modelo simple de dosimetría portal*. Rev. Fis. Med. 2010; 11(3): 199-210.
- [3] Erik Wåhlin. *Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device*. Universidad de Estocolmo, Facultad de Ciencias, Física de Radiaciones Médicas. Tesis Estudiantil. 2006.
- [4] Larry E Antonuk. *Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research*. Phys. Med. Biol. 2002; 47: R31–R65.
- [5] Peter B. Greer, Carmen C. Popescu. *Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy*. Med. Phys. 2003; 30 (7): 1618-1627.
- [6] Varian Medical Systems. *PortalVision™ aS500*. Release 6. Reference Manual. Version 6.0.05, 2000.
- [7] Qinghua Ma. *ITO/a-Si:H Photodiode and Thin Film Transistor for Optical Imaging*. Universidad de Waterloo. Tesis doctoral en ingeniería eléctrica. 1999.
- [8] Brian D'Andrade, Alex Z. Kattamis. *Flexible Active-Matrix Organic Light Emitting Displays*. Silicon Valley Engineering Council Journal. 2009; (1).
- [9] Varian Medical Systems. *Portal Dosimetry Reference Guide*. Aria. 2011.
- [10] Jochen Reiterer, Jakob Abderhalden, Herald Krauss, Michael Papauschek, Daniela Mailat. *Portal Dosimetry*. Institute of Radiooncology, KFJ Hospital, Vienna. 2007. http://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/pd/pd_overview.htm
- [11] Jochen Reiterer, Jakob Abderhalden, Herald Krauss, Michael Papauschek, Daniela Mailat. *Portal Dosimetry in ARIA10*. Institute of Radiooncology, KFJ Hospital, Vienna. 2011. http://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/pd/pd_A10.htm
- [12] Varian Medical Systems. *Portal Dosimetry II*. Revision 1.1.0. 2012.
- [13] Varian Medical Systems. *Eclipse Algorithms Reference Guide*. Eclipse. 2010.
- [14] Paule Charland. *Characterization of small high energy photon beams in homogeneous and heterogeneous media*. Universidad de British Columbia. Tesis doctoral. 1999.
- [15] Indra J. Das. *Small Field Dosimetry: Non Equilibrium Condition*. FAAPM, FACR, FASTRO. Indiana University School of Medicine & IU Health Proton Therapy Center. Indianapolis, USA.

- [16] Pedro Andreo. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys. Med. Biol.*; 36:861–920. 1991.
- [17] Jesús Filipuzzi Maximiliano. *Determinación experimental de penumbra de pequeños haces de radiación y corrección por función de respuesta mediante deconvolución*. Instituto Balseiro. Tesis de maestría. 2013.
- [18] Khaled El Shahat, Aziza El Saeid, Ehab Attalla Adel Yassin. *Comparative Study between Measurement Data and Treatment Planning System (TPS) in Small Fields for High Energy Photon Beams*. *ISRN Oncol.* 2014; 901436.
- [19] Ellen E Grein, Richard Lee, Kurt Luchka. *An investigation of a new amorphous silicon electronic portal imaging device for transit dosimetry*. *Med. Phys.* 2002; 29 (10): 2262-2268.
- [20] R J W Louwe, Leah N. McDermott, Jan-Jakob Sonke, René Tielenburg, Markus Wendling, Marcel van Herk, Ben J. Mijnheer. *The long-term stability of amorphous silicon flat panel imaging devices for dosimetry purposes*. *Med. Phys.* 2004; 31 (11): 2989-2995.
- [21] Leah N. McDermott, R J Louwe, Jan-Jakob Sonke, Marcel van Herk, Ben J. Mijnheer. *Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device*. *Med. Phys.* 2003; 31 (2): 285-295.
- [22] Ann Van Esch, Tom Depuydt, Dominique Pierre Huyskens. *The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields*. *Radiother. Oncol.* 2004; 71 (2): 223-234.