



Universidad Nacional de Córdoba

Facultad de Matemática, Astronomía y Física

Trabajo Especial de la carrera de Licenciatura en
Física

Dosimetría Basada en Sistema Electrónico de Imagen Portal EPID

Autor: Edgar Falco

Directores: Mónica Brunetto - Germán Tirao

FECHA 29/7/2015



Dosimetría Basada en Sistema Electrónico de Imagen Portal EPID por Edgar Falco se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivadas 2.5 Argentina](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.5/arg/).

Agradecimientos

En primer lugar, un enorme agradecimiento a todo el equipo del Centro Médico Deán Funes, siempre dispuestos a colaborar. En particular a los Licenciados del departamento de área física Diego, Egle y Mónica.

También agradezco la colaboración especial de mis Directores de Trabajo Final, Mónica Brunetto (Centro Médico Deán Funes) y Germán Tirao (FAMAF).

Agradezco a la formación académica que me brindo la Facultad de Matemática, Astronomía y Física, contando con profesionales altamente capacitados.

A mi familia, pilar fundamental...Gracias por ayudarme de todas las formas posibles.

Y gracias...a todas aquellas personas que de forma directa o indirecta fueron mi sostén.

Dedicatoria

Este trabajo está dedicado a mi familia que ha sido mi sustento, en las buenas y en las malas. A mi mamá María, que la amo. A Daniel, mi papá, que ha tenido siempre la palabra justa para incentivar me. A mi hermano Santiago, y a mi pareja Lorena, por todo lo que me ha ayudado. Y a mis principales compañeros de largas noches Jodie, Domingo y Kiara.

RESUMEN

En la actualidad el uso de la radioterapia de intensidad modulada es una herramienta muy útil para la optimización de la entrega de dosis altamente conformada en comparación con la técnica conformacional 3D. La evolución del desarrollo de la radioterapia de intensidad modulada se ha visto amplificada con el avance tecnológico en la adquisición y digitalización de imágenes. Una alternativa, relativamente nueva, es la técnica de arco terapia modulada volumétrica en la cual el acelerador lineal gira alrededor del paciente mientras se modula la intensidad del haz. De esta manera se logra una dosis altamente conformada al blanco, con protección en el resto de los tejidos en un tiempo de tratamiento mucho menor y con menos unidades de monitor que la radioterapia de intensidad modulada. La utilización de esta técnica combinada con la tomografía cónica constituye una modalidad de radioterapia guiada por imágenes.

Es requisito, por la complejidad de las técnicas antes mencionadas, el control de calidad de cada paciente específico. Actualmente es de mucho interés la utilización de imágenes portales electrónica (EPID, de sus siglas en inglés Electronic Portal Image Device) para la realización de los controles de calidad antes mencionados. Existen varios programas que permiten calcular la dosis entregada a partir de estas imágenes EPID, para luego poder compararlas con la dosis planificada.

En este trabajo se llevó a cabo la aceptación y puesta en servicio del sistema de adquisición de imágenes EPID llamado Portal Vision del acelerador Varian Trilogy recientemente adquirido por el Instituto Médico Deán Funes. Además se comparó el análisis de distribuciones de dosis utilizando otro sistema de detección independiente, encontrando correspondencias entre los análisis de fluencias. El sistema independiente que se utilizó es el MapCheck I de Sun Nuclear, el cual tiene asociado un software propio. Por otro lado, con las imágenes capturadas por el Portal Vision y las calculadas por el sistema de planificación se realizó una comparación del análisis gamma de dichas imágenes con diferentes software: Portal Dosimetry de Varian el cual se comisionó previamente, y un programa no comercial llamado IMRTQA desarrollado por la 21st Century Oncology.

Palabras claves: Portal Dosimetry, Portal Vision, EPID, IMRT QA, aSi

ABSTRACT

Intensity modulated radiotherapy (IMRT) is a useful tool for optimizing dose delivery highly conformed in comparison with 3D conformational techniques. The development of intensity modulated radiotherapy has been enlarged with the technological advance in the acquisition and digitalization of images. An alternative relatively new technique is the volumetric modulated arc therapy (VMAT), in which the linear accelerator rotates around the patient while the beam intensity is modulated. . This a dose highly conformed to the target is accomplished, ensuring protection of the healthy tissues in far less time and using less monitor units. The use of this technique combined with conical tomography constitutes an image guided radiotherapy modality.

Due to the complexity of the above techniques, it is required quality control of each specific patient. . In the present there is great interest in the use of Electronic Portal Image Device (EPID) to perform quality controls. There are several programs that calculate the dose delivered from these images EPID, for comparison with the planned dose.

In this work was carried out the acceptance and commissioning of the EPID system called Portal Vision of the Varian Trilogy recently acquired by the Deán Funes Medical Center. In addition the doses distribution was compared using another independent detection system, finding correspondences between the fluencies analysis. The Sun Nuclear's MapCheck I, was the independent system used, which has its own associated software. Gamma analysis of the images captured by the Portal Vision and the ones calculated by the planning system using different software, was performed. The two soft used were Varian's Portal Dosimetry previously commissioned, and a non-commercial program developed by the 21st Century Oncology called IMRTQA.

Key words: Portal Dosimetry, Portal Vision, EPID, IMRT QA, aSi

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	II
DEDICATORIA	III
RESUMEN	IV
ABSTRACT	V
INDICE DE FIGURAS	IX
INDICE DE SIGLAS	XI
1 – INTRODUCCIÓN	14
2 – GENERALIDADES	16
2.1 Aceleradores lineales (LINACs)	16
2.2 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)	18
2.2.1 IMRT con Gantry fijo	19
2.2.2 IMRT basada en arco (Arcoterapia)	19
2.3 Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS)	20
2.3.1 Cálculos con Eclipse	23
2.3.2 Métodos de convolución	25
2.4 Sistemas de detección de radiación	27
2.4.1 Dispositivos electrónicos de imágenes portales (EPID)	30
2.4.2 Detectores de panel plano	30
2.4.3 Enfoques de dosimetría basada en EPID	31
2.5 Evaluación gamma (γ)	33
2.6 Flujo de trabajo o rutina clínica	36
3 - MATERIALES Y MÉTODOS	39
3.1 Acelerador lineal Varian Trilogy	39
3.2 EPID aSi-1000	43
3.3 Gamma PV IMRTQA	45
3.4 MapCheck	48
3.5 Instalación del sistema Portal Dosimetry	52
3.5.1 Algoritmo y calibración dosimétrica	52
3.6 Caracterización del Portal Vision	55
3.6.1 Repetibilidad	55
3.6.2 Dependencia lineal con la dosis	56
3.6.3 Dependencia con la tasa de dosis	56
3.6.4 Efecto de Gravedad ante giro de gantry	57

3.6.5 Efecto fantasma (Ghosting)	57
3.7 Paquete de Verificación del algoritmo PDIP	58
3.7.1 Verificación de los ajustes de los parámetros del MLC	59
3.7.2 Factores de salida (OF)	62
3.7.3 Corrección del perfil del haz	62
3.7.4 Corrección de la retrodispersión (backscattering)	63
3.7.5 Ejemplos de campos y arcos de tratamiento	64
3.8 Comparación entre los diferentes software y hardware	65
4 – RESULTADOS Y ANÁLISIS	66
4.1 Caracterización del Portal Vision	66
4.1.1 Repetibilidad	66
4.1.2 Dependencia lineal con la dosis	67
4.1.3 Dependencia con la tasa de dosis	68
4.1.4 Efecto de Gravedad ante giro de gantry	70
4.1.5 Efecto fantasma (Ghosting)	71
4.2 Paquete de verificación	72
4.2.1 Verificación de los ajustes de los parámetros del MLC	72
4.2.2 Factores de salida (OF)	76
4.2.3 Corrección del perfil de haz	77
4.2.4 Corrección de la retrodispersión	78
4.2.5 Ejemplos de campos y arcos de tratamientos	78
4.3.1 Comparación Portal Dosimetry versus MapCheck	83
4.3.2 Comparación Portal Dosimetry versus PV IMRTQA	87
4.3.3 Comparación de casos clínicos radioterapia corporal estereotáctica (SBRT/RA) QAPS usando los diferentes sistemas	91
5 – CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS FUTURAS	92
BIBLIOGRAFIA	95
Anexo 1: Repetibilidad	100
Anexo II Dependencia lineal con la dosis	103
Anexo III Dependencia la tasa de dosis	106
Anexo IV Efecto de Gravedad ante giro de gantry	110
Anexo V Efecto fantasma (Ghosting)	111
Anexo VI – Factores de salida	112
Anexo VII Corrección del perfil de haz	115
Anexo VIII Corrección del backscatter	118

Anexo IX Ejemplos de campos y arcos de tratamientos	120
Anexo X Comparación Portal Dosimetry versus MapCheck	136
Anexo XI Comparación Portal Dosimetry versus PV IMRTQA	147

INDICE DE FIGURAS

Ilustración 1: Componentes principales de un acelerador	17
Ilustración 2: Acelerador Trilogy del Instituto Médico Deán Funes.....	18
Ilustración 3: Modalidades de IMRT	18
Ilustración 4: tipos de arcoterapia	20
Ilustración 5: GTV, CTV Y PTV de un mismo blanco	21
Ilustración 6: Cortes (axial, sagital y coronal) e imagen volumétrica donde se observan curvas de isodosis, OAR y target	22
Ilustración 7: Algoritmo de superposición - convolución.....	24
Ilustración 8: Método de convolución/superposición	27
Ilustración 9: Esquema básico de un detector directo de aSi	31
Ilustración 10: Procesos de conversión directo e indirecto	31
Ilustración 11: Forward projection.....	32
Ilustración 12: Backward projection	32
Ilustración 13: Elipse de aceptación.....	34
Ilustración 14: Ejemplo en una dimensión espacial	35
Ilustración 15: Diagrama esquemático de las etapas implicadas en un tratamiento y planificación de IMRT	36
Ilustración 16: Captación y comparación de imágenes EPID durante el tratamiento de un PS .	38
Ilustración 17: esquema del cabezal de un LINAC	39
Ilustración 18: Deflexión de los electrones	39
Ilustración 19: Matching (superposición) de imágenes TAC y CBCT	40
Ilustración 20: Principio de funcionamiento del CBCT	41
Ilustración 21: Acelerador Trilogy con todos los sistemas de imágenes KV y MV desplegados .	41
Ilustración 22: Lugar de la DGRT en la cadena de radioterapia	42
Ilustración 23: Principales componente del Portal Vision	44
Ilustración 24: Recorrido de las cargas y estructura de un pixel de aSi	45
Ilustración 25: Disposición matricial de los detectores del Mapcheck	49
Ilustración 26: Distribución de dosis sobre la TAC del Mapcheck en el TPS Eclipse	49
Ilustración 27: Esquema de una de las posibles configuraciones de medición con Mapcheck ..	50
Ilustración 28: Configuración que se utilizó	50
Ilustración 29: Interfaz gráfica del software Mapcheck.....	51
Ilustración 30: Instalación del algoritmo.....	53
Ilustración 31: FF y DF	54
Ilustración 32: Retrodispersión producida por el Exact arm.....	55
Ilustración 33: Cuba virtual para el cálculo de fluencias en Eclipse.....	58
Ilustración 34: Planes de campos y de arcos de verificación	59
Ilustración 35 : DynChair	60
Ilustración 36: Esquema del campo AIDA	61
Ilustración 37: líneas crossline (celeste) e inline (roja). Situadas siempre en un plano perpendicular al haz de MV	62
Ilustración 38: Retrodispersión del Exact arm con perfil de corrección incorrecto.....	64
Ilustración 39: Linealidad con la dosis 6 MV	67

Ilustración 40: Linealidad con la dosis 16 MV	67
Ilustración 41: Variación de tasa de dosis 6 MV	69
Ilustración 42: Variación de tasa de dosis 16 MV	69
Ilustración 43: Variación de tasa de dosis 6 MV	70
Ilustración 44: Variación de tasa de dosis 16 MV	70
Ilustración 45: Efecto de gravedad ante giro de gantry	71
Ilustración 46: Análisis Gamma de 1° campo de FlatFluence	72
Ilustración 47: Análisis Gamma del 2° campo de FlatFluence.....	73
Ilustración 48: Evaluación gamma de AIDA.....	73
Ilustración 49: Evaluación gamma de AIDA.....	74
Ilustración 50: Análisis Gamma del campo DynChair.....	74
Ilustración 51: Perfiles en la silla. Respaldo (a), asiento (b) y patas de la silla (c). La línea roja corresponde a lo planificado mientras que azul lo medido.....	75
Ilustración 52: Factores de salida.....	77
Ilustración 53: Evaluación Gamma del campo AP_P1_0.....	80
Ilustración 54: Evaluación Gamma del campo LAO_P2_1 con umbral del 3,5%.....	82
Ilustración 55: Colocación MapCheck	84
Ilustración 56: Factores de salida. Mapcheck (rojo), cámara (verde) y PV (azul)	86
Ilustración 57: Perfiles en la dirección inline en agua (a) y con corrección 2D (b)	89
Ilustración 58: Análisis gamma de un campo 28x28 en agua (a) y con corrección 2D (b).....	90

ÍNDICE DE SIGLAS

4DITC	4D Integrated Treatment Console (Consola de Tratamiento)
aSI	Silicio Amorfo
CAX	Central axis (eje central)
CBCT	Cone Beam Computed Tomography (Tomografía cónica)
CDC	Cone Dose Calculation
CTV	Clinical target volume (Volumen blanco clínico)
CU	Unidad de calibración
D/R	Dose rate (Tasa de dosis)
DF	Dark Field (Campo Oscuro)
DTA	Distance to agreement (Distancia de acuerdo o aceptación)
DVH	Dose-volume histogram (Histograma de dosis en volúmenes)
eMC	Electron Monte Carlo Algorithm
EPID	Electronic Portal Image Device (Imágenes dosimétricas, también se puede referir al dispositivo de medición de dichas imágenes)
ERT	External radiation therapy (Radioterapia externa)
FF	Flood Field (Campo de irradiación lleno o campo inundado)
GTV	Gross tumour volume (Volumen macroscópico de tratamiento)
IDU	Image Detection Unit (Unidad detectora de imágenes)
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy (Radioterapia de intensidad modulada)
LINAC	Linear Accelerator (Acelerador lineal)
MLC	Multi Leaf Collimator (Colimador multiláminas)

MU	Monitor Units (Unidad de Monitor UM)
OAR	Organ At Risk (Órganos de riesgo)
PB	Pencil Beam Algorithm
PBC	Pencil Beam Convolution Algorithm
PD	Portal Dosimetry
PDIP	Portal Dose Image Predictor Algorithm
PTV	Planning target volumen (Volumen blanco de planificación)
PV	Portal Vision
QA	Quality Assurance (Garantía de calidad)
QAPS	Garantía de calidad para cada paciente específico
RF	Radio frecuencia
RMN	Resonancia Magnética Nuclear
ROI	Region Of Interest (Región de interés)
RPM	Real time Position Management (Sistema infrarrojo para entrega de tratamientos)
SID	Source Image Distance (Distancia fuente-detector)
SSD	Source Surface Distance (Distancia fuente-superficie)
TAC	Tomografía Axial Computada
TERMA	Total Energy Release per unit Mass (Energía total liberada por unidad de masa)
TFT	Thin Film Transistor (Transistores de película delgada)
TPS	Treatment Planning Systems (Sistema de planificación de tratamiento)

VMAT

Volumetric Modulated Arc Therapy (Terapia modulada volumétrica)

1 – INTRODUCCIÓN

El tratamiento de tumores generalmente se realiza utilizando técnicas quirúrgicas, quimioterapia o radioterapia, frecuentemente combinadas. La gran mayoría de las lesiones que se tratan con radioterapia corresponden a tumores malignos y algunos pocos benignos como lo es el craneofaringioma.

Debido a la complejidad y cantidad de procesos y subprocesos involucrados en las técnicas de tratamiento radiante, es necesario poder comparar la distribución de dosis de radiación administrada con la dosis calculada por medio del sistema de planificación de tratamiento (TPS). Para ello es necesario disponer de sistemas capaces de medir esta distribución de dosis.

Actualmente se dispone en la mayoría de los centros médicos la técnica de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y en otros centros tecnológicamente más avanzados de la posibilidad de llevar a cabo tratamientos de IMRT usando el método de entrega de terapia modulada volumétrica (VMAT). Esta última técnica permite entregar dosis altamente conformadas en volúmenes blancos, modulando la intensidad del haz haciendo uso de varias variables, entre ellas la velocidad de rotación del gantry, el movimiento de las láminas del colimador multiláminas y la tasa de dosis (*dose rate*). Por lo tanto es especialmente importante realizar el control de calidad (QA) para cada paciente (QAPS). La implementación de este procedimiento de verificación debe estar incluida en el flujo o rutina de trabajo clínico, ya que diferencias en la dosis entregada respecto de la planificada podrían traer consecuencias negativas para el resultado del tratamiento. Este QAPS consiste en la verificación de los campos de IMRT que componen el Plan de tratamiento de un paciente en alguna configuración específica.

Para las mediciones, los sistemas dosimétricos más utilizados son los arreglos matriciales compuestos por un gran número de detectores como cámaras de ionización o diodos como los de silicio amorfo (aSi).

En un principio el uso de las imágenes portales EPID (por sus siglas en inglés Electronic Portal Image Device) servían para el posicionamiento del paciente en el equipo; actualmente estas imágenes no sólo se utilizan para ubicar al paciente, sino también para la verificación de las fluencias o mapa de dosis¹.

El objetivo del presente trabajo es comisionar el sistema de adquisición de imágenes EPID llamado Portal Vision aSi-1000 (hardware), nombre denominado por la empresa Varian Medical Systems, y del software Portal Dosimetry (Varian). Para tal fin se modeló el software para los haces del equipo Varian Trilogy del centro Médico Deán Funes, y se realizaron todos los casos pruebas para la puesta en servicio clínico del mismo.

Finalmente se utilizó un dispositivo llamado Mapcheck I de Sun Nuclear Corporation con su software asociado, un programa no comercial (home made) perteneciente a la 21st Century Oncology, de la cual el Centro Médico Deán Funes forma parte, para comparar diferentes campos simples y complejos de IMRT.

2 – GENERALIDADES

Como ya se mencionó, el uso de las radiaciones ionizantes para el tratamiento de enfermedades neoplásicas se ha incrementado en las últimas décadas. Esta práctica, denominada radioterapia, puede realizarse a distancia (teleterapia) o a muy corta distancia, inclusive de contacto (braquiterapia). Existen otros tipos de radioterapia que no son fáciles de identificar con solamente uno de estos dos grupos, como por ejemplo la técnica de radiofármacos, llamada radioterapia de fuentes abiertas. Otro ejemplo es la llamada radioterapia intraoperatoria. La radioterapia externa o teleterapia consiste básicamente en que la fuente de radiación se ubica a una cierta distancia del paciente, de esta manera, el tumor es tratado con un haz externo radiante que puede ser de fotones, de electrones o de hadrones. Los tratamientos que utilizan hadrones se conocen como hadronterapia y generalmente son haces de protones o partículas α (núcleos de Helio). Por otro lado, en la braquiterapia el tumor es tratado a corta distancia. Las fuentes de radiación selladas, en este tipo de tratamiento, se colocan en el interior del tumor (braquiterapia intersticial) o en cavidades del cuerpo en donde las fuentes están muy cercanas del tumor (braquiterapia intracavitaria) o de manera superficial (radioterapia de contacto). Respecto a las fuentes utilizadas, hay de diferentes formas físicas como semillas, tubos y alambres, de diferentes materiales radiactivos y pueden ser temporales o permanentes.

A continuación se hará un resumen sobre diferentes temas relacionados al tratamiento de radiación externa (ERT).

2.1 Aceleradores lineales (LINACs)

Son máquinas complejas capaces de brindar múltiples haces de electrones y de fotones. Según el tratamiento se debe seleccionar la energía adecuada y el tipo de partículas. No todos los LINACs tienen la capacidad de realizar tratamientos con electrones. En general se pueden adquirir de un haz de fotones solamente (generalmente de baja energía) de una energía de fotones (generalmente alta energía) y varias de electrones o de dos energías de fotones (baja y alta) y varias de electrones.

Aunque existen varios modelos, el principio de funcionamiento es similar entre ellos. Básicamente es un dispositivo que usa ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas (electrones) a altas energías a través de una estructura aceleradora, la cual recibe las microondas producidas en el sistema generador de radiofrecuencias de alta potencia y son éstas las que van a acelerar los electrones. Como resultado, se puede utilizar el haz de electrones de alta energía para el tratamiento o puede hacerse incidir los electrones en un blanco, previamente, para producir fotones y realizar el tratamiento.

Como ya mencionamos, los aceleradores lineales son capaces de generar haces de fotones y electrones con lo cual pueden cubrir casi todas las necesidades de ERT.

Además son imprescindibles ciertos accesorios para satisfacer la prescripción médica como sistemas de colimadores, dispositivos de imágenes portales, dispositivos de inmovilización, cuñas, aplicadores para radiocirugía, etc. Debido a todo esto y ya que son máquinas sumamente complejas, requieren de gran preparación y mucho tiempo, tanto para la puesta en servicio clínico como para el mantenimiento y su QA.

En la siguiente imagen se muestra un diagrama de un LINAC con sus componentes principales²:

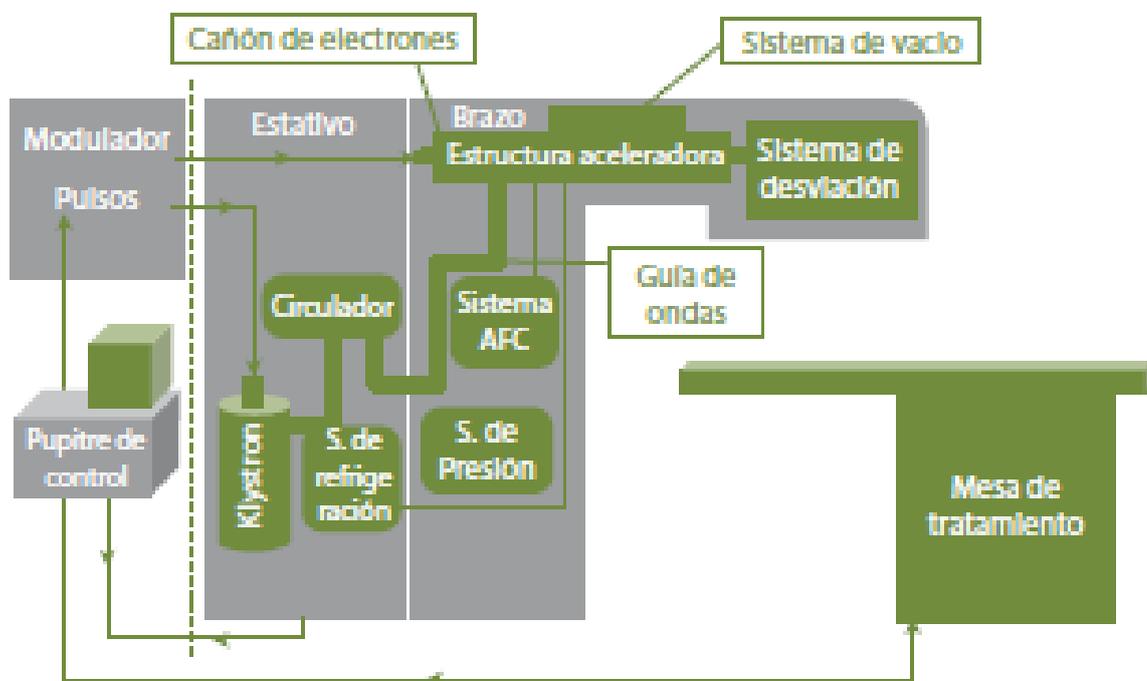


Ilustración 1: Componentes principales de un acelerador

En este trabajo se utilizó el acelerador Trilogy de Varian perteneciente a la Institución Centro Médico Privado Deán Funes. En la siguiente sección se darán más detalles de este LINAC, que se muestra en la siguiente imagen:

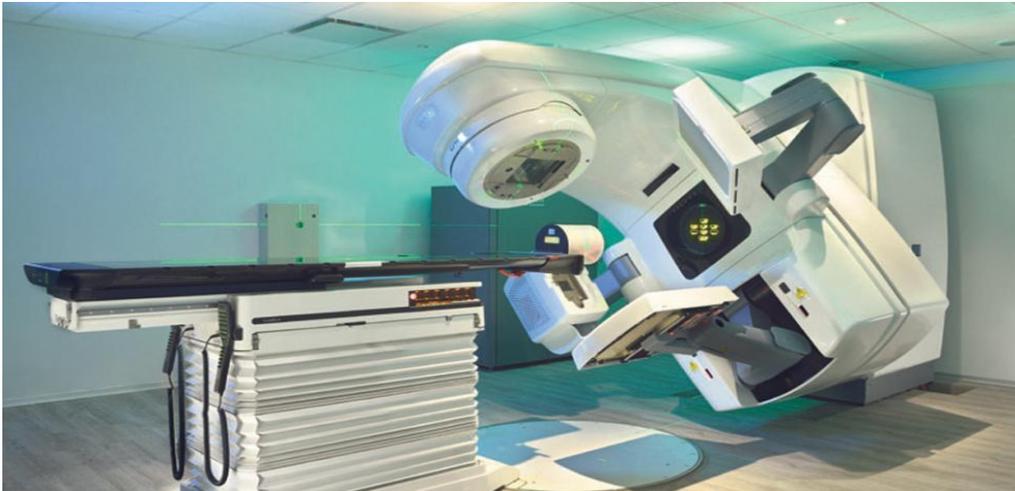


Ilustración 2: Acelerador Trilogy del Instituto Médico Deán Funes

2.2 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)

Es un tratamiento de radioterapia externa, donde el haz es modulado. Esta modulación permite conformar el haz de radiación de manera significativa y así poder entregar la mayor cantidad de dosis al órgano blanco y al mismo tiempo proteger los órganos de riesgo. Existen varias modalidades para modular el haz de radiación. Básicamente, podemos diferenciar modalidades o técnicas de IMRT como se ilustra a continuación³:

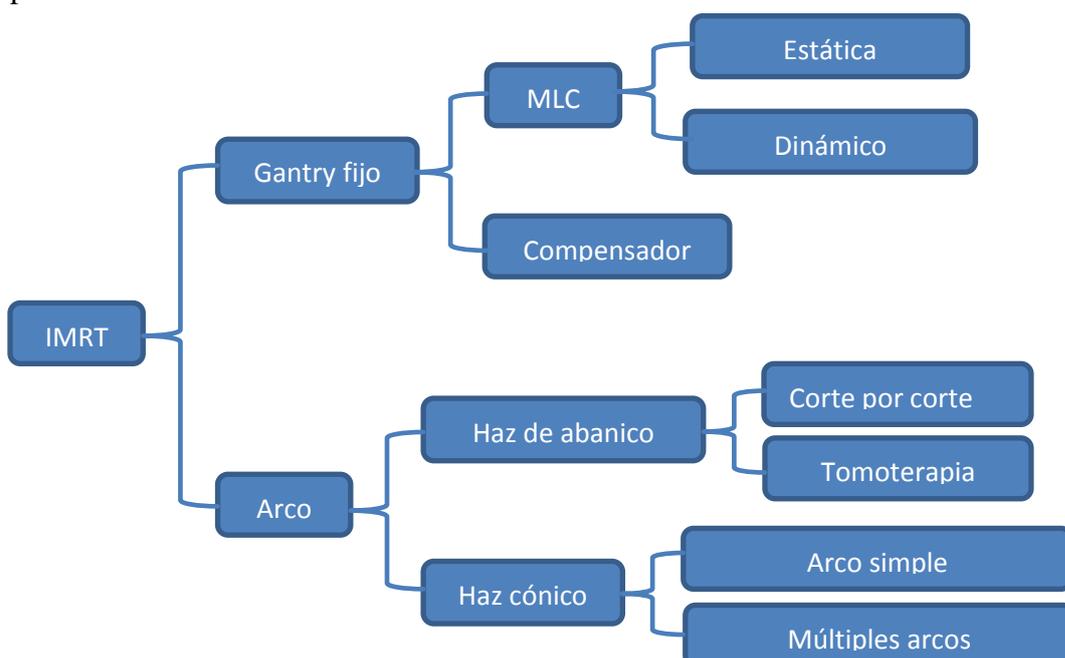


Ilustración 3: Modalidades de IMRT

2.2.1 IMRT con Gantry fijo

En este modo de entrega de dosis, se utiliza un número de direcciones de haces fijos (campos). Se puede suponer que cada haz incidente se divide en una cuadrícula de haces elementales, y cada haz elemental toma un valor fijo de intensidad. Mientras más pequeño el haz elemental o mayor cantidad de valores de intensidad, se obtiene una mejor resolución espacial o de intensidad, mejorando así la calidad de la planificación de tratamiento. Esto a su vez depende del sistema de planificación utilizado.

Hay varias maneras para producir el mapa de dosis deseado. Se pueden utilizar compensadores físicos, aunque la técnica más usada es la basada en MLC, en donde las láminas son controladas por un software. Es importante destacar que independientemente de la forma, un mapa de intensidades puede lograrse como una superposición de un cierto número de campos segmentados. Este tipo de entrega de dosis puede a su vez dividirse en dos grupos: la técnica intensidad modulada estática y por otro lado la dinámica. La primera está caracterizada por tener una posición fija de las multiláminas del MLC al momento de irradiar: en cada ángulo, las láminas se posicionan, se irradia, vuelven a posicionarse, repitiéndose este proceso de acuerdo a la secuencia establecida de la planificación. Luego se pasa al campo siguiente (otro ángulo de gantry) y el proceso se repite pero con los parámetros establecidos para esa angulación. La IMRT dinámica permite el movimiento continuo y a velocidad variable de las hojas del MLC mientras que se irradia en un determinado ángulo. Luego pasa a otro haz (otro ángulo de gantry y se repite el proceso).

2.2.2 IMRT basada en arco (Arcoterapia)

El tratamiento de IMRT basado en arco, que fue propuesta en la década de 1990, proporciona una opción para mejorar las distribuciones de dosis a través de la modulación de intensidad. Las tres formas diferentes de las entregas de IMRT basada en arco se muestran en la siguiente figura:

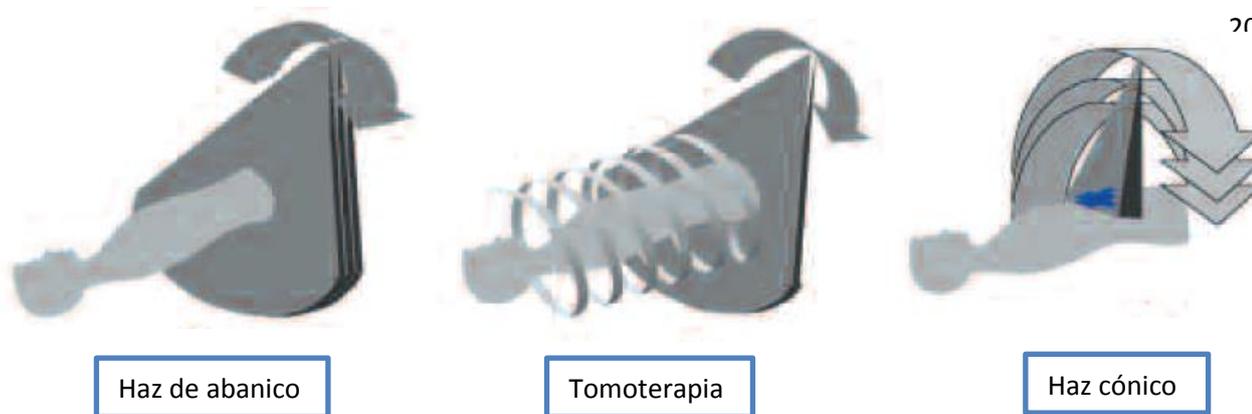


Ilustración 4: tipos de arcoterapia

En la técnica con haz de abanico la forma de entrega es corte por corte, en donde el ancho de los mismos puede ser de 2 a 4cm en la dirección céfalo caudal y de 20cm de diámetro. La Tomoterapia es similar a la técnica anterior, básicamente la entrega se hace en forma helicoidal, se mueve la camilla mientras el gantry rota y se modula el haz con las MLC. El concepto de la terapia de arco de haz cónico de intensidad modulada fue propuesto por primera vez en 1995, y los fabricantes han proporcionado la capacidad para la entrega de la técnica con arco dinámico cónico. Es un procedimiento de tratamiento relativamente nueva, es un conjunto de técnicas de optimización de dosis mediante planificación inversa (ver sección siguiente) y administración de tratamiento en uno o varios arcos; cuyas características principales son: el movimiento dinámico del MLC, tasa de dosis variable durante la rotación del gantry y velocidad de giro variable del gantry.

2.3 Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS)

Todo procedimiento de radioterapia externa comienza desde la adquisición de imágenes de la anatomía a tratar del paciente. Estas imágenes generalmente provienen de tomografías axiales computadas (TAC) aunque en otros casos suelen utilizarse otros métodos para la obtención de imágenes como lo es la resonancia magnética nuclear (RMN) que brinda otro contraste de imagen. Los médicos radio oncólogos contornean en estas imágenes los órganos blancos y los de riesgo, definiendo así el volumen macroscópico del blanco (GTV) y el volumen clínico del blanco (CTV). También realizan la prescripción del tratamiento, lo que incluye dosis en volúmenes blanco y restricciones para los órganos críticos.

Luego, conjuntamente con el físico médico determinan el volumen de planificación (PTV). En función de los valores anteriores y por medio del TPS el físico médico elige, dentro de las posibilidades de equipamiento, una estrategia para la planificación: se definen las energías de los campos de tratamientos, como así también sus ángulos de entrada, sus accesorios, geometrías, etc. para poder lograr una distribución de dosis adecuada. El médico decide cuál planificación resulta adecuada, contando para ello con herramientas que provee el sistema de planificación, tales como: curvas de isodosis e histograma de la dosis en los volúmenes (DVH) de los diferentes volúmenes de interés. A continuación se mostrará de manera ilustrativa el CTV, GTV, PTV y se definirá cada uno:

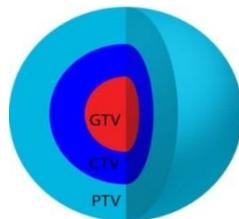


Ilustración 5: GTV, CTV Y PTV de un mismo blanco

- *Gross Tumor Volume* (GTV): es el volumen donde se localiza la masa tumoral. Se puede delimitar de varias formas, según las técnicas o método de imagen utilizado (TAC, RMN, PET, etc.) y las características del tumor.
- *Clinical target volume* (CTV): incluye el volumen del GTV y la extensión microscópica de la enfermedad fuera de la superficie definida por la imagen. La delimitación del CTV depende del comportamiento de un determinado tumor y el criterio médico.
- *Planning treatment volume* (PTV): es similar al CTV, aunque el PTV puede ser mayor puesto que incluye áreas que técnicamente no se puede evitar que sean irradiadas para asegurar que todo el CTV reciba la dosis óptima. Por otro lado, el PTV debe planificarse con el objetivo de que el CTV no sea subdosado debido a variaciones en el posicionamiento y teniendo en cuenta que las estructuras adyacentes no reciban dosis tóxicas. El PTV se debe planificar de una manera individualizada, teniendo en cuenta el tipo de tumor y las estructuras cercanas.

En la siguiente figura se muestra el sistema de planificación Eclipse de Varian y en el mismo, las curvas de isodosis, reconstrucción en 3D y diferentes cortes (axial, coronal, sagital) de un paciente particular, en donde se utilizó VMAT.

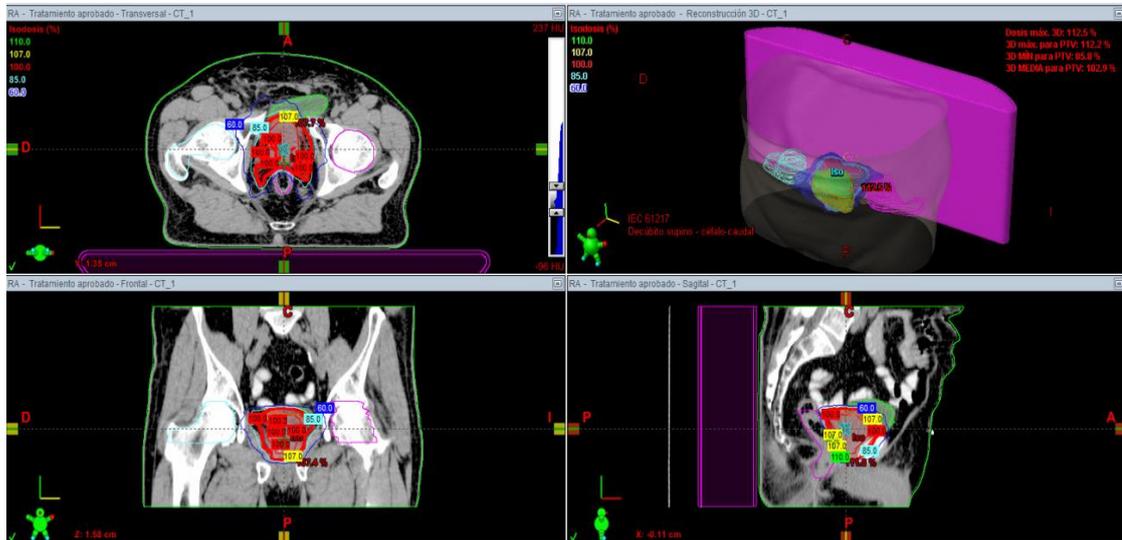


Ilustración 6: Cortes (axial, sagital y coronal) e imagen volumétrica donde se observan curvas de isodosis, OAR y target

Varian provee de un software para la planificación llamado Eclipse, en el cual básicamente se puede contornear los órganos blancos y los órganos de riesgo (OAR) sobre las imágenes de cada paciente, realizar el plan de tratamiento, el cálculo de dosis y la evaluación del plan correspondiente.

Las planificaciones de IMRT se realizan mediante una modalidad llamada planificación inversa. Se ingresan condiciones y restricciones sobre los diferentes volúmenes y el sistema hace los cálculos correspondientes para aproximarse a esas condiciones.

Debido al gran número de parámetros en un tratamiento de radioterapia, es necesario reducir las variables mediante la elección a priori de algunos parámetros físicos⁴. Los parámetros impuestos por el físico médico para realizar la planificación inversa en Eclipse para una arcoterapia, básicamente son:

- Ángulo de camilla
- Recorrido angular del gantry (arcoterapia)
- Cantidad de arcos

- Ángulo del colimador
- Energía
- Tamaño de campo conformado por las mordazas principales
- Establecer restricciones (máximos y mínimos) del órgano blanco y los OAR

Mientras que las variables libres a determinar por el sistema son:

- Posición y velocidad de las multiláminas (modulación del haz)
- Tasa de dosis variable
- Velocidad de giro del gantry
- Dosis a entregar en los OAR y volumen blanco

2.3.1 Cálculos con Eclipse

Es de suma importancia poder simular lo más precisamente posible el depósito de dosis en el paciente. Monte Carlo es un método que permite realizar esta simulación pero tiene la desventaja de la demora en sus cálculos y el tiempo es un factor muy importante en el ámbito clínico. El propósito de los algoritmos del TPS es modelar las interacciones físicas de los fotones y electrones con la materia con gran precisión. Los algoritmos deben considerar la compleja anatomía 3D y deben brindar resultados dentro de un tiempo razonable. Eclipse posee varios algoritmos, los principales son:

- ***Analytical Anisotropic Algorithm (AAA):***

Es un algoritmo analítico de superposición-convolución que mejora el cálculo de dosis en las heterogeneidades que presenta el paciente en su cuerpo, como grasa, hueso, aire, músculo, pulmón, etc. en comparación con otros algoritmos. Un algoritmo de tipo convolución-superposición es un operador matemático que transforma dos funciones f y g en una tercera función, la cual representa la magnitud en la que se superponen f y la versión trasladada e invertida de g .

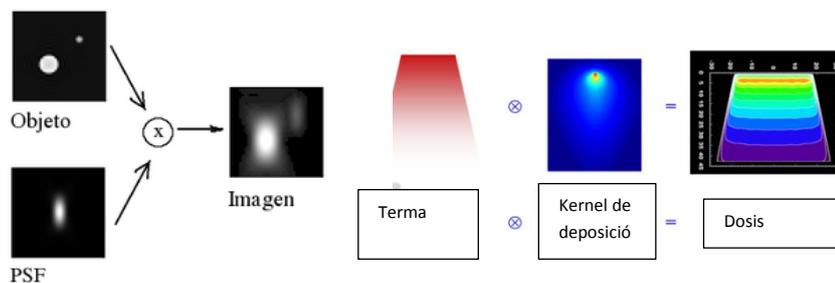


Ilustración 7: Algoritmo de superposición - convolución

Desde su aparición diversos estudios se han realizado para verificar su comportamiento tanto en un medio equivalente a agua como en presencia de heterogeneidades⁵. El algoritmo AAA surge en un intento de mejorar los resultados del algoritmo Pencil Beam (PB) sobre todo en lo que respecta al cálculo en presencia de heterogeneidades y cálculo de dosis⁶. En el cálculo, el algoritmo AAA considera accesorios modificadores del haz como el MLC, cuñas, etc. que pueden o no estar en el plan de tratamiento del paciente.

- ***Cone Dose Calculation (CDC)***

El algoritmo CDC se utiliza en Eclipse para calcular la dosis mediante aplicadores de cono utilizados en radiocirugías estereotáxicas. El algoritmo CDC utiliza el Tejido Razón Máximo^I y la llamada “razón fuera del eje” para determinar la dosis en cualquier punto dentro del volumen irradiado.

- ***Pencil Beam Convolution (PBC)***

El algoritmo PBC se divide en dos partes principales: la reconstrucción del modelo del haz y la reconstrucción del paciente. Es un algoritmo de convolución basado en núcleos o kernel de haz de lápiz (pencil beam).

^I Se define Relación Tejido Máximo al cociente entre la dosis en un punto que se encuentra a una distancia fuente isocentro de la fuente a una profundidad d dentro del maniquí, y la dosis en el mismo punto pero a la profundidad del máximo.

^{II} Unidad de monitor (MU o UM) se define como una determinada ionización recogida por esta cámara,

- ***The electron Monte Carlo (eMC)***

El algoritmo eMC es una implementación rápida del método de simulación Monte Carlo para el transporte de radiación diseñado para el cálculo de la distribución de dosis de haces de electrones de alta energía. El algoritmo eMC consta de dos modelos, uno de transporte y otro espacial, que describe los electrones y fotones que salen del cabezal del acelerador.

- ***Portal Dose Image Predictor (PDIP)***

Se basa en el algoritmo de pencil beam que se utiliza en los cálculos de dosis con Eclipse. La imagen portal dosimétrica $I_{PD}(x,y)$ se calcula como la convolución de la fluencia (de la matriz de detectores) ϕ_{EPID} con el kernel de dosis K :

$$I_{PD}(x,y) = \phi_{EPID} \otimes K \quad (1)$$

donde x e y denotan la posición en el plano de la imagen. El núcleo (kernel) puede ser pensado como la función de dispersión de punto dosimétrico (dosimetric point spread) de la formación de imágenes⁷.

2.3.2 Métodos de convolución

La convolución es una operación matemática entre dos funciones, es un concepto físico importante en muchas ramas de la ciencia. Como sucede con muchas relaciones matemáticas, no es sencillo comprender sus alcances e implicaciones. La operación convolución implica el filtrado de una función distribución con otra función denominada Núcleo o Kernel. El núcleo es una función cuya integral sobre el dominio de la distribución es finita y cuya forma funcional es invariante ante desplazamientos espaciales y temporales. Si tenemos la posibilidad de definir un fenómeno físico en términos de la convolución de dos funciones f y g (núcleo y distribución) tendremos,

$$h(t) = \int_0^t f(y) g(t-y) dy = f(t) * g(t) \quad (2)$$

Se pueden simplificar los cálculos aumentando la velocidad de los mismos mediante la transformada de Fourier; esto es gracias al teorema de Fourier ya que convertimos la integral en el producto de dos funciones.

$$F(h(t)) = F(f(t)) \cdot F(g(t)) \quad (3)$$

Podemos clasificar a los kernels o núcleos en tres tipos:

- Los que utilizan una función de dispersión puntual, describen el patrón de energía depositada en un medio infinito donde se produce la interacción de un fotón primario.
- Los que realizan la convolución mediante un PB, describen el depósito de energía en un medio seminfinito a partir de un haz estrecho.
- Los que mediante una función de dispersión planar describen la distribución de energía hacia delante y la retrodispersión de las interacciones que tienen lugar en un plano.

Los núcleos pueden expresarse mediante una suma de funciones exponenciales. De este modo podemos representar la dosis absorbida en un punto r como

$$D(\mathbf{r}) = \int \frac{\mu}{\rho}(\epsilon) \cdot \Psi(\mathbf{r} - \mathbf{r}') \cdot k(\mathbf{r}') \, dv \, d\epsilon \quad (4)$$

donde $\mu(\epsilon)/\rho$ es el coeficiente de atenuación másico para la energía ϵ , Ψ flujo de energía, k el kernel y dv el diferencial de volumen.

Aplicando Fourier a la ecuación anterior y agrupando los términos, se obtiene

$$F(D) = F(T) \cdot F(k) \quad (5)$$

La aplicación de la transformada de Fourier nos permite pasar de la integración a una multiplicación de funciones, expresadas en el espacio de Fourier, donde T es la energía total liberada por unidad de masa (TERMA). Para realizar esta transformada de Fourier, debe asumirse que el núcleo de convolución es invariante en el espacio y , por lo tanto, depende solamente de la relación relativa entre el punto de interacción y el de deposición de la dosis absorbida y no de la posición absoluta dentro del maniquí. Sin

embargo si se presentan heterogeneidades la ecuación debe ser modificada para que tenga en cuenta el cambio de densidad, quedando:

$$D(\mathbf{r}) = \int \frac{\mu}{\rho}(\epsilon) \cdot \Psi(\rho \cdot (\mathbf{r} - \mathbf{r}')) \cdot k(\rho \cdot \mathbf{r}') dv d\epsilon \quad (6)$$

Esta última ecuación requiere de mayor tiempo de cálculo, pero existen técnicas especiales desarrolladas para tal fin que permiten disminuir el tiempo. Esta última ecuación se denomina de superposición, en donde los argumentos espaciales se han multiplicado por la densidad en cada punto.

Los métodos de convolución y/o superposición forman parte de los modelos que calculan la dosis absorbida, en cada punto de interacción, a partir de una convolución del TERMA $T(\mathbf{r})$, partiendo de los núcleos de deposición de energía $H(\mathbf{r})$:⁸

$$D(\mathbf{r}) = \iiint dV \int d\epsilon T(\mathbf{r}, \epsilon) * \frac{\rho(\mathbf{r}')}{\rho(\mathbf{r})} H(\mathbf{r}, \mathbf{r}', \epsilon) \quad (7)$$

La siguiente imagen ayuda a entender de una forma visual la expresión anterior:

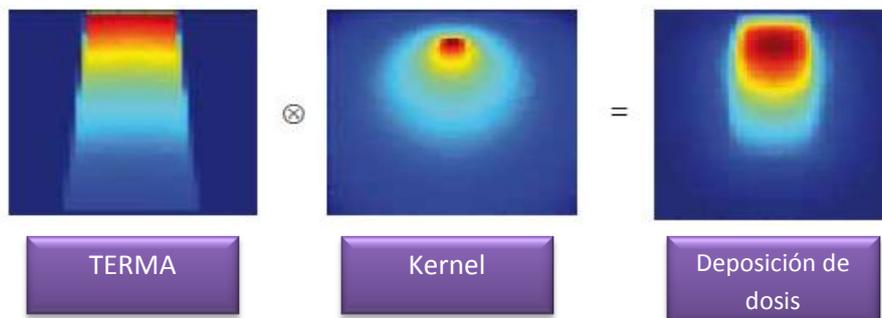
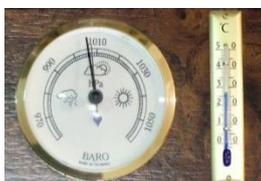
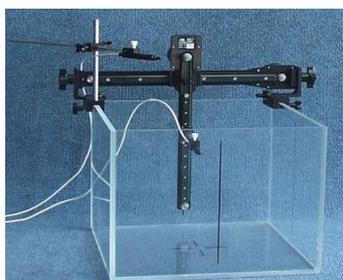


Ilustración 8: Método de convolución/superposición

2.4 Sistemas de detección de radiación

Desde el descubrimiento de los rayos X y de los materiales radiactivos, se han desarrollado diferentes dispositivos de detección y de cuantificación de la radiación. La radiación ionizante, en su interacción con el medio, puede ocasionar que los átomos o moléculas del material irradiado adquieran una carga negativa o positiva. Este proceso

puede ocurrir de forma directa debido a la interacción con partículas cargadas (electrones, protones, partículas alfa) o indirectamente por medio de partículas sin carga (fotones, rayos gamma, neutrones). En muchas situaciones, además de detectar su presencia, es de vital importancia su cuantificación, para ello existen diferentes sistemas de medición.



Respecto a los componentes de un sistema de dosimetría, se debe tener en cuenta algunas características debido a su diseño y construcción. Por ejemplo, los detectores presentan siempre algunas características que los hacen diferentes y más o menos apropiados para ciertas funciones, básicamente presentan ventajas y desventajas. Es por eso que es de vital importancia una adecuada elección del aparato para lo que se desee

medir. Para obtener una adecuada representación de la realidad como ya mencionamos antes, es crucial conocer las propiedades del sistema de dosimetría, en particular las principales propiedades para los dosímetros, entre ellas:

- Dependencia con la tasa,
- Dependencia direccional,
- Exactitud,
- Reproducibilidad,
- Linealidad,
- Respuesta con la energía,
- Resolución espacial,
- Repetibilidad

Además existen propiedades intrínsecas de cada dosímetro que también deberían tenerse en cuenta como son:

- Interactividad de la lectura,
- Modo de lectura en integración o en tasa,
- Factores ambientales,
- Reutilización,
- Tiempo de utilización,
- Robustez

Este trabajo se concentra en sistemas de detectores semiconductores de silicio amorfo (aSi) dispuestos matricialmente. Como ventajas principales, estos sistemas de detección tienen una alta densidad de detectores en el medio a irradiar. La energía necesaria para producir un par de portadores de carga (electrón-hueco) es aproximadamente un orden menor que en los detectores gaseosos. Para el aSi esta energía es 3,6eV, mientras que para crear un par de iones en un gas es 30eV. Evidentemente para una misma energía, la cantidad de portadores de carga producidos es mucho mayor en los semiconductores que en gases. Es por esta razón que este tipo de detectores tiene una sensibilidad más alta. Además, presentan una menor recombinación de portadores de carga, logrando una alta independencia de la respuesta frente a la tasa de radiación, por otro lado la movilidad de los pares electrón-hueco es elevada, por lo que también es alta la resolución en tiempo.

Con respecto a las desventajas, la respuesta de estos detectores no es independiente de: la energía, la dosis absorbida durante su tiempo de vida y ángulos de incidencia. Su alta conductividad en comparación con la de los gases, se traduce en ruido, lo que tiende a enmascarar la medición en haces de baja energía. Los defectos en su estructura cristalina, como las vacancias, producen recombinaciones haciendo que se pierdan algunos portadores disminuyendo eficiencia a la detección.

El silicio amorfo se ha convertido en el material preferido para la capa activa en transistores de película delgada (TFT), que son los más ampliamente utilizados en aplicaciones de electrónica de gran superficie, principalmente para pantallas de cristal líquido.

2.4.1 Dispositivos electrónicos de imágenes portales (EPID)

Desde que los dispositivos EPID fueron desarrollados y comercializados junto con los aceleradores lineales con el propósito de verificar la posición del paciente, ha existido el interés en investigar su uso como dosímetros. Estos dispositivos, en su mayoría, fabricados de silicio amorfo (aSi), han sido estudiados para fines dosimétricos de forma muy extensa, con buenos resultados, especialmente, de reproducibilidad⁹⁻¹⁰.

2.4.2 Detectores de panel plano

Los dispositivos actualmente más comunes son los paneles planos (flat panel) de silicio amorfo y justamente de este tipo es el tratado en este trabajo. Son detectores de detección indirecta, es decir, utilizan una pantalla fluorescente de ioduro de cesio o algunos compuestos de tierras raras emitiendo “luz” con gran eficiencia a partir de la absorción de la radiación incidente de rayos X. Por detrás de esta pantalla se encuentra la matriz de fotodiodos de silicio amorfo, cuyo objetivo es transformar la señal lumínica producida por la pantalla fluorescente en cargas eléctricas. Las cargas se van almacenando en un condensador de cada pixel durante el tiempo que dura la aplicación y luego comienza el proceso de lectura.

Como ventajas generales de los paneles de aSi en comparación de los flat panel de detección directa se destacan la eficiencia en la detección de radiación y un mejor desempeño en la formación de imágenes dinámicas. Como desventajas, el paso intermedio de convertir los RX en luz tiende a dar una disminución en la resolución espacial debido a la difusión lateral. (Ver capítulo 3 para más detalles como requerimientos y descripción del sistema de detección)

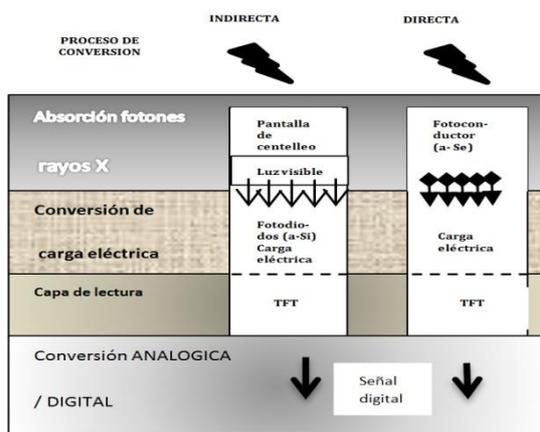


Ilustración 10: Procesos de conversión directo e indirecto

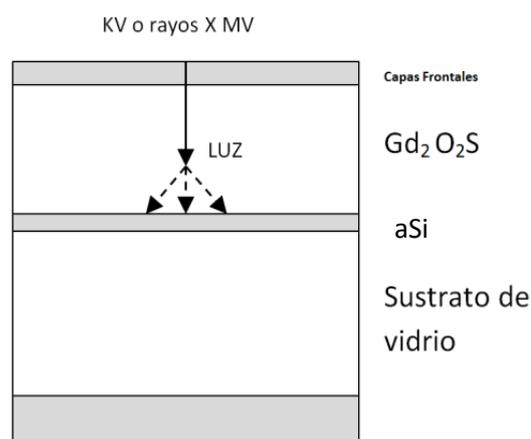


Ilustración 9: Esquema básico de un detector directo de aSi

2.4.3 Enfoques de dosimetría basada en EPID

Como ya se mencionó el uso de las imágenes EPID brindan no solamente la posibilidad de corregir la posición del paciente sino que se pueden realizar los QA de tratamientos de paciente específico y así, obtener las fluencias de los campos a entregar. Dos enfoques han sido reportados y estudiados para la dosimetría EPID en vivo. El primer enfoque es el llamado forward-projection que se basa en una comparación entre lo medido por el EPID y lo calculado por el TPS. Muchos grupos han explorado otro método llamado back-projection, que se trata de un modelo donde la derivación de la distribución de dosis del paciente se realiza a partir de la dosis medida por el EPID y luego se compara con el TPS¹¹.

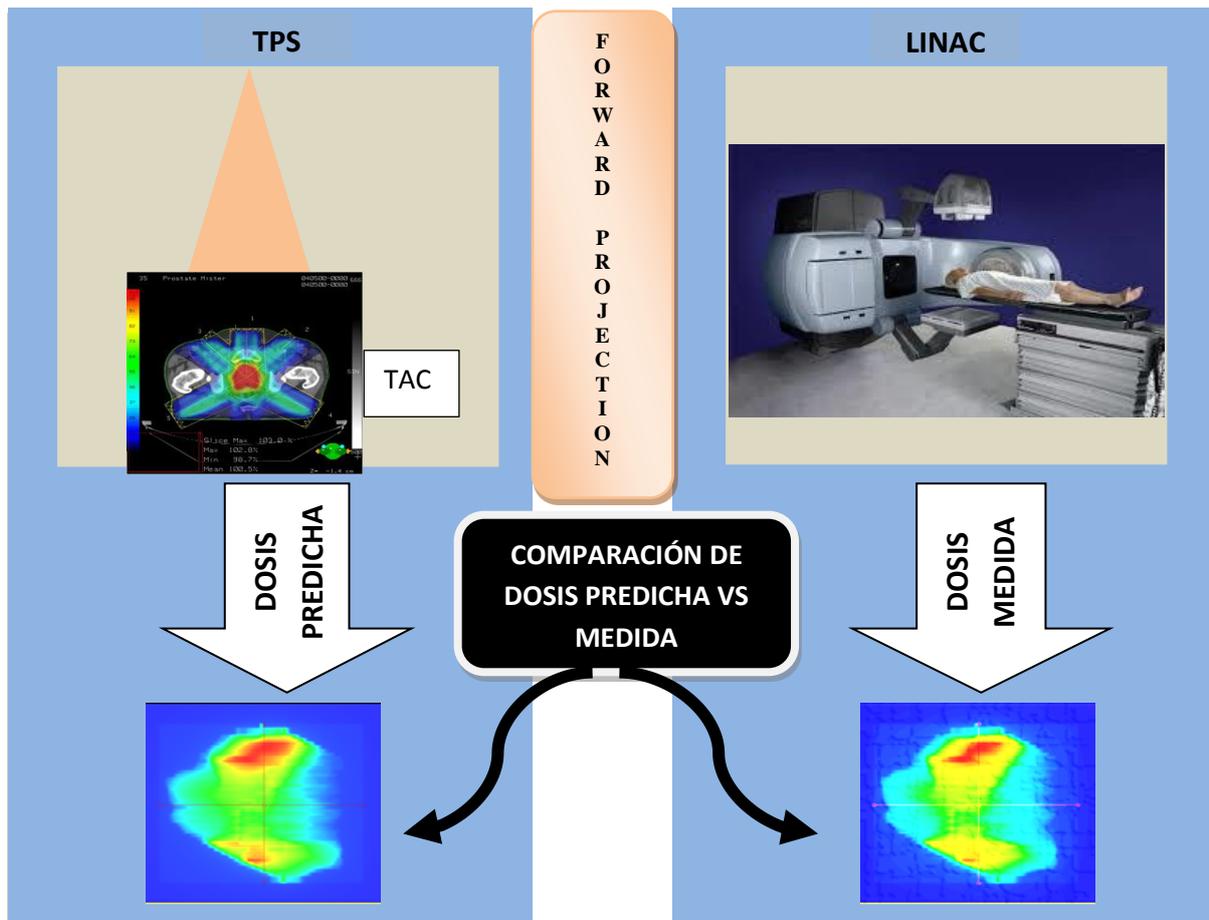


Ilustración 11: Forward projection

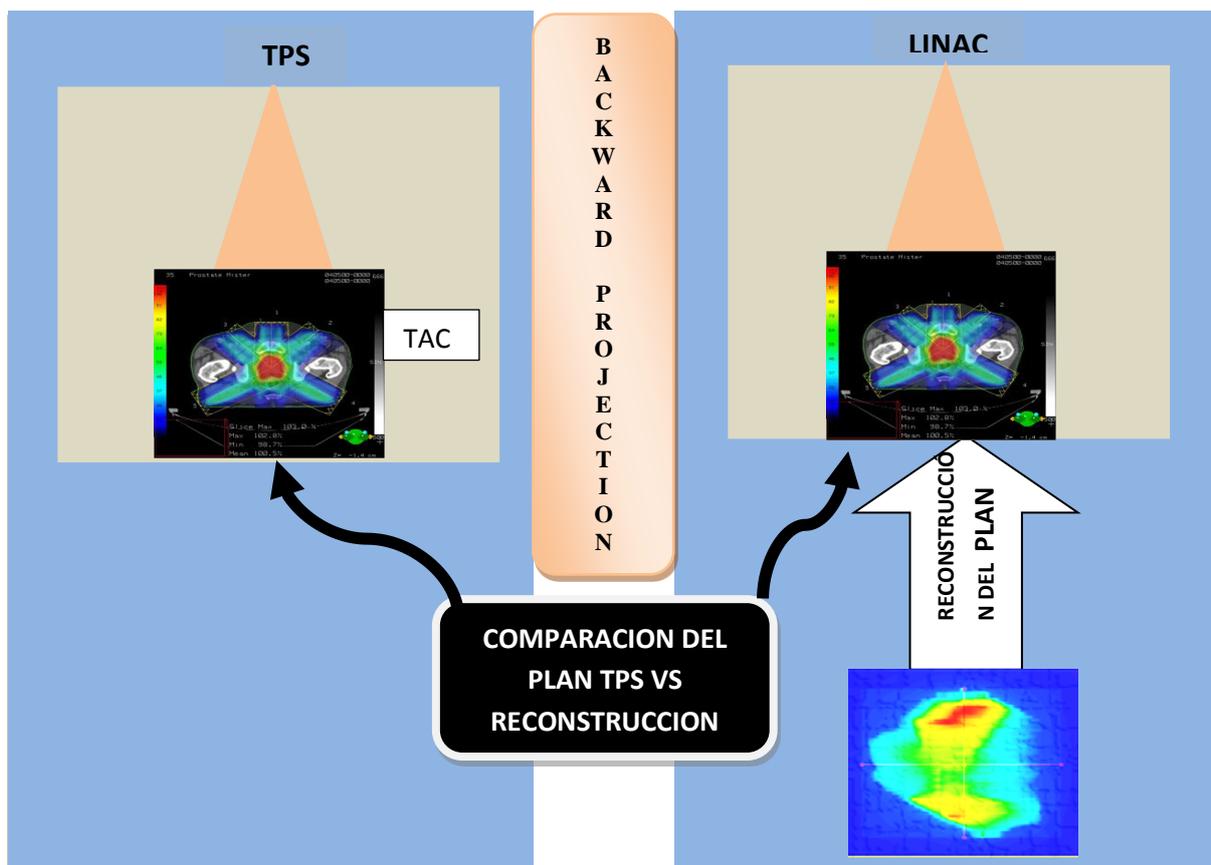


Ilustración 12: Backward projection

El enfoque estudiado en este trabajo es el forward-projection sin paciente por las herramientas de medición con que se cuenta. Es un método de verificación de QA de tratamiento para paciente específico utilizado para determinar que la radiación se suministra de acuerdo con el plan. Este método podría revelar errores en el movimiento y posicionamiento de las hojas del MLC, la transferencia correcta o incorrecta del plan de tratamiento y eventualmente el rendimiento mecánico y dosimétrico del acelerador, si se produjera una falla del LINAC.

Varian Medical Systems desarrolló un software y hardware llamado Portal Dosimetry (PD) y Portal Vision (PV) respectivamente, especialmente diseñados para QA de tratamientos de paciente específico. Consiste en un conjunto de prestaciones que proporcionan la posibilidad de realizar la verificación del tratamiento¹²:

- Adquisición de imágenes dosimétricas - PV
- Cálculo de las fluencias (mapa de dosis calculado) - TPS
- Análisis de las imágenes dosimétricas adquiridas vs calculadas, mediante evaluación gamma - PD

Se describirán con más detalle en el siguiente capítulo cada uno de estos puntos.

2.5 Evaluación gamma (γ)

Es muy importante poder comparar la dosis entregada versus la planificada, mejor aún si se dispone de un método que revele diferencias numéricas, o sea una forma cuantitativa. La evaluación gamma es un método cuantitativo que puede utilizarse para la comparación de distribuciones de dosis. La diferencia de dosis entre dos distribuciones puede ser muy alta debido a la incertidumbre y/o a la resolución del dispositivo de medición, generalmente en zonas de alto gradiente. La distancia entre un punto de la primera distribución de dosis y el punto más cercano en la segunda distribución que tiene la misma dosis dentro de cierta tolerancia, se define como DTA, por sus siglas en inglés “distance to agreement”, distancia de acuerdo o aceptación. La evaluación gamma γ es básicamente una combinación entre estos dos criterios, estos es, entre la diferencia de dosis ΔD y la distancia de aceptación Δd . Otra forma de entender esto, es que γ es una función de variables ΔD , y el valor de esta función minimizada ofrece un número para juzgar el acuerdo entre dos distribuciones de dosis.

Podemos imaginar una elipse centrada en un punto perteneciente a alguna de las curvas (para analizar otro punto, debemos centrar la elipse sobre la misma curva), donde un eje de la misma representa la distancia y el otro eje la diferencia de dosis, de esta manera:

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{(\vec{r}_e - \vec{r}_r)^2}{\Delta d^2} + \frac{(D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r))^2}{\Delta D^2}} \quad (8)$$

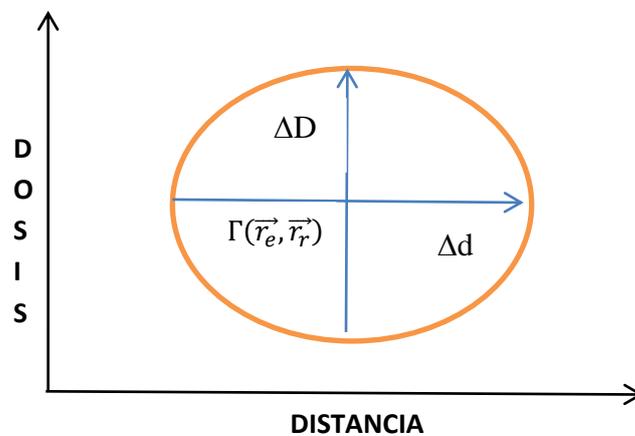


Ilustración 13: Elipse de aceptación

donde los vectores \vec{r}_e y \vec{r}_r son la posición de los puntos evaluados y el de referencia respectivamente, mientras que D_e y D_r son las dosis en dichos puntos. Por último ΔD y Δd son parámetros de criterios. El valor mínimo de Γ es γ .

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min(\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)) \quad \forall \vec{r}_e \quad (9)$$

Si $\gamma(\vec{r}_r) \leq 1$, el punto es aceptado, mientras que si $\gamma(\vec{r}_r) > 1$ el punto es excluido. Se pide que el porcentaje de los puntos aceptados sea superior a cierto valor respecto de todos los puntos analizados, generalmente se exige para aprobar la evaluación gamma que el 95% de los puntos analizados sean aceptados, es decir con $\gamma \leq 1$. Por lo tanto, dos

distribuciones dosimétricas, comparadas mediante esta evaluación, son consideradas iguales si el 95% de los puntos analizados cumplen $\gamma \leq 1$ dentro de la tolerancia ΔD y DTA¹³.

En la siguiente figura se muestra un ejemplo del método de evaluación gamma en una dimensión, donde analizaremos cuatro puntos A, B, C y D en los que se les dibujo sobre cada uno de ellos la elipse de aceptación. La línea continua representa la distribución de referencia, mientras que la discontinua es en donde evaluamos. Las distancias desde el centro de la elipse hasta su borde representan los criterios de aceptación, la distancia horizontal es el criterio DTA y la distancia vertical es el criterio de diferencia de dosis.

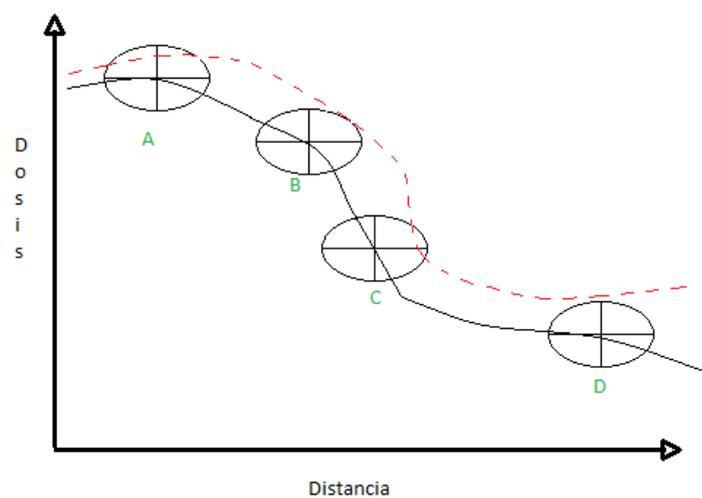


Ilustración 14: Ejemplo en una dimensión espacial

El punto A está en una región donde el gradiente es bajo, como se puede ver en el gráfico pasa sólo la condición de dosis ya que la curva de puntos pasa por el eje vertical de la elipse, por lo tanto este punto pasa el test. Similar es el caso para el punto C, donde el gradiente es alto, la condición de distancia es aceptada mientras que la de dosis no, pero como en el caso anterior la línea de puntos atraviesa la elipse y por lo tanto, el punto también pasa la evaluación gamma, aunque sólo cumpla un requisito. El punto B se encuentra en una región de gradiente intermedia donde ni los criterios de dosis ni los criterios DTA son suficientes por sí mismos para su aceptación, pero el punto es aceptado, ya que dentro de la elipse de aceptación pasa la curva a trozos. Por último es fácil ver que el punto D no pasa los criterios antes mencionados.

Hay que tener en cuenta que una de las distribuciones de dosis es continua debida a la interpolación de puntos (píxeles), esta distribución obviamente es la obtenida en este caso por el PV ya que los datos se recogen con su matriz de detectores. Esto sugiere que el tamaño de los píxeles debe ser lo suficientemente pequeño en comparación con los criterios de aceptación DTA. Se sugiere que el tamaño de píxel debe ser menor que o igual a un tercio de Δd .

2.6 Flujo de trabajo o rutina clínica

En este apartado se incluye en grandes rasgos, el procedimiento general a seguir en un ambiente clínico para los tratamientos de radioterapia, en particular para un proceso de IMRT. En el mismo se puede ver la etapa de control de calidad (QA) de pacientes específicos (PS) previo a su irradiación (requisito obligatorio). Una vez elegido el tipo de tratamiento radiante para un PS los pasos a seguir para la planificación y entrega de tratamiento, se ilustra a continuación:

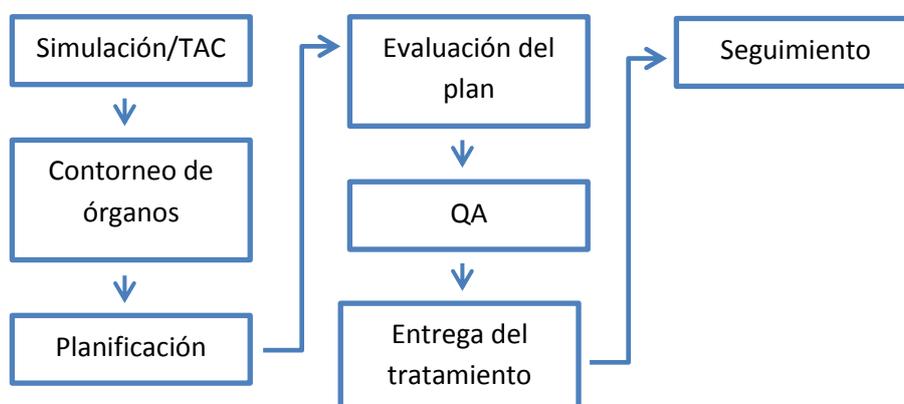


Ilustración 15: Diagrama esquemático de las etapas implicadas en un tratamiento y planificación de IMRT

En la etapa de simulación/TAC se obtienen las imágenes del PS, para luego ser introducidas al TPS. Tales imágenes deben ser adecuadas debido al propósito de las mismas, es decir no son imágenes de diagnóstico. Una vez hecho esto el médico radio oncólogo contornea los volúmenes de interés y prescribe el tratamiento, lo que incluye dosis en volúmenes blanco y restricciones para los órganos críticos. En la tercera etapa

se procede a realizar la planificación de tratamiento. Luego (cuarta etapa), el médico realiza la evaluación del plan y decide cuál planificación resulta adecuada, utilizando para ello herramientas propias del TPS (curvas de isodosis y DVH). El plan puede o no aprobarse por el médico, si sucediera la desaprobación se vuelve a la etapa de planificación y en el peor de los casos a la primera etapa. Previo a la entrega del tratamiento se realizan pruebas de QA por el físico médico y por el radio oncólogo. Por parte del físico médico se realiza por ejemplo la evaluación gamma (ilustración 16) y cálculo independiente de UM^{II}. Mientras que el radio oncólogo analiza por ejemplo el posicionamiento del PS, esto se puede realizar mediante la comparación de placas (una placa calculada por el TPS vs una placa tomada desde el haz del LINAC) o si el acelerador dispone de un sistema de imágenes de diagnóstico de baja energía se puede realizar una tomografía cónica (CBCT) o placas con este mismo sistema. El paciente comienza el tratamiento diario, en donde también se pueden capturar imágenes EPIDs durante cada fracción, a lo largo del tratamiento (etapa de seguimiento). Las sucesivas capturas pueden compararse con una imagen tomada de referencia de tal modo de verificar la posición y la dosis entregada en cada fracción (Software desarrollado por la 21st Oncology, denominado Gamma cero). Para algunos casos, en particular los que involucran pocas fracciones de alta dosis es importante contar con la distribución dosimétrica que efectivamente se dio en cada fracción. Para esto se utiliza el CBCT diario que da la información de la anatomía del PS justo en el momento de ser tratado. Es posible utilizando métodos de fusión deformable y algoritmos de cálculo de dosis, obtener la distribución de dosis e histogramas de dosis con volumen más realista. Esto permite conocer si es necesario modificar el plan de tratamiento (esto se denomina radioterapia adaptativa). La Institución cuenta con el software, desarrollado por el grupo de investigación y desarrollo de la 21st Oncology para poder hacer radioterapia adaptativa.

^{II} Unidad de monitor (MU o UM) se define como una determinada ionización recogida por esta cámara, sin importar el tiempo exacto que se tarda en recogerla. Así la unidad utilizada para la tasa de dosis es cGy/UM. También puede escribirse como MU, por sus siglas en inglés (monitors units).

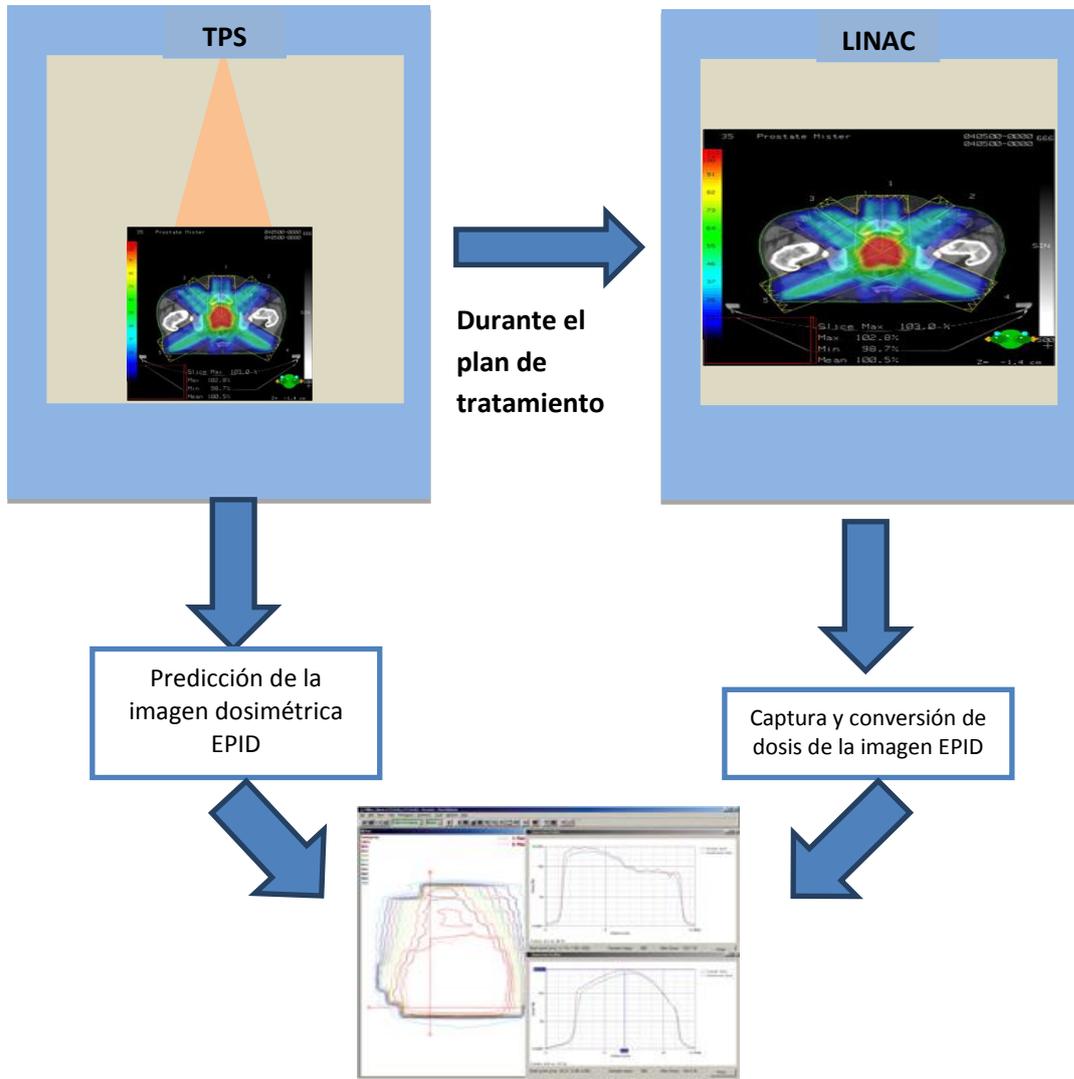


Ilustración 16: Captación y comparación de imágenes EPID durante el tratamiento de un PS

3 - MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Acelerador lineal Varian Trilogy

La unidad de tratamiento recientemente adquirida por el Centro Médico Deán Funes fue aceptada acorde a las indicaciones del vendedor (llevada a cabo por Físicos Médicos de la Institución). La misma fue puesta en servicio clínico (Commissioning) y posee autorización de uso de la ARN (Autoridad Regulatoria Nuclear de Argentina)

Este acelerador lineal proporciona haces de fotones con energías desde 6 MV y 16MV y haces de electrones con energías de 6, 9, 12, 15, 18 y 22 MeV. La tasa de dosis D/R (Dose Rate) para fotones puede ser de 100, 200, 300, 400, 500, 600 MU/min mientras que para radioterapia estereotáxica posee un haz de 6MV con tasa de dosis de 1000 MU/min. Para haces de electrones la D/R puede ser de 100, 200, 300, 400, 500, 600, 1000 MU/min (este último para ser usado en tratamientos TSR, por sus siglas en inglés *Total Skin Radiotherapy*).

En la ilustración 17 y 18 puede verse un esquema del cabezal del acelerador y del sistema de deflexión de los electrones respectivamente. La máquina presenta en el cabezal colimadores, el colimador primario (de forma cónica) y el secundario formado por dos pares de mordazas independientes perpendiculares entre ellas y el haz. Este último proporciona campos rectangulares con un tamaño máximo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$. El último colimador es el Multi Leaf Collimator (MLC) de 120 láminas, totalmente independientes controladas por un ordenador que se desplazan hasta formar la abertura por la que pasa la radiación. Las láminas ajustables del MLC se utilizan para controlar no sólo la forma del haz, sino también la duración de la exposición de cada segmento del tumor, modulando así la dosis en el área de tratamiento. Las hojas tienen una transmisión de 1,5% y una pequeña fuga entre hoja y hoja cuando las mismas se encuentran cerradas¹⁴.

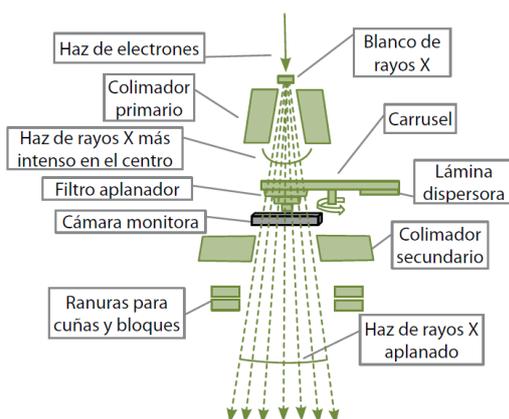


Ilustración 17: esquema del cabezal de un LINAC

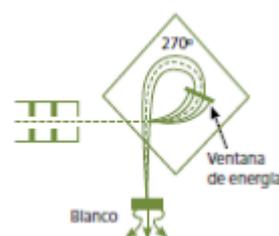


Ilustración 18: Deflexión de los electrones

El gantry puede girar alrededor del paciente para poder apuntar a los volúmenes blancos a tratar desde diferentes ángulos. Dos sistemas de monitorización de dosis están presentes en la cabeza del acelerador y, una vez que se ha alcanzado la dosis preestablecida en MU, corta la irradiación. Esos detectores deben tener un efecto mínimo sobre el haz y ser independientes de las fluctuaciones de temperatura y presión. Cuanto mejor sea la reproducción de la posición del volumen a tratar a lo largo de la duración del tratamiento, normalmente del orden de varias semanas, más pequeño es el margen que hay que fijar alrededor del tumor para asegurar que todo el blanco va quedar irradiado con la dosis absorbida prescrita. También cuanto menor sea este margen, mayor será el ahorro de dosis absorbida en los tejidos normales que rodean al tumor. Por lo tanto, es necesario obtener imágenes en la posición en que se coloca diariamente el paciente para su tratamiento y compararlas con las de referencia¹⁵. Para tal fin el acelerador lineal Trilogy cuenta con un sistema de capturas de imagen, denominado OBI (*On Board Imager*), que comprende el ya mencionado PV (imágenes de MV) y además cuenta con un equipo adicional, montado perpendicularmente del gantry. Este dispositivo permite capturar imágenes con energías dentro del rango usado en radiodiagnóstico, lo que conduce a un mejor contraste. Estas imágenes que sirven para el posicionamiento del volumen a tratar, permite realizar lo que se denomina corrección de movimientos inter-fracción. En este caso Varian provee un dispositivo de KV perpendicular al haz de radiación y un detector bidimensional. Básicamente se trata de una fuente de rayos X de baja energía y un detector bidimensional montado en el brazo del acelerador. Este dispositivo permite obtener imágenes en un determinado ángulo, usualmente imágenes ortogonales que se comparan con las radiografías digitales obtenidas a partir de la TAC de la simulación. El sistema tiene un software que permite la comparación entre el conjunto de imágenes, registrándolas y superponiéndolas automática o manualmente para establecer los corrimientos necesarios a fin de asegurar el correcto posicionamiento (ver ilustración 19).

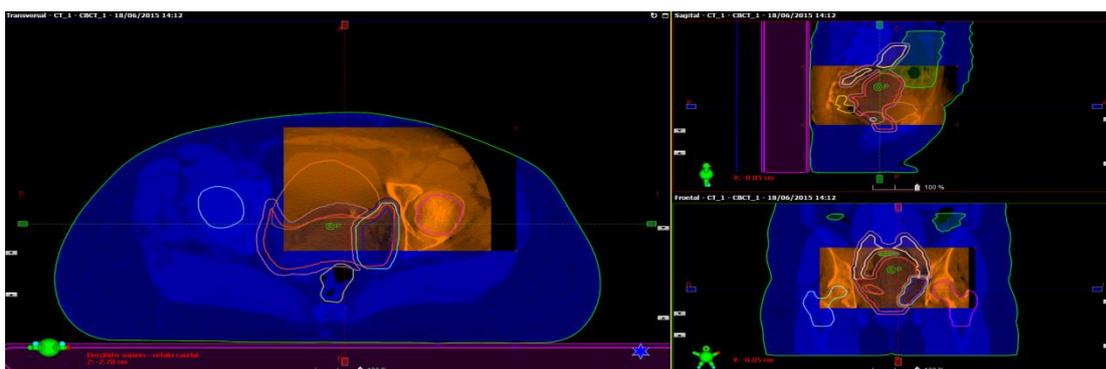


Ilustración 19: Matching (superposición) de imágenes TAC y CBCT

Este equipo tiene también la posibilidad de realizar un tipo de tomografía llamada Cone Beam Computed Tomography (CBCT), que es fundamental para poder visualizar tejidos blandos. Esto se logra haciendo girar el Tubo de Rayos x alrededor del paciente y a partir de las diferentes proyecciones obtenidas en cada posición del detector se puede construir la imagen en 2D y 3D. En la ilustración 20 se observa el principio de funcionamiento:

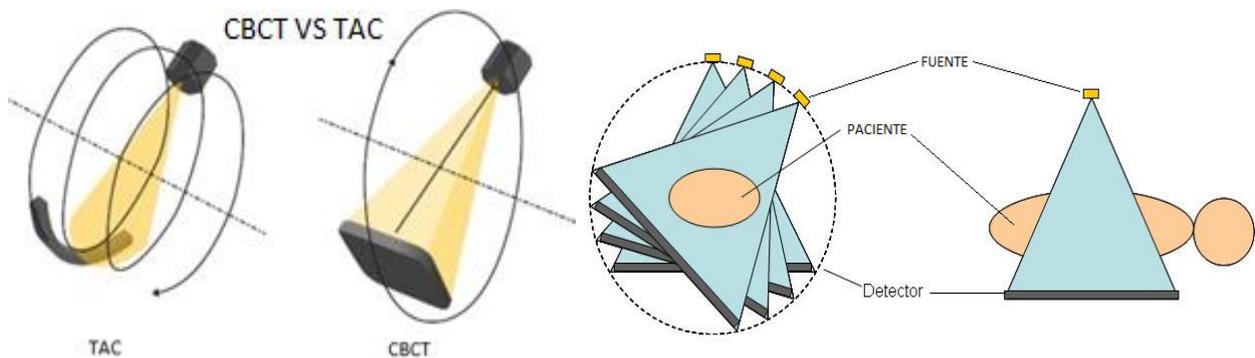


Ilustración 20: Principio de funcionamiento del CBCT

Actualmente la tomografía cónica (CBCT) es la modalidad de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) más utilizada, si bien puede ser de MV o KV dependiendo del fabricante¹⁶. Todo el conjunto o sistema de capturas de imágenes llamado por Varian OBI (PV, tubo de rayos X de KV y su respectivo detector, ilustración 21).

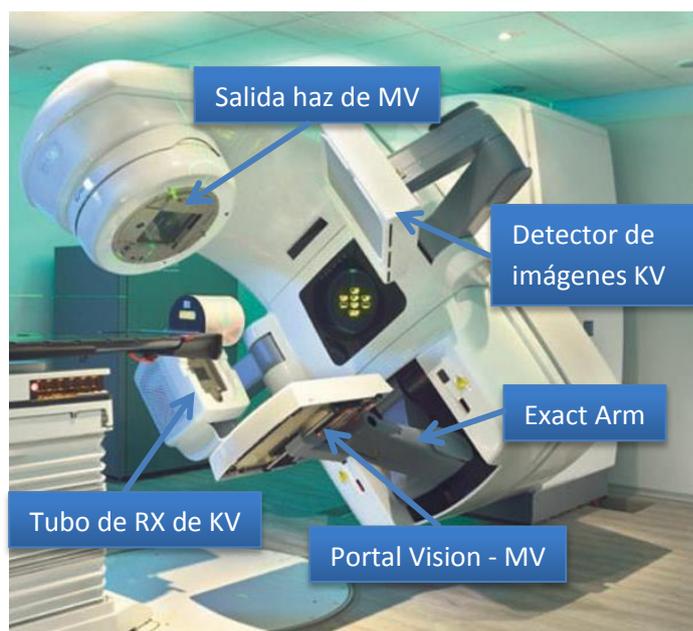


Ilustración 21: Acelerador Trilogy con todos los sistemas de imágenes KV y MV desplegados

Las imágenes portales se han enfocado en los tratamientos con fotones, pero en estos últimos años se está investigando para haces de electrones aprovechando la gran sensibilidad de los detectores de panel plano¹⁷.

Otra de las ventajas que ofrece el acelerador Trilogy, es la Radioterapia guiada por la dosis absorbida¹⁸, que está un paso por delante de la IGRT. Se basa en los cambios dosimétricos en el protocolo de tratamiento, no sólo tiene en cuenta la posición del tumor. El tratamiento se va adaptando según la información de los cambios volumétricos del tumor y de la dosis absorbida (ilustración 22). Todo esto es posible gracias al PV, pues permite medir la dosis absorbida de cada fracción del tratamiento. Este procedimiento es el llamado *gamma adaptive*¹⁹.

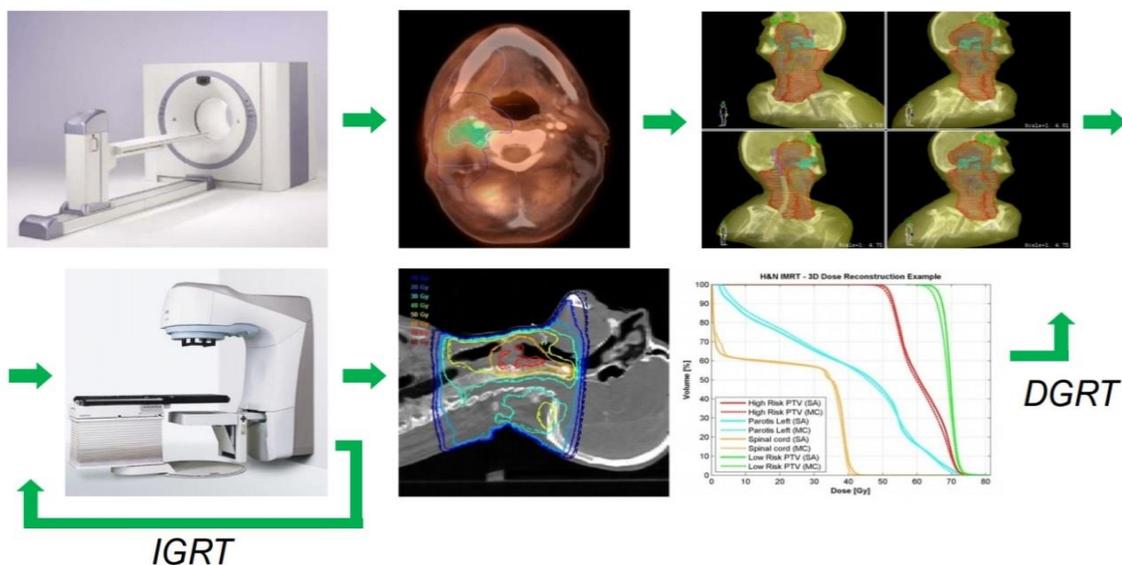


Ilustración 22: Lugar de la DGRT en la cadena de radioterapia

Existen movimientos indeseados llamados de intra-fracción, que pueden corregirse debido a que el acelerador cuenta con un sistema llamado Real-time Position Management (RPM). También conocida como Radioterapia de Cuarta Dimensión, esta tecnología de última generación emplea el sistema RPM, el cual utiliza una cámara de rayos infrarrojos y un dispositivo con reflectores infrarrojos que se coloca en el abdomen superior del paciente. La respiración se puede monitorear a la vez que se toman imágenes de tomografía computarizada en las diversas fases del ciclo respiratorio para planificar el tratamiento y durante las sesiones de tratamiento. De esta forma los Médicos pueden elegir el momento más adecuado en el ciclo respiratorio del

paciente para activar el haz de radiación. Como resultado, el margen del tratamiento alrededor del tumor se puede reducir de manera significativa y la dosis total se puede aumentar sin temor a dañar el tejido sano circundante. Dependiendo de la ubicación del órgano blanco, en un ciclo respiratorio se puede desplazar durante el mismo unos centímetros. La RPM tiene en cuenta este desplazamiento e irradia al órgano en cuestión cuando se encuentra en la posición deseada, considerando básicamente el PTV.

3.2 EPID aSi-1000

Como ya se mencionó anteriormente, estos dispositivos EPID fueron utilizados inicialmente para el reposicionamiento del paciente. Los sistemas de imágenes KV son los más utilizados, tal como el CBCT, ya que presentan un mejor contraste de tejidos blandos y la dosis impartida para la captura de imágenes es bastante inferior respecto al uso de sistemas de MV para realizar una tomografía cónica.

Este trabajo se concentró en la unidad de detección Image Detection Unit (IDU) aSi-1000 (ilustración 23), llamado Portal Vision. Este dispositivo es un panel plano de silicio amorfo para imágenes de MV, el cual está montado sobre un brazo robótico llamado Exact Arm, el cual permite el posicionamiento de la IDU mediante movimientos verticales y horizontales. La IDU está rodeada por una cubierta protectora de plástico. Hay un espacio de aire entre la cubierta protectora y la placa de metal. La cubierta protectora es de 3 cm por encima del punto efectivo de medida aproximadamente. El PV cuenta con un área sensible de $40 \times 30 \text{ cm}^2$ y una resolución de 1024×768 píxeles con un paso (pitch) de píxel de 0,392 mm en cada dimensión. Podemos dividir el dispositivo en cinco partes principales^{20 21}:

1. Una placa de cobre de 1 mm para proporcionar la acumulación y absorción de la radiación dispersa. La placa de metal sirve para convertir rayos X primarios incidentes en electrones de alta energía, algunos de los cuales escapan de la pantalla centelleante (punto 2) y también bloquea la radiación dispersa de baja energía la cual reduce el contraste de la imagen.
2. Una pantalla de centelleo, construida de terbio dopado con oxisulfuro de gadolinio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S: Tb}$), que convierte la radiación incidente en luz. Esta pantalla brillante tiene un espesor de 0,34mm. El beneficio de la pantalla es que

el espectro de emisión de luz coincide aproximadamente con la sensibilidad espectral del aSi.

3. Una matriz de píxeles, donde cada píxel se compone de un fotodiodo de aSi y un transistor de película fina (TFT, Thin Film Transistor).
4. Una electrónica para leer la carga de los transistores y que luego la traducen en datos para formar la imagen.
5. 1mm de sustrato de vidrio en donde están inmersos los circuitos electrónicos

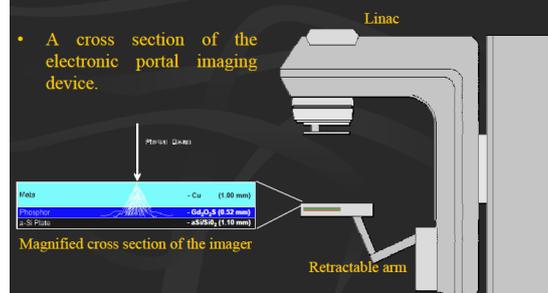
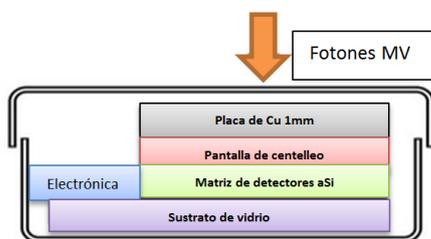
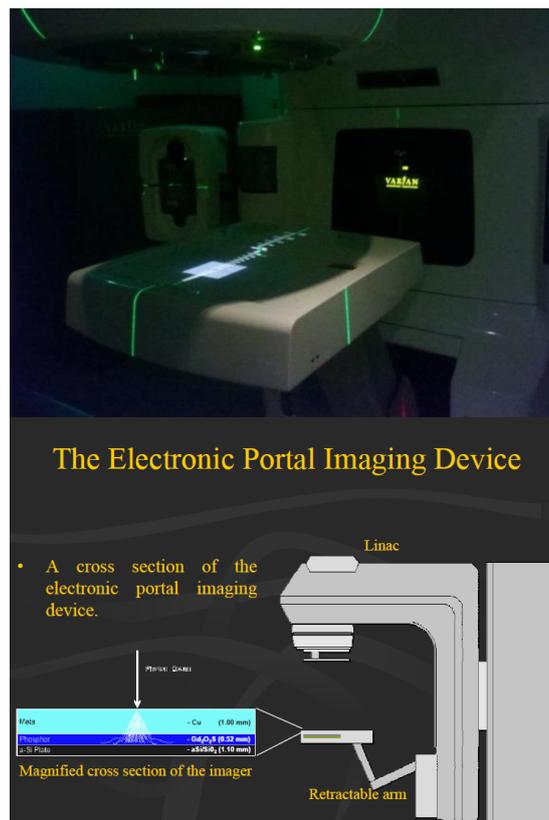


Ilustración 23: Principales componente del Portal Vision

La ventaja de ser un detector de tipo indirecto, es la sensibilidad más alta, la cual puede ser aproximadamente un orden de magnitud mayor en comparación con un detector de tipo directo similar.²²

En los fotodiodos, la luz captada se transforma en cargas eléctricas, en forma de pares electrones-hueco. Las cargas se almacenan temporalmente en los píxeles de la matriz activa, luego comienza el proceso de lectura de una fila a la vez cambiando los TFT. La lectura se realiza mediante la transferencia de la carga de los fotodiodos hacia los amplificadores y la corriente amplificada es convertida en una señal digital. Cuando

todos los píxeles de una fila han sido leídos se sigue con otra fila hasta leer toda la matriz²³. La imagen final se almacena en un servidor, y se puede visualizar en cualquier estación de trabajo que contenga el sistema operativo de Varian llamado Aria.

El trayecto de los fotones desde el haz de tratamiento hasta la formación de la imagen se puede resumir como se ilustra a continuación:

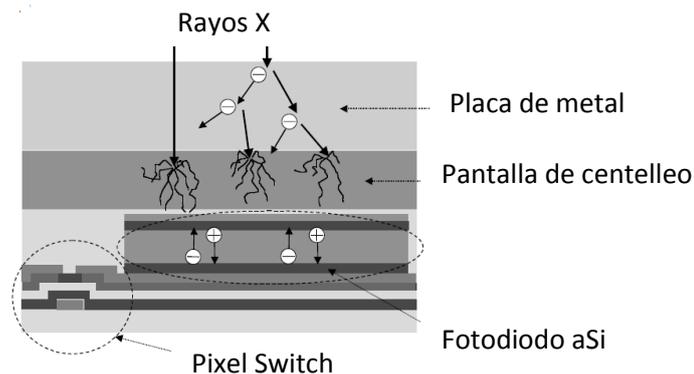


Ilustración 24: Recorrido de las cargas y estructura de un píxel de aSi

Los rayos X atraviesan primero una capa de cobre, donde mayoritariamente se produce el efecto Compton, produciendo algunos electrones. Luego los fotones son convertidos en luz visible al atravesar una pantalla de fosforo, produciendo así pares electrón-hueco en el fotodiodo. La carga producida se almacena en el diodo como en un condensador y se lee como una corriente. El valor de cada píxel se transmite al sistema de adquisición de imágenes y produce una imagen.

En resumen, el proceso de detección es indirecto en el sentido que la información de la imagen se transfiere desde los rayos X a fotones de luz visible y luego, finalmente, se transforma en carga eléctrica²⁴.

3.3 Gamma PV IMRTQA

Es un programa no comercial desarrollado por la 21st Century Oncology, el cual tiene por objeto realizar la evaluación gamma de QAPS. Este programa necesita una configuración previa para su utilización. Además, hay que especificar qué sistema de planificación será utilizado, en este caso, Eclipse de Varian Corporation. Ésta es una

ventaja, ya que el programa puede ser utilizado para diferentes sistemas de planificación.

Una vez instalado el programa los parámetros de configuración (definidos por el usuario en cada caso) para realizar el QA de paciente específico son:

1. **Single Beam Dose Error Tolerance %:** Diferencia porcentual máxima permitida entre la dosis de la fluencia medida y la calculada.
2. **Plan Dose Error Tolerance %:** Es lo mismo que el ítem anterior, pero para el plan total.
3. **Minimum % Pixels with 5% error:** Mínimo porcentaje de píxeles con diferencia menor a 5%.
4. **Minimum % Pixels with 10% error:** Mínimo porcentaje de píxeles con diferencia menor del 10%.
5. **Default Source PV distance (cm):** Es la distancia SID (Source image distance) entre la fuente y la IDU. En este caso 105cm.
6. **Dose Error Tolerance (%):** Es la diferencia porcentual máxima permitida entre la dosis en la distribución calculada del TPS y lo medido por el PV.
7. **Distance to agreement (mm), DTA:** Es la tolerancia espacial en mm máxima entre el punto de referencia y el punto correspondiente en la distribución medida.
8. **Minimum % Passing Gamma <1:** Es el porcentaje de puntos que pasan el test gamma.
9. **Minimum Dose Threshold (%):** Es un umbral que se utiliza para descartar puntos de dosis muy bajas.

Para realizar esta evaluación gamma es necesario disponer de las dos imágenes dosimétricas, la medida por el Portal Vision (SID=105cm) y la calculada por el TPS en un fantoma de agua isocéntricamente en el máximo de la distribución, es decir, SID=100cm, distancia fuente superficie (SSD)=98,4cm y $d_{max}=1,6$ cm.

Una virtud del programa es que se puede realizar el análisis gamma de varios campos o arcos simultáneamente. Los pasos básicos para poder realizar una evaluación gamma son:

1. Se cargan las fluencias medidas (archivos Dicom) por el PV, la dosis introducida se lee directamente desde el archivo. También el programa muestra el valor máximo de la imagen en unidades calibradas (CU), el valor en el centro del detector (CAX) con una ROI de $1 \times 1 \text{ mm}^2$.
2. Se introduce la segunda fluencia, la calculada por el sistema de planificación. Durante la carga de imágenes propias del TPS, el programa también lee desde el archivo Dicom el valor de la dosis calculada, la SSD y la profundidad a la cual se calculó la fluencia.
3. El programa realiza dos normalizaciones a fin de comparar las fluencias, una medida por el Portal Vision y la otra calculada por Eclipse en un fantoma de agua a $SSD=98,4\text{cm}$ y profundidad $1,6\text{cm}$. La primera normalización la realiza automáticamente cuando se importa la fluencia del TPS en el CAX. La segunda normalización tiene que ver con el tamaño de campo. Se realizan ambas normalizaciones para poder comparar ambas fluencias ya que están en medios distintos, a diferentes distancias y con unidades de dosis distintas (cGy y CU). Esta normalización es realizada por el usuario y es un paso obligatorio para seguir con el análisis. Lo recomendado, en la segunda normalización, consiste en buscar una diferencia relativa mínima de dosis entre las fluencias para un mismo punto del plano, siendo el usuario el que elige según su criterio este punto. El programa va mostrando este valor y si el mismo se encuentra dentro de lo que el usuario considera satisfactorio se selecciona el mismo.
4. Una vez cargados todos los campos o arcos de tratamiento y normalizados, se procede a realizar el análisis gamma.
5. Los resultados de la evaluación gamma se muestran automáticamente después del análisis de los campos. Además realiza un histograma y una imagen de la evaluación gamma indicando los puntos que no tuvieron éxito en el análisis. También da el porcentaje de píxeles cuya diferencia es menor que 5% y menos al 10%.

Queda claro que el programa sólo sirve para realizar comparaciones entre fluencias normalizadas en algún punto, o sea, en dosis relativa, pero el programa también reporta la diferencia entre los puntos elegidos para la normalización y esta diferencia está restringida por un valor por defecto que coloque el usuario.

3.4 MapCheck

Para realizar mediciones de distribuciones de dosis entregadas por el acelerador y poder compararlas con la distribución de dosis calculada por el TPS, se utilizó un sistema dosimétrico bidimensional de diodos, llamado MapCHECK® (Sun Nuclear Corporation). Las características más importantes se muestran en la siguiente tabla²⁵:

Categoría	Características	Especificaciones
Detector	Cantidad	445 detectores de estado sólido, Silicio amorfo
	Geometría del arreglo	•Centro, 10 cm x 10 cm – Espaciamiento 7,07 mm • Anillo exterior que rodea arreglo central (6 cm de ancho) - espaciamiento 14,14 mm
	Axial y transversal (X,Y) longitud de la matriz lineal	22 cm x 22 cm, 10 mm de espaciamiento
	Las diagonales de longitud matriz lineal	25,4 cm x 25,4 cm, 7,07 mm de espaciamiento
	Área activa del detector	0,8 mm x 0,8 mm
Buildup y retrodispersión	Buildup inherente	• policarbonato, 0,97 cm = 1,16 g/cm ² •Mylar, 0,038 cm = 0,05 g/cm ² •G10 fibra de vidrio pc board, 0,178 cm = 0,35 g/cm ² •Paquete detector = 0,41 ±,09 g/cm ² • Buildup total de la salida del detector: 2,0 ± 0,1 g/cm ²
	Retrodispersión inherente	• policarbonato, 1,60 cm = 1,92 g/cm ² •G10 fibra de vidrio pc board , 0,178 cm = 0,35 g/cm ² • Retrodispersión total de la salida del detector : 2,7 ± 0,1 g/cm ²
Desempeño	Medida de radiación	Electrones, 6 MeV hasta 25 MeV fotones, Co-60 hasta 25 MV
	Límite de dosis	330 cGy

Tabla 1: Características del MapCheck

Este dispositivo viene asociado con un software para realizar comparaciones dosimétricas de mapas de fluencia, tanto en dosis absorbida como en forma relativa. Permite realizar el análisis gamma, señalando los puntos que no cumplen con la tolerancia establecida por el usuario (DTA, diferencia de dosis, umbral, puntos de normalización) previamente calibrado según la energía. La robustez, eficiencia, facilidad de uso acompañado de un montaje experimental sencillo hacen de este instrumento una herramienta muy adecuada para el QA de los pretratamientos. Se puede usar distintas configuraciones geométricas para realizar mediciones de mapas de dosis. El programa asociado utiliza la fluencia medida y otra calculada por el TPS. Mientras más se asemejen las situaciones de cálculo y medida (por ejemplo: SID, buildup) mejor será la comparación, ya que prácticamente se comparan mapas en las mismas condiciones (uno medido y otro calculado), en particular si se desea hacer una comparación en dosis absoluta.

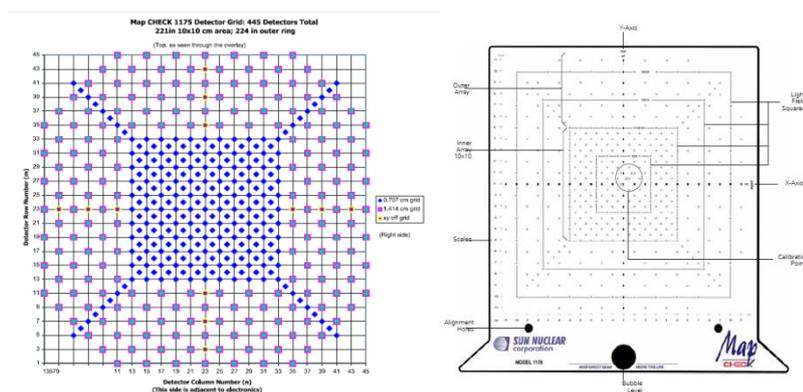


Ilustración 25: Disposición matricial de los detectores del Mapcheck

Una de las configuraciones posibles para realizar mediciones y, quizás, la más utilizada se muestra en la siguiente imagen:

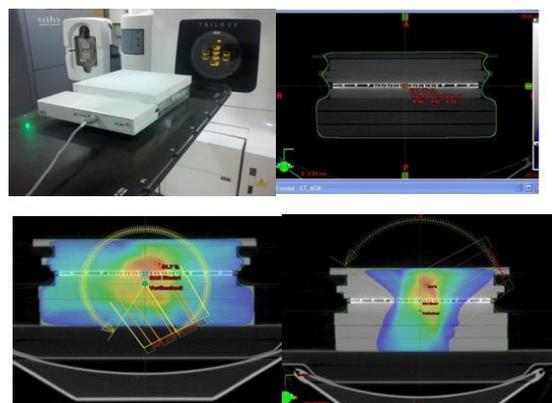


Ilustración 26: Distribución de dosis sobre la TAC del Mapcheck en el TPS Eclipse

Sobre el Mapcheck se colocan placas de material equivalente al agua (Solid Water, Virtual Water, Real Water), generalmente la cantidad suficiente para que los detectores queden a 5cm de profundidad. Para realizar mediciones en dicha configuración, se hizo previamente una TAC al Mapcheck, simulando la situación experimental lo más real posible, pues el mapa de fluencia calculado se realiza sobre la TAC del detector²⁶. Otra forma, más tradicional, es simular la dosis entregada en un fantoma de agua al irradiar como por ejemplo con 100 UM, SID =100 cm, SSD=98,65cm, sin rotación de gantry. Mientras que para la medición se realiza la misma configuración:

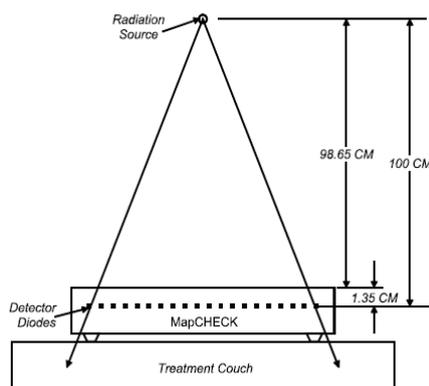


Ilustración 27: Esquema de una de las posibles configuraciones de medición con Mapcheck

Este dispositivo tiene la zona de detección a $1,35 \pm 0,1$ cm de profundidad con un buildup inherente equivalente a $2,0 \pm 0,1$ g/cm² de agua, por lo que la profundidad escogida en el planificador para calcular la dosis para los mapas de QA debería ser de 2cm, a SID = 100 cm. Hay que recalcar que hay varias configuraciones posibles, por ejemplo, se pueden agregar más capas de agua sólida en la superficie del dispositivo cambiando así la zona de buildup y las distancias. Es recomendable, que la fluencia calculada por el TPS se asemeje lo más posible a la configuración geométrica del detector, tal como muestra la siguiente figura (la cual se llevó a cabo)²⁷:

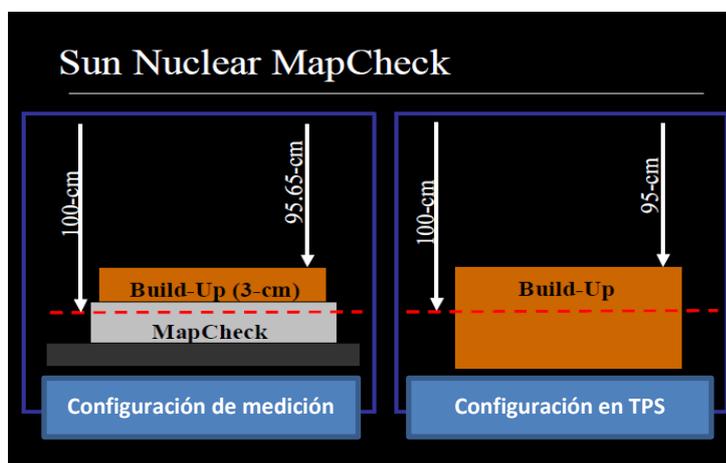


Ilustración 28: Configuración que se utilizó

El dispositivo MapCheck tiene asociado un software propio. Previo a su uso se realizó una calibración en el haz del usuario. Este instrumento es utilizado por diferentes entes mundialmente y le han realizado innumerables testeos los cuales arrojan muy buenos resultados, lo que prácticamente garantiza que es una buena herramienta para los análisis de QA de pretratamientos. Este software permite realizar comparaciones de fluencias en dosis absorbida como relativa, en donde es posible visualizar los perfiles de dosis, superposición de las curvas, etc. La interfaz gráfica hace que sea una herramienta fácil de usar.

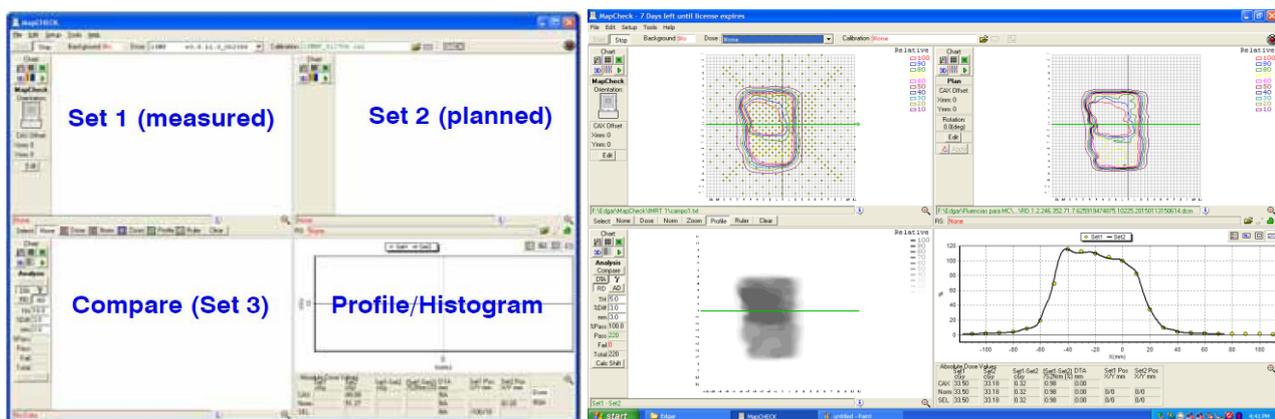


Ilustración 29: Interfaz gráfica del software Mapcheck

Las fluencias calculadas se realizaron con Eclipse, simulando un fantoma de agua a $SSD = 95\text{cm}$ y una profundidad de 5cm . Para obtener los mapas de dosis medidos por el mismo MapCheck se utilizó la configuración descrita en la ilustración 28. Todos los análisis gamma se realizaron en condición de dosis relativa para tratar de estar en condiciones similares a la del Portal Dosimetry²⁸, pues es otra SID, SSD y material de buildup; y de esta manera, poder comparar los softwares. Los puntos de normalización tanto para el Mapcheck y como para el Portal Dosimetry fueron: el CAX en unos casos y en otros el punto de máximo de dosis. Esto es debido a que en algunos campos el punto CAX tenía muy baja dosis y al estar en condiciones relativas esto afecta de manera drástica los resultados, por lo que al analizar estos campos se optó por el punto de dosis máxima verificando también que este punto máximo coincida en ambos softwares.

3.5 Instalación del sistema Portal Dosimetry

Los componentes principales del sistema de dosimetría de imágenes portales, pueden definirse en tres grandes grupos:

1. Algoritmo de predicción de imágenes PDIP (Portal Dose Image Predictor), el cual se encuentra dentro del sistema de planificación Eclipse.
2. Sistema detector de imágenes (IDU) o dispositivo EPID, llamado Portal Vision aSi-1000.
3. Plataforma de trabajo en ARIA, denominada Portal Dosimetry (PD).

Estos componentes fueron instalados y comisionados acorde a las indicaciones de Varian. En las secciones siguientes se describen los pasos más importantes respecto de la instalación del programa PD, la introducción de información de datos de los haces de tratamiento y la calibración de la IDU²⁹.

3.5.1 Algoritmo y calibración dosimétrica

Desde la estación de trabajo, se ingresó a un entorno llamado configuración del haz, en donde se definen todos los parámetros del sistema, que son necesarios para el funcionamiento correcto del acelerador, sus componentes y sus algoritmos, en este caso el sistema de imágenes dosimétricas EPID. Una vez allí se introdujeron datos en el algoritmo PDIP, datos existentes y utilizados por Eclipse, además un archivo de texto. Este archivo es un comando de texto, el cual hace que se agreguen más datos mediante otros archivos (no solo de texto) acorde a cada energía, para el cálculo de kernels para la formación de imágenes y determinar la distancia SID. Se modificó uno de estos archivos originales de texto para que considere la dosis en cGy, pues por defecto estaba para Gy. Luego se pasó a una segunda etapa, la cual se realiza desde la consola del acelerador llamada 4DITC (4D Integrated Treatment Console). Se puede resumir en los siguientes esquemas los pasos para la instalación del algoritmo (Primera etapa).

Configuración del

Acelerador y Energía

PDIP

Insertar datos del haz

Nombrar la Unidad

Comenzar sin datos previos

Unidad de tratamiento

Importación de datos del haz de Eclipse

Introducción de mapfile.txt

Aprobación de la beam

Siguiente etapa (4DITC)

```

$StartOfMapFile
$StartOfCodeSet
Machine Code:<000>
Treatment Machine:<Demo_allEnergies><6X>
AddOn:<00><08.02.2012 14:47:51><OPENFIELD>
$EndOfCodeSet
$StartOfCodeSet
Machine Code:<001>
Treatment Machine:<Demo_allEnergies><8X>
AddOn:<00><08.02.2012 14:53:10><OPENFIELD>
$EndOfCodeSet
$StartOfCodeSet
Machine Code:<002>
Treatment Machine:<Demo_allEnergies><10X>
    
```

```

[General]
FileFormat=Generic Dosimetry
Version=1.0
Creator=Portal Dosimetry
CreatorVersion=8.6.17
[Geometry]
Dimensions=2
Axis1=x
Size1=512
Res1=0.784
Offset1=0
Unit1=mm
Separator1=\t
Axis2=y
Size2=384
Res2=0.784
Offset2=0
Unit2=mm
Separator2=\n
[Interpretation]
Type=Acquired Portal
DataType=%f
Unit=Cu
Location=Imager
Medium=Undefined
[Patient]
PatientId1=Aida
PatientId2=
LastName=PortalDosimetry
FirstName=Princess
[Field]
PlanId=Aida_x6
    
```

```

& file version: 1.0
therapy unit name: 6MV_PDPC1002
& nominal energy:
& radiation type: Photon
source-axis distance [cm]: 100.0
    
```

Ilustración 30: Instalación del algoritmo

La segunda etapa se realizó en la consola del acelerador, fuera de ARIA y en modo Service. Previamente se midió y calibró el haz para que esté lo más cercano posible al valor de referencia. Se utilizó una aplicación llamada Imager Maintenance de Varian para la captura de imágenes por el PV. Se importó un perfil de corrección propuesto por Varian. Básicamente esta etapa consta de cuatro pasos: dos correcciones de los píxeles (DF: Dark Field o campo oscuro y FF: Flood Field o campo lleno), una de perfil o simetría radial y una calibración absoluta.

El campo oscuro DF es necesario para corregir la corriente parásita de los píxeles. La imagen es el promedio de varios fotogramas o frames, adquirida con el PV en la posición correcta para la formación de imágenes pero sin irradiación (background). La posición se configuró desde Imager Maintenance y es la distancia SID=105cm.

La imagen de campo lleno FF se adquiere mientras se irradia la IDU con un campo abierto. El campo debe ser suficientemente grande como para cubrir toda el área sensible del detector, pero hay que tener cuidado de no irradiar la electrónica alrededor de la zona sensible. Solamente debe ser colimado por las mordazas y no por las MLC. El campo FF es necesario para corregir las diferencias de sensibilidad entre los píxeles individuales. Al igual que el DF, la imagen es el promedio de varios fotogramas. El fabricante recomienda que al menos 50 frames se adquieran al realizar ambas calibraciones.

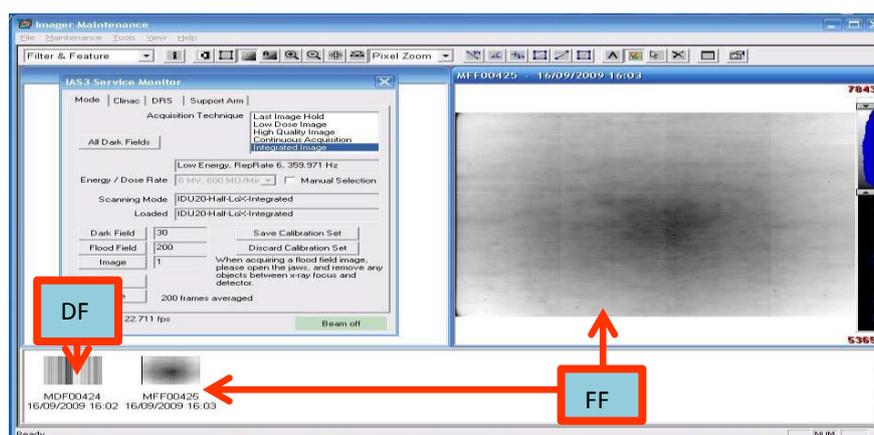


Ilustración 31: FF y DF

Para realizar la corrección del perfil se utiliza una matriz de corrección 2D que provee Varian (previamente se usaba un perfil diagonal en agua)³⁰⁻³¹.

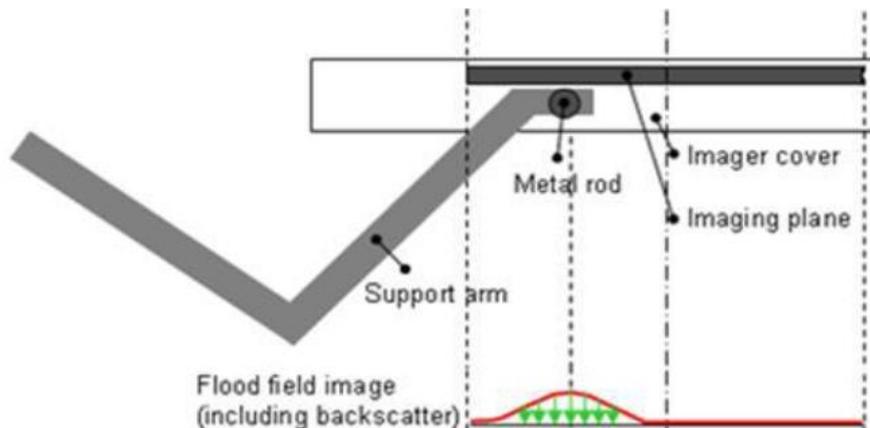


Ilustración 32: Retrodispersión producida por el Exact arm

Respecto a la calibración, la unidad de dosis en la que se muestran las imágenes dosimétricas es CU (Calibrated Units), así llamada por Varian. Se toma una imagen para 100 UM a SID=100cm y para un campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$ esta situación corresponde 1CU. Como la SID usada es =105cm, hay que corregir usando la ley del inverso al cuadrado de la distancia, quedando $1\text{CU} \cdot (100/105)^2 = 0.907 \text{ CU}$. Esta calibración se realizó con 100UMs y SID=105cm para todas las combinaciones de energía y D/R. Finalizando así la instalación de los componentes.

3.6 Caracterización del Portal Vision

Luego de la instalación y calibración del dispositivo, se procedió a realizar pruebas para ver el comportamiento del mismo.

3.6.1 Repetibilidad

El fin de esta prueba es comprobar la estabilidad en la respuesta del dispositivo EPID entre mediciones. Hay que tener en cuenta que la tolerancia (diferencia relativa) recomendada entre un día y el siguiente no debe superar 3%. Esta prueba no busca estudiar mediciones en ese lapso de tiempo, sino entre mediciones consecutivas. El intervalo de tiempo entre cada medición fue de alrededor de un minuto, se tomó esta separación temporal para evitar el efecto *ghosting* (ver punto 3.6.5).

Para realizar la prueba de repetibilidad se mantuvo fija la SID=105cm, se realizaron 20 mediciones de un campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$ centrado en el eje central, se utilizó solo la energía de 6MV, la tasa de dosis fue de 600MU/Gy y se irradiaron 100UM. El valor de cada medición fue extraído de una ROI de aproximadamente $1 \times 1 \text{cm}^2$ alrededor del punto central del campo.

3.6.2 Dependencia lineal con la dosis

La medición para esta matriz de aSi se basa en que la lectura del EPID es lineal a la dosis que ha recibido. Autores como Van Esch *et al.* y Grein *et al.*³²⁻³³⁻³⁴ entre otros han estudiado la linealidad del dispositivo aSi-500 (la diferencia entre el aSi-500 y el aSi-1000 es que el aSi-1000 tiene una resolución más alta, el aSi-500 tiene 384×512 píxeles, mientras que el aSi-1000 tiene 768×1024 píxeles) y se ha encontrado que la respuesta del aSi-500 es lineal (por lo menos hasta 500 UMs). Los EPID basados en matrices de cámara de ionización tienen una curva de respuesta que no es lineal y deben ser corregidos o tenidos en cuenta. Para determinar la dependencia lineal, debemos observar cómo cambia la respuesta al irradiar campos idénticos pero con diferentes UM.

Estas mediciones se realizaron para ambas energías de fotones disponibles 6MV y 16 MV. El rango de UMs fue de 10 a 900 UM, este rango es debido a los límites recomendados por Varian. El tamaño del campo fue de $10 \times 10 \text{cm}^2$ centrado en el eje central. La tasa de dosis fue de 600 Gy/UM. El ángulo del gantry y del colimador fue de cero grados. La distancia SID fue de 105cm, y el valor de la dosis se tomó en una ROI de aproximadamente $1 \times 1 \text{cm}^2$ alrededor del punto central del campo.

3.6.3 Dependencia con la tasa de dosis

La respuesta del detector ante una irradiación no debería depender de la tasa de dosis. Lamentablemente esta dependencia existe en diversos sistemas de medición de radiación. Para estudiar la dependencia con la tasa de dosis se mantuvo fija la SID=105cm y un campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$ y se varió la tasa de dosis desde 100, 200, 300, 400, 500 hasta 600MU/Gy. Se realizó la prueba para las dos energías de fotones

disponibles 6MV y 16MV entregando 100MU en donde el valor medido se tomó en una ROI de aproximadamente $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alrededor del punto central del campo.

3.6.4 Efecto de Gravedad ante giro de gantry

Como ya hemos mencionado, este equipo tiene la capacidad de realizar distintos tipos de modalidades para la entrega de dosis, los cuales requieren de movimientos del gantry, colimador, MLC, brazos robóticos, EPID, etc. Estos movimientos pueden introducir errores en el IDU debido al efecto de la gravedad. Es decir, el PV gira solidario al gantry.

Con el fin de estudiar el efecto de estas rotaciones (sólo giro de gantry) y movimientos sobre la imagen dosimétrica, se irradiaron campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ centrado en el eje girando el gantry una vuelta completa y disparando el mismo campo cada 60° (Step and Shoot) solamente con energía fija de 6MV (ya que solo se analizan las características mecánicas), con tasa fija de 600 Gy/UM y con el colimador fijo. La distancia SID=105cm y se irradiaron 100UM.

3.6.5 Efecto fantasma (Ghosting)

Los IDU con transistores de película fina TFT en general presentan un error gráfico con un tiempo de respuesta largo. El tiempo de respuesta de una pantalla TFT es el tiempo que tarda un píxel en ir de negro (activo) a blanco (inactivo), que puede ser debido a dos razones: la primera debida al campo alterno de los TFT hacen que se modifique la sensibilidad en los pixeles, y la segunda es debida a la adición de una señal mientras se está llevando la lectura en el cuadro. Este efecto se trata de una superposición de imágenes entre la imagen anterior y la que se está obteniendo, distorsionando a esta última. Es una propiedad fundamental de silicio amorfo lo que significa que el ghosting se produce en todos los EPIDs de aSi independientemente del fabricante y/o el modelo³⁵. En la literatura se suele clasificar o separar este efecto como ghosting positivo y negativo, el primero es cuando se presenta un aumento de la señal debido a la irradiación anterior, y el efecto negativo es cuando hay una disminución de la señal. Existe otra fuente de este efecto, no tan predominante, debido a que esta unidad es de

detección indirecta y es por el tiempo de decaimiento distinto de cero en la emisión óptica.

En la prueba realizada se utilizaron tres campos, uno de alta dosis y dos de baja dosis, de $5 \times 5 \text{ cm}^2$. El método se basa en irradiar el primer campo con pocas UM (60 UM), luego aplicamos el segundo campo de 600 UM bajo las mismas condiciones e inmediatamente después el tercer campo de 60 UM. El análisis se realiza con los campos de bajas UM con una ROI central de aproximadamente $1 \times 1 \text{ cm}^2$ para tratar de determinar la existencia de este efecto en este tipo de dispositivo. El tamaño de campo no se cambió para no perder tiempo entre una irradiación y otra.

3.7 Paquete de Verificación del algoritmo PDIP

El fabricante sugiere un paquete de verificación (Portal Dosimetry Pre-Configuration Package 1.0 - PDPC) para corroborar la instalación y puesta en servicio clínico, en donde todas las evaluaciones se realizan para energía de 6MV. Básicamente consiste en importar un paciente virtual con forma de cuba rectangular de agua segmentada, para permitir el cálculo de la dosis dentro de Eclipse. Estos planes son calculados por el TPS y luego se irradian para poder analizarlos y poder corroborar si la instalación del dispositivo EPID y el algoritmo satisfacen las tolerancias propuestas por el fabricante³⁶.

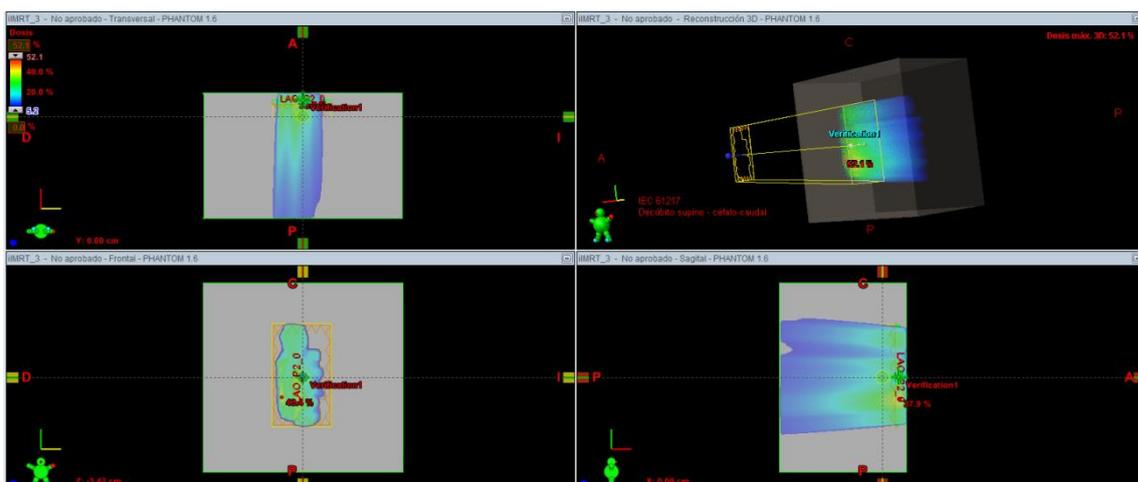


Ilustración 33: Cuba virtual para el cálculo de fluencias en Eclipse

En la siguiente ilustración se presentan la lista de planes de verificación obtenidas directamente del Manual del PV:

qMLC		qOpen	
Field Name	MU	Field Name	MU
DynChair	200	3x3	100
FlatFluence	100	5x5	100
AIDA	200	10x10	100
		15x15	100
		20x20	100
		30x30 (28x28 @ SID=105cm)	100
		30x20	100
3 fields		7 fields	

iRA_1		iRA_2	
Field Name	MU	Field Name	MU
RA1	269	RA2	237
RA2	286	RA1	240
2 fields		2 fields	

iIMRT_1		iIMRT_2	
Field Name	MU	Field Name	MU
RPO_P1_0	75	LPO1_P2_1	112
RPO_P1_1	59	LPO1_P2_0	80
RAO_P1_0	78	LPO_P2	142
RAO_P1_1	52	LAO_P2_1	44
AP_P1_0	49	LAO_P2_0	117
AP_P1_1	79	AP_P2_1	82
LAO_P1_0	71	AP_P2_0	106
LAO_P1_1	45	RAO_P2_1	83
LAO1_P1	91	RAO_P2_0	61
LPO_P1_0	63	RPO1_P2	99
LPO_P1_1	116	RPO_P2_0	94
LPO1_P1_0	89	RPO_P2_1	84
LPO1_P1_1	60		
13 fields		12 fields	

Ilustración 34: Planes de campos y de arcos de verificación

3.7.1 Verificación de los ajustes de los parámetros del MLC

La precisión y el rendimiento de la respuesta del Portal Dosimetry dependen, en gran medida, de la transmisión del MLC (a través de las láminas, entre láminas adyacentes y entre láminas enfrentadas). Tres campos de IMRT se incluyen en los planes de verificación: DynChair, FlatFluence y AIDA. Los planes DynChair y FlatFluence se utilizan para verificar si los parámetros actuales del MLC son compatibles con el paquete PDPC. La evaluación de estos campos está destinada únicamente a la evaluación de los valores de los parámetros del MLC, ya que indirectamente influyen en el rendimiento del Portal Dosimetry. No es obligatorio tener éxito en el análisis gamma para estos campos, pero esto sugiere -según el fabricante- un ajuste fino de los parámetros del MLC.

El análisis Gamma de estos campos se realizará utilizando la siguiente configuración:

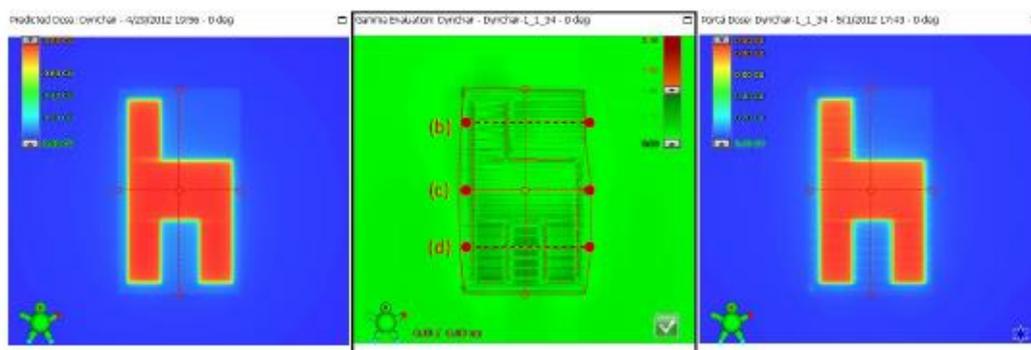
- Dose tolerance (tolerancia de dosis ΔD): 3%
- Distance-to-Agreement(distancia DTA): 3mm
- Gamma analysis (análisis gamma): global

- ROI selection (región de interés): Threshold del 5%
- Area Gamma < 1.0: 97.0 %

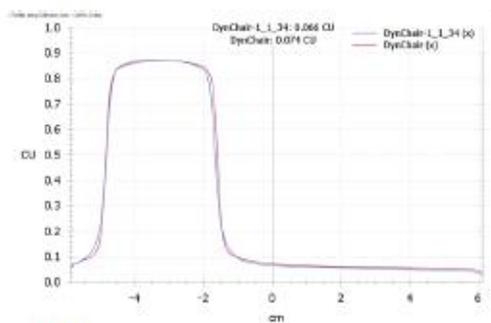
DynChair (Dynamic chair o silla dinámica):

El patrón de silla dinámica como describe Van Esch³⁷ se utiliza para separar el impacto de factor de transmisión versus la transmisión por hoja.

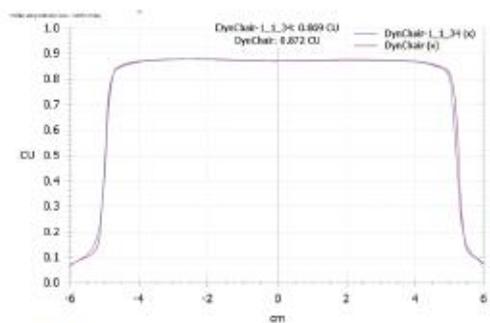
En las siguientes imágenes vemos un ejemplo de esta prueba, en a) se muestra la imagen predicha (izquierda), la medida (derecha) y la correspondiente evaluación gamma (centro), de donde luego obtenemos tres perfiles en la dirección crossline (fig. b, c y d. Ver también ilustración 37).



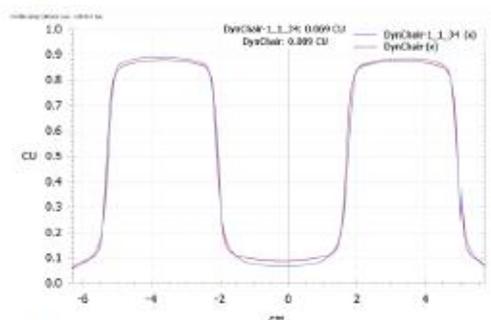
(a)



(b)



(c)



(d)

En la ilustración 35 se pueden ver los perfiles del ejemplo propuesto por Varian en la dirección crossline, en donde la curva azul representa lo medido por el EPID, mientras que la curva roja representa lo predicho. Se aprecian las regiones donde la dosis debería ser casi nula, en otras palabras sólo la transferida por y entre las hojas del MLC (Ilustración 35b y 35d) o total (Ilustración 35c), pudiéndose evaluar de manera indirecta el impacto del MLC.

FlatFluence (Flat fluence o fluencia plana):

Esta prueba consiste de un campo de radiación suficientemente grande para asegurar el movimiento de los carros donde están montadas las MLC. En estos casos, el campo se divide automáticamente en dos partes ya que el rango de movimiento de las láminas del MLC es limitado. La zona de transición entre las dos partes del MLC es fuertemente afectada por un factor de transmisión de las MLC.

AIDA (AIDA pattern):

Este patrón fue desarrollado para corroborar el algoritmo PDIP y se irradia para verificar el cálculo apropiado del kernel del EPID utilizado en el algoritmo PDIP a 105cm. Los kernels fueron calculados en la etapa de instalación del PDIP. El patrón tiene la siguiente forma:



Ilustración 36: Esquema del campo AIDA

3.7.2 Factores de salida (OF)

El plan de verificación qOpen se utiliza para verificar si los factores de salida utilizados en el algoritmo PDIP coinciden con los factores de salida reales de la EPID. Para ello, el punto del eje central en los campos cuadrados de tamaño creciente (5x5, 10x10, 15x15, 20x20 y 28x28 cm²) se evalúan utilizando la herramienta de dosis, tanto para la imagen predicha como la medida. Teniendo que ser su diferencia relativa menor a $\pm 1\%$, tomando como referencia el valor de la imagen predicha.

3.7.3 Corrección del perfil del haz

El campo FF adquirido durante la calibración del EPID contiene inherentemente el perfil del haz. El paquete PDPC utiliza una matriz de corrección 2D del perfil del haz en lugar de un perfil del haz diagonal. La precisión de la corrección perfil del haz se puede observar en la dirección crossline del EPID, mientras que la corrección perfil del efecto de retrodispersión se observa en la dirección inline (3.7.4). En la siguiente ilustración se observan las líneas crossline e inline.

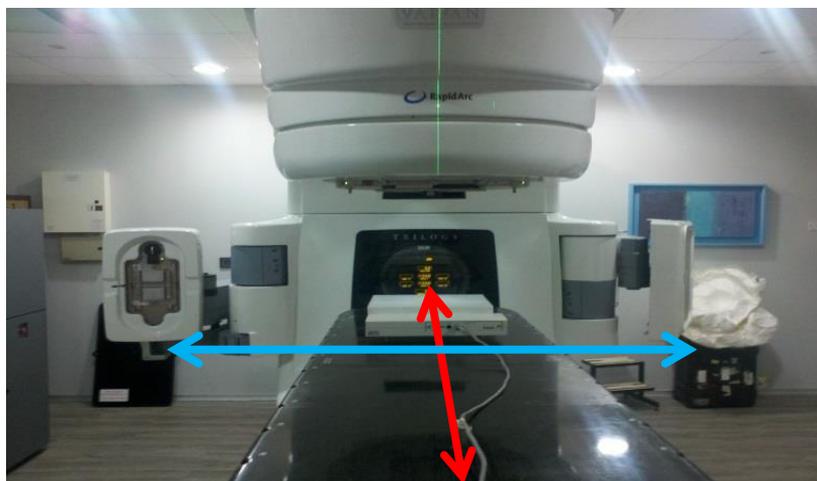


Ilustración 37: líneas crossline (celeste) e inline (roja). Situadas siempre en un plano perpendicular al haz de MV

Para esta verificación se siguieron los siguientes pasos:

- Alineación automática entre la imagen predicha y la medida

- Normalización en el isocentro
- Cálculo de la diferencia relativa media entre los perfiles predichos crossline y adquiridas dentro de la región de campo plano (definido como área de 80% dentro del límite de campo 50%)

Las diferencias relativas medias, para tener éxito en la prueba, deben ser menores que $\pm 1\%$ para los tamaños de los campos que van desde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ hasta el tamaño de campo cuadrado máximo del plan qOpen. La diferencia relativa media está dada por el valor medio en el perfil de Estadística.

3.7.4 Corrección de la retrodispersión (backscattering)

Durante la irradiación en el PV, el brazo robótico Exact Arm (soporte de la IDU), introduce radiación por retrodispersión la cual altera las imágenes captadas por el PV. La corrección de campo lleno (FF) remueve el efecto del backscattering del brazo para tamaños de campo de $40 \times 30 \text{ cm}^2$, pero como este efecto depende del tamaño de campo, el FF sobre corrige el backscatter para campos pequeños. Una solución de compromiso propuesta por Varian fue la de introducir en el perfil 2D una compensación a la sobre corrección producida por el FF para los campos pequeños que son los clínicamente relevantes, a costa de una subcorrección en los campos grandes.

Para la verificación de esta corrección se realizaron los siguientes pasos propuestos por Varian:

- Alineación automática entre la imagen predicha y la medida
- Normalización en el isocentro (para no tener en cuenta los efectos de la retrodispersión en los output factors)
- Cálculo de la diferencia máxima entre los perfiles en la dirección inline centrales predichos y adquiridas dentro en la región de campo plano (definido como área de 80% dentro del límite de campo 50%)

Las diferencias deberán ser de $\pm 1,5\%$ y están dadas por el valor mínimo o máximo de la estadística realizada por el software, para el tamaño de los campos que van desde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ hasta $15 \times 15 \text{ cm}^2$. En la siguiente imagen se puede ver una evaluación gamma, en donde el perfil introducido inicialmente no corregía este efecto, el mismo fue cambiado por el propuesto por Varian.

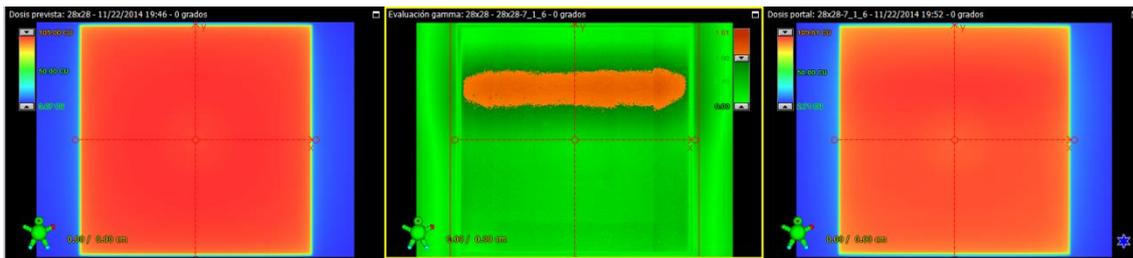


Ilustración 38: Retrodispersión del Exact arm con perfil de corrección incorrecto

3.7.5 Ejemplos de campos y arcos de tratamiento

En el paquete de configuración hay dos planes de tratamientos de IMRT y dos de RapidArc, los cuales fueron añadidos al conjunto de planes de pruebas anteriores para investigar el rendimiento de la PD bajo condiciones clínicas. Estas pruebas se realizan luego de corroborar las pruebas mencionadas anteriormente. Los campos de estos planes deben pasar el análisis gamma con la siguiente configuración:

- Dose tolerance (tolerancia de dosis ΔD): 3%
- Distance-to-Agreement (distancia DTA): 3mm
- Gamma analysis (análisis gamma): global
- ROI selection (región de interés): Threshold of 5%
- Area Gamma < 1,0: 97,0 %

El primer plan IMRT_1 consta de 15 campos, mientras que el segundo plan IMRT_2 consta de 14, ambos planes son realizados con la técnica Sliding Windows, que es la

técnica con gantry fijo y MLC dinámico. Por último, el paquete de verificación contiene 2 planes de Rapidarc IRA_1 e IRA_2, en donde cada plan contiene dos arcos.

3.8 Comparación entre los diferentes software y hardware

La idea de la presente sección es realizar la comparación entre las diferentes herramientas para el control de los QA de IMRT con los elementos disponibles en el Centro Médico Deán Funes. Se cuenta con un software propio (PV IMRTQA) para el análisis gamma y además posee un dispositivo llamado Mapcheck, que ya se describió previamente y el cual tiene asociado su software propio. Se analizaron campos de IMRT pertenecientes al paquete de verificación de Varian PDPC, en particular los campos de los planes IMRT_1 e IMRT_2.

En la mayoría de los casos los análisis gamma para las comparaciones se hicieron en modo “absoluto” y en aquellos en que no fue posible se aclara que son relativos.

La configuración en los análisis gamma fue:

- Dose tolerance(tolerancia de dosis ΔD): 3%
- Distance-to-Agreement(distancia DTA): 3mm
- Gamma analysis(análisis gamma): global
- ROI selection (región de interés): Threshold of 5%
- Area Gamma < 1.0: 95,0 %
- Normalization point (punto de normalización): Máximo o el CAX según el caso

Para el análisis gamma mediante el software PV IMRTQA se utilizó la normalización en el CAX y sólo en campos en donde la dosis en ese punto no sea demasiada baja y, de esta forma poder compararlo con el Portal Dosimetry.

4 – RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se darán los resultados de las pruebas del paquete de verificación, así como las de caracterización del dispositivo EPID y las comparaciones entre los diferentes softwares. El orden de los mismos sigue la misma línea que en el capítulo anterior. Al tener una cantidad grande de datos, se incluyeron al final del texto una serie de anexos en los que se muestran resultados, curvas, histogramas y mapas de dosis para las diversas pruebas realizadas.

4.1 Caracterización del Portal Vision

4.1.1 Repetibilidad

En la siguiente tabla se muestran las mediciones correspondientes al test mencionado en la sección previa, el tiempo de espera entre cada una fue alrededor de 1 a 2 minutos. Las lecturas se realizaron en una ROI de aproximadamente 1cm^2 .

N° de campo	Lectura (CU)	N° de campo	Lectura (CU)
1	91,0	14	91,1
2	91,6	15	91,4
3	91,5	16	91,3
4	91,6	17	91,2
5	91,4	18	91,3
6	91,8	19	90,8
7	91,1	20	91,1
8	91,5	21	91,0
9	91,1		
10	91,4	Resultado (CU):	
11	91,5	91,3 ± 0,2	
12	91,3	Error relativo %:	
13	91,3	0,3	

Tabla 2: Repetibilidad

La intención de la prueba es buscar un valor para la repetibilidad que se puede cuantificar como la variación entre las mediciones, en este caso fue de 0,3%. En el anexo I se muestran las mediciones de cada campo junto a una tabla de estadística de cada ROI.

4.1.2 Dependencia lineal con la dosis

Las tablas 3 y 4 junto a sus gráficos (ilustraciones 39 y 40) muestran la dosis en CU, para energías de 6MV y 16MV, en una ROI de aproximadamente $1 \times 1 \text{ cm}^2$ en el centro de los campos cuadrados en función de las UM. El campo utilizado fue de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SID=105cm, ángulo de gantry colimador en 0° y una tasa de dosis de 600MU/min. El análisis de las ROI junto con sus estadísticas se muestra en el anexo II.

LINEALIDAD X6	
UM	Lectura (CU)
10	7,9
50	44,8
100	90,8
200	182,8
400	366,2
500	457,6
700	640,5
900	823,5

Tabla 3: Linealidad X6

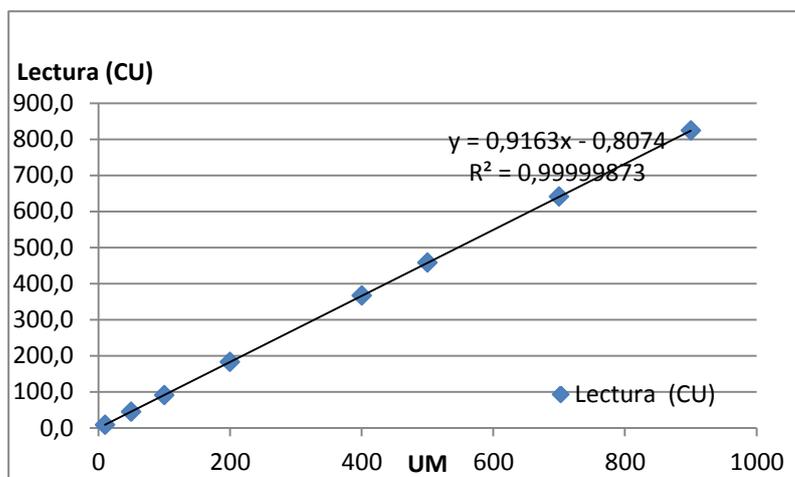


Ilustración 39: Linealidad con la dosis 6 MV

LINEALIDAD X16	
UM	Lectura (CU)
10	8,2
50	45,2
100	91,3
200	184,0
400	368,8
500	461,2
700	646,0
900	830,9

Tabla 4: Linealidad X16

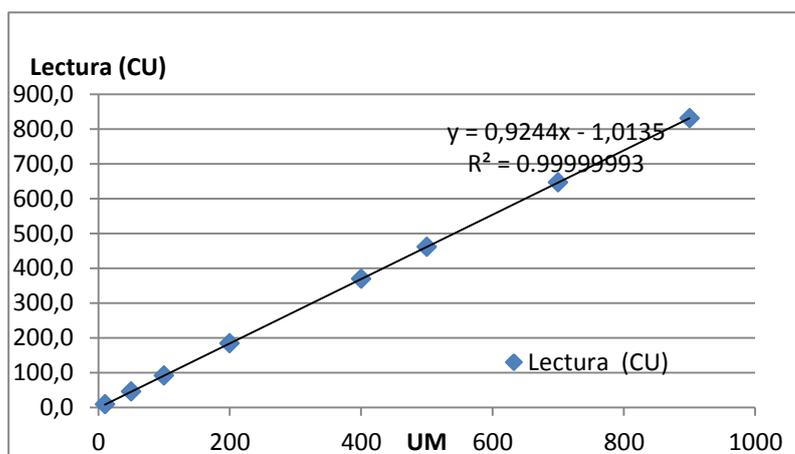


Ilustración 40: Linealidad con la dosis 16 MV

Se puede observar claramente que la dependencia es lineal y no hay saturación para altas UM³⁸ (hasta las medidas en este trabajo). El factor $R^2 \approx 1$ sirve de garantía para que se vea, que el ajuste es lineal.

No es el fin de este trabajo realizar un análisis extenso sobre la linealidad en bajas y extremadamente altas dosis, sino mostrar que su respuesta es lineal en el rango de uso.

4.1.3 Dependencia con la tasa de dosis

Con esta prueba se desea corroborar si existe una relación entre la dosis y la tasa de dosis. Era de esperar que como afirman en varias bibliografías³³ la respuesta del aSi1000 no dependa de la tasa. Se utilizó un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SID=105cm, se irradió con 100UM manteniendo el ángulo de gantry y colimador en 0° . Las tasas de dosis fueron todas las disponibles en el equipo. Los resultados se muestran a continuación y corresponden a un ROI de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (también se pueden ver en el anexo III):

Variación de tasa de dosis X6	
MU/min	Lectura (CU)
100	92,46
200	92,53
300	92,73
400	92,62
500	31,16 (*)
600	90,27

Tabla 6: Tasa de dosis X6

Variación de tasa de dosis X16	
MU/min	Lectura (CU)
100	88,93
200	89,08
300	89,20
400	90,64
500	89,34
600	90,24

Tabla 5: Tasa de dosis X16

(*) Este valor es muy diferente, probablemente ocurrió algún problema durante la medición (se cortó el disparo antes por algún motivo y si bien permite seguir irradiando, el portal corta el registro). No se tuvo en cuenta el punto correspondiente a 500 MU/min y se realizó un promedio del resto de los valores para 6MV dando 92 ± 1 CU. Se repitió el mismo análisis pero para la energía de 16MV, se obtuvo en la ROI un valor de $89,6 \pm 0,7$ CU.

Llamó la atención que los valores difieran en general del valor al cual está calibrado el Portal Dosimetry (90,7 CU), ver ilustraciones 41 y 42 (observar que la escala esta ampliada):

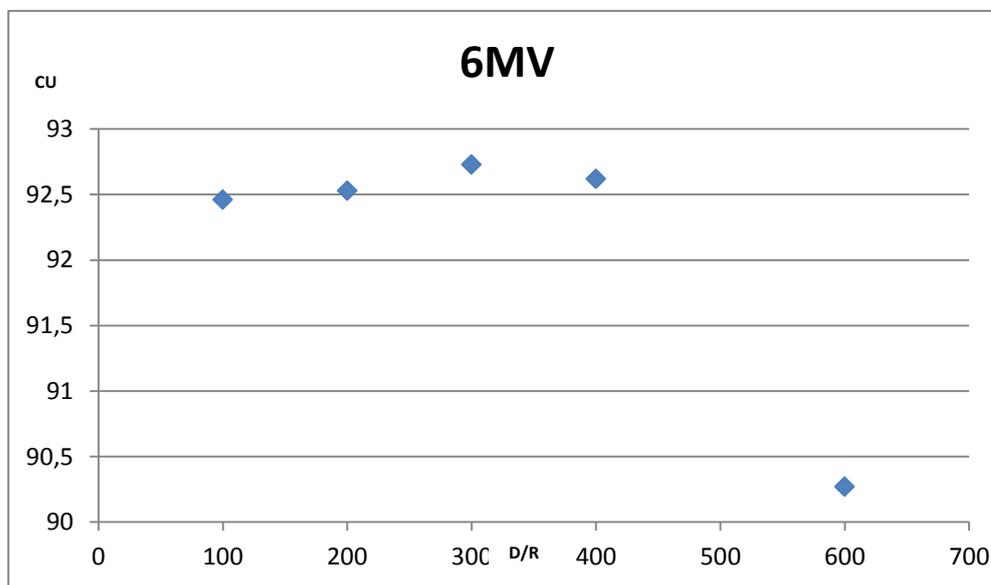


Ilustración 41: Variación de tasa de dosis 6 MV

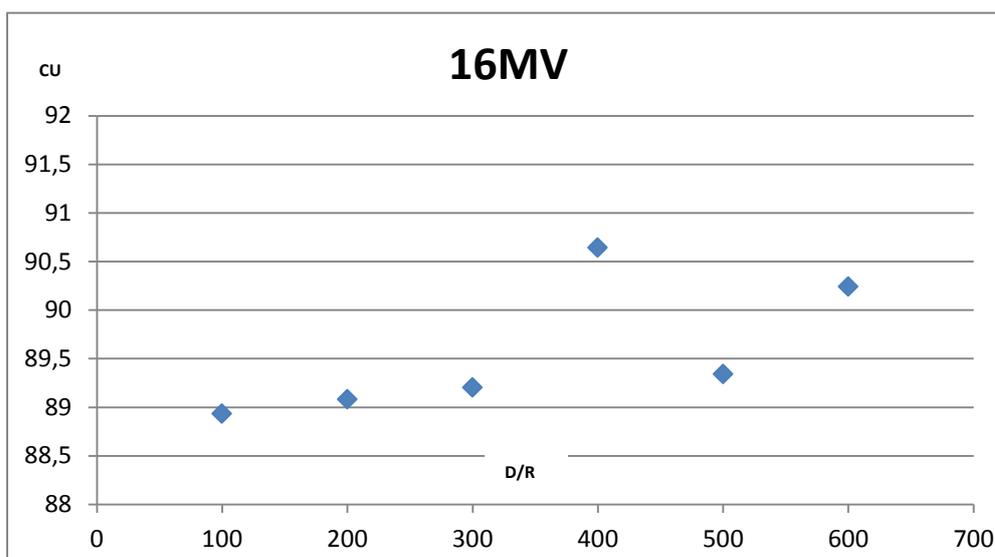


Ilustración 42: Variación de tasa de dosis 16 MV

Estos datos no se corresponden con la bibliografía³³, pero luego de revisar se encontró que faltaba realizar la calibración para cada energía de 6 MV y 16 MV pero incluyendo todas las tasas de dosis disponibles. Se prosiguió a realizar dicha calibración y los valores se muestran a continuación (ilustración 43 y 44, ver también anexo III, segunda parte):

Variación tasa de dosis X6	
MU/min	Valor promedio (CU)
100	90,5
200	90,5
300	90,6
400	90,4
500	91,7
600	90,7
Promedio	Desv. Est.
90,7	0,5

Tabla 7: Tasa de dosis X6

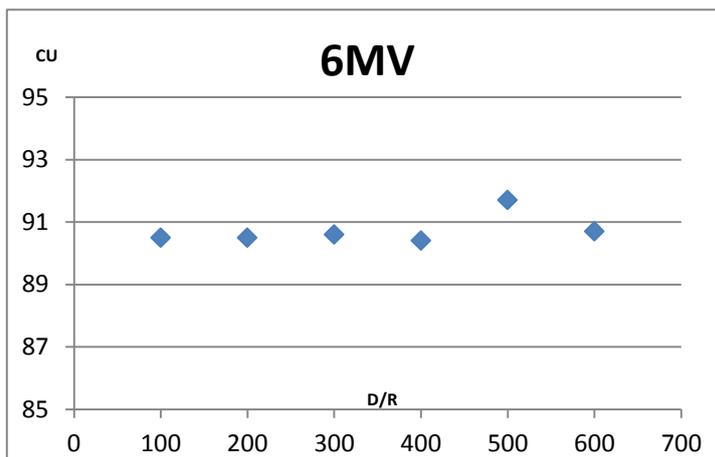


Ilustración 43: Variación de tasa de dosis 6 MV

Variación tasa de dosis X16	
MU/min	Valor promedio (CU)
100	90,4
200	90,5
300	90,5
400	90,4
500	91,3
600	90,9
Promedio	Desv. Est.
90,7	0,4

Tabla 8: Tasa de dosis X16

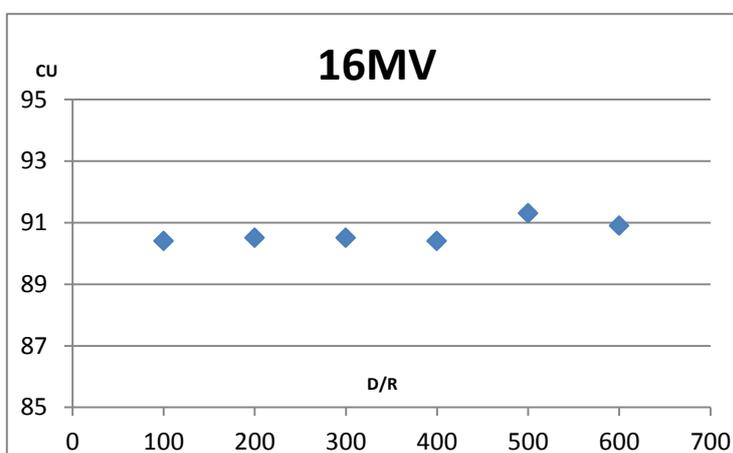


Ilustración 44: Variación de tasa de dosis 16 MV

Los resultados son los que concuerdan con la bibliografía³³, mostrando que es prácticamente inexistente la dependencia de la respuesta de los detectores con la tasa de dosis.

4.1.4 Efecto de Gravedad ante giro de gantry

Se realizó esta prueba con el fin de determinar si existe alguna variación ante giros del gantry. Básicamente es una prueba mecánica, la cual no depende de la energía. Se utilizó un campo de 10x10 cm², una ROI de 1x1 cm² aproximadamente, una tasa de

dosis de 600 MU/min, una SID = 105 cm y 100 UMs. Los resultados se muestran a continuación (ver también anexo IV):

X6	
Efecto Gravedad Colimador 0°	
Ángulo de Gantry ±1°	Lectura (CU)
0°	90,10
60°	90,13
120°	90,69
180°	90,81
240°	90,70
300°	90,48
Promedio ROI	Error
90,5	0,3

Tabla 9: Efecto de la gravedad

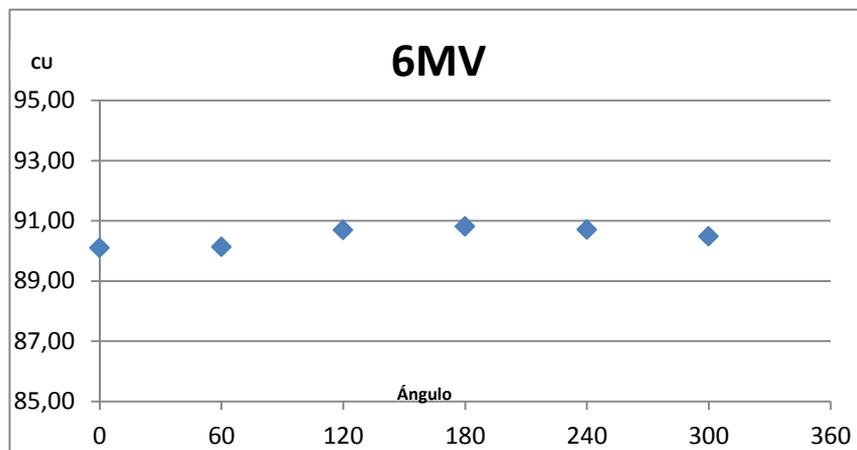


Ilustración 45: Efecto de gravedad ante giro de gantry

Los resultados muestran un buen comportamiento del dispositivo frente a los distintos ángulos del gantry. El error relativo es de 0.3% lo cual no es un valor significativo.

4.1.5 Efecto fantasma (Ghosting)

Se analizó con este test si queda alguna señal como residuo entre imágenes captadas consecutivamente en el lapso de tiempo más pequeño que se pueda lograr, por ese motivo se utiliza siempre el mismo tamaño de campo de $5 \times 5 \text{cm}^2$, la ROI de $1 \times 1 \text{cm}^2$ aproximadamente, una tasa de 600 MU/min, el gantry y colimador estuvieron fijos a 0°. La diferencia relativa entre de los valores medios entre el primer y último campo es de 1,6%. Esta diferencia está dentro de la tolerancia del 3% en el lapso de un día, pero sobrepasa la repetibilidad. Por lo tanto, existe la presencia de este efecto. Es importante recalcar que en la práctica clínica, el tiempo de adquisición entre imágenes EPID es mucho mayor. El análisis de las ROIs se muestra en el anexo V.

4.2 Paquete de verificación

El paquete de verificación es la prueba final del comisionamiento del sistema de imágenes portales tanto software como hardware del sistema Portal Dosimetry sugerida por Varian.

4.2.1 Verificación de los ajustes de los parámetros del MLC

Como ya se mencionó en el capítulo 3 existe una fuerte dependencia con los parámetros de transmisión de las hojas del MLC para la realización de estas pruebas. Estos parámetros son tres: factor de transmisión entre láminas adyacentes, entre láminas enfrentadas y a través de las láminas. Estos mismos influyen directamente en todas las pruebas qMLC.

Se debe tener en cuenta que el día en que se realizaron las correspondientes mediciones la calibración del PV presentaba una pequeña variación de 0,4% respecto de su valor referencia. También se realizó un análisis para el haz del equipo dando como resultado una diferencia de 0,6%. Se puede decir que ambos valores se complementan beneficiando la variación del valor de referencia del PV.

Los resultados de los desplazamientos de los carros en los que se encuentran las MLC (Test FlatFluence) arroja resultados excelentes para el primer campo, como se puede ver en la siguiente imagen, siendo el valor del análisis gamma = 98,7%:

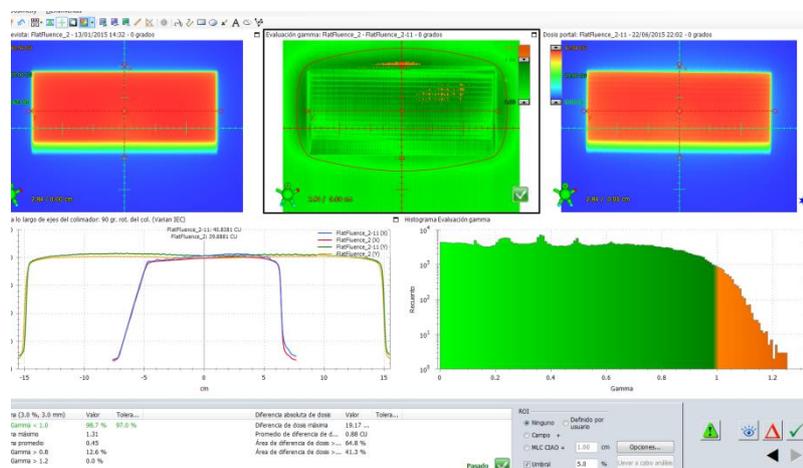


Ilustración 46: Análisis Gamma de 1° campo de FlatFluence

Mientras que en la otra parte de la prueba (FlatFluence) la evaluación gamma si bien no pasó estrictamente la toleración exigida por Varian, 97%, el valor obtenido de 96,8% es de una diferencia exigida (0,2%)

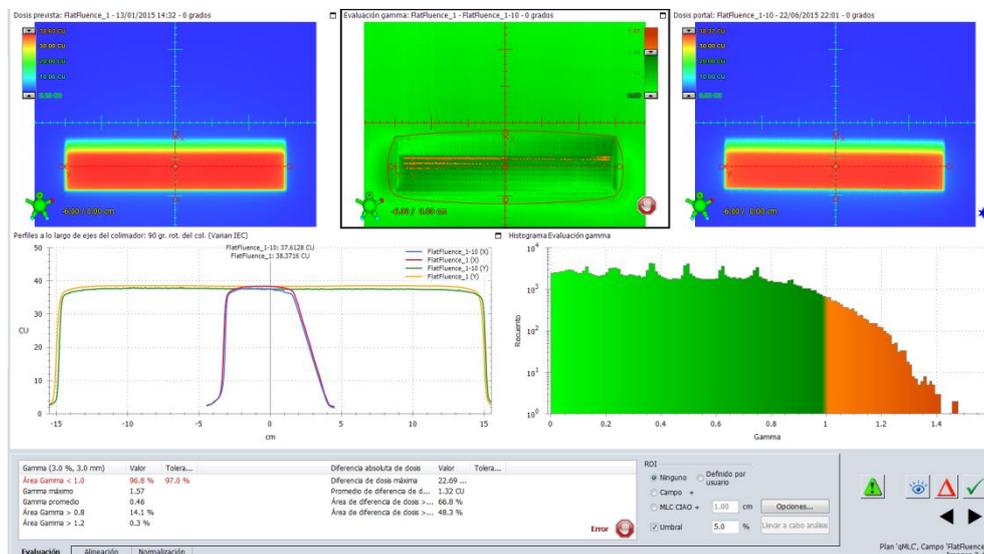


Ilustración 47: Análisis Gamma del 2º campo de FlatFluence

En la siguiente imagen se muestra en el campo AIDA, cuyo resultado en el análisis gamma fue de 99,0%.

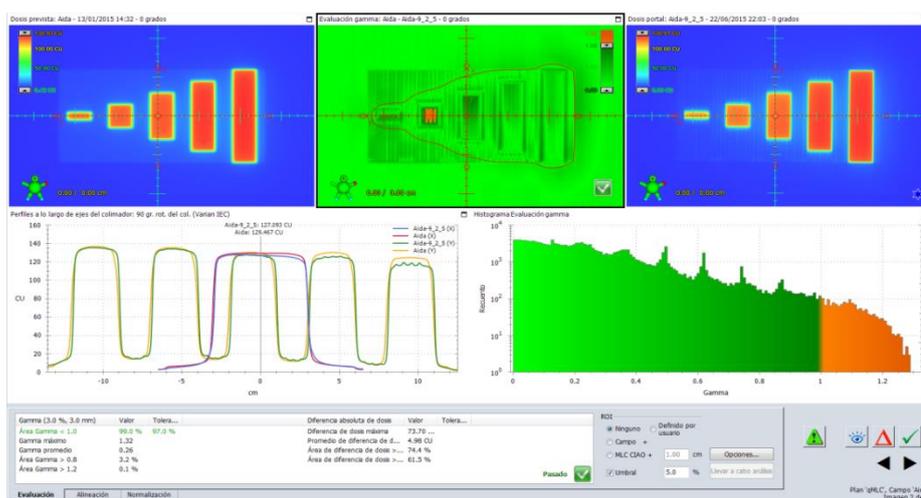


Ilustración 48: Evaluación gamma de AIDA

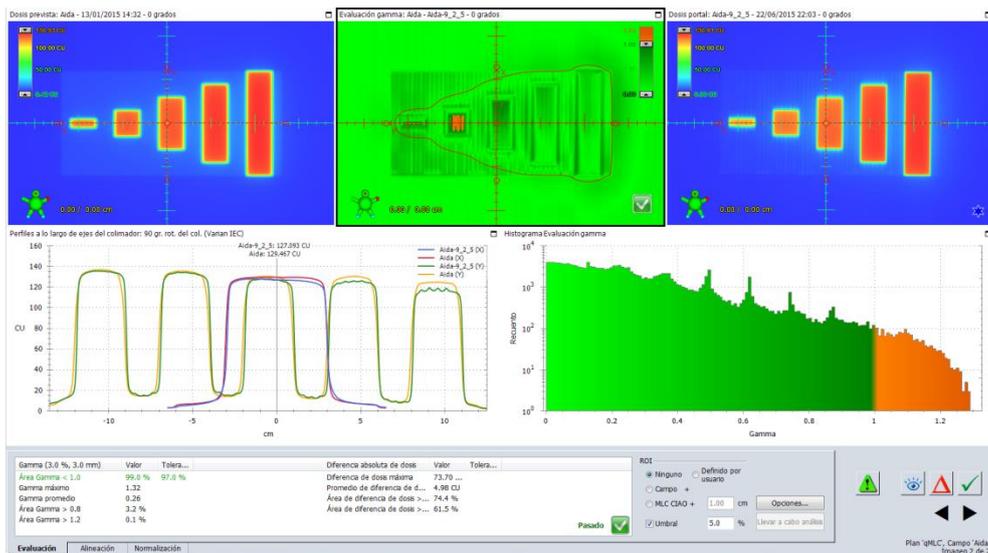


Ilustración 49: Evaluación gamma de AIDA

La última prueba del plan qMLC, la silla dinámica (DynChair), la evaluación gamma dio 96,8%, o sea un 0,2% por debajo de la tolerancia.

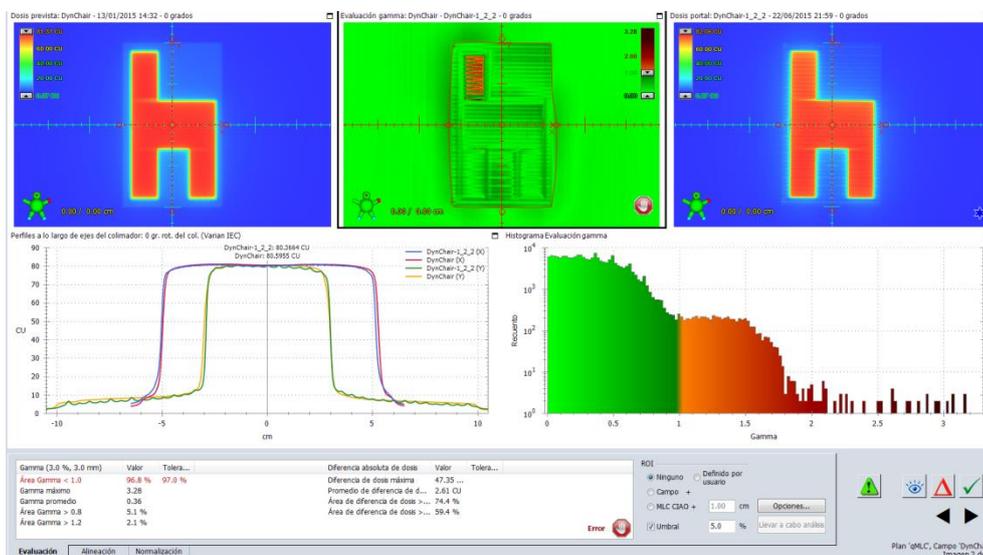


Ilustración 50: Análisis Gamma del campo DynChair

Los perfiles en distintas partes de la silla en dirección crossline:

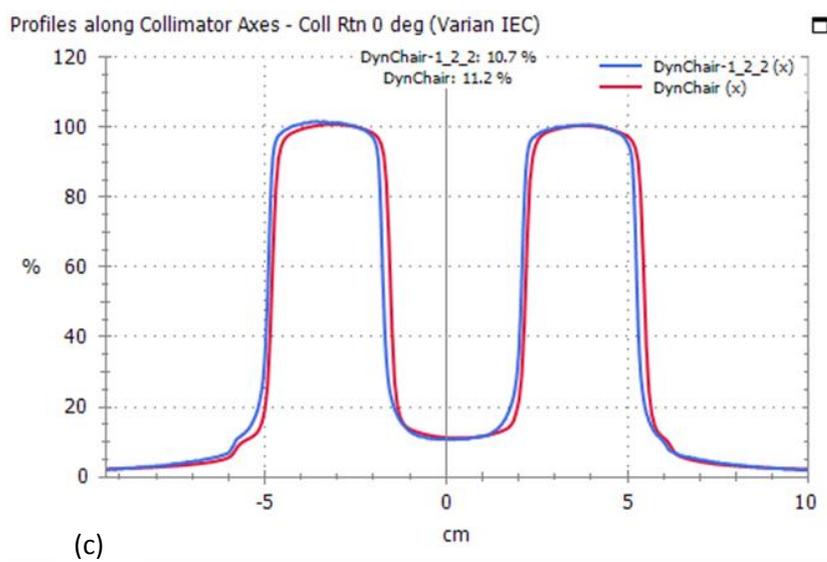
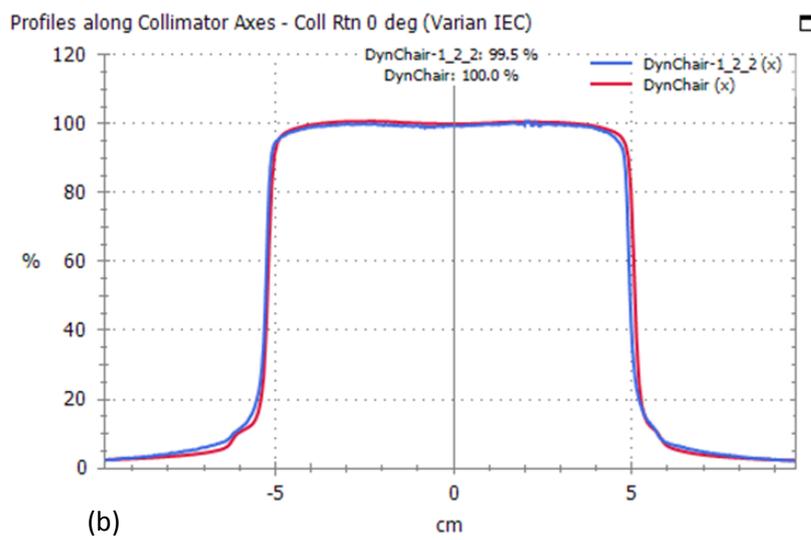
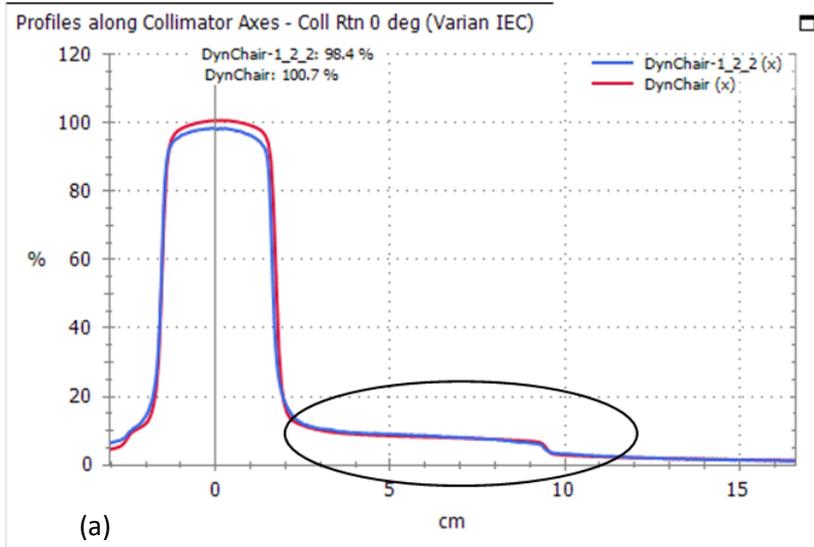


Ilustración 51: Perfiles en la silla. Respaldo (a), asiento (b) y patas de la silla (c). La línea roja corresponde a lo planificado mientras que azul lo medido.

Los perfiles mostrados corresponden a la dirección crossline en donde el primero es el respaldo de la silla, el segundo corresponde al asiento y el tercero cruza las dos patas de la silla. La línea roja representa lo planificado mientras que la azul lo medido en CU. En el primer perfil la parte derecha representa solo lo transferido por las láminas que concuerda con lo predicho (la situación ideal es que en esta región la dosis debería ser cero, pero la realidad es que hay una pequeña transmisión a través de las láminas) Prácticamente el mismo análisis es para los otros dos perfiles, arrojando diferencias de aproximadamente 2% quedando dentro de la tolerancia establecida.

4.2.2 Factores de salida (OF)

Los factores de salida que se muestran a continuación son con el perfil de corrección sugerido por Varian. Se debe tener en cuenta que, al igual que en el caso anterior y en todos los campos que analizamos, la diferencia relativa entre lo medido y lo calculado para un campo $10 \times 10 \text{cm}^2$ era de 0.4% para el PV y la diferencia del valor medición realizada era del 0,6%. Al ser los OF valores relativos, esta diferencia no es de importancia. A continuación se muestra la tabla de los OF. En el anexo VII se podrán ver las imágenes de donde fueron tomados dichos valores.

Lado de Campo	OF predicha	OF medida	dif %OF predicha referencia
5	0,9110	0,9175	0,70
10	1,0000	1,0000	0,00
15	1,0603	1,0541	-0,58
20	1,0946	1,0907	-0,36
28	1,1394	1,1330	-0,57

Tabla 10: Factores de salida OF y su diferencia relativa para diferentes tamaños de campos

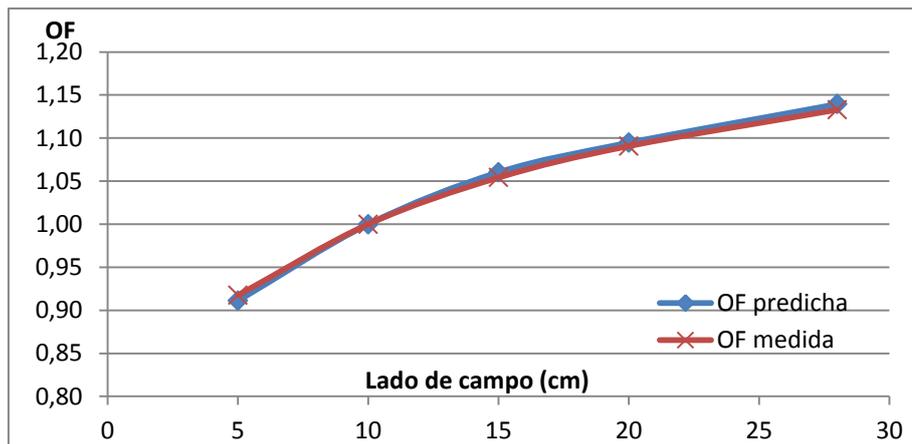


Ilustración 52: Factores de salida

Estos campos no son conformados por las MLC, sino por las mordazas o mandíbulas principales del acelerador, por lo que no hubo transmisión de las MLC. Los campos pertenecen al plan qOpen y, para esta prueba se utilizaron sólo los campos cuadrados como sugiere Varian, por lo que se descartó el último campo del plan de 28x20cm². Como resultado de la prueba, las diferencias entre los OF predichos y los medidos debe ser menor al 1% lo cual se concretó con éxito.

4.2.3 Corrección del perfil de haz

Esta prueba analiza perfiles de los campos cuadrados, desde el campo 5x5cm² hasta el 28x28cm² en la dirección crossline. Las diferencias relativas deberían estar por debajo de $\pm 1\%$, siendo la diferencia relativa el valor medio en la estadística realizada por el programa en el modo “diferencia de dosis”. Las imágenes del análisis, perfiles analizados y los resultados con sus respectivos errores se muestran en el anexo VII, sólo se presenta aquí una tabla que relaciona cada campo con su diferencia relativa:

Lado de Campo	Diferencia relativa %
5	0,44
10	-0,02
15	-0,26
20	0,02
28	0,02

Tabla 11: Corrección del perfil de haz

Esta prueba también fue superada con éxito acorde a las indicaciones de Varian.

4.2.4 Corrección de la retrodispersión

Esta prueba es muy similar a la anterior en lo respecta a la parte de procedimiento, básicamente la diferencia que tiene es que analiza el perfil en la dirección inline. Justamente en esta dirección es en la que es posible analizar la retrodispersión producida por el brazo Exact Arm.

Como se mencionó en apartados anteriores, existe tal efecto de backscattering y es dependiente del tamaño del campo, corrigiendo con mayor precisión tamaños de campos clínicamente más usados.

Varian propone en su paquete de verificación que se analicen campos cuadrados desde el 5x5 hasta el 15x15cm². Igual que el punto anterior, los datos completos e imágenes se presentan en el anexo VIII. Aquí se presenta sólo una tabla en donde el valor a analizar es la diferencia relativa máxima dada por la tabla de estadística como el Mínimo o Máximo valor en el modo diferencia de dosis, el cual debe estar dentro del $\pm 1,5\%$. Los resultados muestran que la prueba tuvo éxito.

Lado de Campo	MAX Diferencia relativa %	MIN Diferencia relativa %
5	0,47	-0,23
10	0,11	-0,63
15	0,59	-0,33

Tabla 12: Corrección de la retrodispersión

4.2.5 Ejemplos de campos y arcos de tratamientos

Todos los resultados detallados, de este apartado, se encuentran en el anexo IX. Allí se podrán ver las diferentes características de los campos, como perfiles, gradientes, tamaño, etc. Aquí se expondrá una tabla de los 13 campos del plan IMRT_1, otra tabla

correspondiente al plan IMRT_2 y además las tablas de los planes usados RapidArc, que constan de dos arcos cada uno.

Para estos casos se considerará que pasan la prueba aquellos cuya comparación arrojen que más del 97% pasan el gamma usando 3% de diferencia de dosis, 3mm y un umbral del 5%. Este valor del 97% es mucho más exigente de lo que se usa ampliamente para la comparación en estos tratamientos (95%).

Las características como la forma, UM, etc. de los campos se pueden ver en las tablas de la sección 3.7 y en el anexo IX. Se trata de campos complejos de IMRT con técnica de sliding Windows.

Plan IMRT_1:

IMRT_1	
Campo	Gamma < 1
RPO_P1_0	99,7
RPO_P1_1	99,4
RAO_P1_0	99,9
RAO_P1_1	99,5
AP_P1_0	77.1
AP_P1_1	99,6
LAO_P1_0	99,5
LAO_P1_1	98,1
LAO1_P1	99,8
LPO_P1_0	98,1
LPO_P1_1	99,9
LPO1_P1_0	99,5
LPO1_P1_1	99,9

Tabla 13: Análisis Gamma Plan IMRT_1

Se puede ver que todos los campos pasan la evaluación gamma con éxito, salvo el campo AP_P1_0. Este es un campo en donde la mayor parte de la distribución de dosis es baja, salvo en una zona donde la dosis es elevada como se ve en la imagen siguiente:

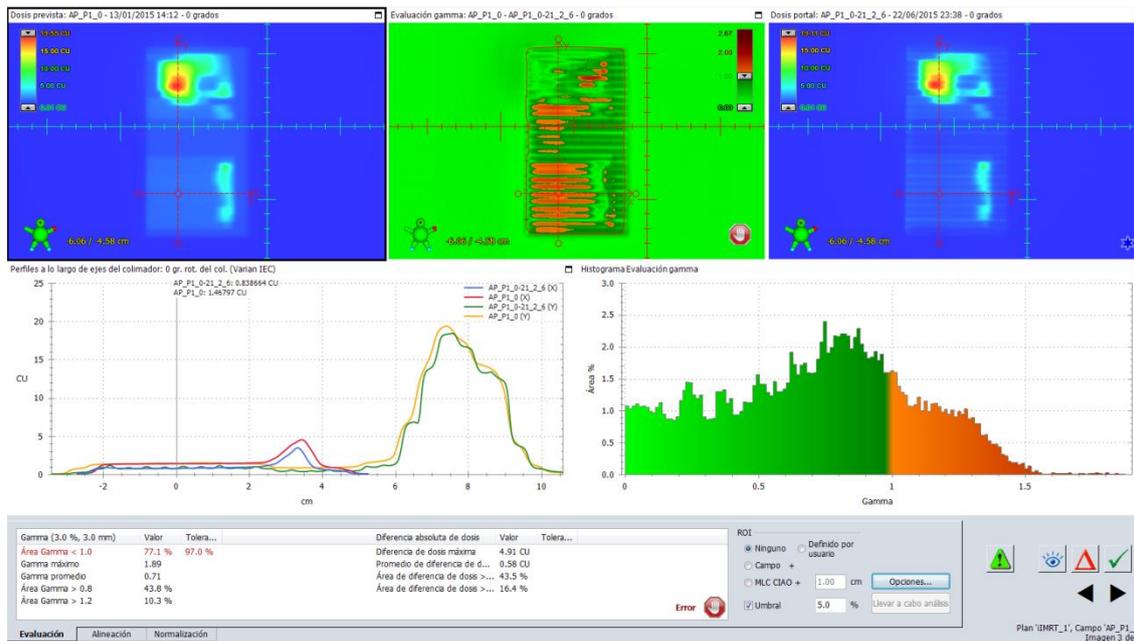


Ilustración 53: Evaluación Gamma del campo AP_P1_0

En la parte superior central de la figura se observan, que son justamente los puntos de baja dosis, los que no pasan la evaluación gamma.

Para fines de QA de pre tratamiento para PS las CU son notablemente mayores, por lo que este es un caso de prueba bastante exigente pero alejado de los casos clínicos. Cuando las dosis son bajas, el análisis gamma debería considerar no una diferencia porcentual sino un valor de dosis significativo. Algunos programas para el cálculo de gamma permiten seleccionar un análisis “local” diferencia de dosis respecto de la dosis en el punto considerado, “global” diferencias de dosis respecto del máximo valor y diferencias de dosis respecto de una dosis seleccionada. PD no tiene esta última opción.

Para este caso en particular el 3% de la dosis del máximo corresponde a aproximadamente a 0,6CU lo cual es un valor poco significativo (aproximadamente <0,6cGy). Aumentando la tolerancia de dosis al 4,5%, lo que corresponde a una dosis menor a 1 CU (0,9CU) pasa el 98,3%. Otro problema puede ser que el portal no responda correctamente a dosis tan bajas. En particular la zona de análisis tiene un gran porcentaje de pixeles con bajas dosis³⁸.

Este campo se midió y analizó usando el dispositivo Mapcheck y en este caso los resultados fueron muy buenos: el 100% paso la tolerancia 3%, 3mm, umbral del 5%. Hay que recordar que esta medición es a 5cm de profundidad y por lo tanto las dosis son menores pudiendo quedar estas bajas dosis por debajo del umbral y no entrar en el análisis. Además el PV y el MapCheck son dispositivos de diferentes materiales.

Plan IMRT_2

IMRT_2	
Campo	Gamma < 1
LPO1_P2_1	99,4
LPO1_P2_0	95,7
LPO_P2	98,1
LAO_P2_1	94,5
LAO_P2_0	95,7
AP_P2_1	99,3
AP_P2_0	99,7
RAO_P2_1	99,5
RAO_P2_0	97,4
RPO1_P2	98,1
RPO_P2_0	98,0
RPO_P2_1	99,5

Tabla 14: Análisis Gamma Plan IMRT_2

Se realizaron los mismos análisis que el plan anterior fallando tres campos por pequeñas diferencias. Dos de estos tres pasan el criterio clínico (95%) y además corresponden también a campos con bajas CU(Campo LAO_P2_1; Max: 22,6CU). Simplemente cambiando el umbral a 3,5% el campo LAO P2_1 pasa de 94,5% a 97,7%. La elección del umbral afecta significativamente el análisis. El análisis gamma depende fuertemente de los parámetros elegidos por el usuario.

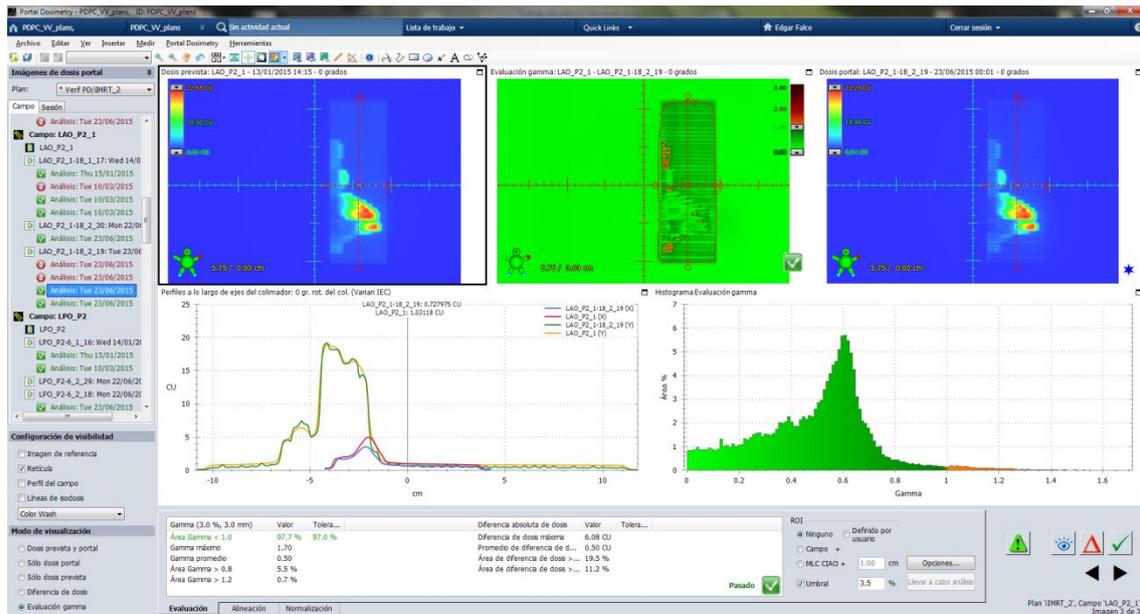


Ilustración 54: Evaluación Gamma del campo LAO_P2_1 con umbral del 3,5%

Manteniendo el umbral (esto conserva el número de puntos de análisis) en 5% y modificando la tolerancia para la diferencia de dosis a 3,6% (0.8CU) pasan el 97 %.

De la misma manera, el campo LPO1_P2_0 modificando de 3%(1,4CU) a 3,5% (1,7CU) pasa de 95,7% a 97,1%

Respecto del campo LAO_P2_0 pasa el 97% pero con tolerancia ampliada a 3,7% (podría atribuirse también a la calibración del portal). Medido y analizado con Mapcheck, el 99% de los puntos considerados pasan los criterios.

Todos los campos presentados en este apartado fueron medidos en 2 oportunidades por la misma razón que los primeros resultados de la prueba de la respuesta del PV frente a la D/R, en ambas se midió primero un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para verificar la calibración y vale la pena aclarar que los planes IMRT_1 e IMRT_2 tienen tasa de dosis variable hasta 400 UM/min. Los resultados que se presentan son los medidos en la segunda oportunidad, es decir con la calibración a 400 UM/min. El portal se usa también como control del output del acelerador (es uno de los dos sistemas que se utiliza). Para este control es tolerable hasta un 3%.

En la primera tanda de mediciones el campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dio 1,7% de diferencia. Esto está en tolerancia como control de output, pero si se están analizando campos de QA, donde se pide que el 97% de los pixeles analizados pase el 3% de dosis y 3mm, tener ya un 1,7% en el output no es aceptable.

Por ello se hizo una segunda medición, recalibrando el Portal y manteniendo el campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$ como control de estabilidad.

También es importante destacar que alguna de las configuraciones Varian las armó con tasa de dosis de 600UM/min y otras con tasa 400UM/min. Por lo tanto la calibración del portal debió hacerse para ambas tasas de dosis previo a medir todas las configuraciones. Se analizaron los 2 planes de IMRT con técnica VMAT (Rapidarc) y en la siguiente tabla se muestran los resultados de los campos de los planes iRA_1 e iRA_2.

iRA_1	
Campo	Gamma < 1
RA1	99,3
RA2	98,7

Tabla 16: Análisis Gamma Plan iRA_1

iRA_2	
Campo	Gamma < 1
RA2	98,3
RA1	98,4

Tabla 15: Análisis Gamma Plan iRA_2

Como se ve en la Tabla, estos campos satisfacen ampliamente los requisitos pedidos, por lo tanto la prueba para estos arcos fue exitosa.

4.3 Comparaciones entre diferentes sistemas

El objetivo de esta sección es comparar el análisis gamma realizado con el Portal Dosimetry versus el MapCheck y, también comparar con el programa desarrollado por la 21st Century Oncology llamado PV IMRTQA, que utiliza las mediciones del Portal.

4.3.1 Comparación Portal Dosimetry versus MapCheck

La configuración del hardware del MapCheck para medir las fluencias ya se detalló en 3.4 y 3.8. Los mapas de dosis que fueron calculados en Eclipse con una SSD=95cm y SID=100cm, lo que corresponde a una profundidad para el mapa de fluencia de 5cm. Para realizar las mediciones se utilizó una SID=100cm con placas necesarias para completar 5cm de agua equivalente: 2 cm son inherentes y se les agregó 3 cm de agua

sólida. Este dispositivo tiene una marca a los costados indicando el plano de la matriz activa y constituyen otra forma de revisar el posicionamiento con los láseres dentro del bunker. Estos láseres se cruzan en el isocentro del equipo, y son controlados periódicamente. Además se verificó el posicionamiento del detector haciendo uso del telemetro. Se midieron y analizaron varios campos del plan IMRT_1, dos campos del plan qMLC y los campos del plan qOpen con el MapCheck. Mientras que para el PD, se utilizaron los campos ya medidos (no se irradiaron de nuevo).



Ilustración 55: Colocación MapCheck

Resultados del análisis gamma con 3%3mm y umbral del 5% de los campos del plan IMRT_1 en modo absoluto son:

Plan IMRT_1 Modo Absoluto		
Análisis gamma 3% 3mm umbral5% gamma>95%		
Campo	Portal Dosimetry	Mapcheck
RPO_P1_1	99,4	100
RPO_P1_0	99,7	100
RAO_P1_0	99,9	100
AP_P1_1	99,6	100
LAO_P1_1	98,1	98,4
LPO_P1_0	98,1	99,0
LPO1_P1_0	99,5	100
LPO1_P1_1	99,9	100

Tabla 17: Plan IMRT_1 Modo Absoluto

Se puede ver que todos los campos pasan con éxito la evaluación gamma. En el anexo X están las imágenes de los perfiles, los análisis gamma y las fluencias medidas. En esas imágenes, se encuentra una concordancia entre los puntos que no pasan la prueba gamma, pues están en la misma zona de los mapas de fluencias y además, los puntos máximos coinciden entre ambos programas.

Las diferencia entre los resultados de un programa y otro son compatibles. Hay que recordar que el dispositivo Mapcheck es un arreglo de diodos con una resolución mucho más baja que el Portal Dosimetry. También hay que tener en cuenta que cada vez que se utiliza el mapcheck se verifica la respuesta para un campo de referencia y si está diferente en más de un 0,5% se recalibra. No es la misma situación para el Portal.

Teniendo en cuenta este aspecto, se repitió el análisis de dos campos del plan qMLC para demostrar que si se realiza el análisis gamma en modo relativo, en este caso normalizando en el CAX, la evaluación arroja excelentes resultados tanto para el Portal Dosimetry como para el MapCheck (recordar de todos modos que Varian recomienda realizar esta prueba en condiciones de dosis absoluta).

Plan qMLC			
Análisis gamma 3% 3mm umbral 5% gamma>95%			
Campo	Portal Dosimetry %	Mapcheck %	Punto de Normalización
AIDA	99,7	97,0	CAX
DynChair	97,2	99,7	CAX

Tabla 18: Plan qMLC

Con el dispositivo Mapcheck se midieron también los campos cuadrados del plan qOpen. Con estos datos se calcularon los output factors (OF) para luego compararlos con los OF realizados en el comisionamiento del Trilogy. Los OF del Mapcheck se calcularon utilizando los datos medidos en las mismas condiciones que en los casos anteriores y también se utilizaron los valores de TMR correspondientes a la profundidad de 5cm, datos recolectados del comisionamiento del Trilogy.

OUTPUT FACTORS DEL MAPCHECK (normalizados al campo 10x10cm ²)				
Campos	Mapcheck cGy	TMR	Dz=D5 / TMR a 5cm	Factor de campo con mapcheck
3	84,29	0,894	94,28	0,89
5	90,04	0,912	98,73	0,93
10	98,04	0,926	105,87	1,00
15	102,17	0,933	109,51	1,03
20	104,56	0,939	111,35	1,05
28	106,90	0,943	113,36	1,07

Tabla 19: OF del MapCheck

Con los datos del comisionamiento más los factores de campos ya calculados con el Portal Dosimetry, se presenta la siguiente tabla:

Campos	OF MEDIDOS		
	OF Mapcheck	OF CÁMARA	OF PORTAL
3	0,89	No hay dato	0,87
5	0,93	0,935	0,92
10	1,00	1,000	1,00
15	1,03	1,035	1,05
20	1,05	1,055	1,09
28	1,07	1,082	1,13

Tabla 20: Comparación de OF medidos

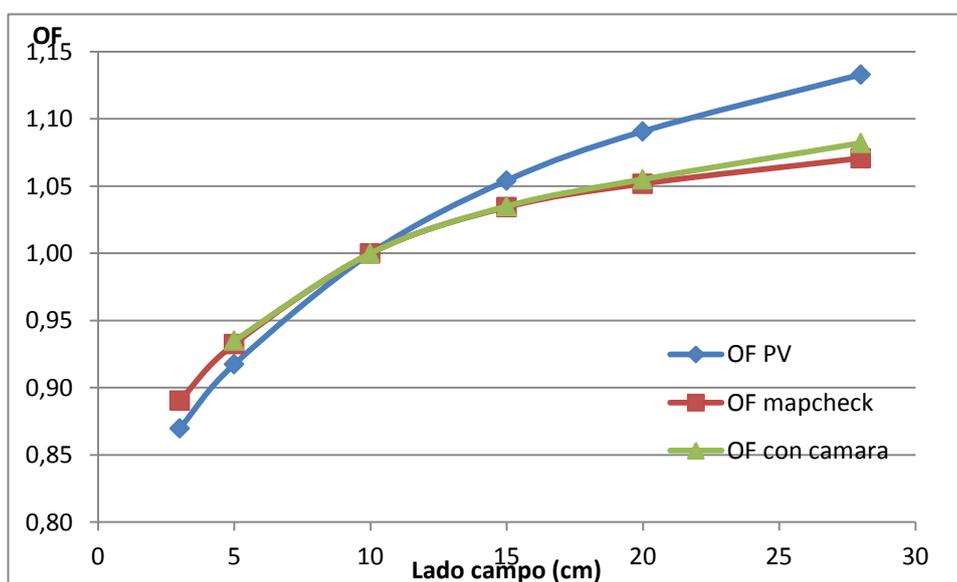


Ilustración 56: Factores de salida. Mapcheck (rojo), cámara (verde) y PV (azul)

Se observa que los OF del Mapcheck concuerdan con los OF medidos con cámara de ionización, cuyas mediciones fueron realizadas durante el comisionamiento del Trilogy.

Hay que destacar que los datos recolectados con la cámara fueron realizados en un fantoma de agua y el MapCheck tiene un buildup de agua sólida, razón por la cual (al estar inmersos cada sistema de medición en el mismo medio) las curvas de los OF concuerdan. Mientras que la curva del Portal Dosimetry, al estar compuesto de otros materiales, no es la misma la contribución de la radiación dispersa. Esto complica de manera significativa si se quiere comparar las mediciones del portal con mapas de dosis en algún plano a partir de la distribución generada por un plan de tratamiento en un maniquí virtual de agua.

4.3.2 Comparación Portal Dosimetry versus PV IMRTQA

El Programa PV IMRT QA no tiene asociado un hardware particular, sino que compara las fluencias medidas por algún dispositivo para tal fin, en este caso el Portal Vision, contra las fluencias calculadas. El sistema de planificación utilizado para el cálculo de mapa de dosis fue Eclipse.

Se compararon, al igual que en el apartado anterior, campos pertenecientes al paquete de verificación de Varian para el Portal Dosimetry. Sólo se presenta una tabla en esta sección y se discutirán algunas de las características del programa, mientras que los campos analizados, junto con sus estadísticas y formas, se presentan en el anexo XI.

CAMPOS	PV IMRTQA %3mm 3% umbral 5%	PORTAL DOSIMETRY %3mm 3% umbral 5%
RPO_P1_0	99,36	99,7
RPO_P1_1	99,77	99,4
RAO_P1_0	99,46	99,9
RAO_P1_1	99,96	99,5
AP_P1_0	98,64	77,1
AP_P1_1	99,83	99,6
LAO_P1_0	99,89	99,5
LAO_P1_1	99,64	98,1
LAO1_P1	99,92	99,9
LP01_P1_0	99,58	99,5

Tabla 21: Análisis Gamma PV vs PVIMRTQA

Los resultados son bastante similares, excepto el campo AP_P1_0, donde el resultado con el software PVIMRT QA da mucho mejor e incluso pasa la tolerancia. Hay que destacar que en este software hay que seleccionar un punto de normalización entre los dos conjuntos de datos que se comparan. Este punto debe estar dentro del $\pm 2\%$ (o lo que coloque el usuario) y corrige diferencias de material entre el portal y el agua sólida relativas al tamaño de campo, pero también compensa diferencias en la calibración del portal.

Perfil de corrección en PD

Inicialmente y previo a la puesta en servicio del Portal Dosimetry, se incorporó en el Portal (apartado 3.7.4) un perfil diagonal de un campo grande medido en agua para el acelerador y la energía correspondiente. Con este perfil se hicieron mediciones en el Portal y se analizaron con el software PV IMRTQA. El software PV IMRTQA, como ya se mencionó, compara con mapa de dosis del plan en fantoma de agua, de manera que este perfil favorecía el cálculo, en particular para campos más grandes.

Al instalar el paquete de Varian para el Portal Dosimetry, se cambió el perfil colocando en lugar de la diagonal anterior, el archivo que proporciona Varian que como se vio en el apartado 3.5 es una matriz 2D que además incorpora corrección por backscattering del brazo del PV.

Esta incorporación mejoró los análisis con Portal Dosimetry pero empeoró los del PVIMRT QA en particular para campos más grandes.

En la ilustración 57 se muestra un perfil inline de campo grande obtenido con el portal y el perfil diagonal en agua (a) y otro con la matriz de corrección 2D (b). Puede observarse además de la diferencia por los materiales, la contribución del brazo (backscattering)

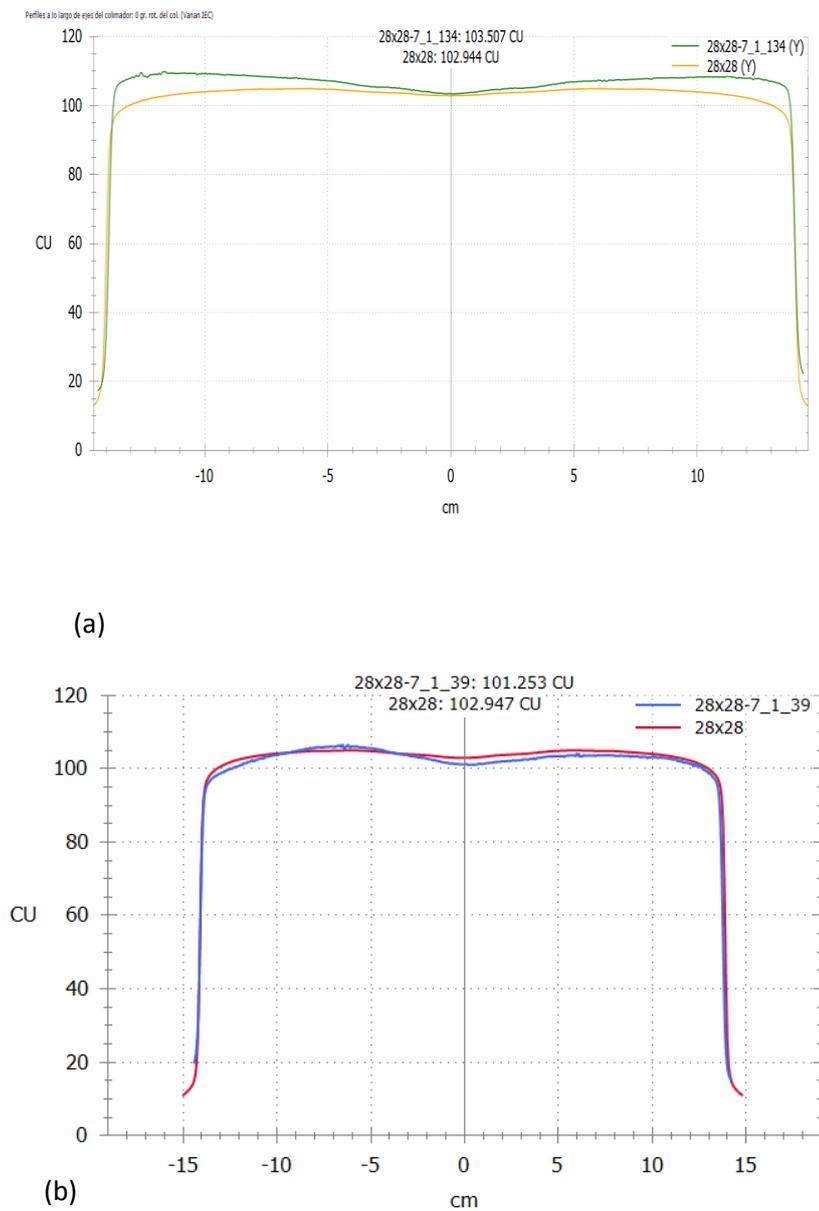
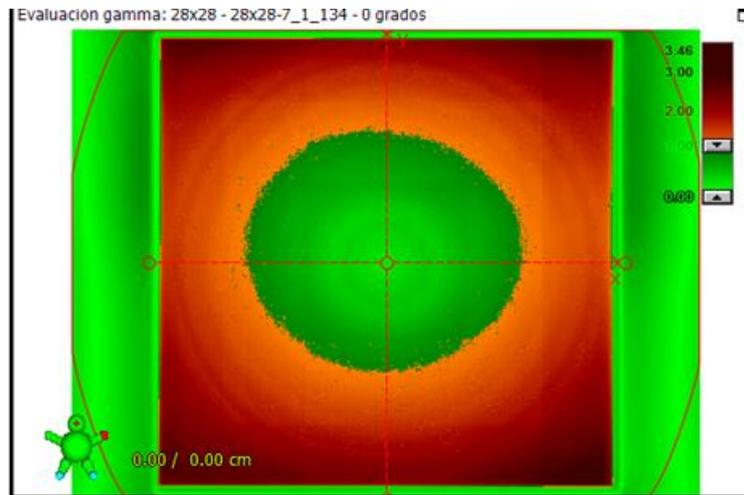
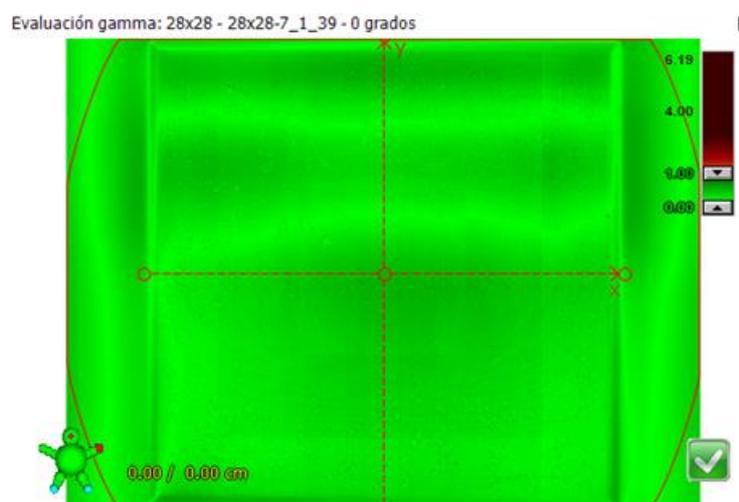


Ilustración 57: Perfiles en la dirección inline en agua (a) y con corrección 2D (b)

En la ilustración 58 se muestra el análisis gamma con el PD para un campo $28 \times 28 \text{ cm}^2$ (perfil diagonal) y el mismo campo con la matriz de corrección 2D.



(a)



(b)

Ilustración 58: Análisis gamma de un campo 28x28 en agua (a) y con corrección 2D (b)

Analizando los perfiles y la evaluación gamma de estos campos, era evidente que el primer perfil de corrección no era el apropiado para el Portal Dosimetry. Esto es también el motivo por el cual Varian cambió el perfil, incorporando en octubre de 2012 un nuevo perfil - matriz en su paquete de comisionamiento.

4.3.3 Comparación de casos clínicos radioterapia corporal estereotáctica (SBRT/RA) QAPS usando los diferentes sistemas

En la Tabla 22 pueden observarse los resultados de 14 casos de QAPS correspondientes a tratamientos SBRT utilizando el Portal Visión para las mediciones que fueron analizadas con Portal Dosimetry y con PV IMRT. Los mismos casos fueron también medidos con Mapcheck. Si bien las configuraciones y la metodología son distintas, se puede ver que los resultados son muy buenos en todos los casos.

Caso/ Parámetros	Portal Dosimetry		Mapcheck		PV IMRT	
	3mm 3% Th 5%		3mm 3% Th 5%		2mm 2% Th 5%	
1	98.7	95.7	100	100	100	99.2
2			99.5	100	99.9	99.6
3	96.2		100 (2mm 2%)		98.8	
4	95.2 (3mm 4%)	96.6	99. (1mm 2%)	100 (2mm 2%)	99.6	97.4
5	98.5	99	100	99.2	99.2	97.4
6	98.1 (2mm 2%)	99.5(2mm 2%)	100	100	99.9	99.9
7	95(2mm 2%)	95.7 (2mm 2%)	100	97.8	99.7	98.9
8	98.5 (2mm 2%)	99.4 (2mm 2%)	99.6	99.6	100	99.9
9	96.9 (2mm 2%)	98.8	99.5	98.2	99.7 (2mm 3%)	96.9(2mm 3%)
10	98.1	96.8	100	100	99.8	99.5
11			100	100	98.9	99.8
12			100	100	99.2	99.2
13	95.7 (2mm 2%)	96.7 (2mm 2%)	99.3	99.3	98.6	99.3
14	96.1 (2mm 3%)	95.6 (2mm 3%)	100	100	99.8	99.3

Tabla 22: Comparación de casos de SBRT

5 – CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS FUTURAS

Como conclusión general fue posible lograr los objetivos planteados del trabajo, la puesta en servicio (“comisionamiento”) del dispositivo EPID para su uso dosimétrico, estudios de caracterización y comportamiento del mismo y el análisis utilizando distintos programas.

Respecto al comisionamiento y al paquete de verificación del mismo se concluye que todos los tests realizados fueron exitosos, exceptuando el análisis de dos campos de IMRT de los veintinueve campos analizados en total, los cuales no pasaron la estricta evaluación gamma realizada. Los detalles de estas fallas se pueden atribuir a diversos factores ya mencionados en la sección 4.2.5

Los resultados de las pruebas para corroborar el comportamiento del Portal Vision para su uso dosimétrico (como la dependencia con la dosis, la respuesta ante la variación de la tasa de dosis, alteraciones debido a giros del gantry y, el efecto ghosting) son compatibles con los estudios realizados sobre estos sistemas de aSi, lo que determina el correcto funcionamiento de la IDU.

Las comparaciones entre los programas para realizar análisis gamma mostraron una buena correspondencia entre los resultados de los campos analizados.

Las ventajas de utilizar el portal como detector es que resulta muy sencillo hacer el Curso del Plan para la medición y no es necesario colocar ningún instrumental ni accesorios para la medición, directamente se hace desde la consola. El análisis con Portal Dosimetry es también muy ventajoso dado que hacer el plan de verificación (Predictor) es prácticamente automático, se direcciona directamente a la carpeta del paciente, cuando la medición está completada también va a la misma carpeta, de manera que cuando se accede al Portal Dosimetry para el análisis ya están los archivos listos para la comparación y documentación.

Como desventaja podría citarse que tiene fluctuaciones que hacen necesario su control y recalibración mucho más seguido que otros sistemas (Mapcheck por ejemplo). Debe también tenerse en cuenta que con este mecanismo se controlan las fluencias, o sea la salida del acelerador, reproduciendo el plan tal cual como fue determinado por el

sistema de planificación, a la distancia del portal, pero no compara un mapa de dosis calculado en fantoma de agua.

Usar el software PVIMRT QA requiere por un lado exportar las mediciones en DICOM, se realiza sin inconvenientes desde ARIA, preparar un mapa de fluencias en las condiciones requeridas usando un fantoma virtual de agua y exportarlo para su comparación, lo cual demanda un poco más de tiempo. Es un software relativamente sencillo pero usa aproximaciones para tener en cuenta la diferencia de materiales involucrados (medición Portal Vision vs dosis en agua) agregando un factor elegido por el usuario para normalizar los dos conjuntos.

Respecto de Mapcheck, es ventajoso el hecho que se compara las mediciones, realizadas en un maniquí de agua equivalente, con el mapcheck insertado y permitiendo que el plan se realice tal como fue diseñado (esto es: en el caso de un arco irradiando el dispositivo desde todas las angulaciones, con un plano de dosis a la profundidad equivalente a 5cm de agua, calculado sobre la tomografía del Mapcheck)

Como desventaja puede citarse que en este caso es necesario además preparar los mapas de dosis en las condiciones establecidas usando la tomografía del Mapcheck y accesorios como fantoma, hay que contar con más tiempo de sala y equipo ya que es necesario armar el dispositivo en la camilla, para luego proceder a la medición. Por otro lado, la resolución de Mapcheck es muchísimo menor que la del Portal.

Los resultados presentados en este trabajo indican que el Portal Dosimetry en conjunto con el Portal Vision son excelentes herramientas para realizar el QA de cada paciente específico.

Quedan temas para seguir estudiando tales como la reproducibilidad de la calibración del Portal Vision con el tiempo, la respuesta del portal en diferentes áreas del mismo y a bajas dosis.

Respecto al software PV IMRTQA se podría investigar cómo seleccionar un punto de normalización pero que tenga un significado teórico más que seleccionado arbitrariamente por el usuario. Si este factor es necesario principalmente por la diferencia de materiales, entonces se podría analizar la respuesta relativa de ambos materiales en función del campo, para lo cual sería necesario hallar un campo equivalente de la distribución.

Por último, durante una cantidad importante de casos de QA paciente específico, se han usado los dos programas para análisis de las mediciones obtenidas con el Portal, obteniendo prácticamente el 100% de coincidencia entre los casos que pasan el gamma establecido. Para campos más pequeños y en particular para tratamientos de radioterapia corporal estereotáctica donde se involucran dosis altas por fracción (y pocas fracciones), se utilizan siempre dos métodos de medición, con EPID y con Mapcheck, habiendo dado resultados totalmente compatibles.

BIBLIOGRAFIA

¹ M. C. Lizuain, A. Capuz, V. Crispín³, S. García, X. Juan, D. Jurado, D. Linero, I.

² A. Brosed Serreta, M. C. Lizuain Arroyo, Fundamentos de Física médica, Volumen 3: Radioterapia externa. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad, 2012.

³ Mundt A. J. Intensity modulated radiation therapy: A clinical perspective, BC Decker; Edición 2005

⁴ García Vicente F. Modulación de intensidad. Principios básicos. Implementación. Oncología 2002;25:39-47

⁵ Fogliata A, Nicolini G, Vanetti E, Clivio A, Cozzi L. Dosimetric validation of the anisotropic analytical algorithm for photon dose calculation: fundamental characterization in water. Phys Med Biol. 2006 Mar 21;51(6):1421-38. Epub 2006 Feb 21.

⁶ Bragg CM, Conway J. Dosimetric verification of the anisotropic analytical algorithm for radiotherapy treatment planning. Radiother Oncol. 2006 Dec;81(3):315-23. Epub 2006 Nov 27

⁷ Eclipse Algorithms Reference Guide (P/N B502612R01A, document version 1.0) provides reference information about the algorithms supported in the Eclipse application, version 8.9, 2009

⁸ A. Brosed Serreta, E. M. Cebrián, Fundamentos de Física médica, Volumen 4: Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad, SEFM, 2013.

⁹ Greer , Popescu. Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy. Med Phys. 2003 Jul;30(7):1618-27.

¹⁰ McCurdy, Greer. Dosimetric properties of an amorphous-silicon EPID used in continuous acquisition mode for application to dynamic and arc IMRT. *Med Phys.* 2009 Jul;36(7):3028-39

¹¹ B Mijnheer, 3D EPID-based in vivo dosimetry for IMRT and VMAT. *J. Phys.: Conf. Ser.* 444 012011. 2013

¹² D. W. Bailey, L. Kumaraswamy, M. Bakhtiari, H. K. Malhotra, M. B. Podgorsak; EPID dosimetry for pretreatment quality assurance with two commercial Systems, *Journal of applied clinical medical physics*, Volume 13, Number 4, 2012.

¹³ D. A. Low, Gamma Dose Distribution Evaluation Tool, Received 25 January 2010; revised 4 October 2010; accepted for publication 4 October 2010; published 16 February 2011

¹⁴ Varian Medical Systems, Inc., Varian Trilogy Tx specifications

¹⁵ E.B. Podgorsak, *Radiation physics for medical physicists*, Springer (2006)

¹⁶ I. Lambrechts, Y. Sun, K Denis, B Hassan, L Li, R Pauwels, R Jacobs; A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy, Received: January 29, 2009; Received in revised form: March 31, 2009; Accepted: April 1, 2009

¹⁷ M. Aubin, B. Faddegon, J. Pouliot; Electron beam verification with an aSi flat-panel electronic portal imaging device, *Medical Imaging 2002: Physics of Medical Imaging*, 549 (May 2, 2002)

¹⁸ Time-dependent dose guided radiotherapy (DGRT) with electronic portal imaging as a patient QA and research tool, S Nijsten, M Podesta, L Persoon

¹⁹ S Nijsten, M Podesta, L Persoon, W van Elmpt; Time-dependent dose guided radiotherapy (DGRT) with electronic portal imaging as a patient QA and research tool; MAASTRO Clinic, Maastricht, the Netherlands

²⁰ L. E. Antonuk; Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research; *Phys Med Biol.* 2002 Mar 21;47(6):R31-65.

²¹ McCurdy, K. Luchka, S. Pistorius; Dosimetric Investigation and Portal Dose Image Prediction using an Amorphous Silicon Electronic Portal Imaging Device, *Med Phys.* 2001 Jun;28(6):911-24.

²² M. Partridge; A performance comparison of direct and indirect detection flat panel imagers, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., A* 484 , 1-3 (2002) 351-363

²³ L.E. Antonuk; Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research, *Phys Med Biol.* 2002 Mar 21;47(6):R31-65

²⁴ A Collaborative Research Opportunity for the University of Waterloo and Grand River Regional Cancer Centre, Rob Barnett, Mark Berry, Dilip Panjwani Radiation Program, Grand River Regional Cancer Centre, 2007

²⁵ User's Guide, MapCHECK™, Document 1175011, Rev L, 5 Sep 2007

²⁶ A. M. Gloi; RapidArc quality assurance through MapCHECK, *J Appl Clin Med Phys.* 2011 Jan 5;12(2):3251.

²⁷ User's Guide, MapCHECK™, Document 1175011, Rev L, 5 Sep 2007

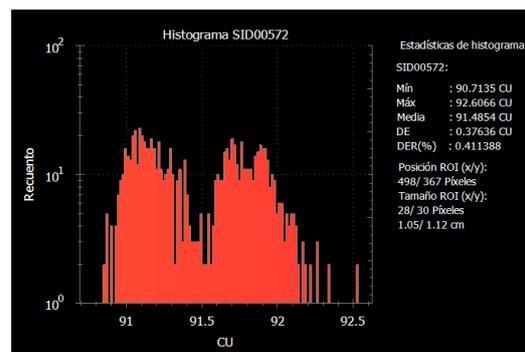
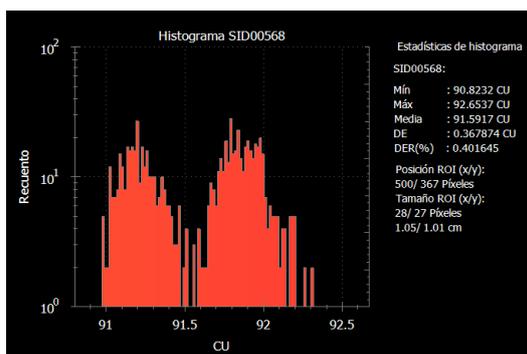
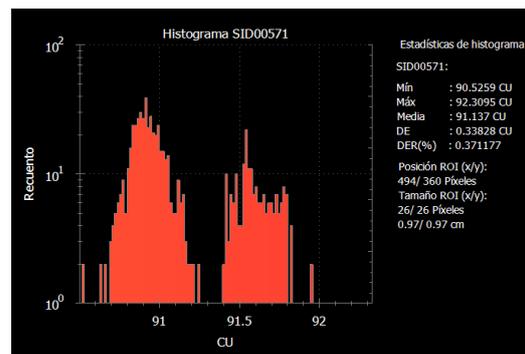
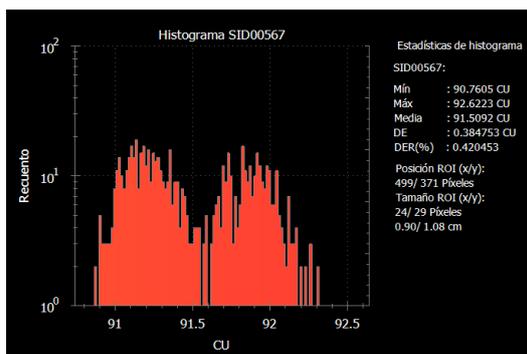
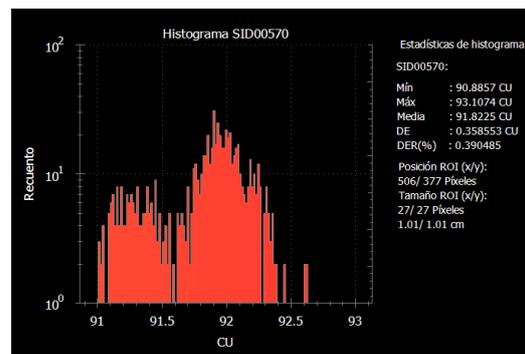
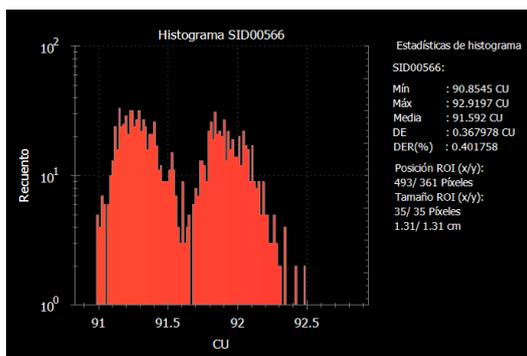
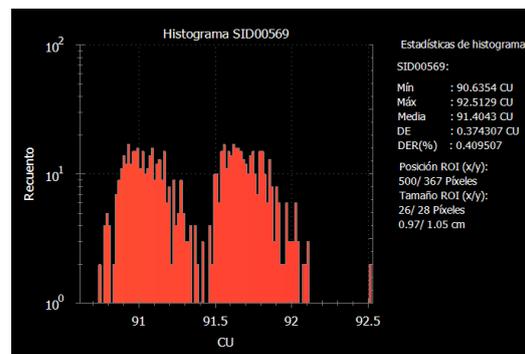
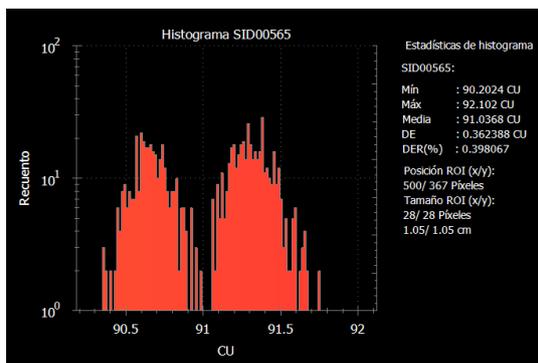
²⁸ E. Lucas, IMRT QA Comparison Using MapCheck and Portal Dosimetry, Research Performed at Edward Cancer Center
<http://chapter.aapm.org/midwest/spring08/lucas.pdf>

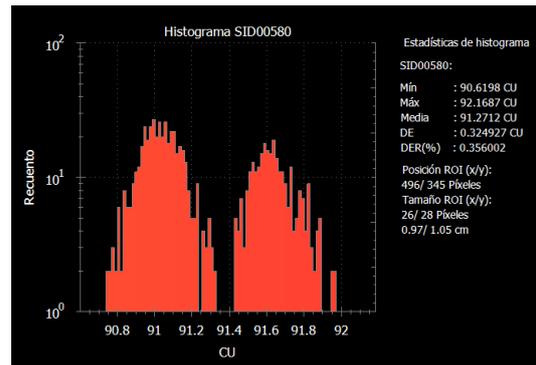
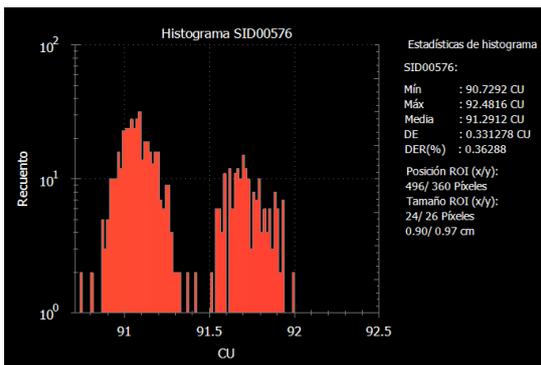
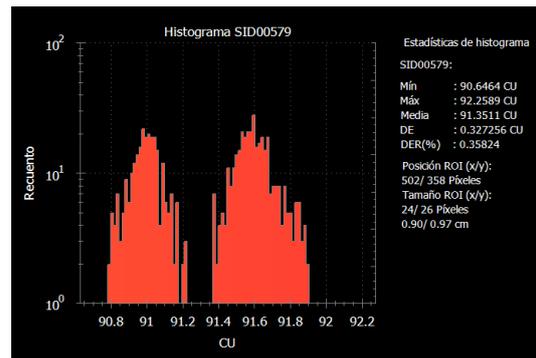
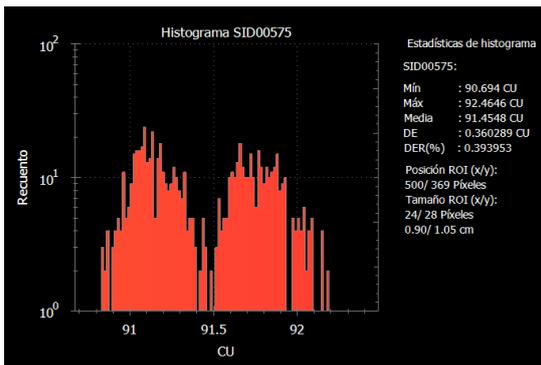
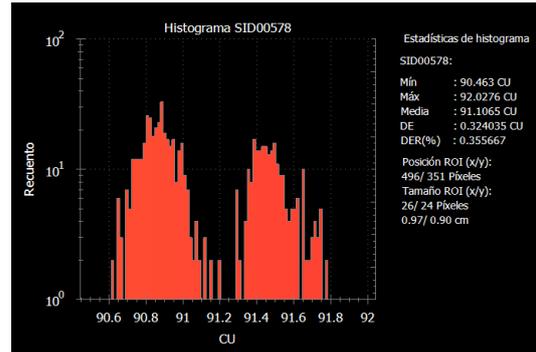
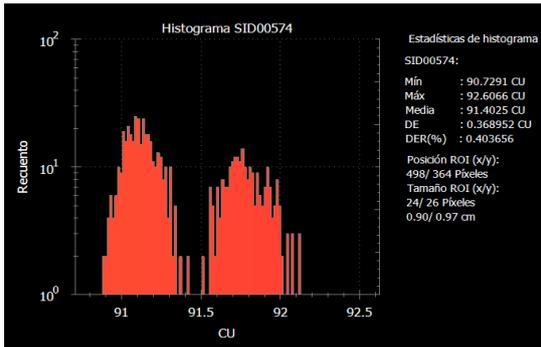
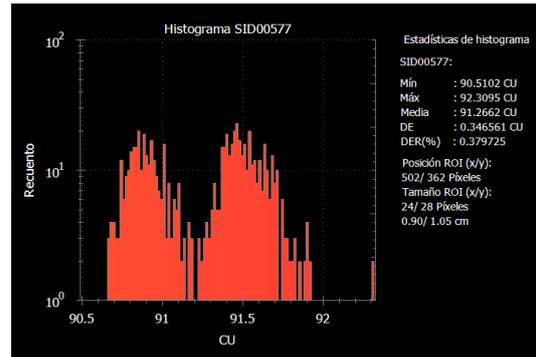
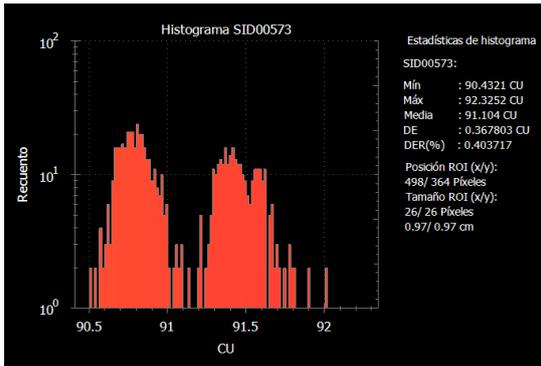
²⁹ Varian Medical Systems. PortalVision. Manual.2011

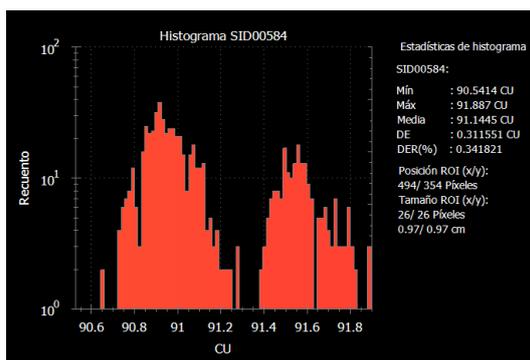
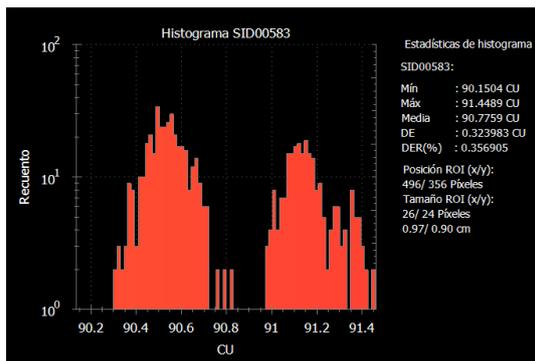
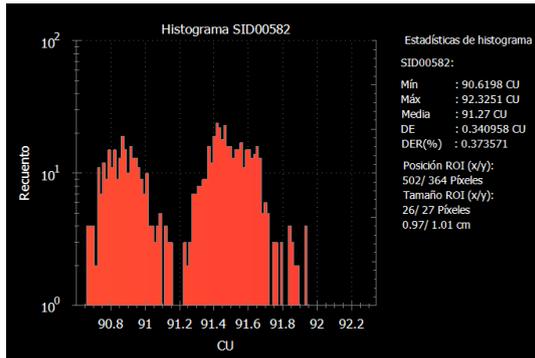
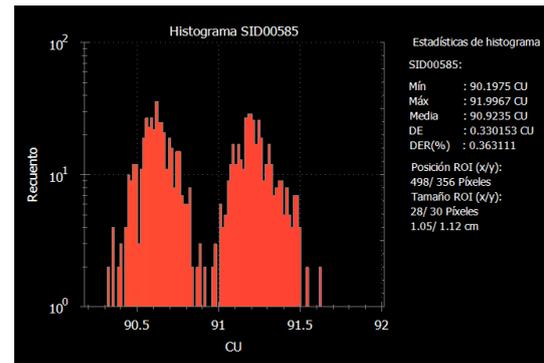
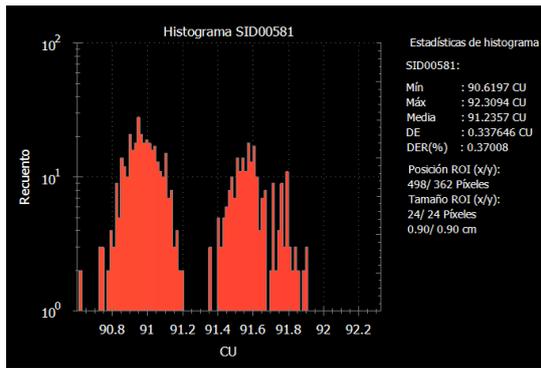
-
- ³⁰ Reference Guide for Eclipse Algorithms, Varian Medical Systems, 2005
- ³¹ A. Van Esch, D. P. Huyskens; Preconfigured packages for Portal Dosimetry: from the aS500 to the aS1200, Varian Oncology Summit, Vienna 2014
- ³² E.E. Grein, R. Lee, K. Luchka; An investigation of a new amorphous silicon electronic portal imaging device for transit Dosimetry; *Med Phys.* 2002;29(10):2262–68.
- ³³ A. Van Esch, T. Depuydt, D. P. Huyskens; The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields; *Radiother Oncol.* 2004 May;71(2):223-34
- ³⁴ A. Van Esch, D. P. Huyskens, L. Hirschi, S. Scheib, C. Baltes; Optimized Varian aSi portal dosimetry: development of datasets for collective use; *Journal of Applied Clinical Medical Physics* , Vol. 14 , No. 6 , 2013
- ³⁵ L. McDermott, S.M. Nijsten , J.J. Sonke, M. Partridge, M. V. Herk, B. J. Mijnheer; Comparison of ghosting effects for three commercial aSi EPIDs; *Med. Phys.* 33, 2448–2451 (2006).10.1118/1.2207318
- ³⁶ Manual Installation and Verification of the Portal Dosimetry Pre-configuration Package 1.0; Varian Medical Systems
- ³⁷ A.V. Esch, Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments, *Radiother Oncol.* 2001; 65(1): 53-70
- ³⁸ R. Sadagopan, J. A. Bencomo, R. L. Martin, G. Nilsson, T. Matzen, P. A. Balter; Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance System, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 10, No. 2, Spring 2009

Anexo 1: Repetibilidad

En este Anexo se presentan los datos de donde se obtuvieron los valores para realizar la prueba de Repetibilidad, en el mismo se muestran la estadística de los histogramas de cada ROI de cada campo medido.





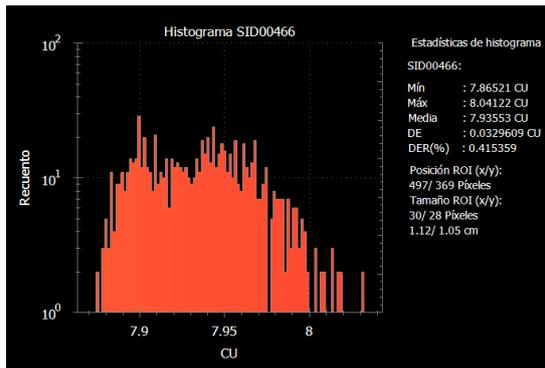


Anexo II Dependencia lineal con la dosis

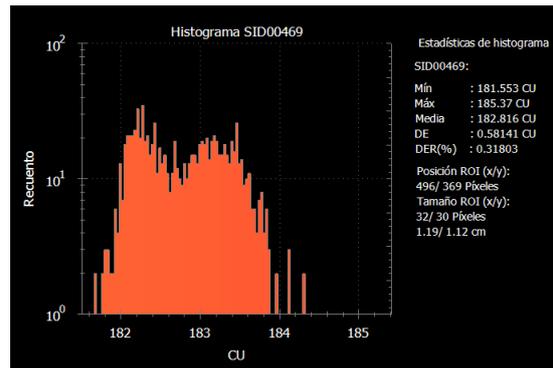
En este Anexo se presentan los datos de donde se obtuvieron los valores para realizar la prueba correspondiente para el análisis de la dependencia con la dosis, en el mismo se muestran la estadística de los histogramas de cada ROI de cada campo medido a diferentes UMs, para energías de 6 y 16 MV.

Energía de 6MV

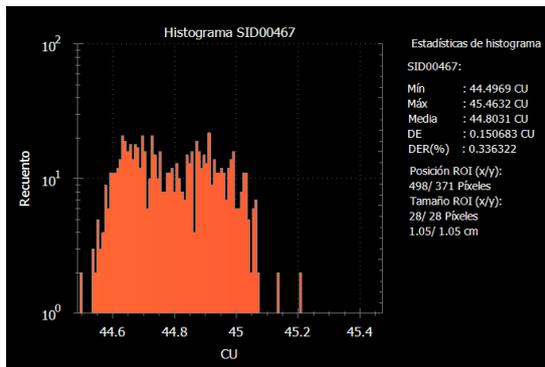
10MU:



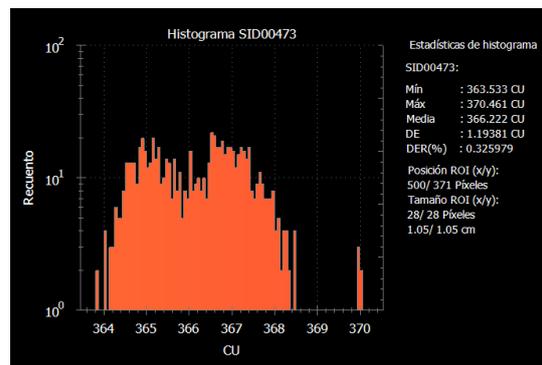
200MU



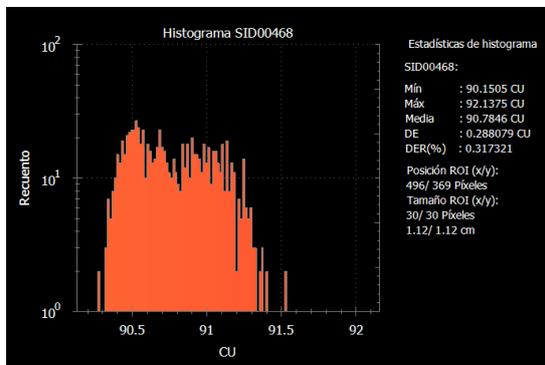
50 MU



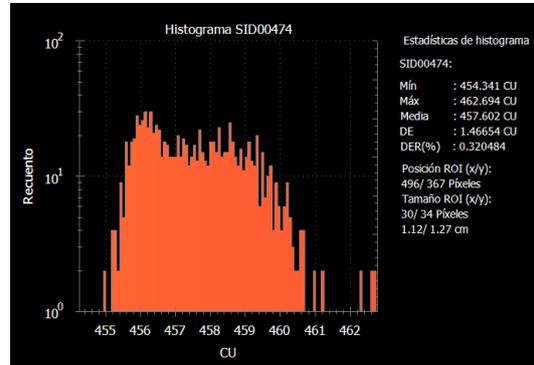
400MU



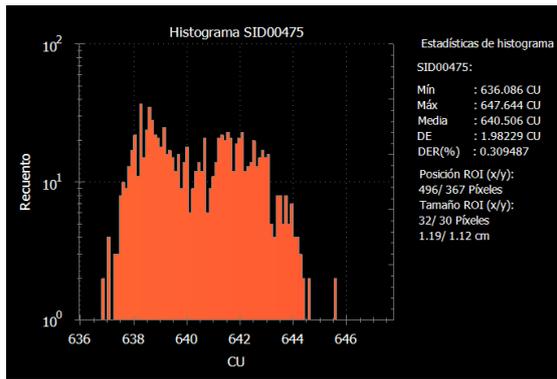
100 MU



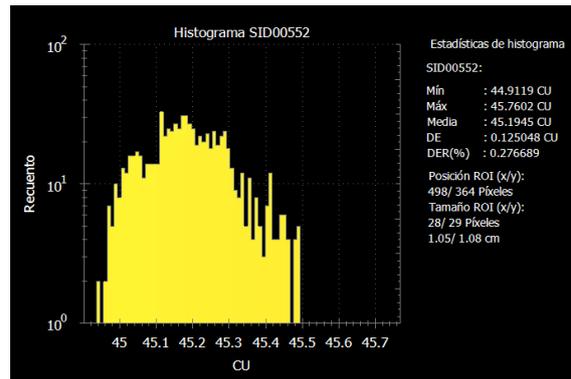
500MU



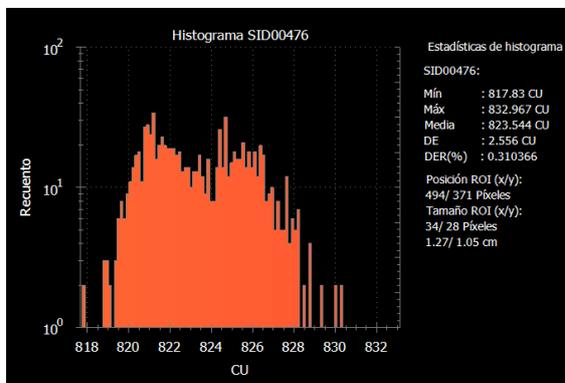
700MU



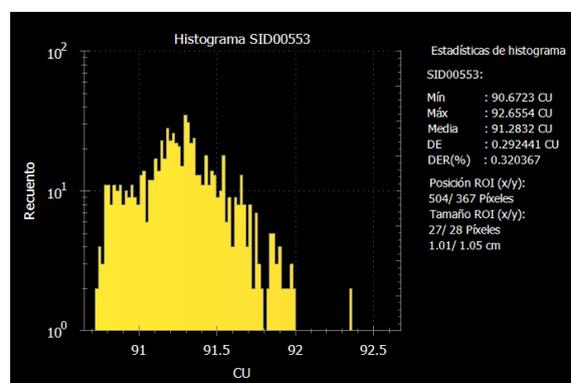
50MU



900MU

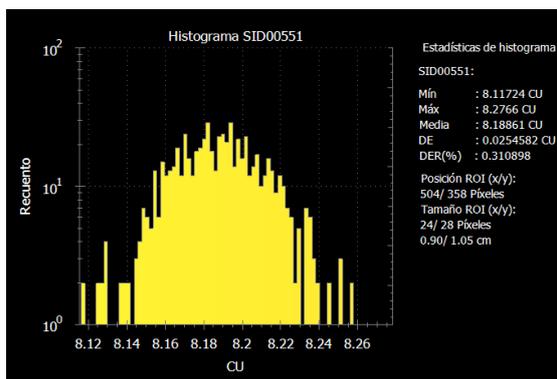


100 UM

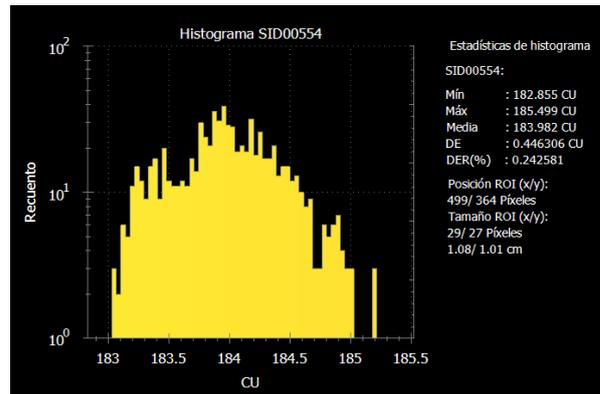


Energía de 16MV

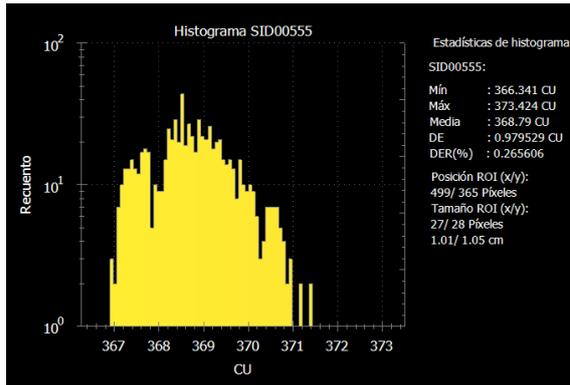
10MU



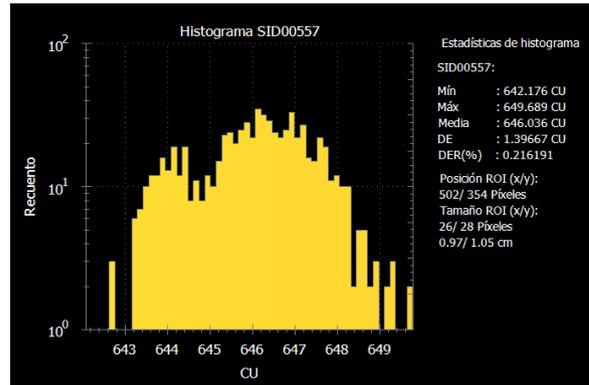
200MU



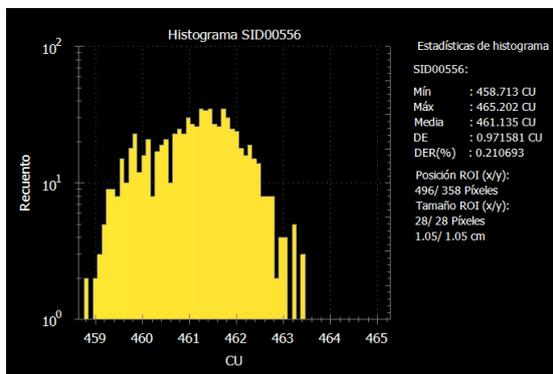
400MU



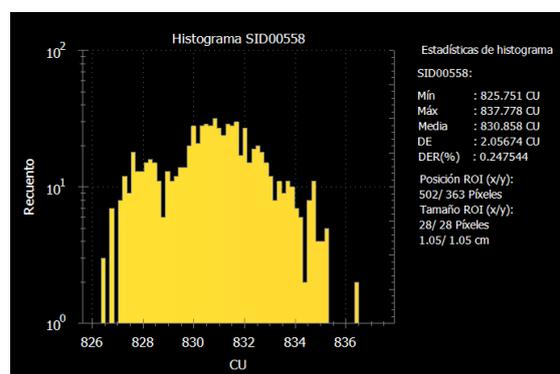
700MU



500MU



900MU



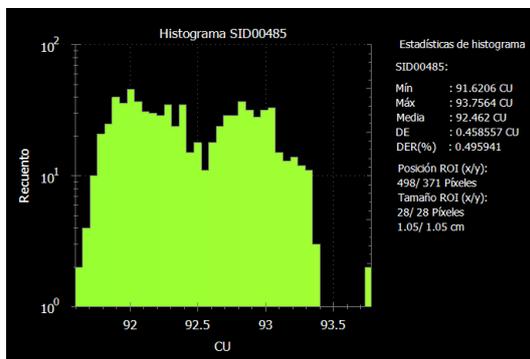
Anexo III Dependencia la tasa de dosis

En este Anexo se presentan los datos de donde se obtuvieron los valores para realizar la prueba correspondiente para el análisis de la dependencia con la tasa de dosis, en el mismo se muestran la estadística de los histogramas de cada ROI de cada campo medido a diferentes D/R , para energías de 6 y 16 MV.

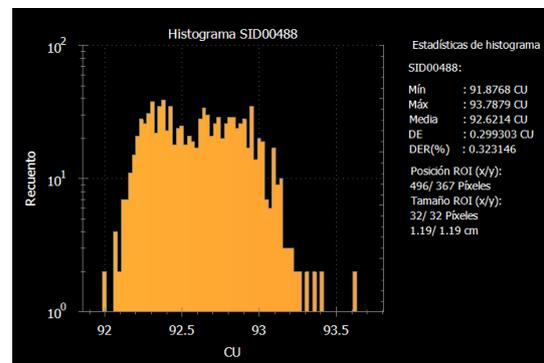
La primera tanda de imágenes corresponde antes de la calibración de todas las combinaciones de las tasas con cada energía antes de la calibración de las energías con las tasas de dosis.

TASA DE DOSIS X6:

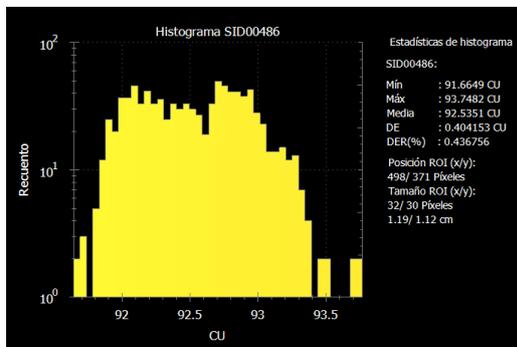
DOSERATE 100



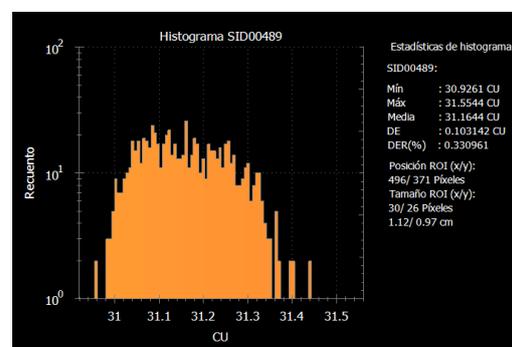
DOSERATE400



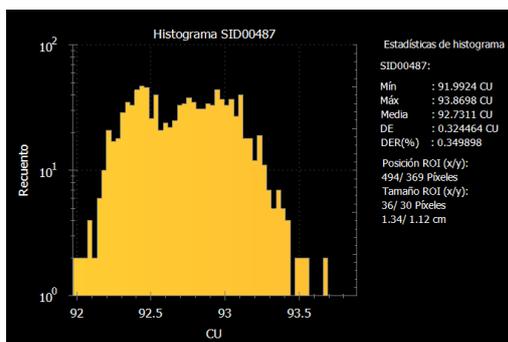
DOSERATE 200



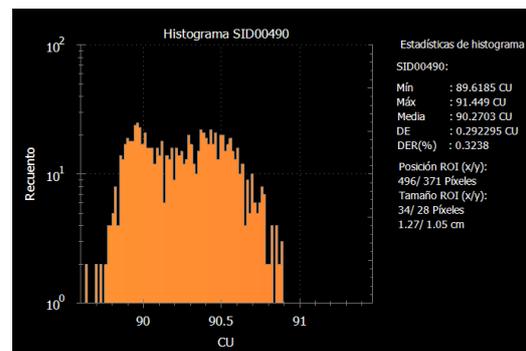
DOSERATE 500



DOSERATE 300

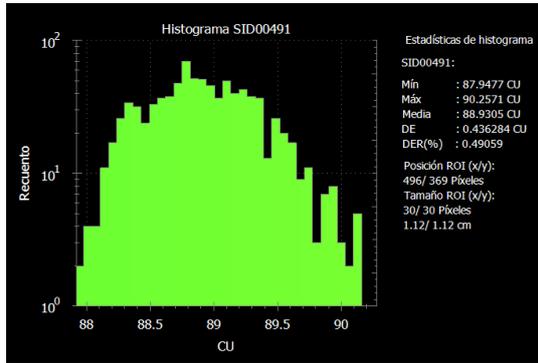


DOSERATE 600

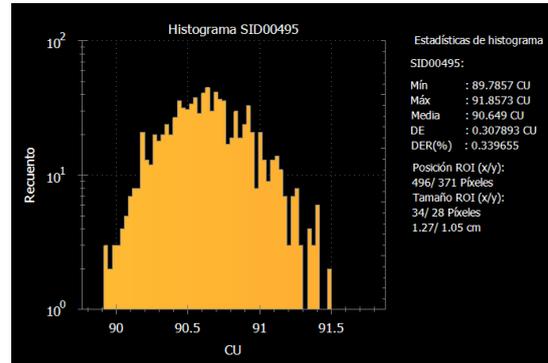


TASA DE DOSIS X16:

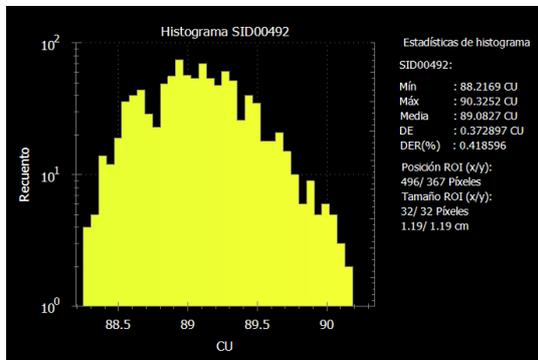
DOSERATE 100



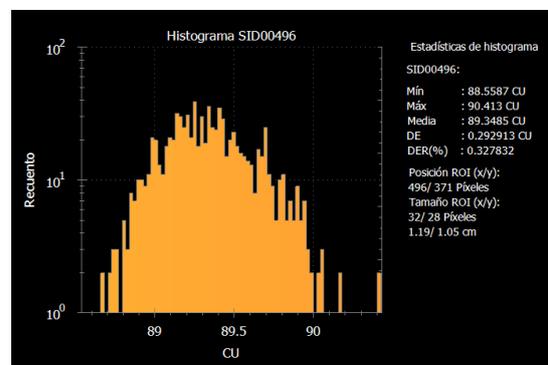
DOSERATE 400



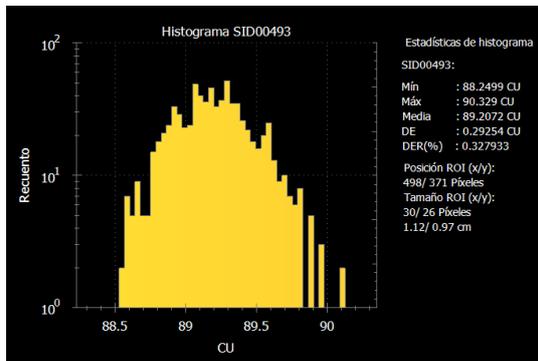
DOSERATE 200



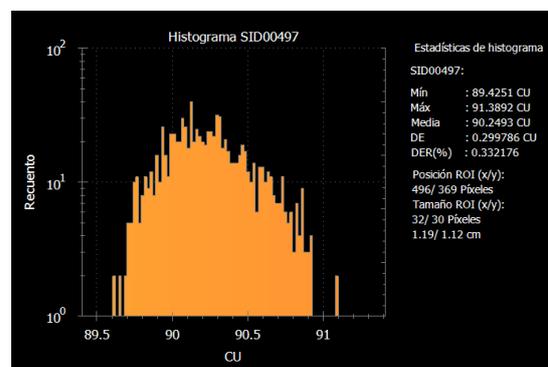
DOSERATE 500



DOSERATE 300



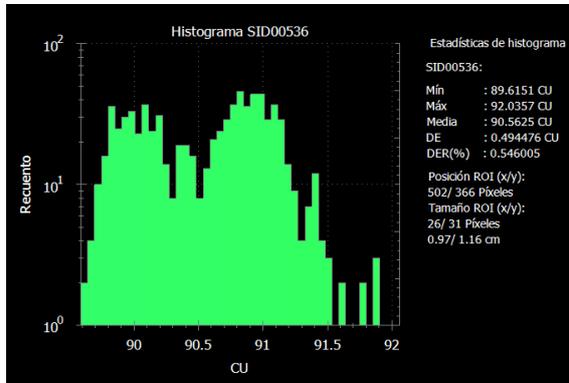
DOSERATE 600



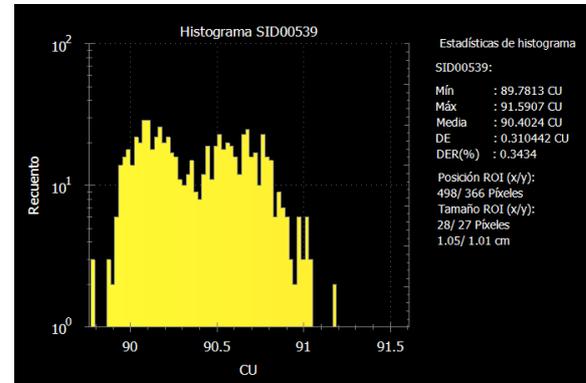
Una vez realizada la calibración (2° PARTE):

TASA DE DOSIS X6

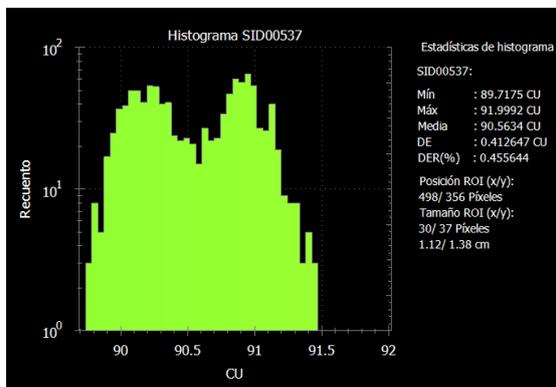
DOSERATE 100



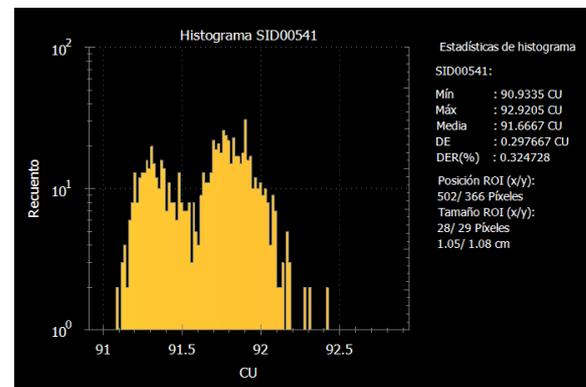
DOSERATE400



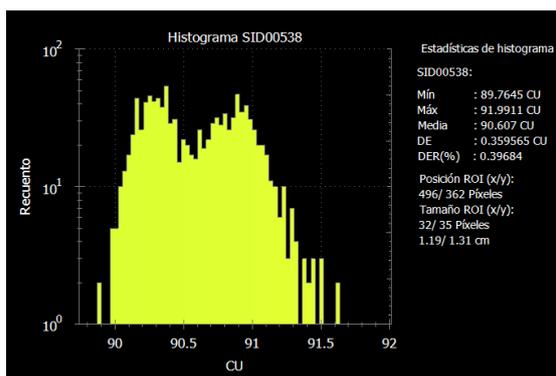
DOSERATE 200



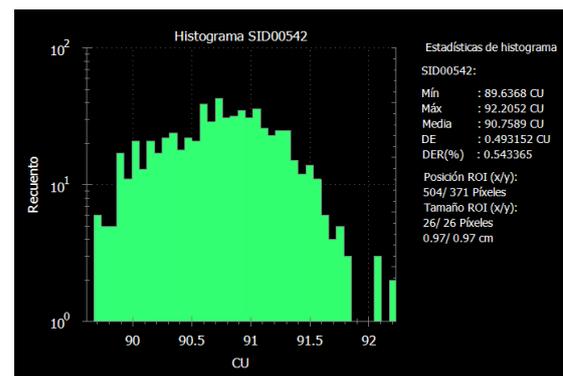
DOSERATE 500



DOSERATE 300

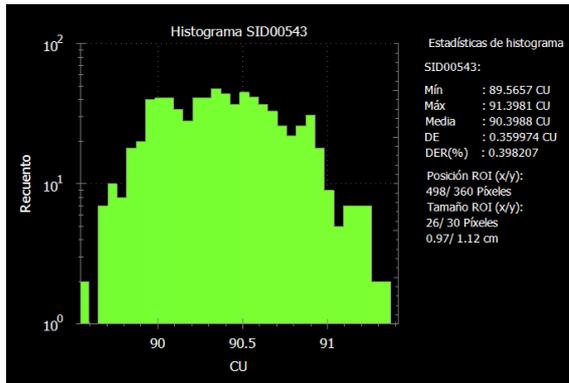


DOSERATE 600

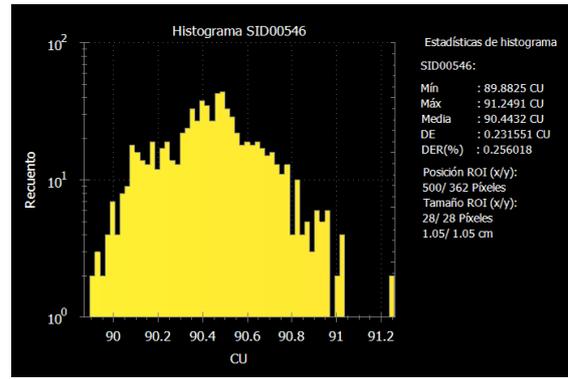


TASA DE DOSIS X16:

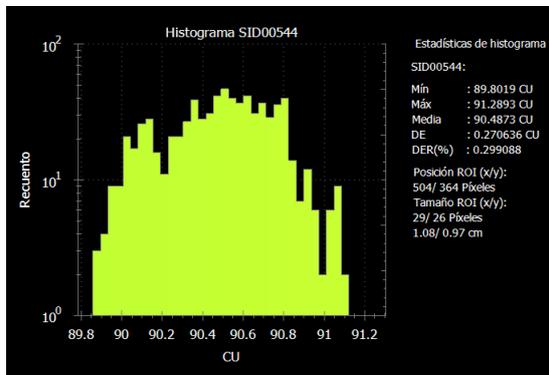
DOSERATE 100



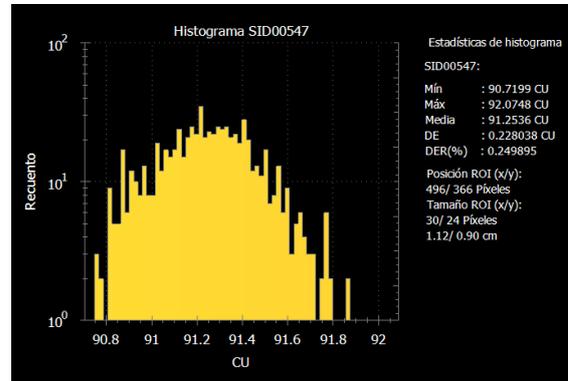
DOSERATE 400



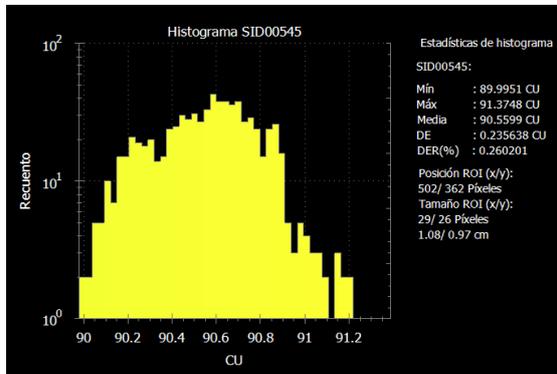
DOSERATE 200



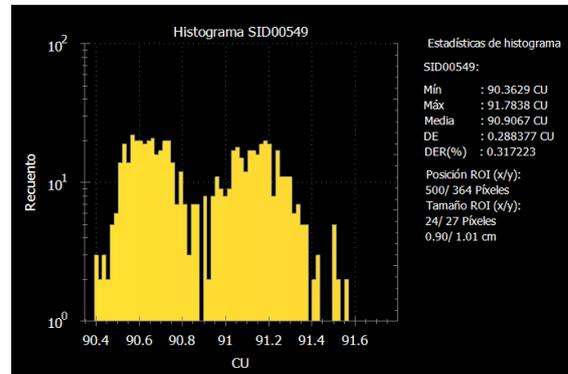
DOSERATE 500



DOSERATE 300



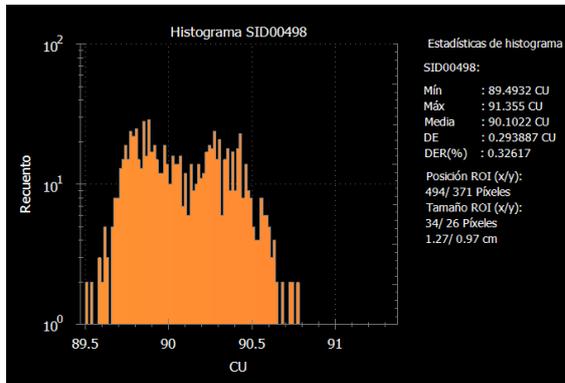
DOSERATE 600



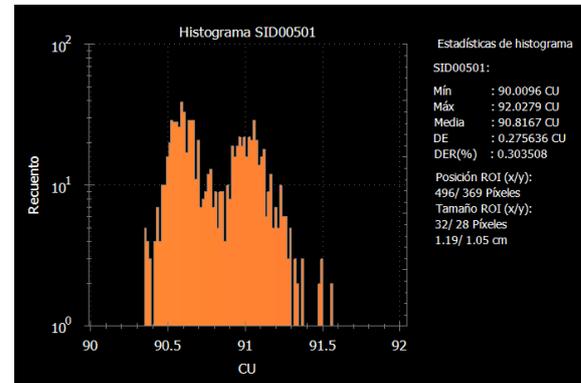
Anexo IV Efecto de Gravedad ante giro de gantry

En este Anexo se presentan los datos de donde se obtuvieron los valores para analizar el efecto de gravedad ante giro de gantry, solamente con energía de 6 MV y de D/R 600 Gy/UM. En el mismo se muestran la estadística de los histogramas de cada ROI de cada campo medido correspondiente a cada ángulo.

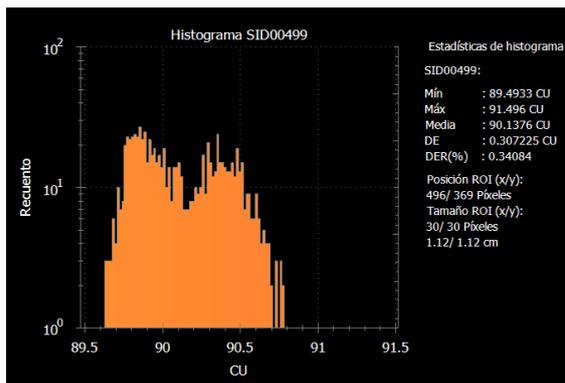
0°



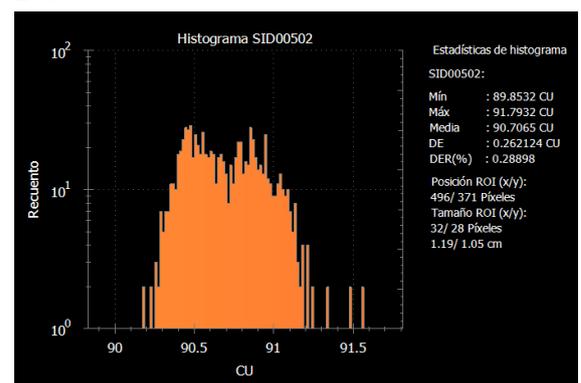
180°



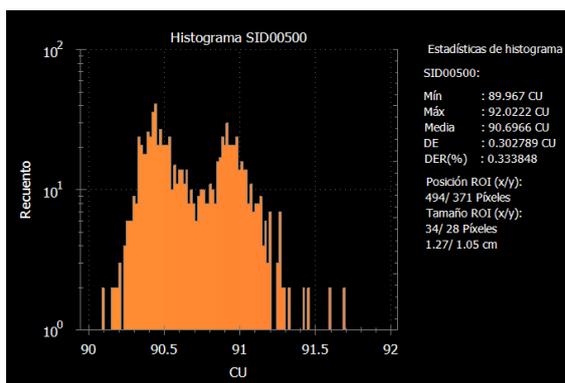
60°



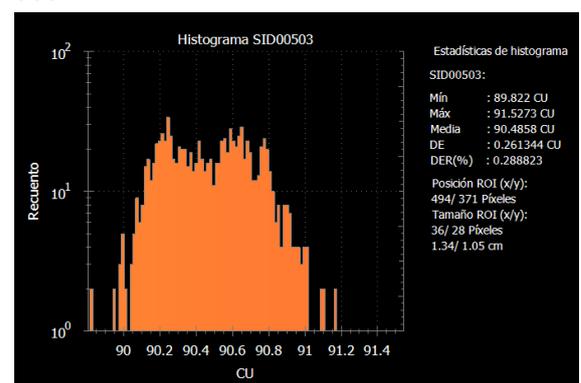
240°



120°



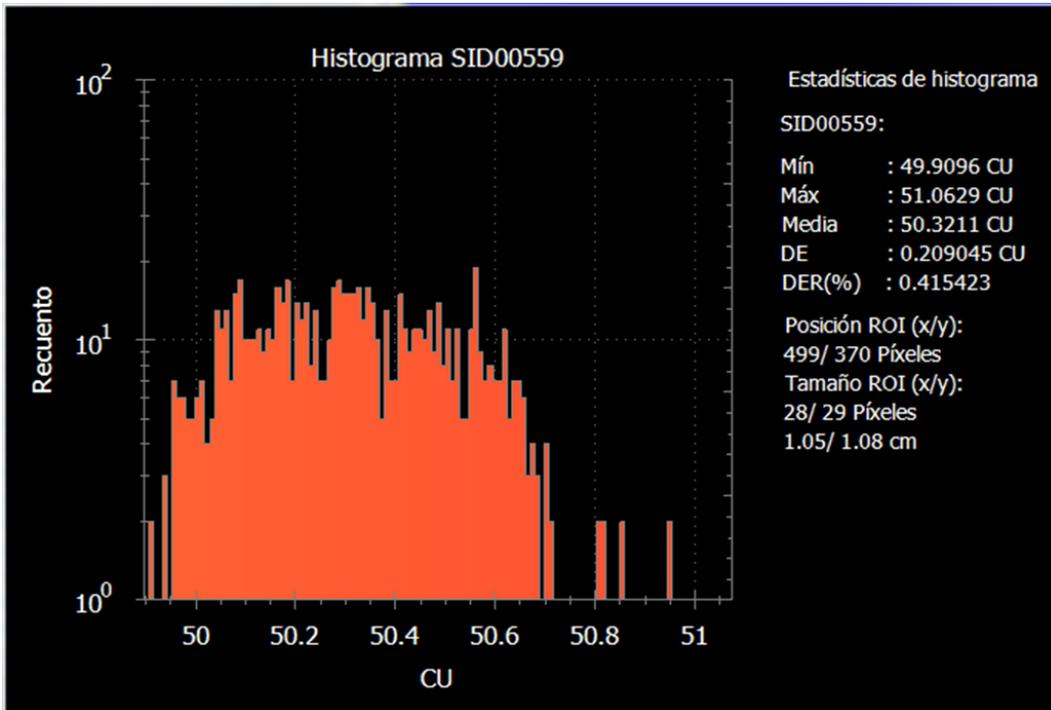
300°



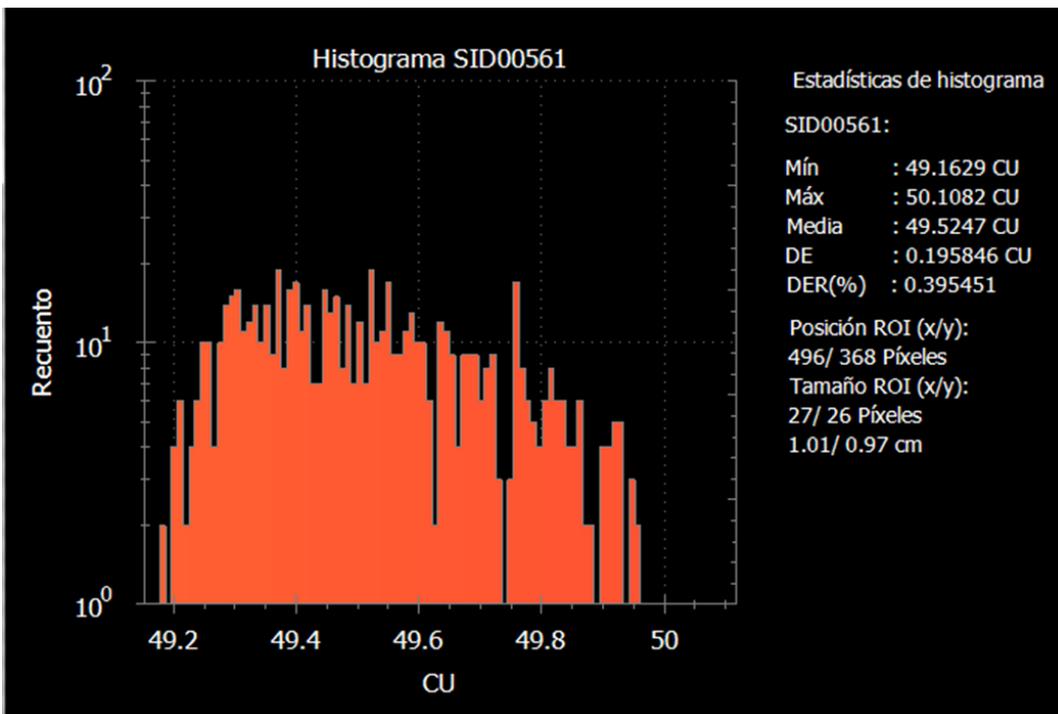
Anexo V Efecto fantasma (Ghosting)

En este Anexo se muestran los Resultados de las estadísticas de las ROIs analizadas para el ghosting.

Primer campo:



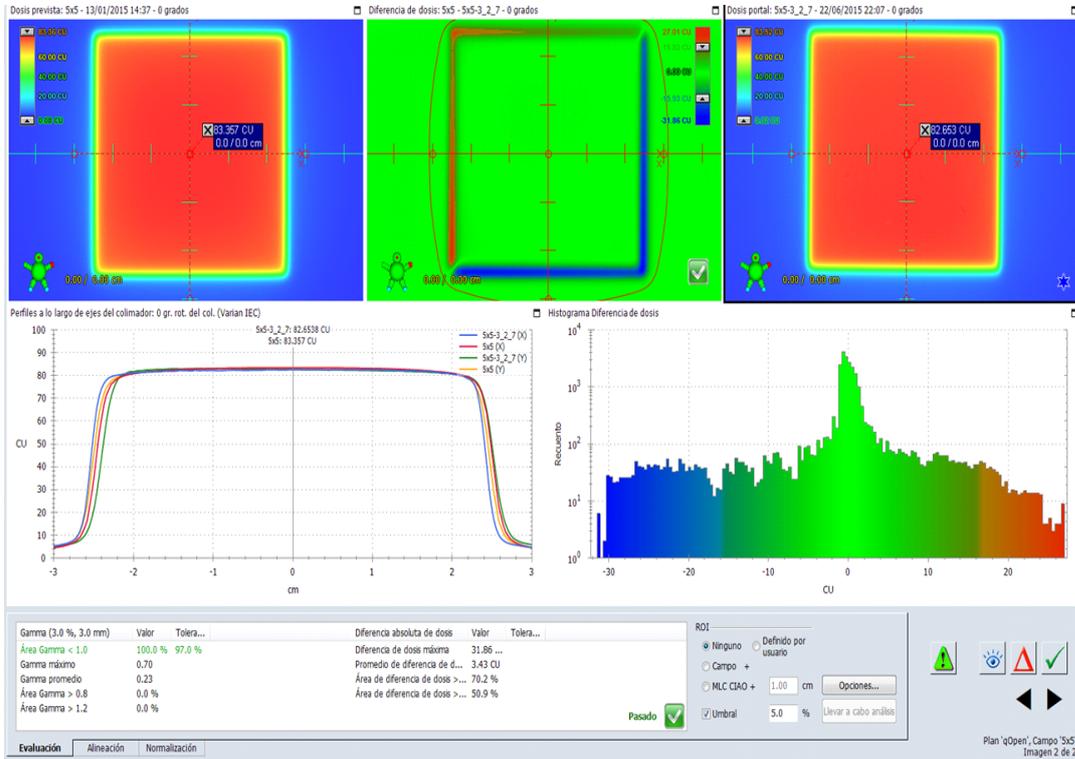
Tercer campo:



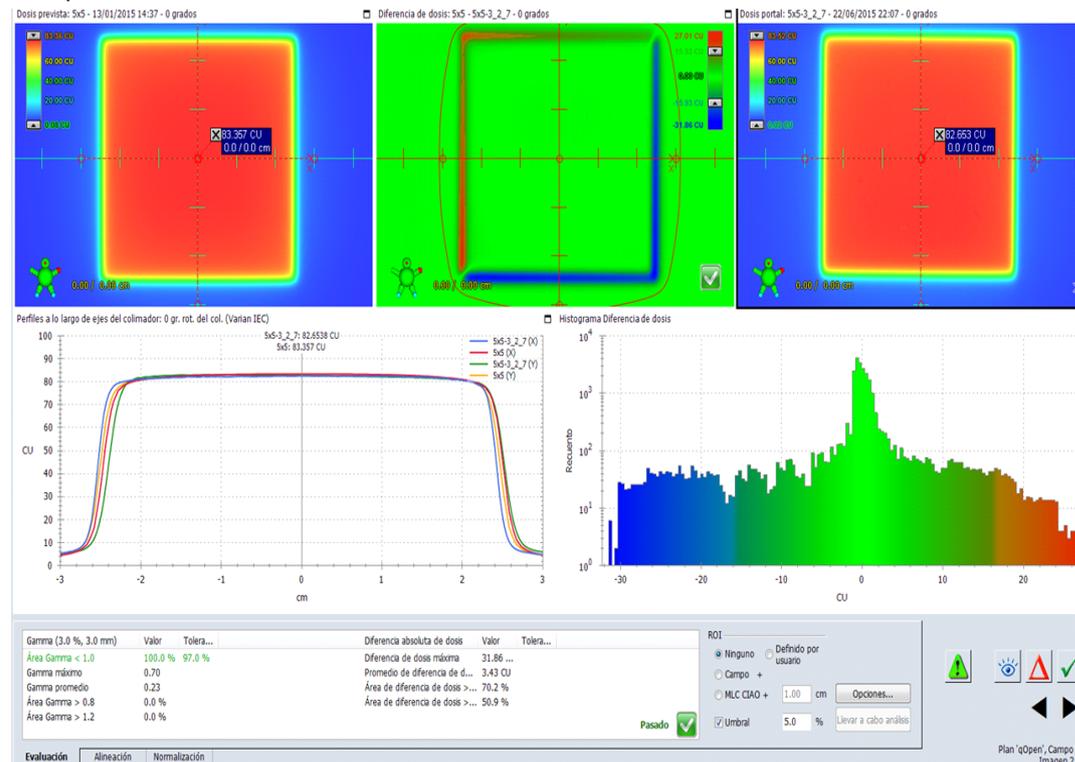
Anexo VI – Factores de salida

Se muestra aquí las imágenes analizadas de donde se extrajeron los valores centrales de los campos cuadrados del plan qOpen según las indicaciones de Varian.

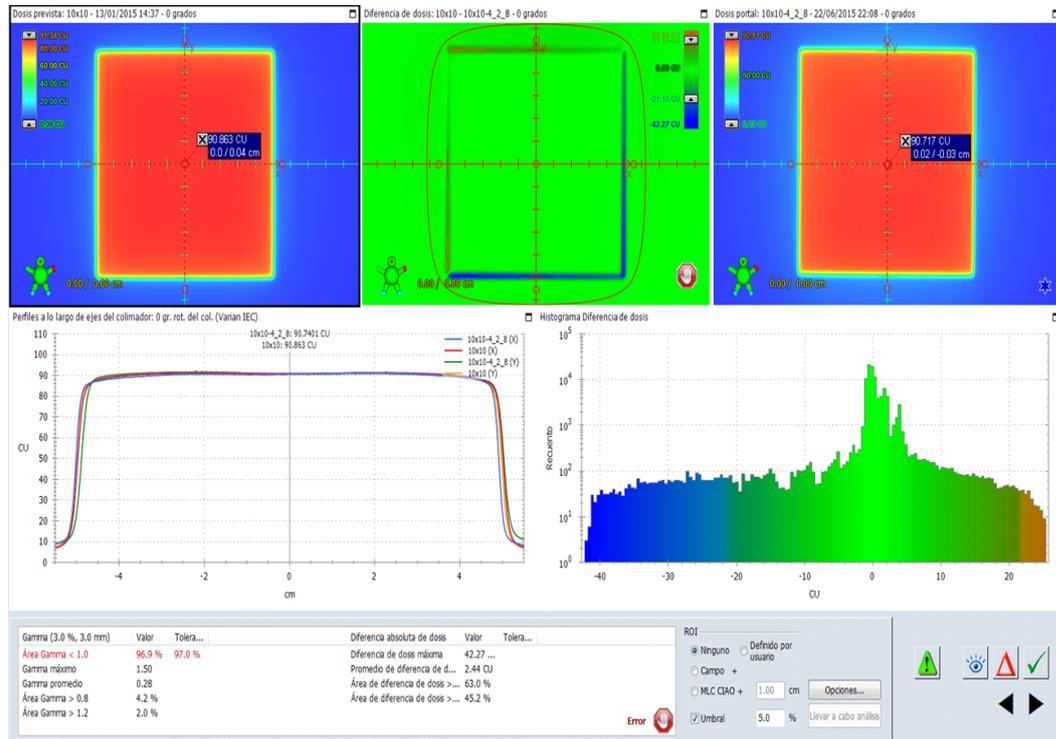
Campo 3x3



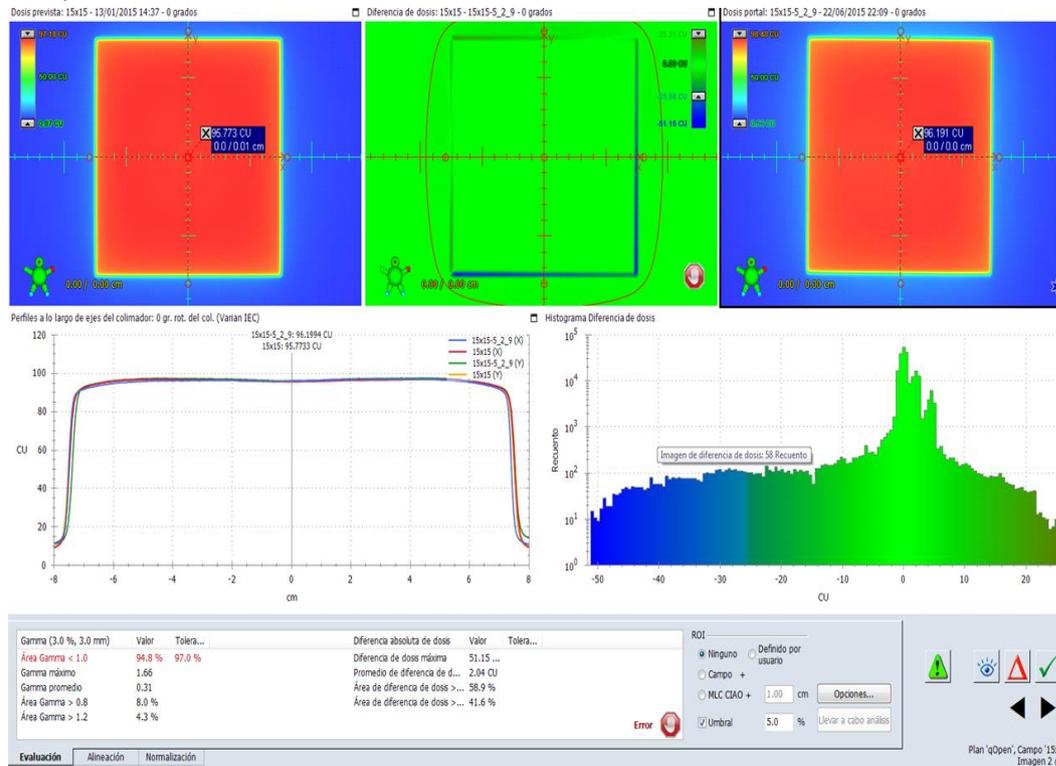
Campo 5x5



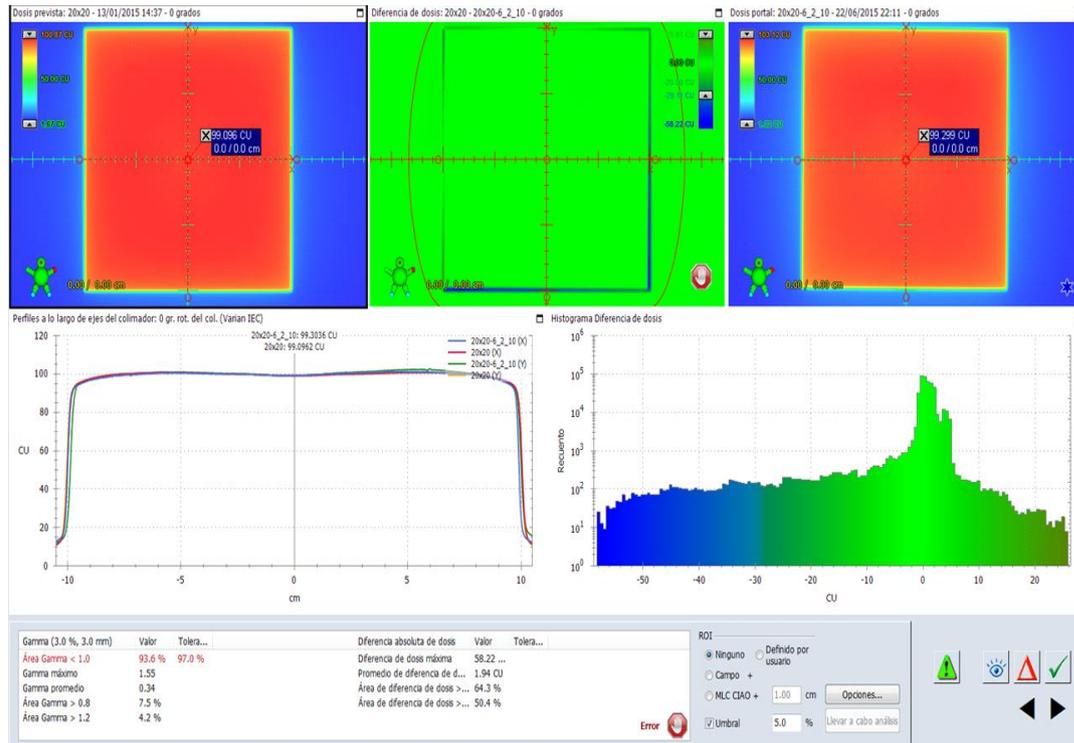
Campo 10x10



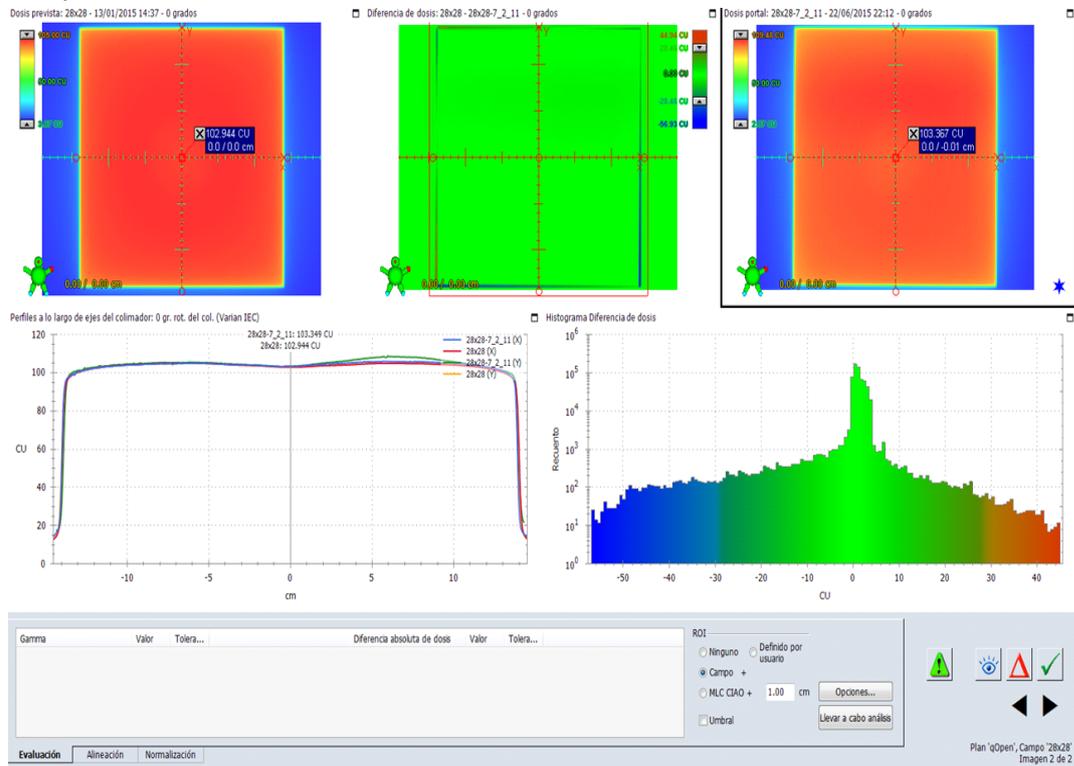
Campo 15x15



Campo 20x20



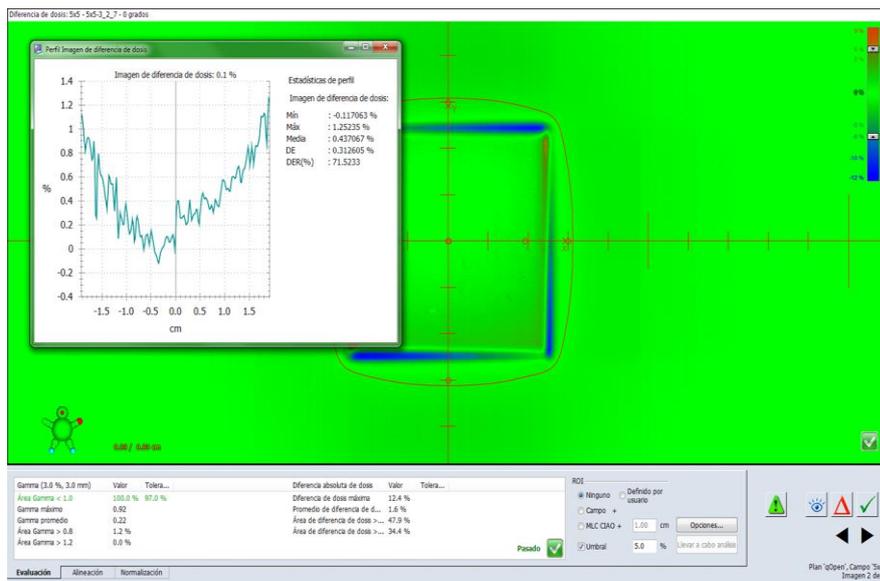
Campo 28x28



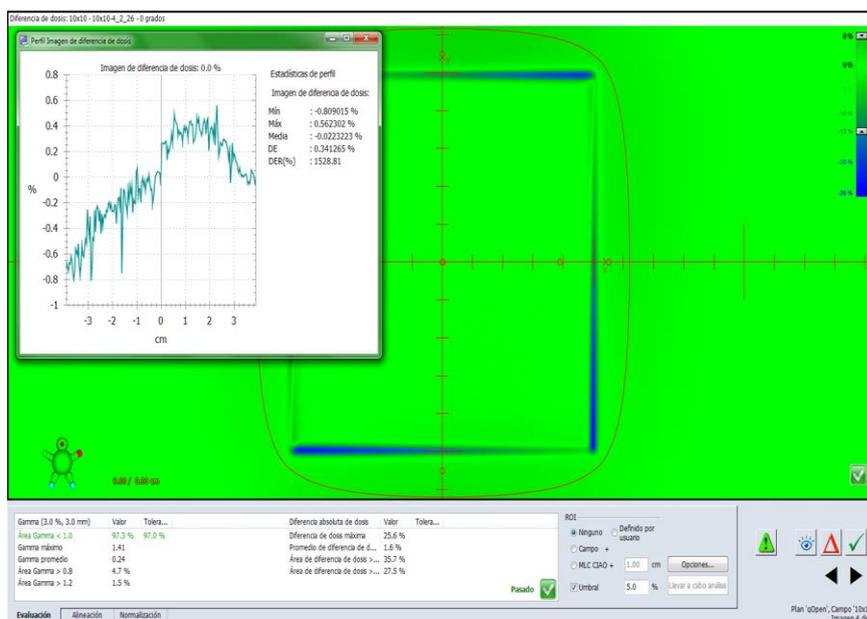
Anexo VII Corrección del perfil de haz

Análisis realizado desde Portal Dosimetry para la prueba de corrección del perfil, se puede apreciar donde se ubicó el perfil, también se puede ver imagen correspondiente la diferencia de dosis entre lo medido y lo calculado por el sistema de planificación (en verde) y la ventana donde se muestra la estadística del perfil utilizado para realizar el análisis

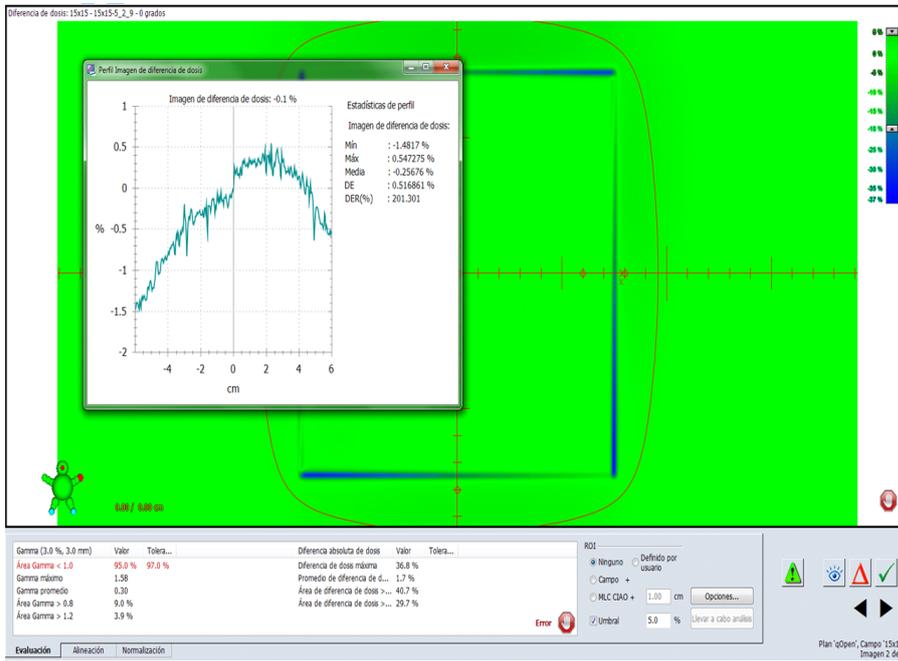
Campo 5x5



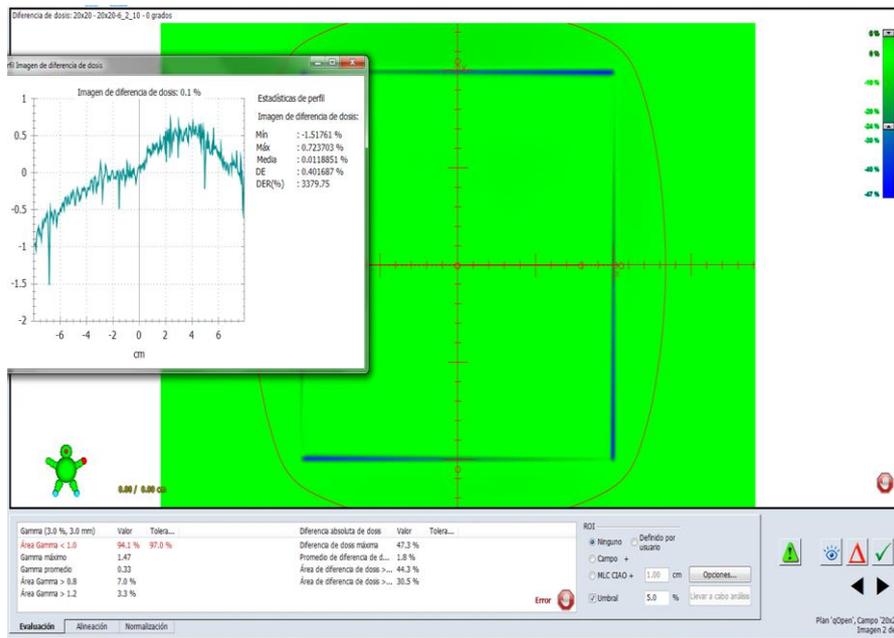
Campo 10x10



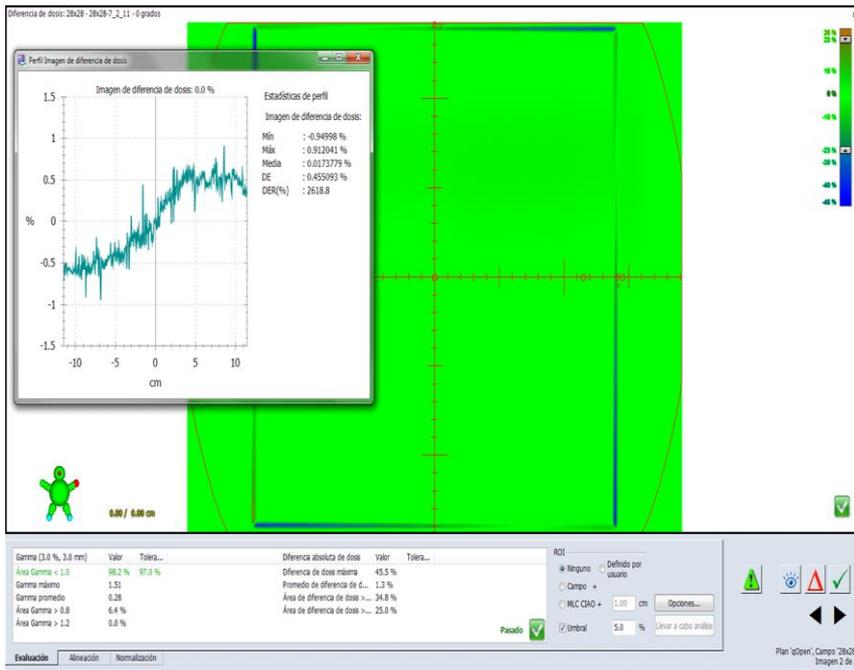
Campo 15x15



Campo 20x20



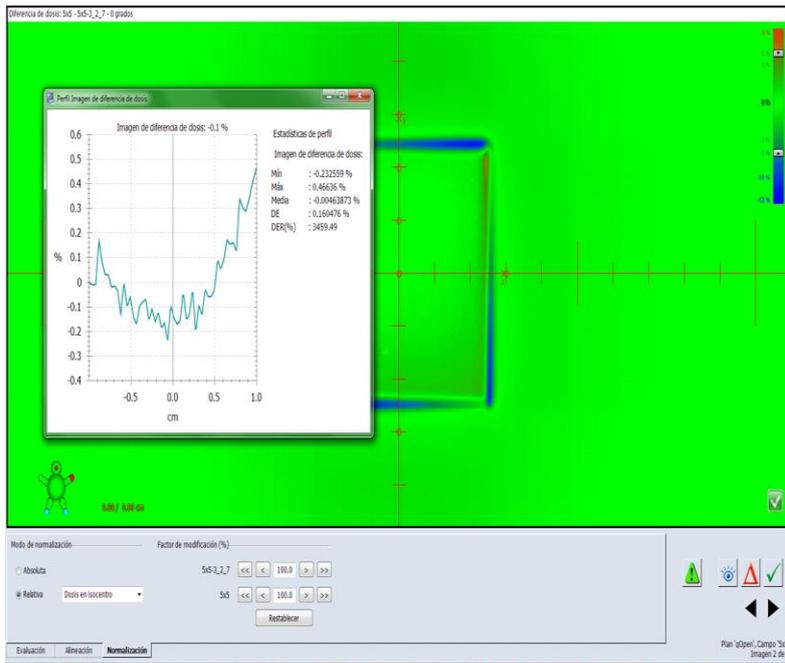
Campo 28x28



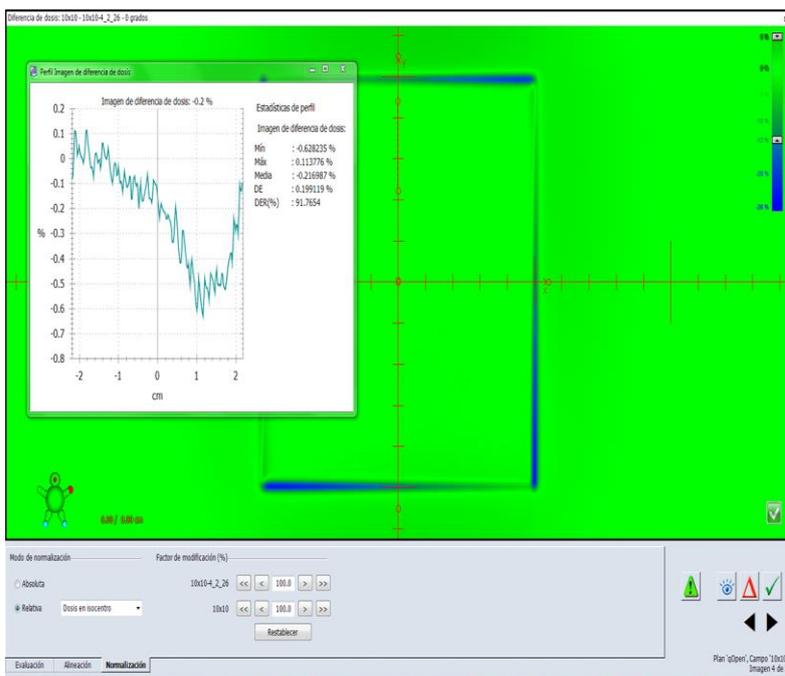
Anexo VIII Corrección del backscatter

Análisis de datos similar a los del anexo 2 en la que la diferencia básica es el perfil en dirección inline y los valores a los que hay que prestarle atención son los datos por Mín. y Máx.

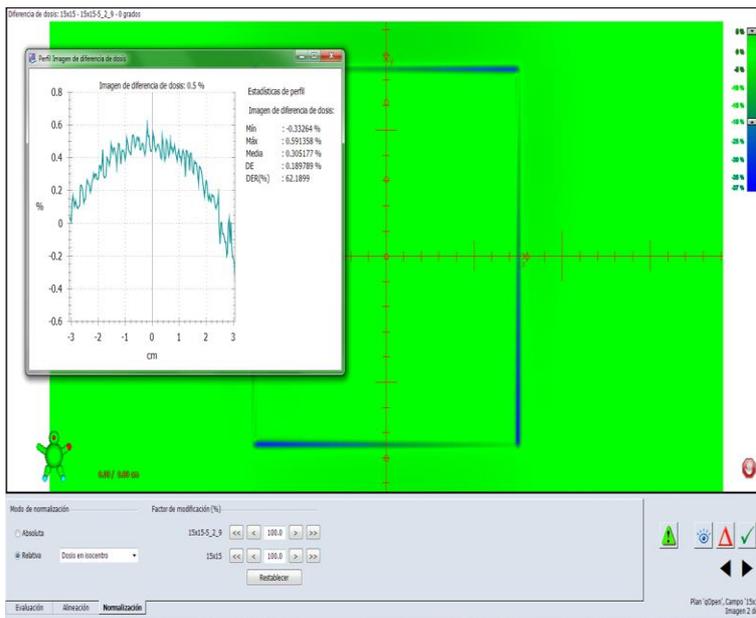
Campo 5x5



Campo 10x10



Campo 15x15

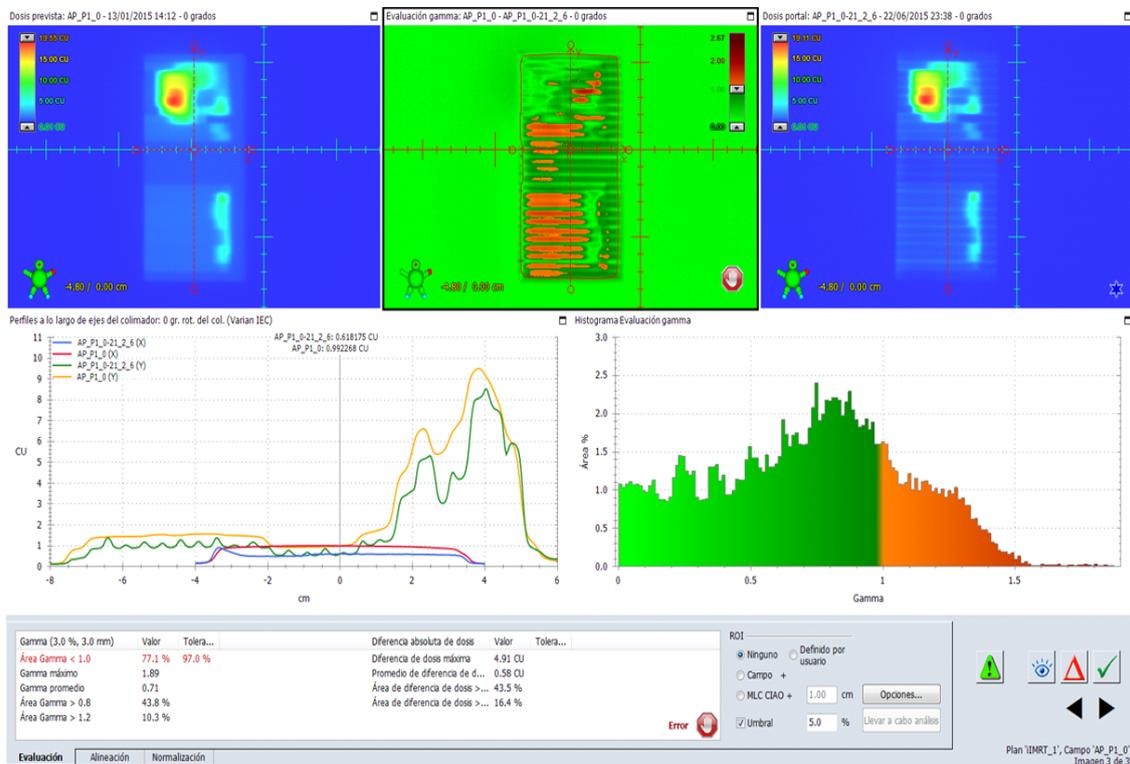


Anexo IX Ejemplos de campos y arcos de tratamientos

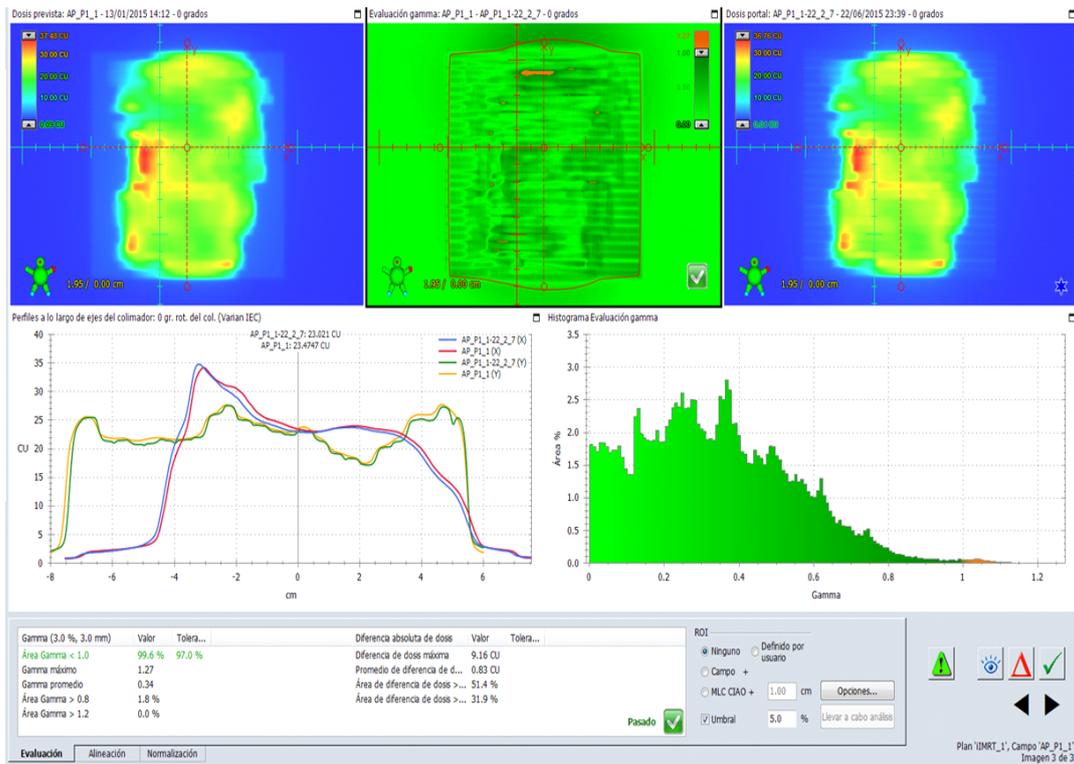
Se presenta a continuación todos los campos de prueba sugeridos por Varian, mostrando la imagen predicha, la medida, el histograma, el grafico del análisis gamma, perfiles y los resultados de los análisis en dosis absoluta

Campos plan IMRT_1

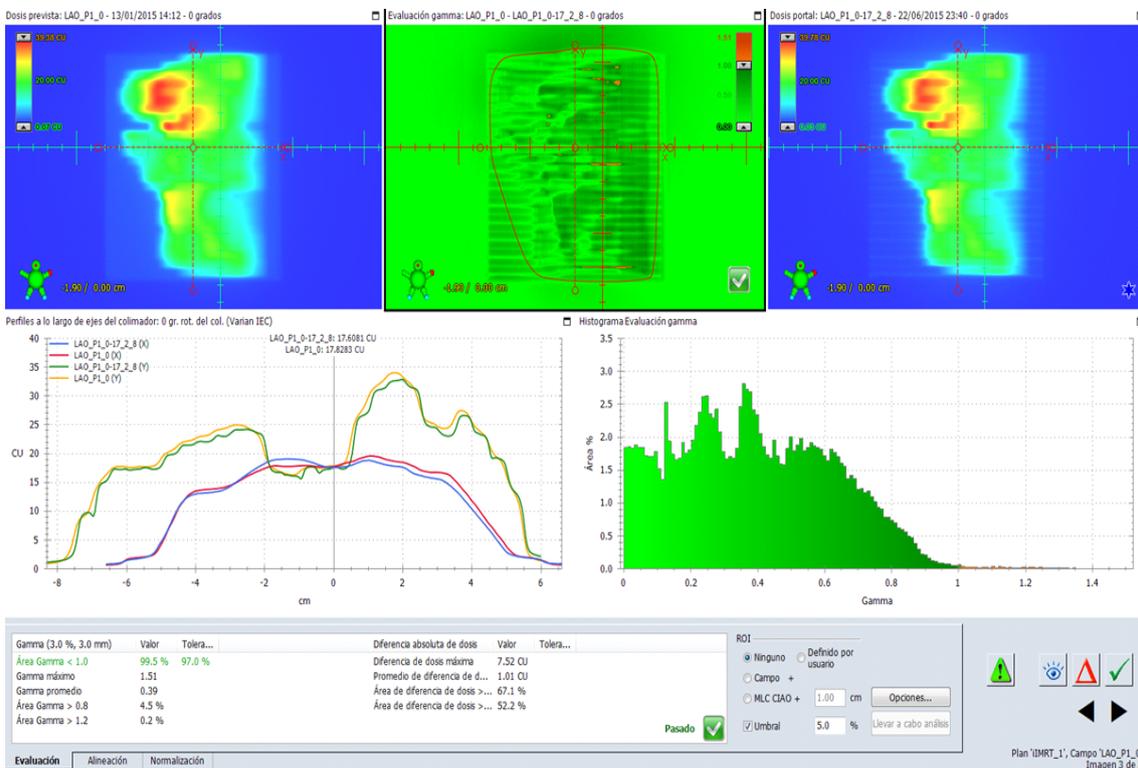
AP_P1_0



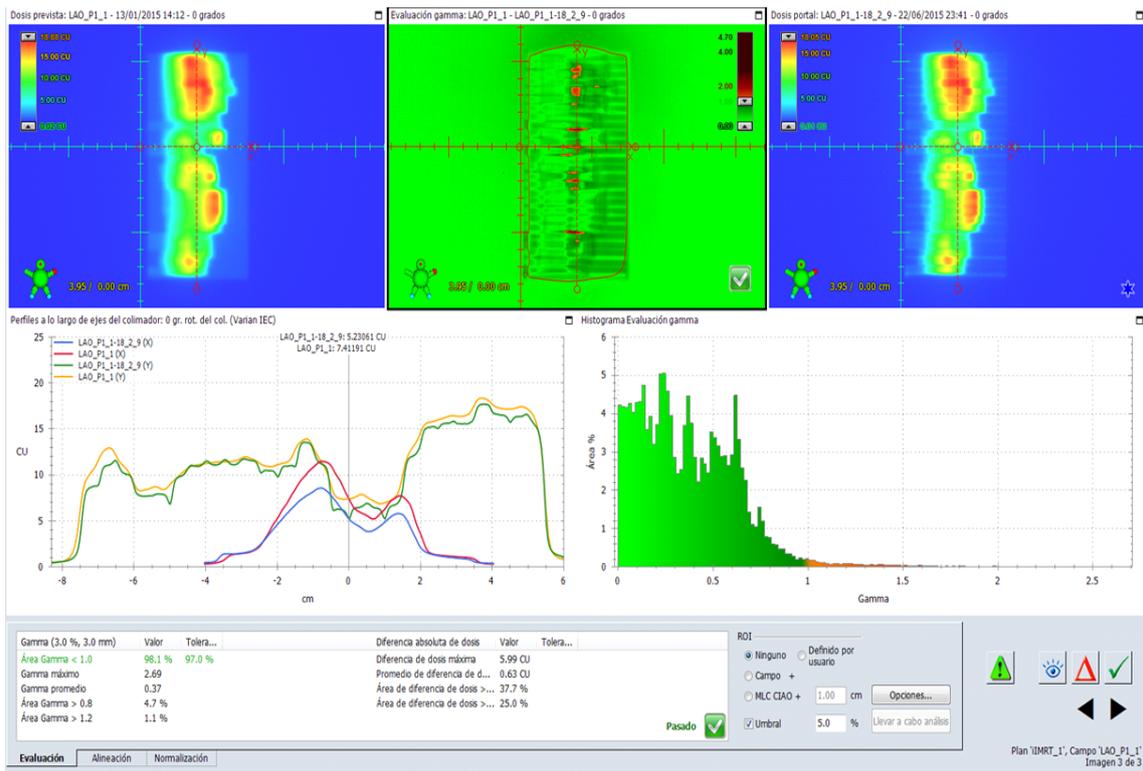
AP_P1_1



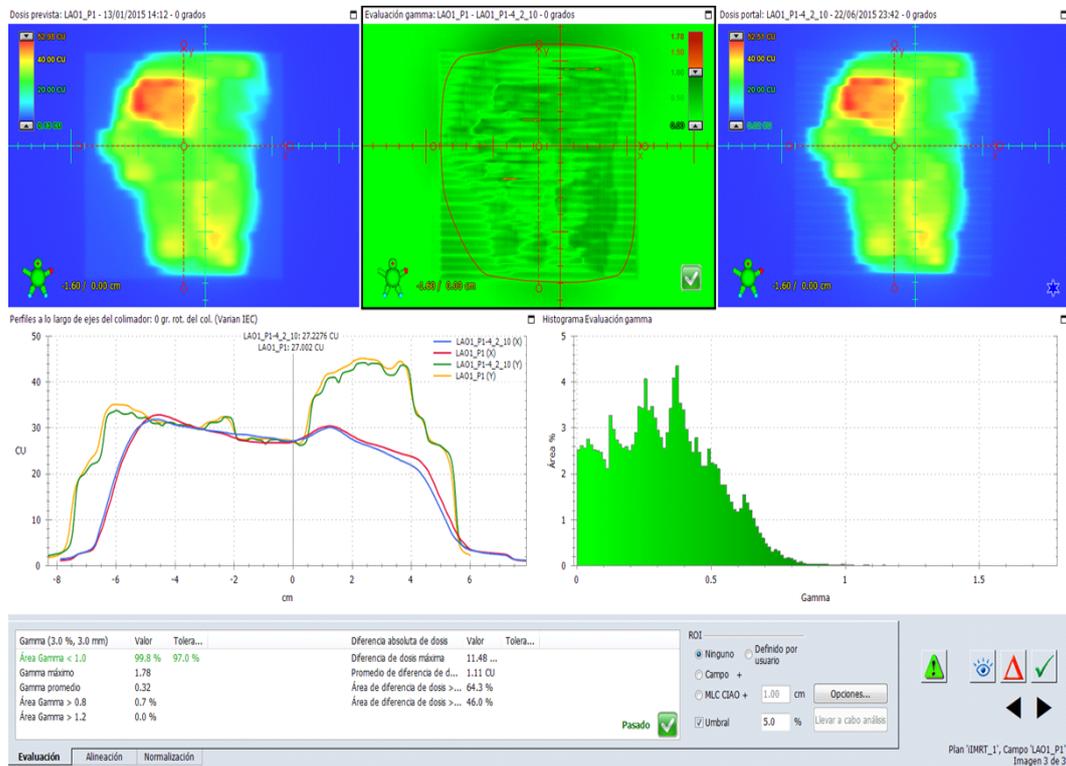
LAO_P1_0



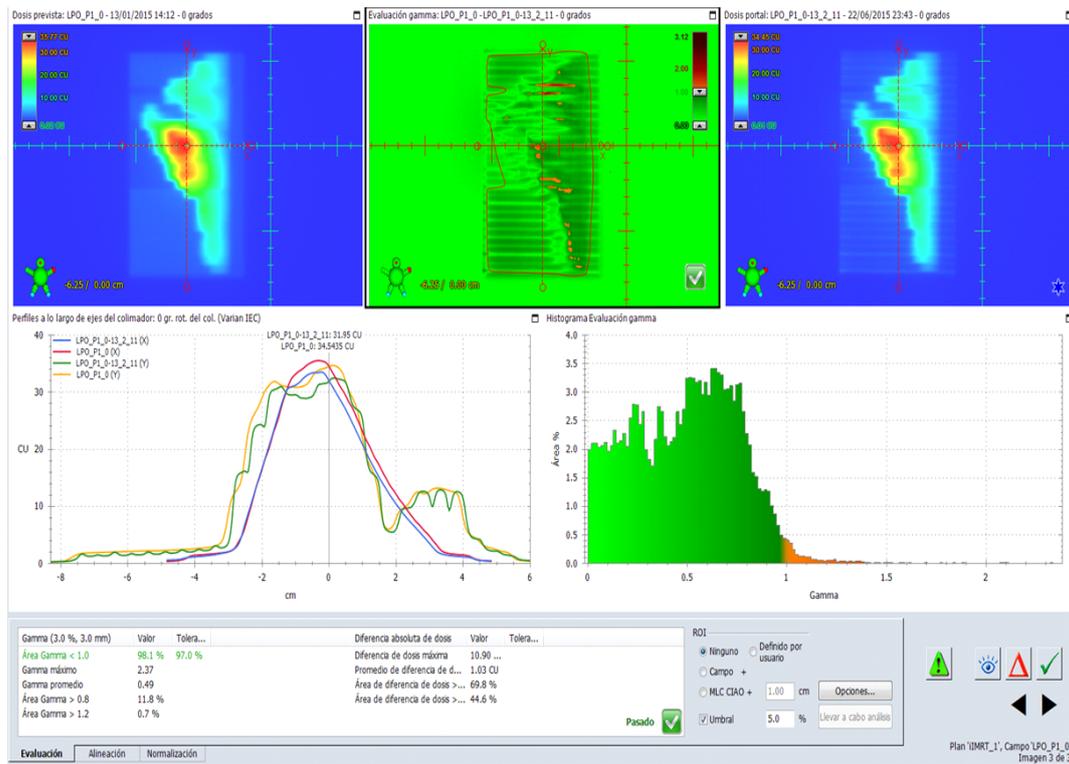
LAO_P1_1



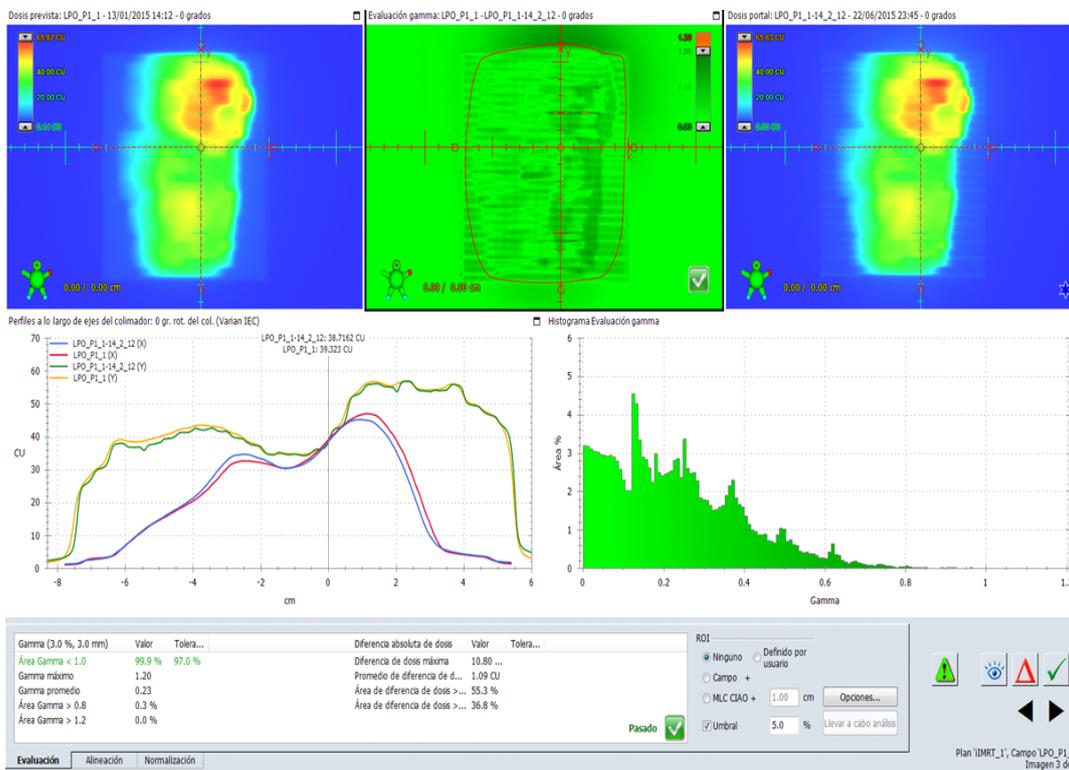
LAO1_P1



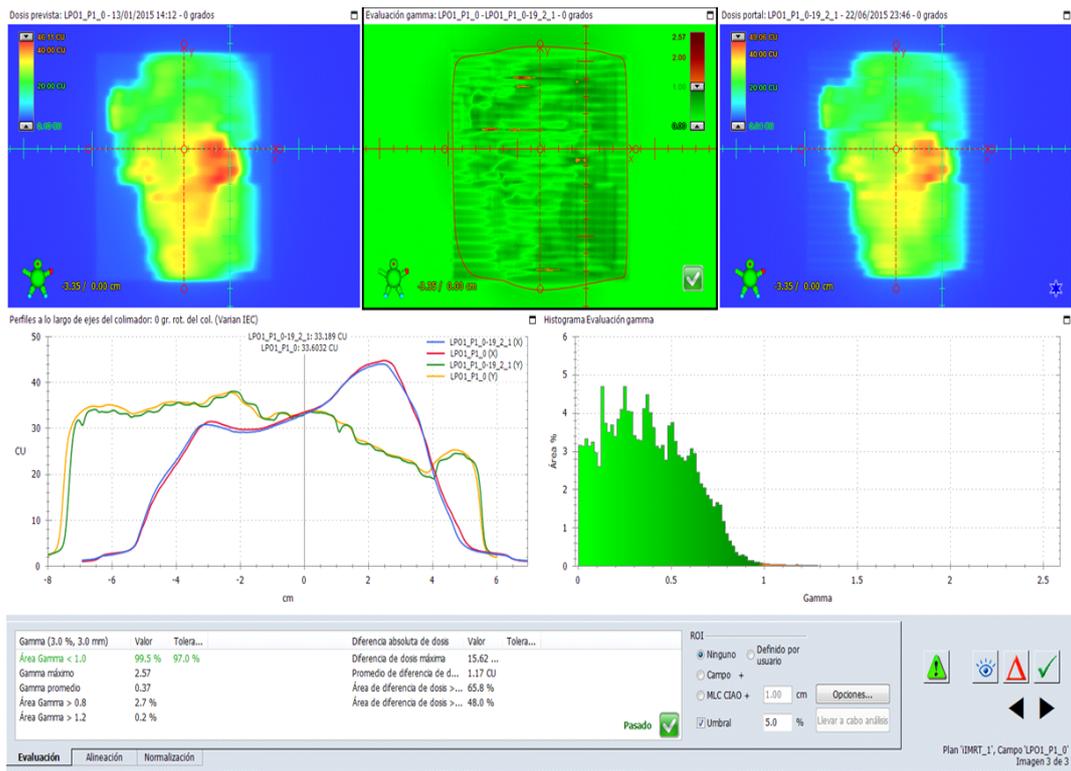
LPO_P1_0



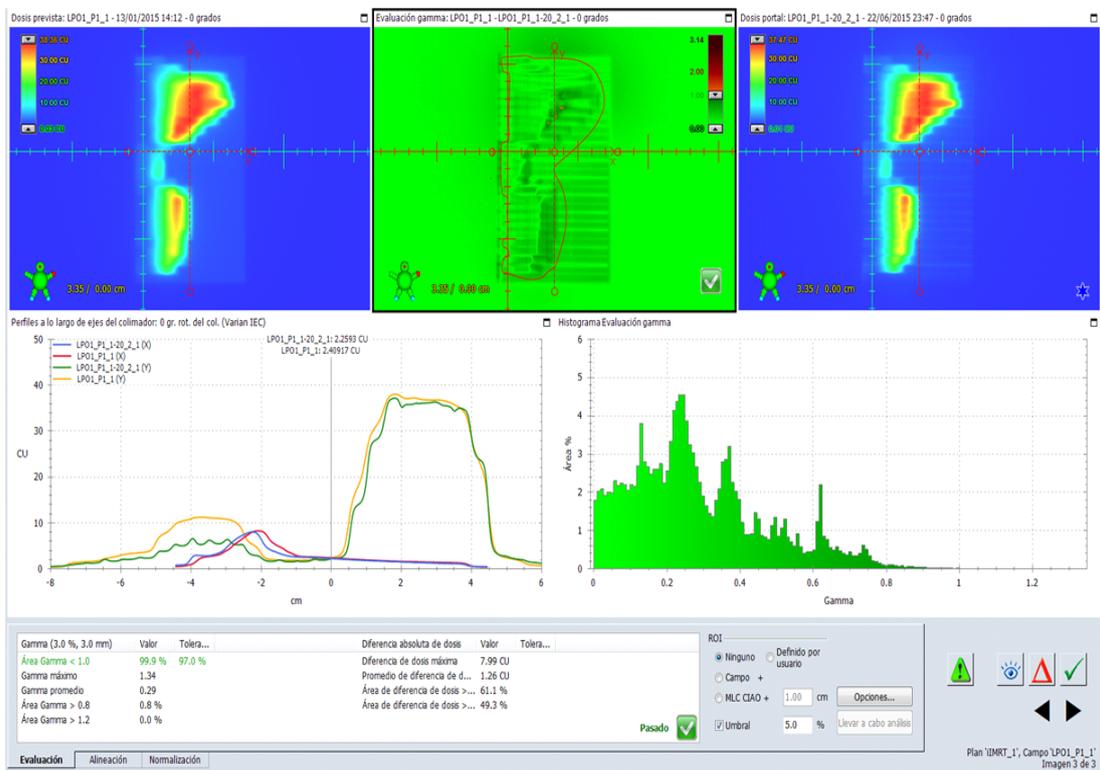
LPO_P1_1



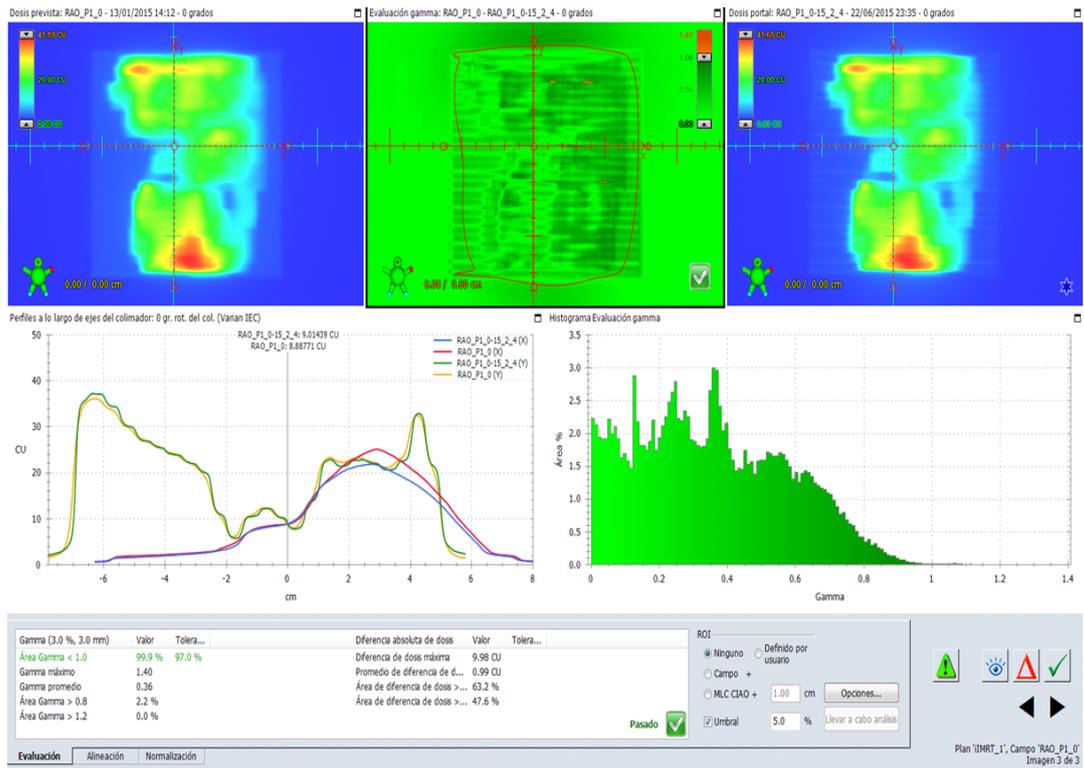
LPO1_P1_0



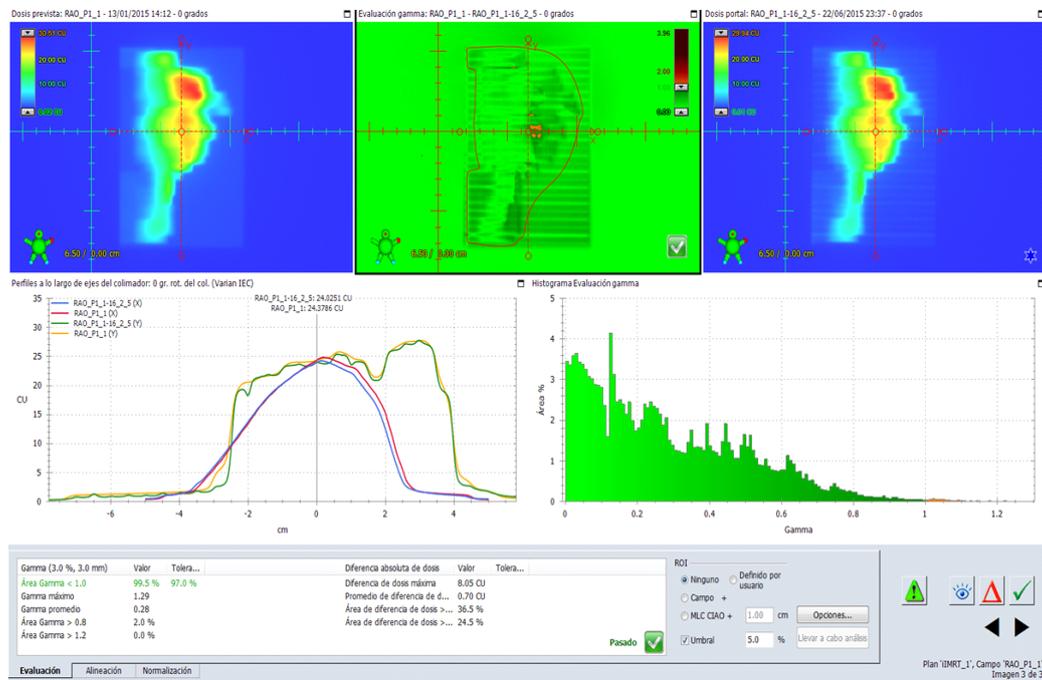
LPO1_P1_1



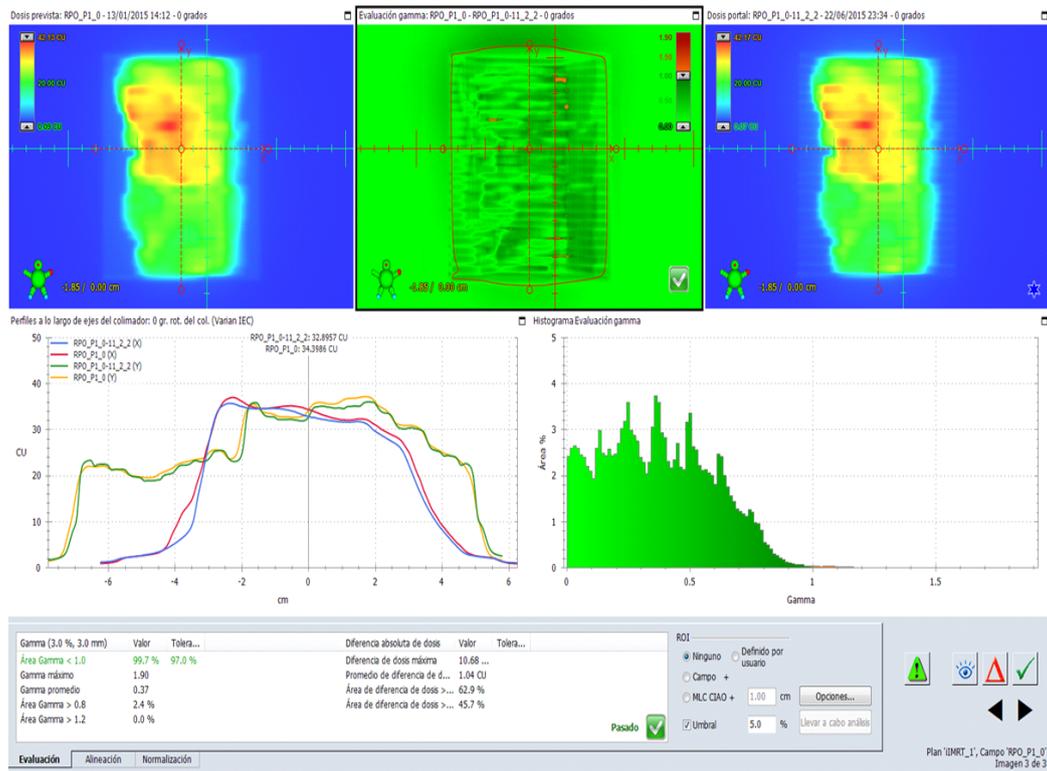
RAO_P1_0



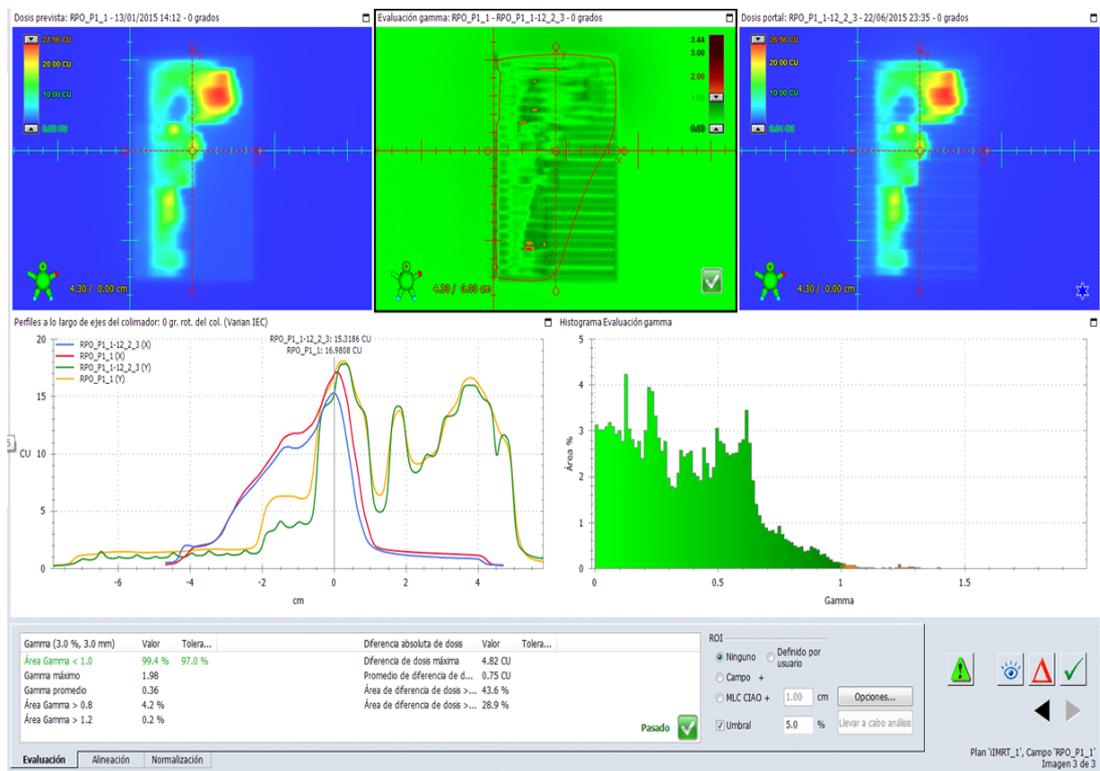
RAO_P1_1



RPO_P1_0

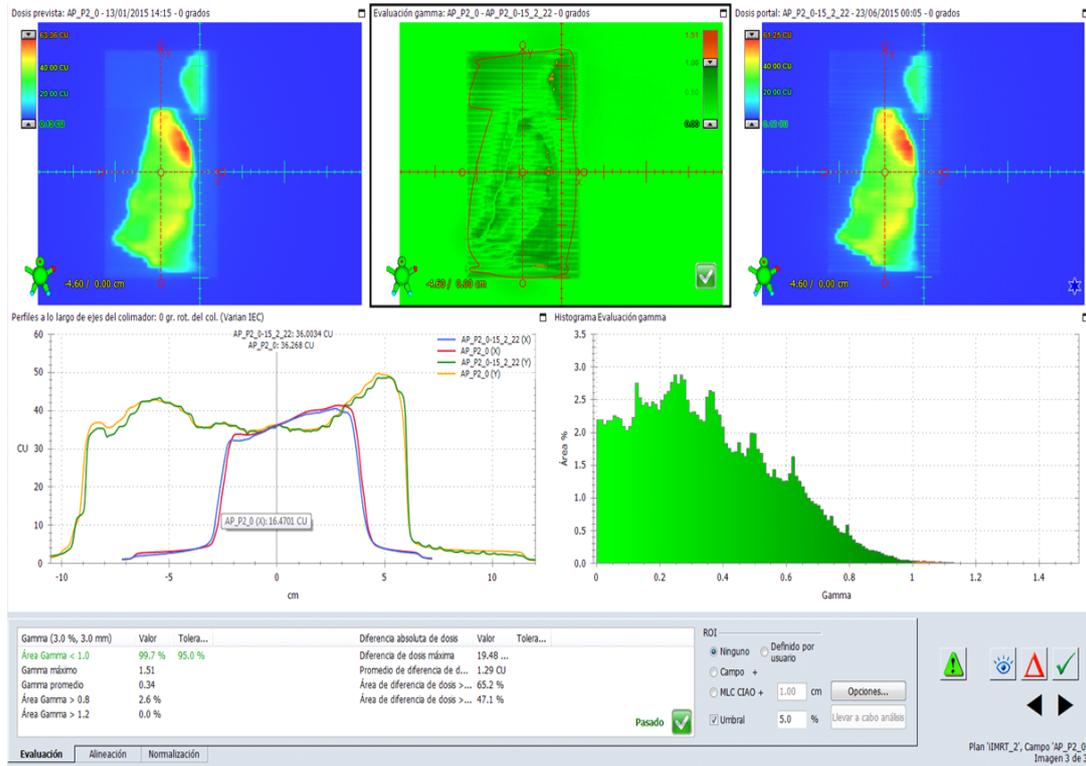


RPO_P1_1

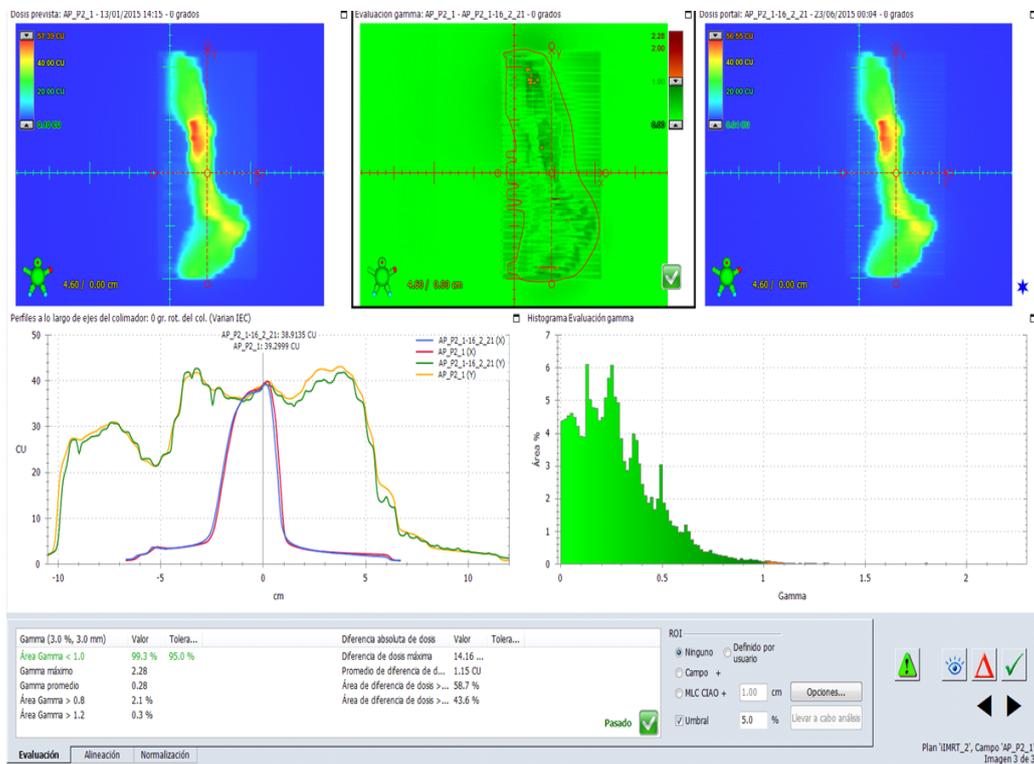


Campos plan IMRT_2

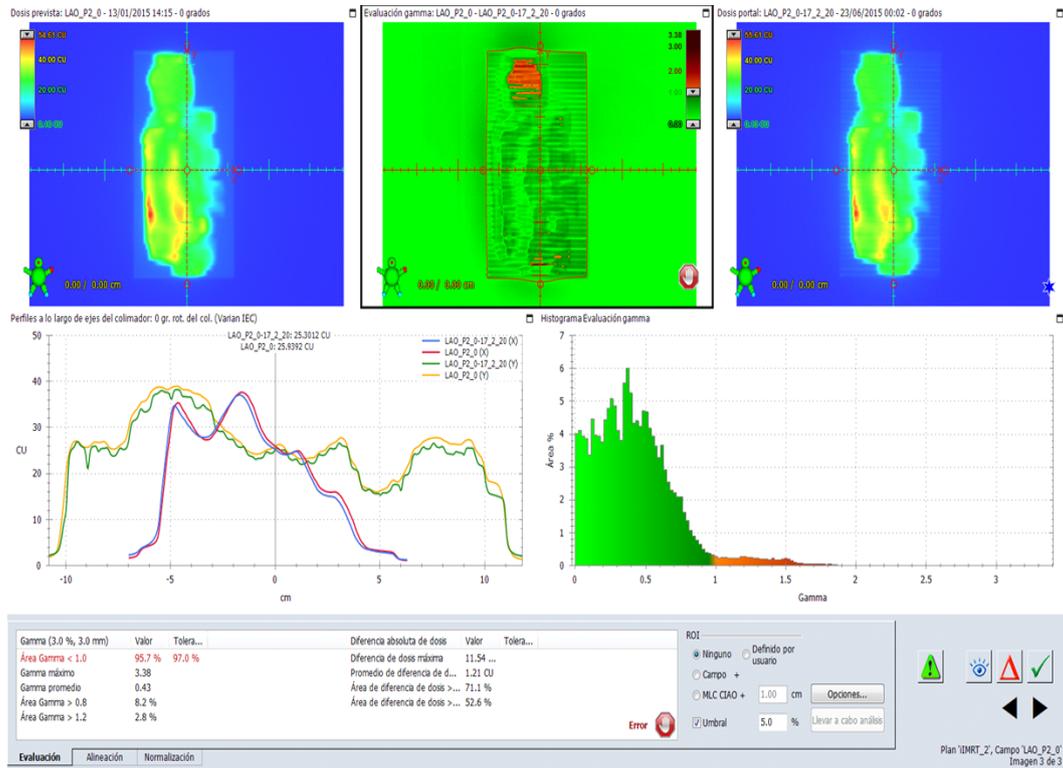
AP_P2_0



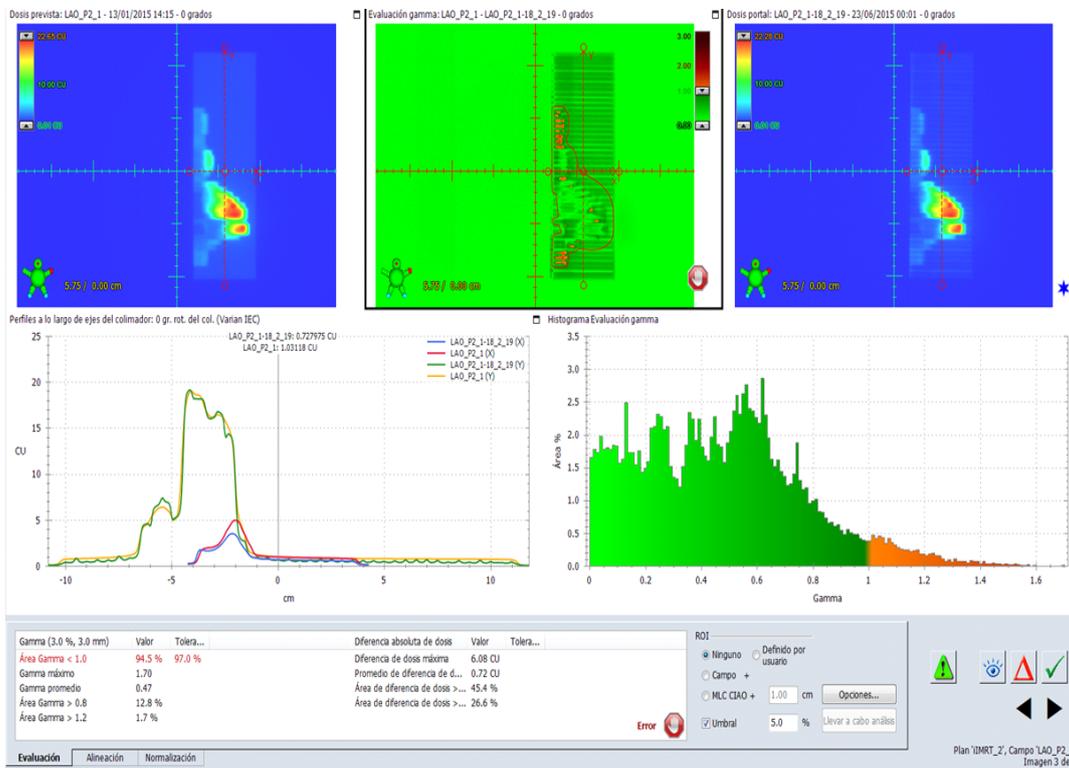
AP_P2_1



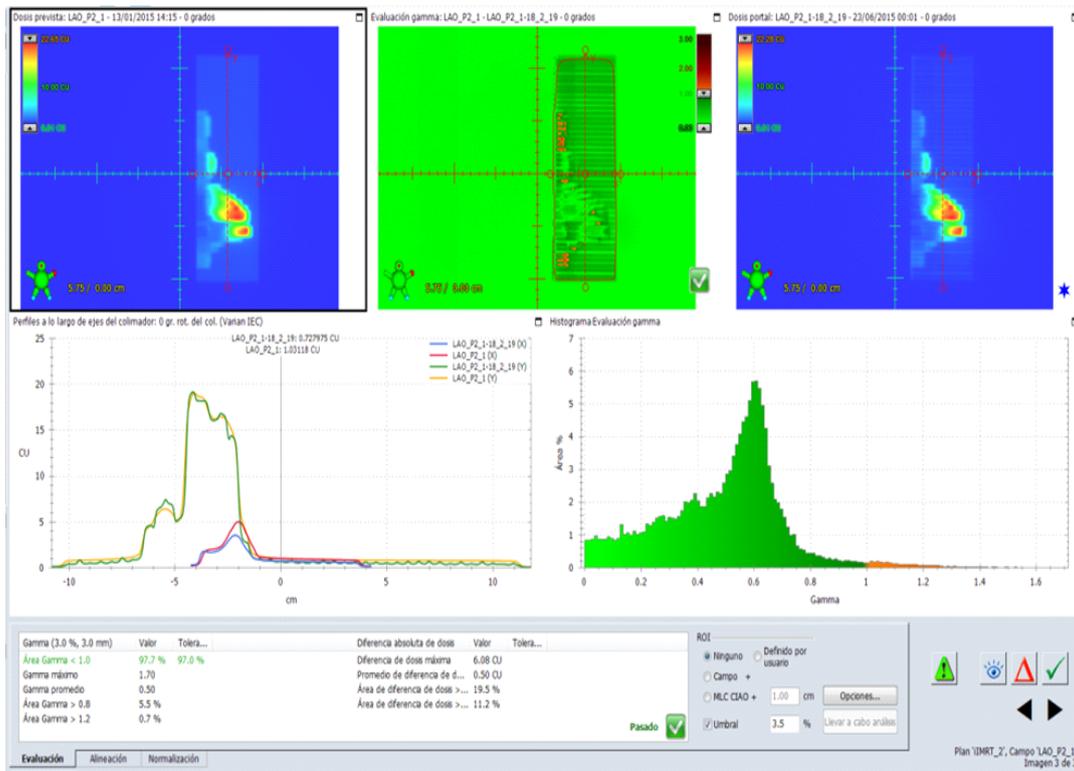
LAO_P2_0



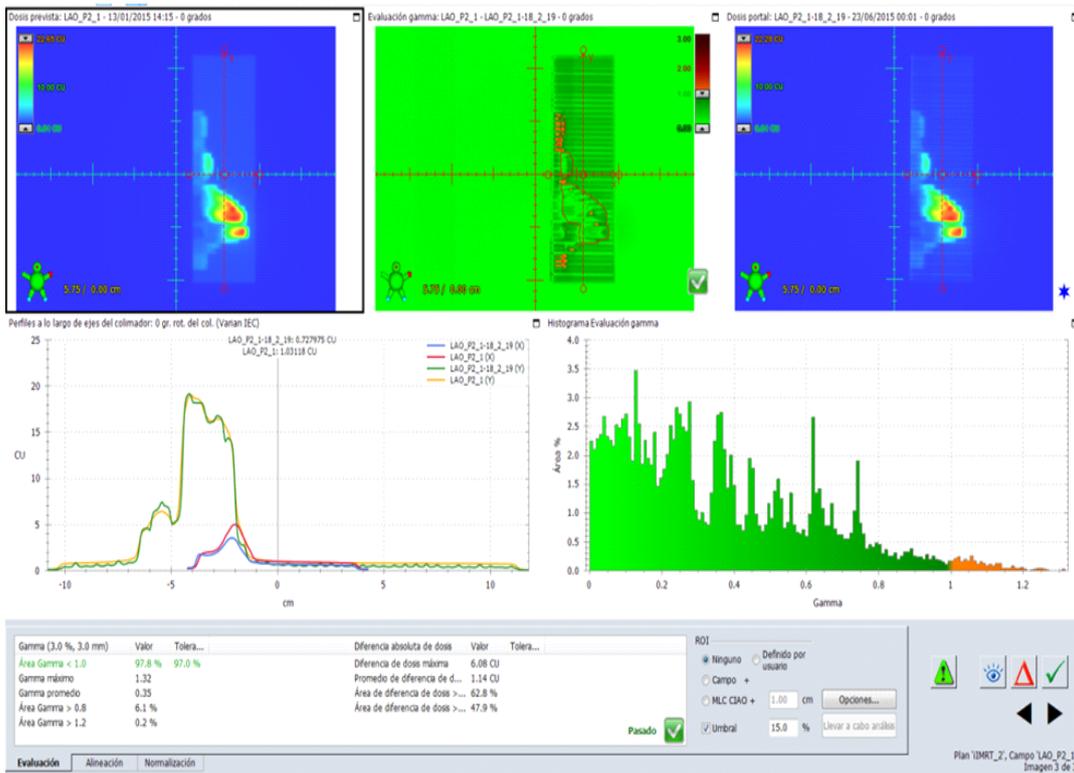
LAO_P2_1



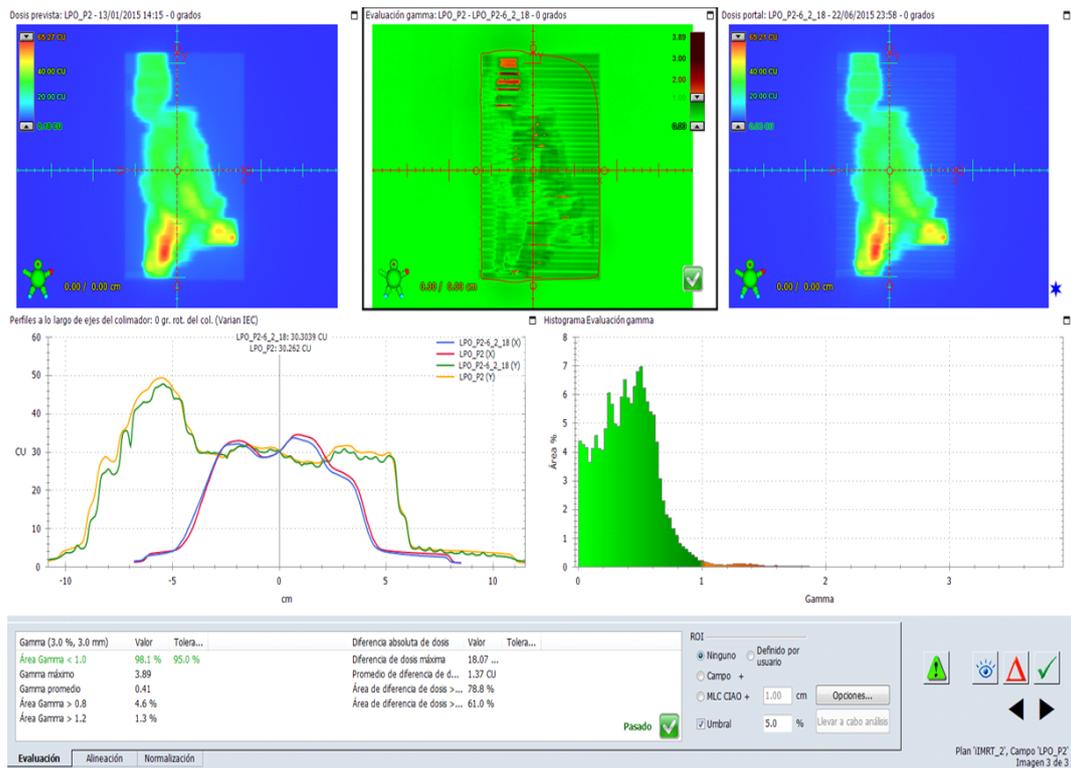
Con umbral de 3,5%



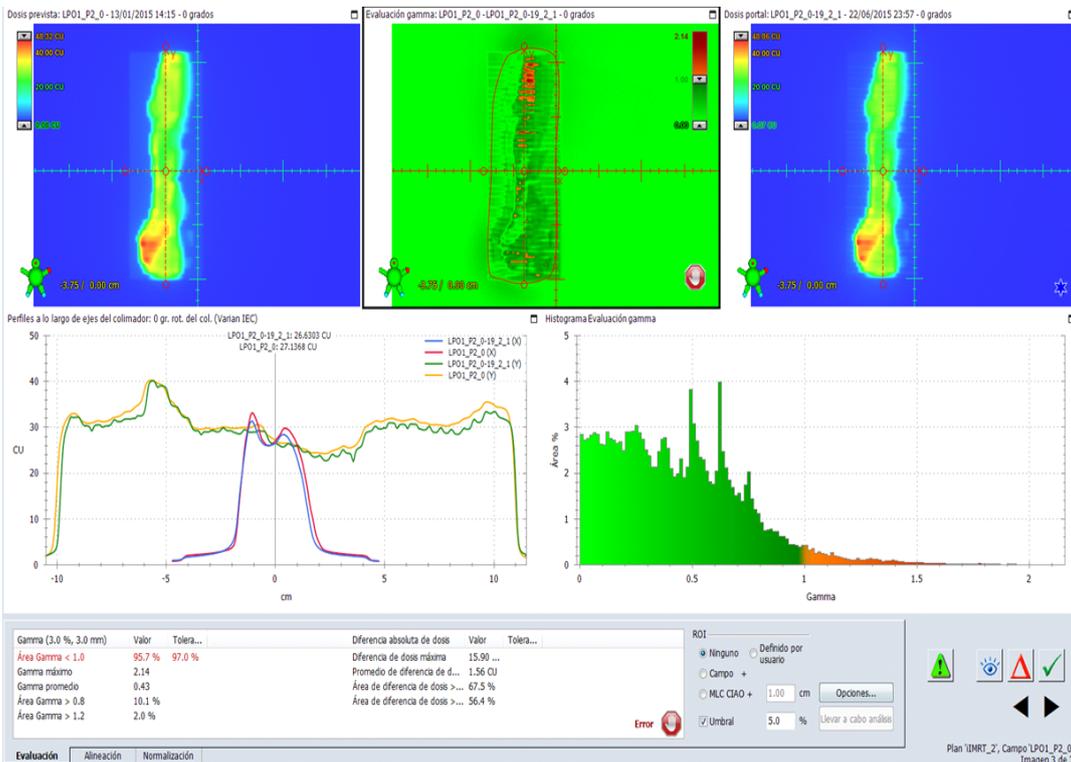
Con umbral de 15%



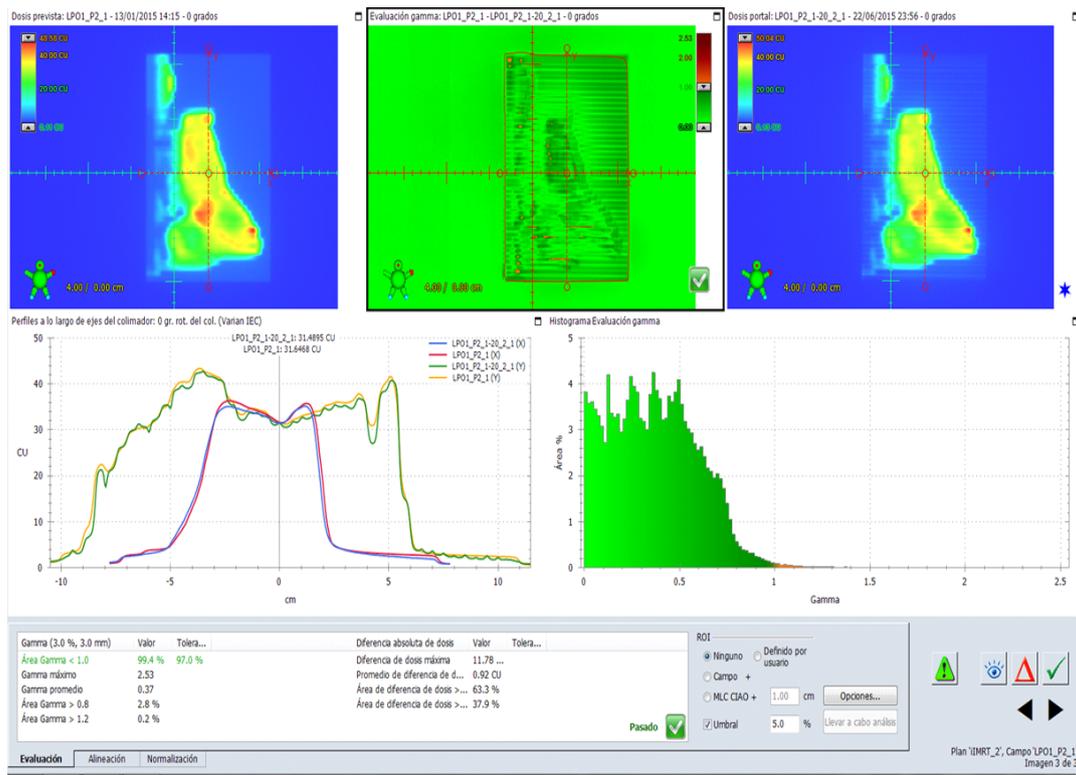
LPO_P2



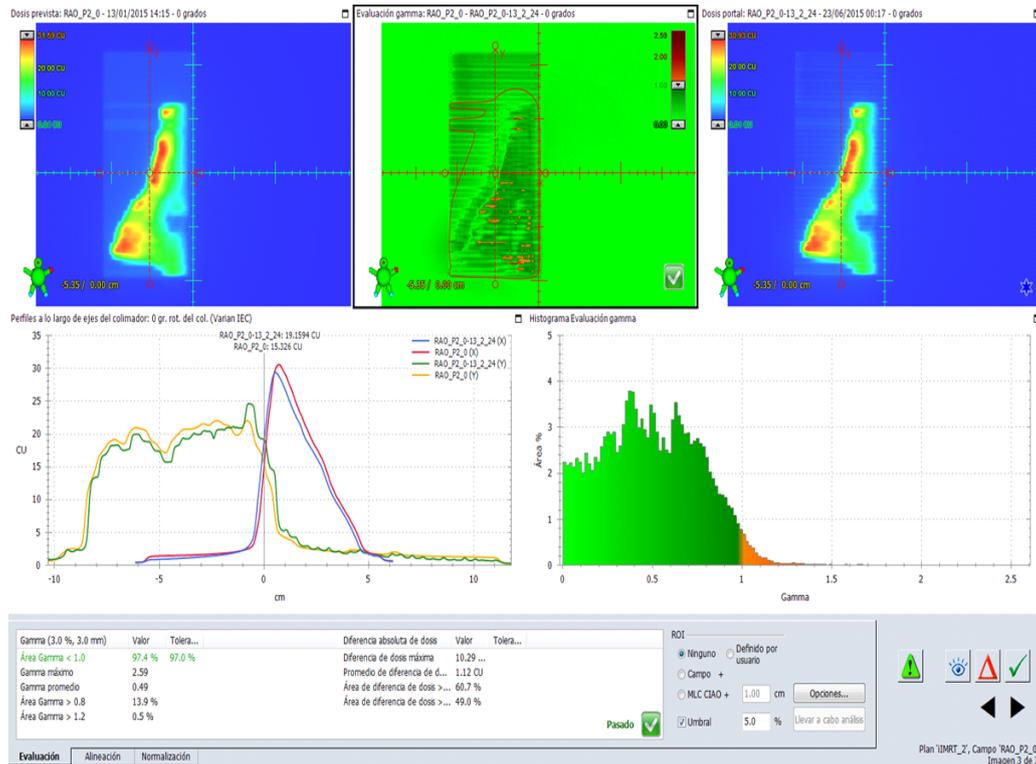
LPO1_P2_0



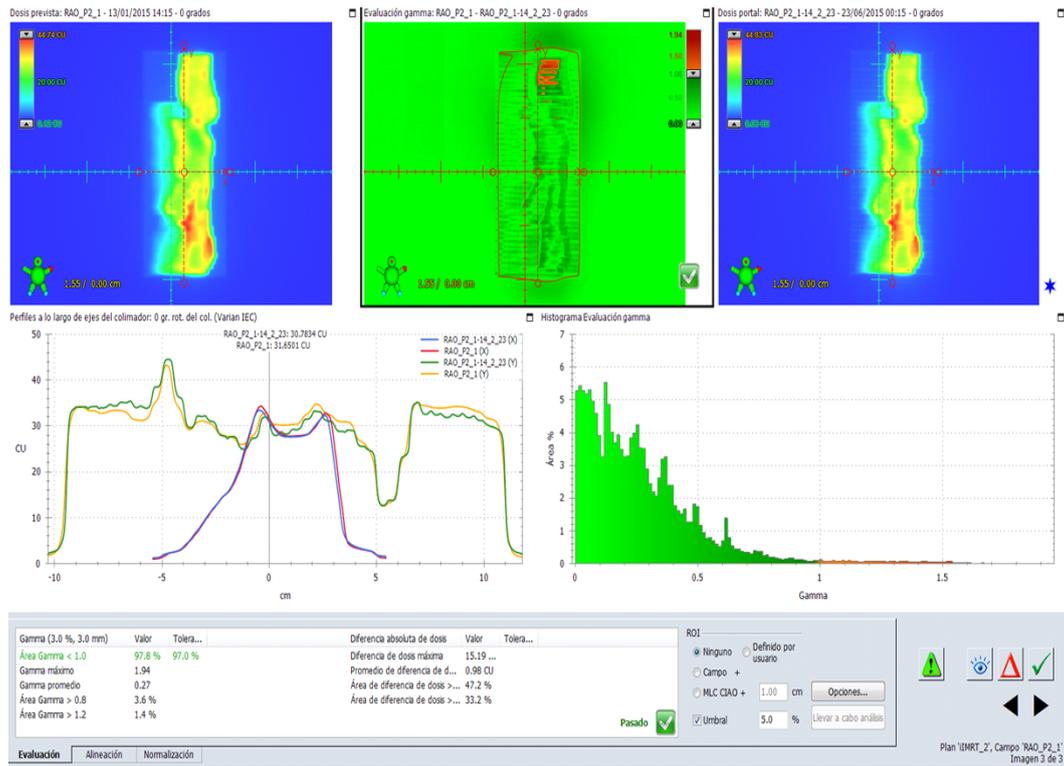
LPO1_P2_1



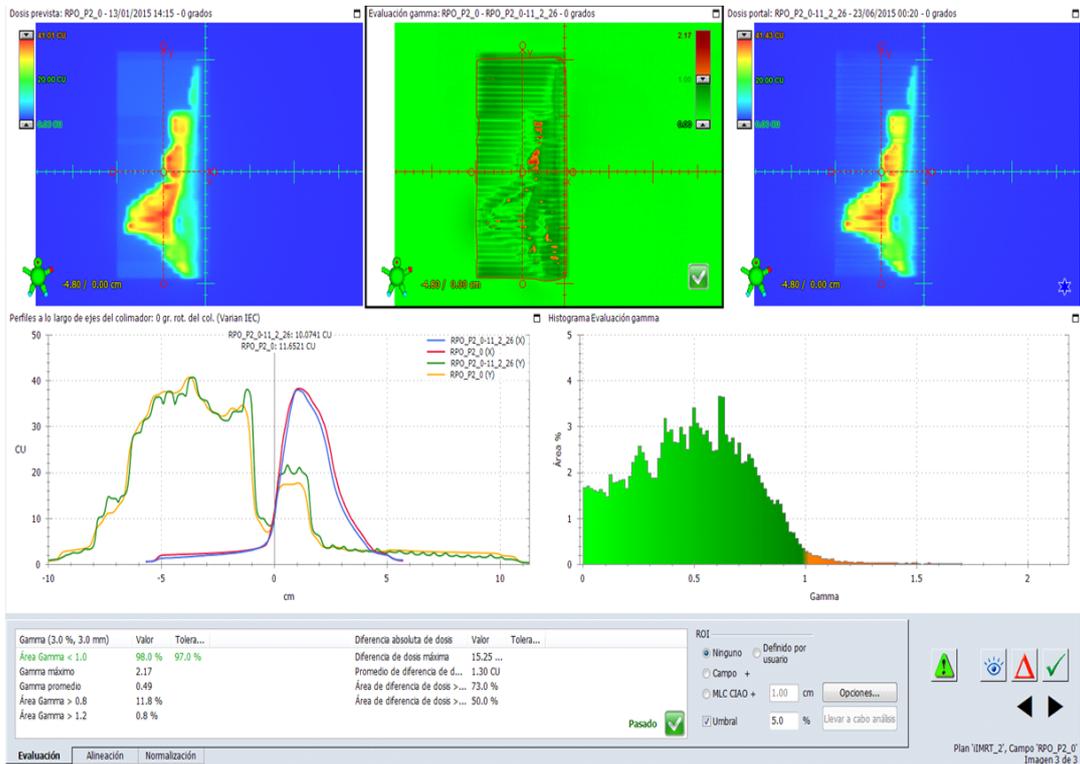
RAO_P2_0



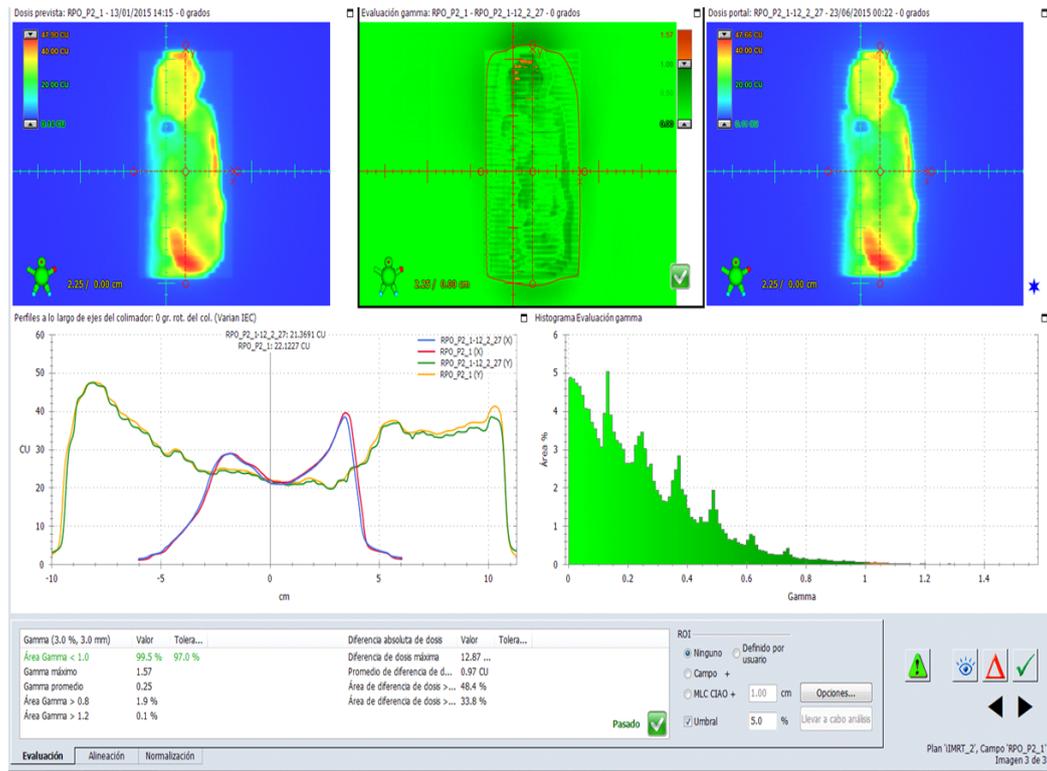
RAO_P2_1



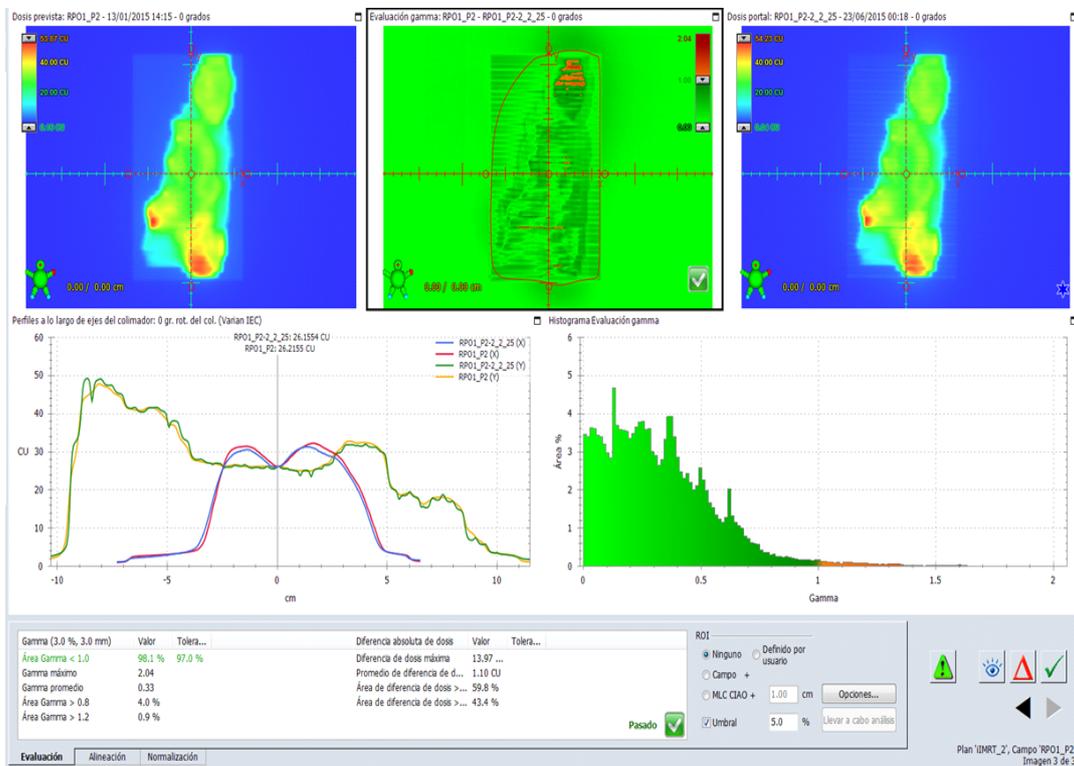
RPO_P2_0



RPO_P2_1

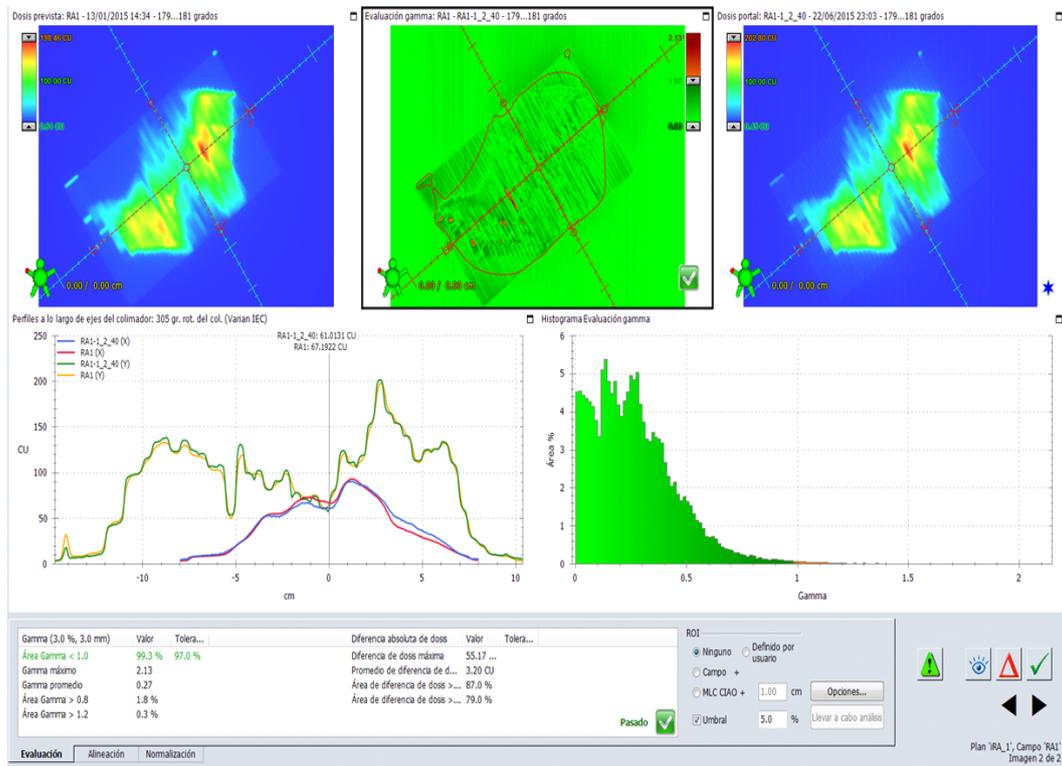


RPO1_P2

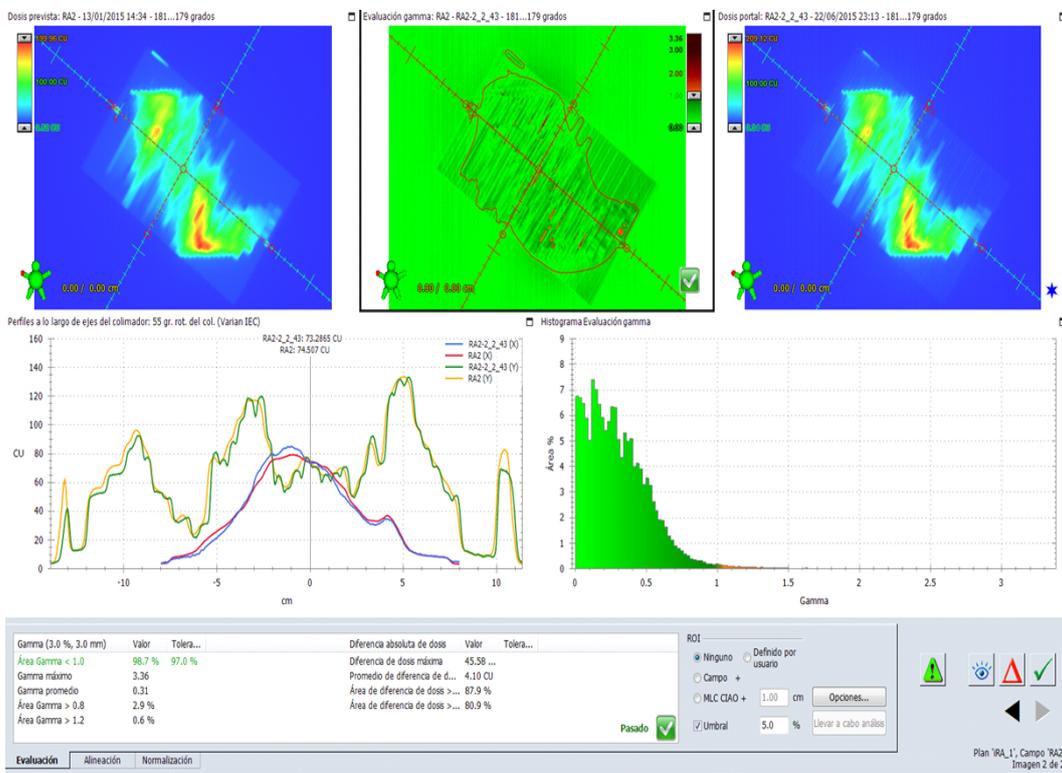


Arcos plan iRA_1

RA1

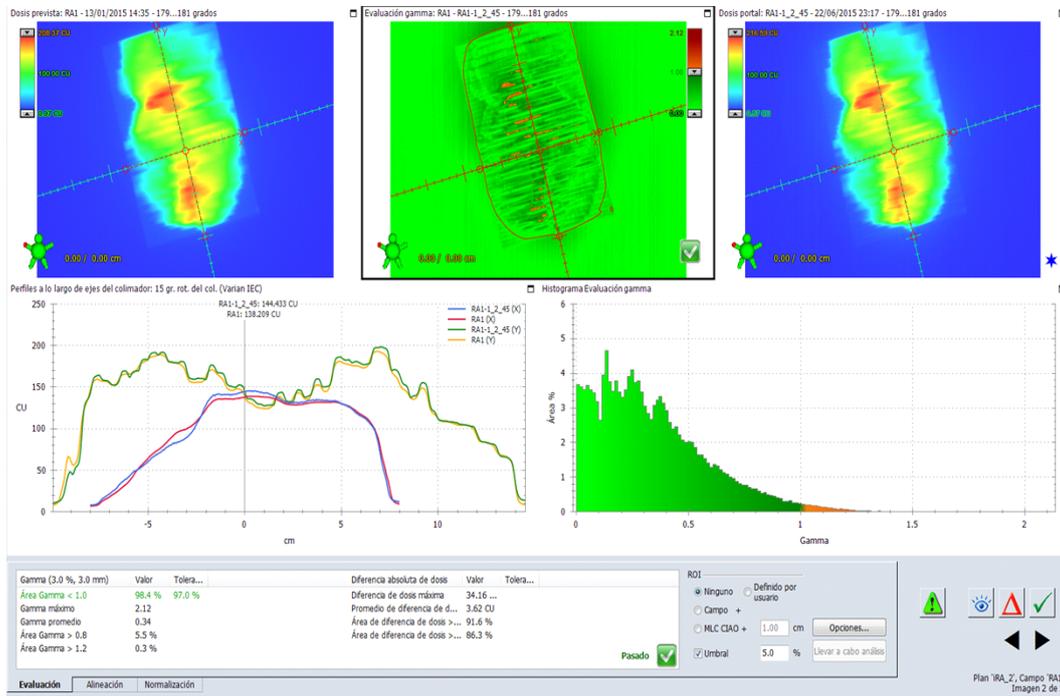


RA2

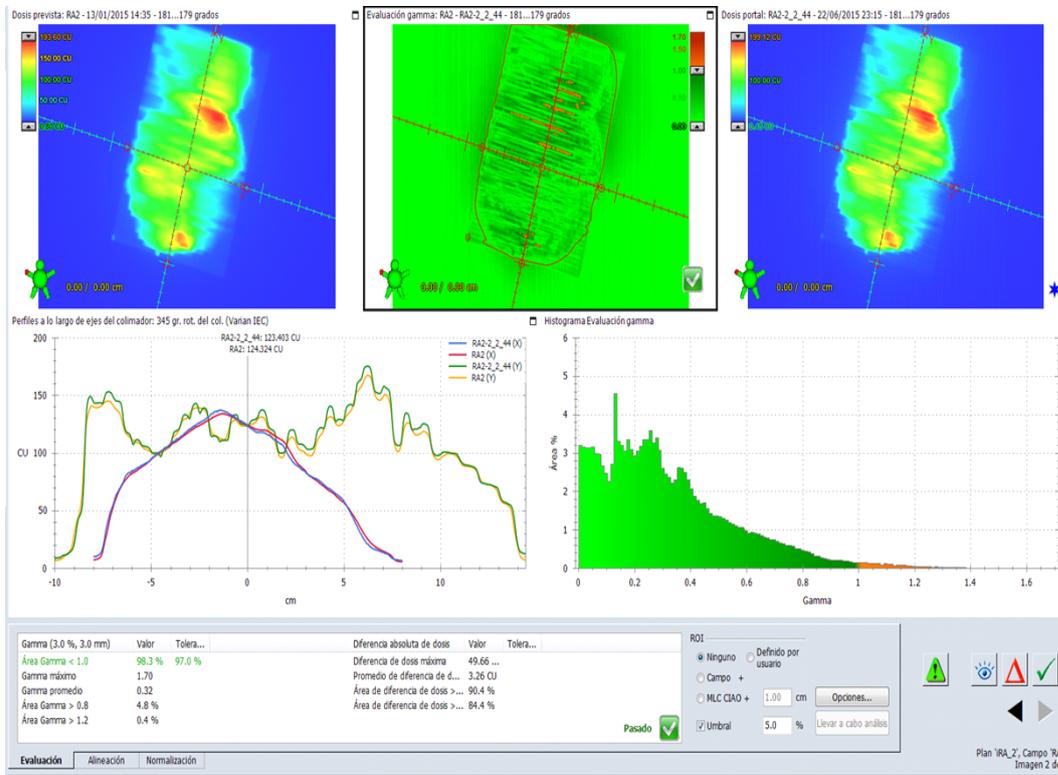


Arcos plan iRA_2

RA1



RA2



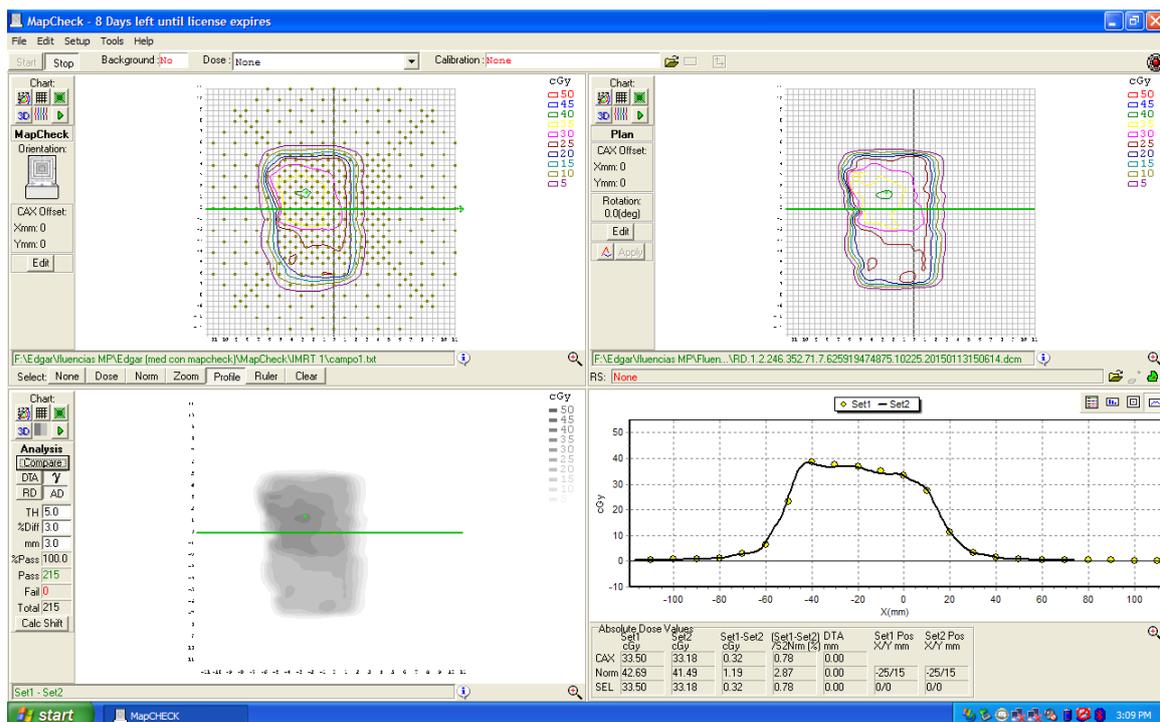
Anexo X Comparación Portal Dosimetry versus MapCheck

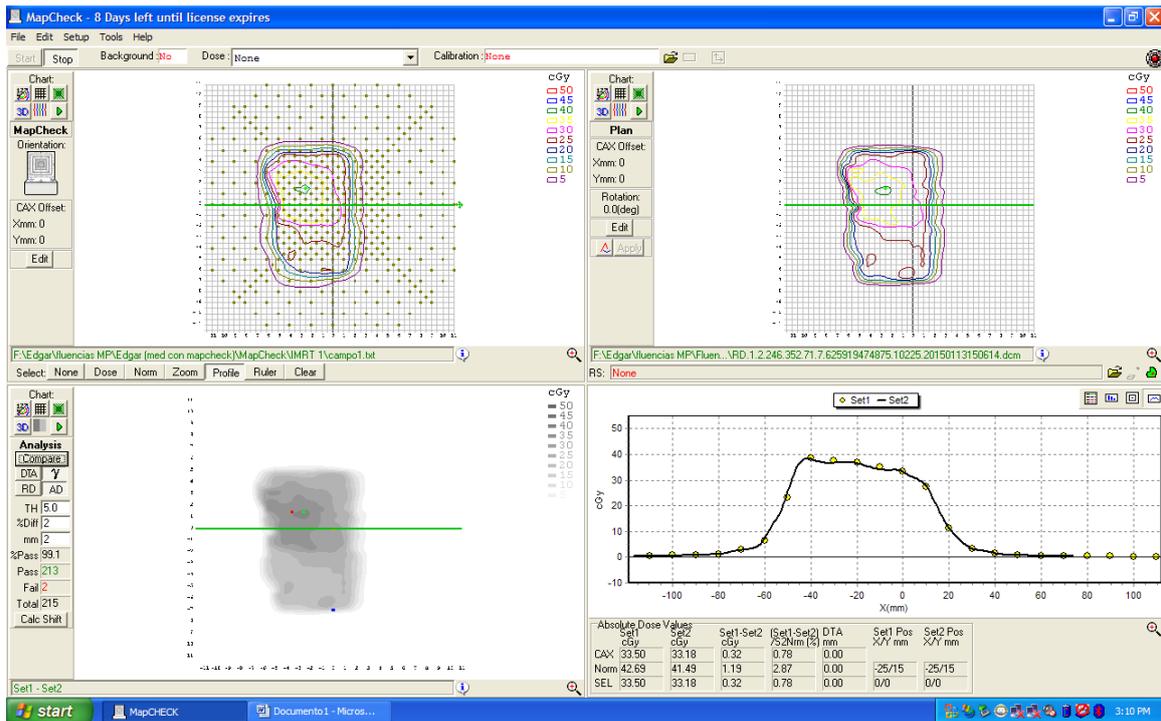
Se muestra los perfiles, análisis Gamma de los campos de prueba propuestos por Varian analizados con los diferentes programas. Se observa que los puntos que no pasan la evaluación Gamma, los cuales están en concordancia entre ambos programas. Prestar atención al punto elegido de normalización.

Plan IMRT_1 sin Normalizar (sólo se muestran los campos analizado con MapCheck ya que los campos analizados por el PD se encuentran en el anexo X):

IMRT 1

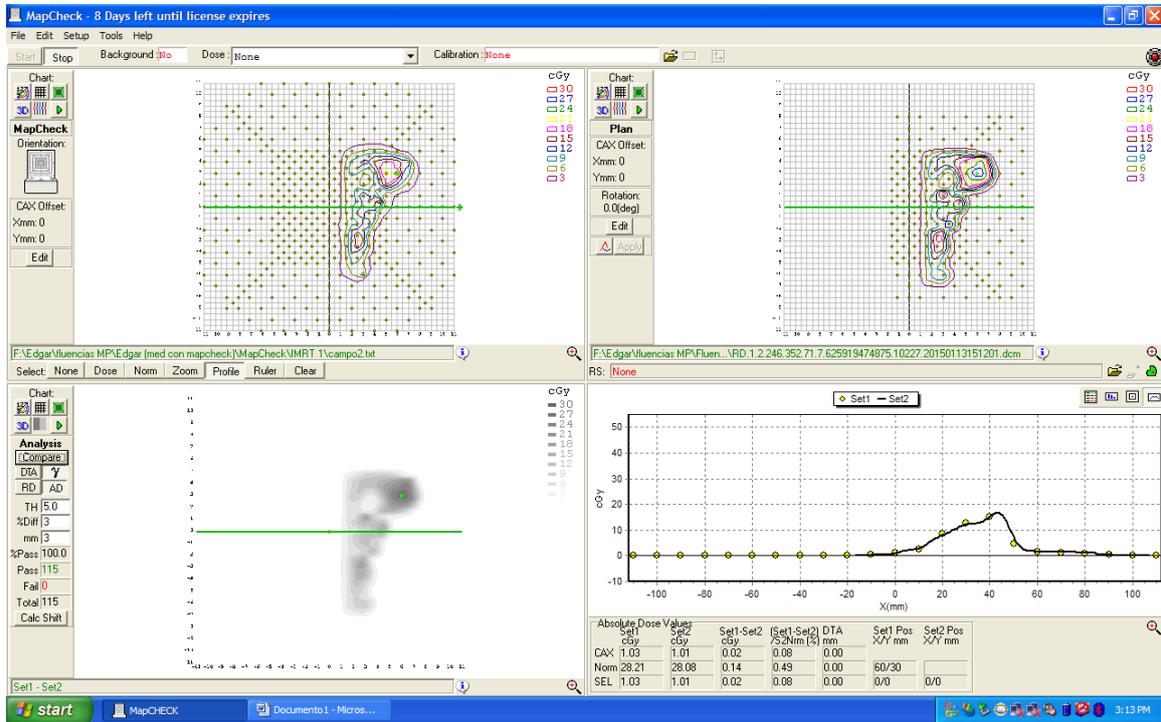
RPO_P1_0

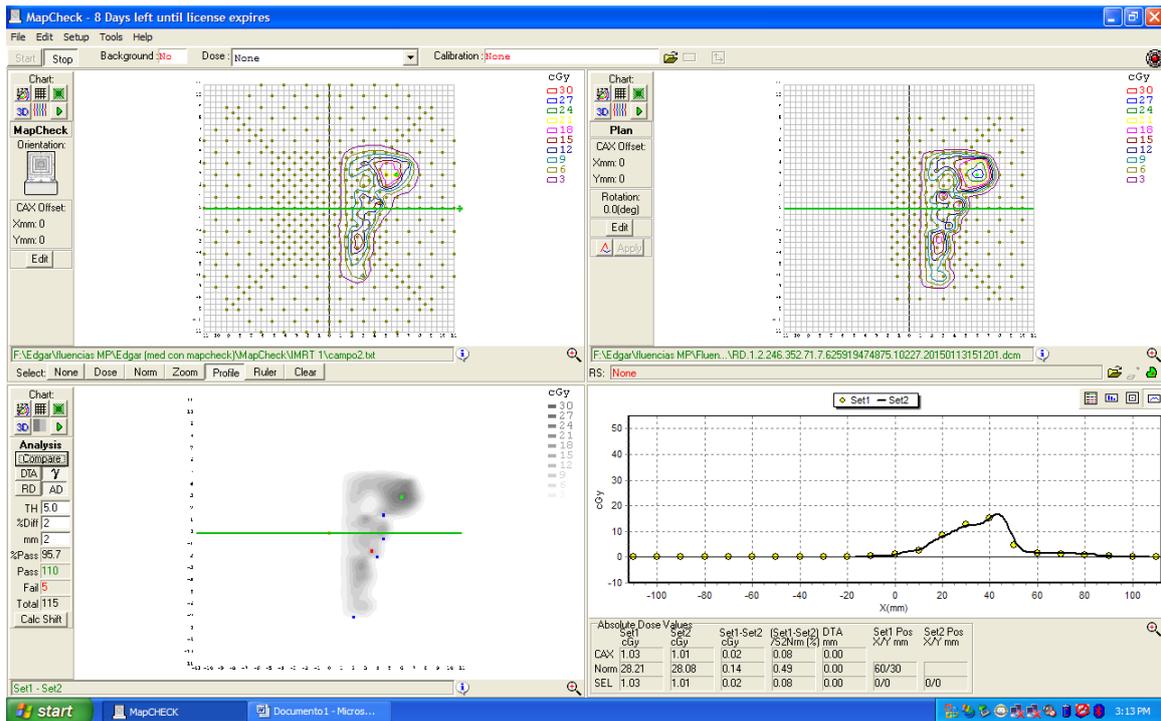




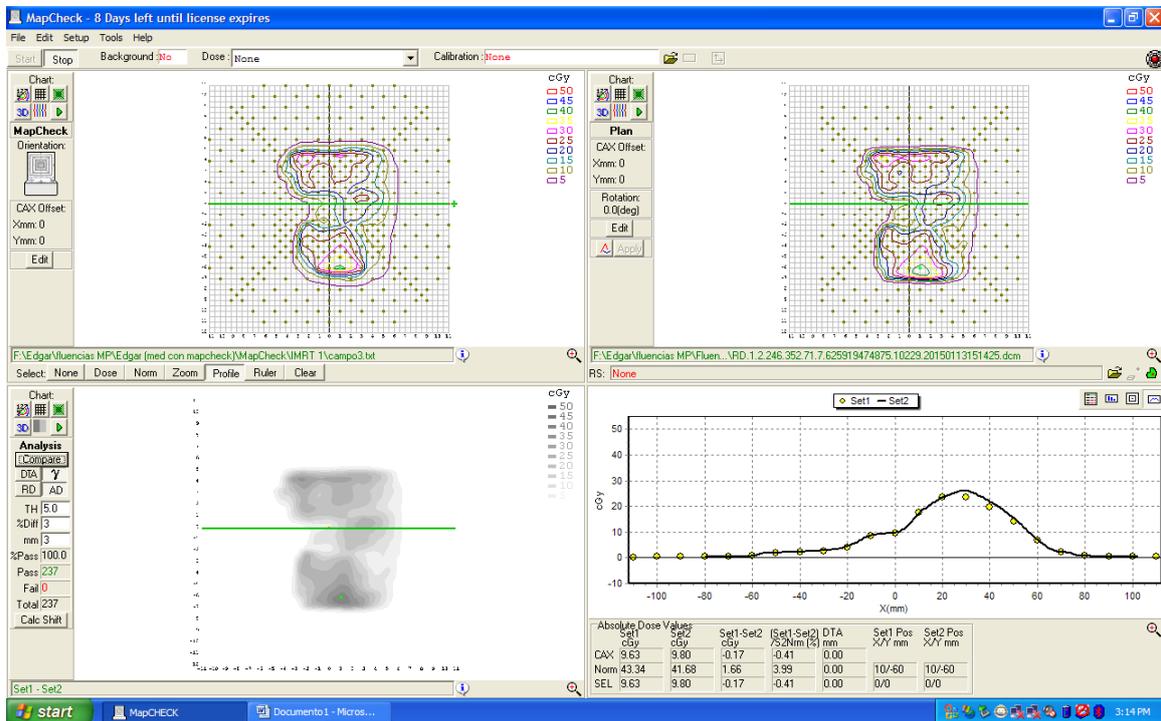
2mm2%

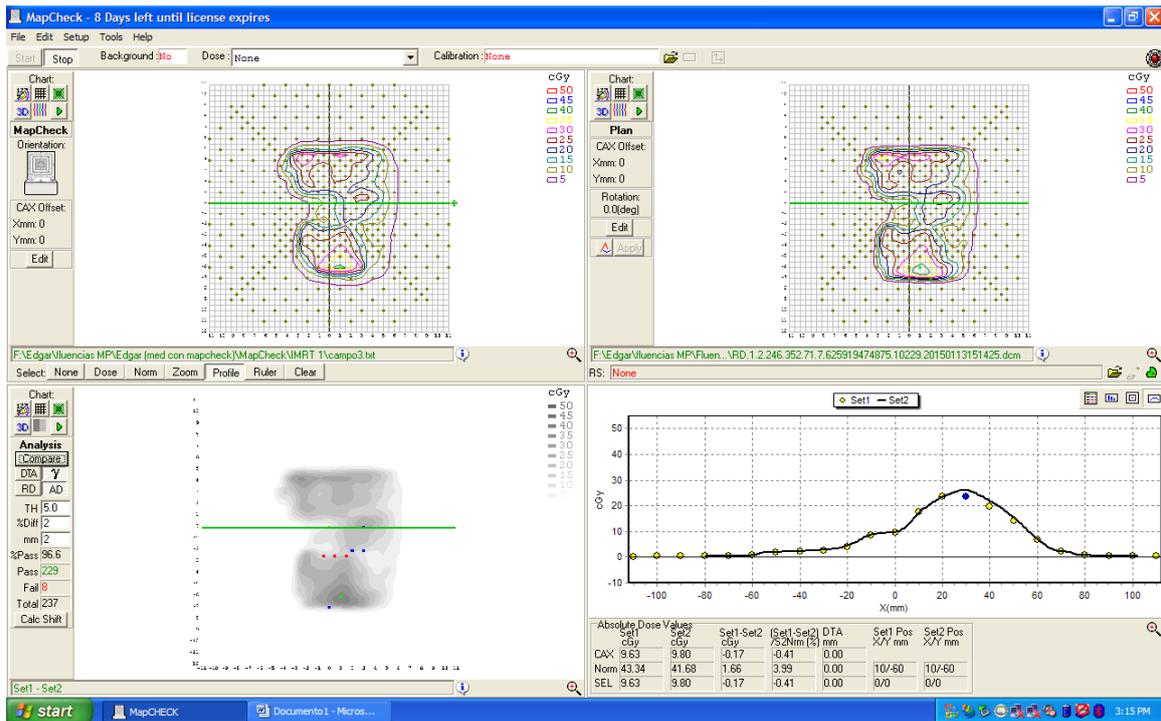
RPO_P1_1



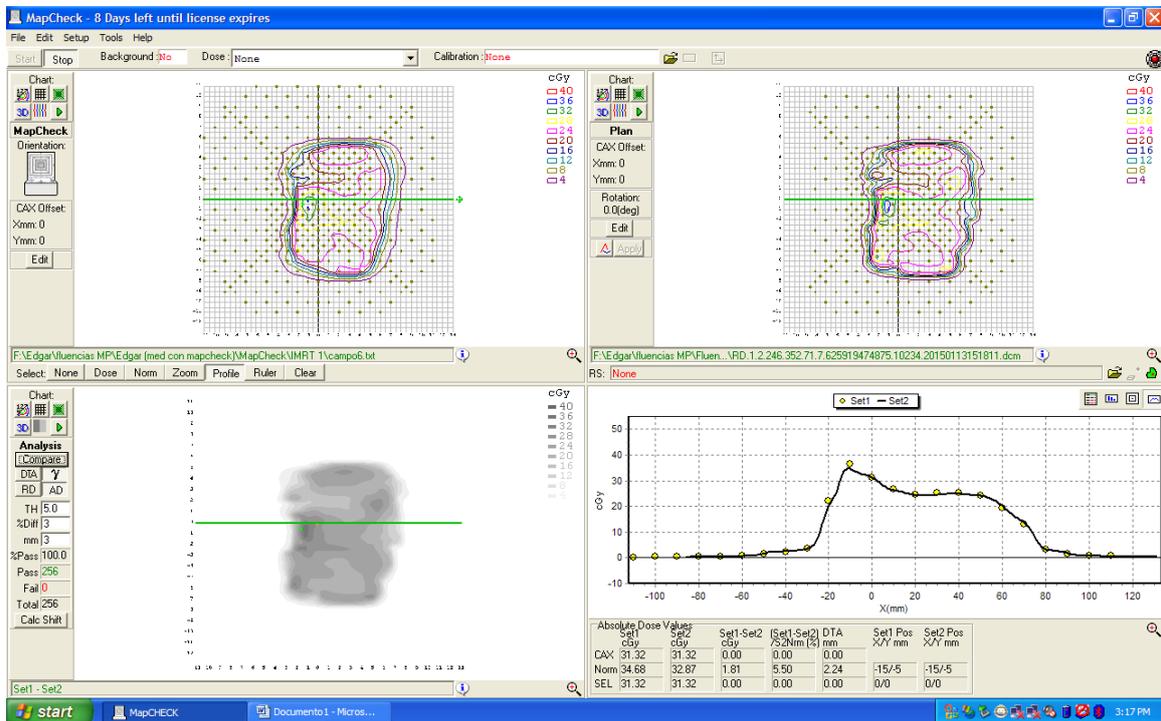


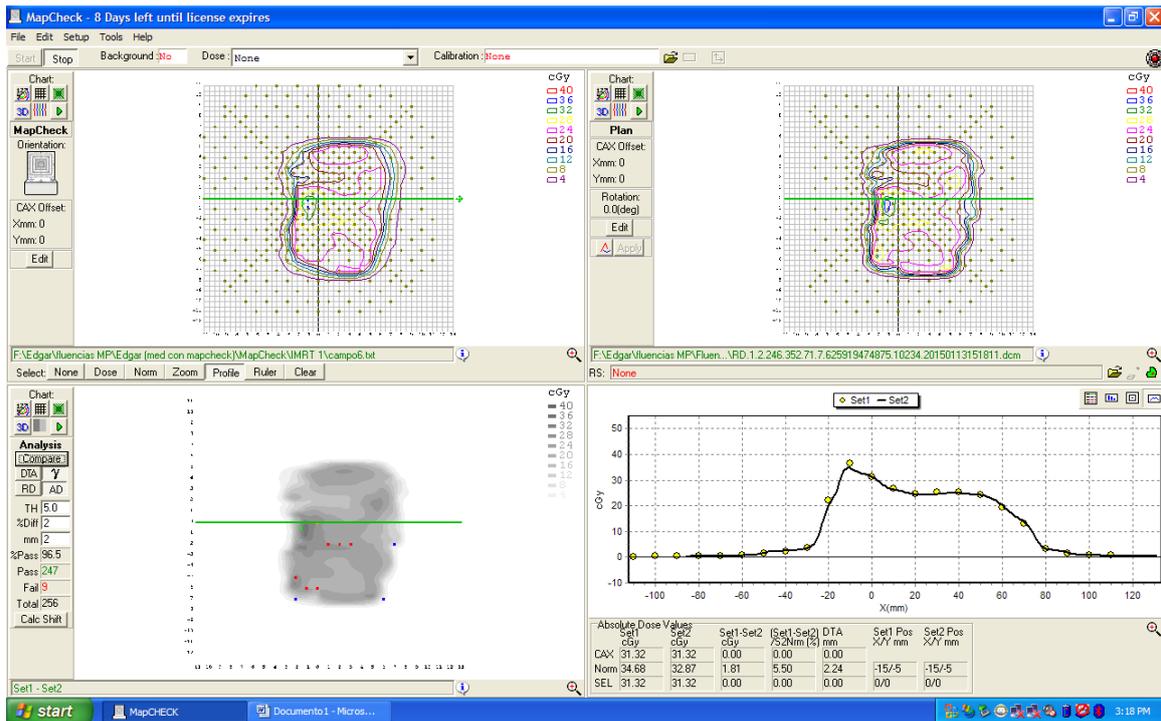
RAO_P1_0



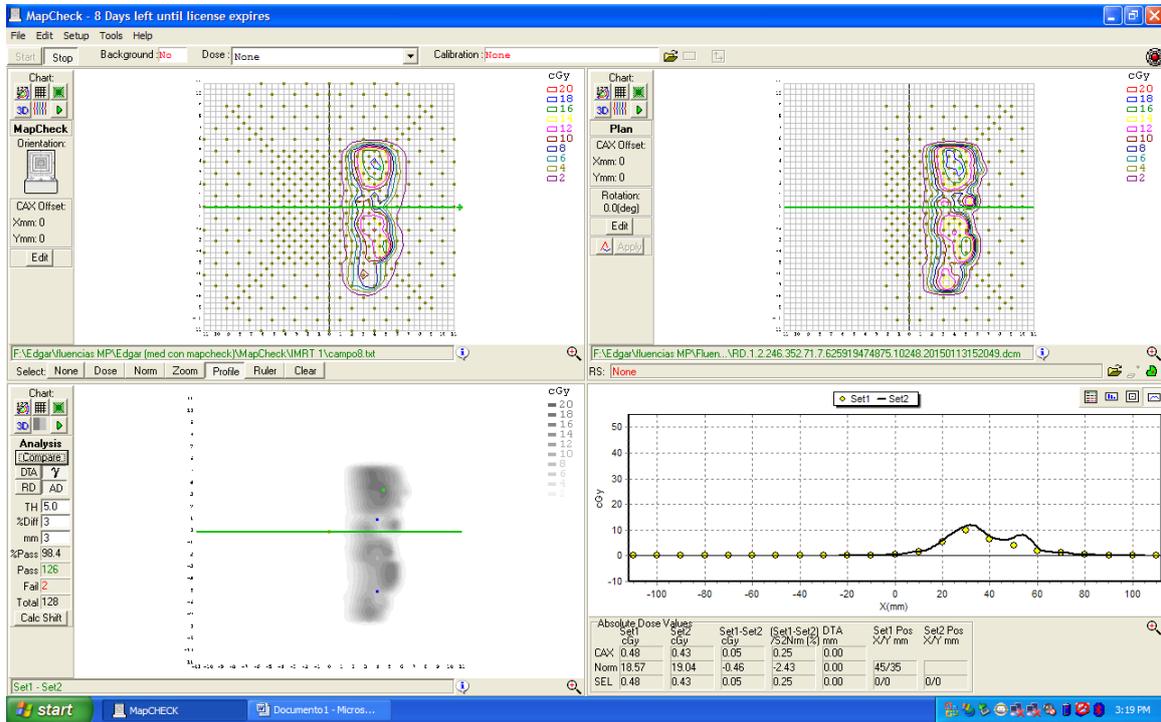


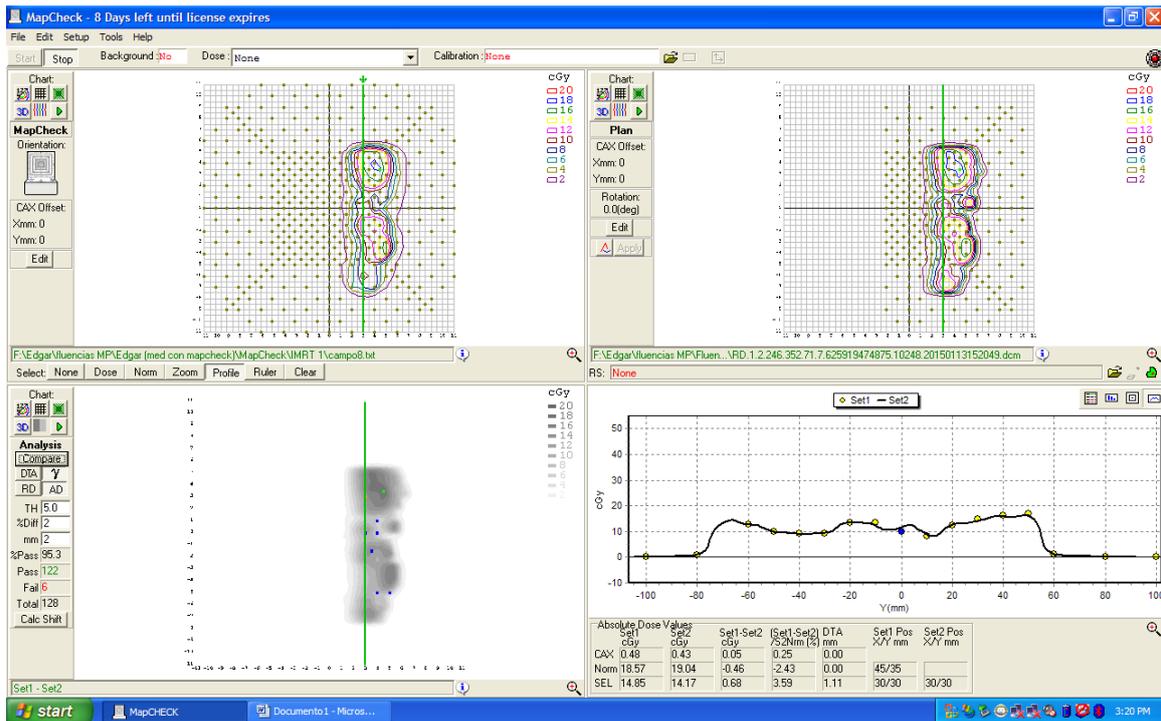
AP_P1_1



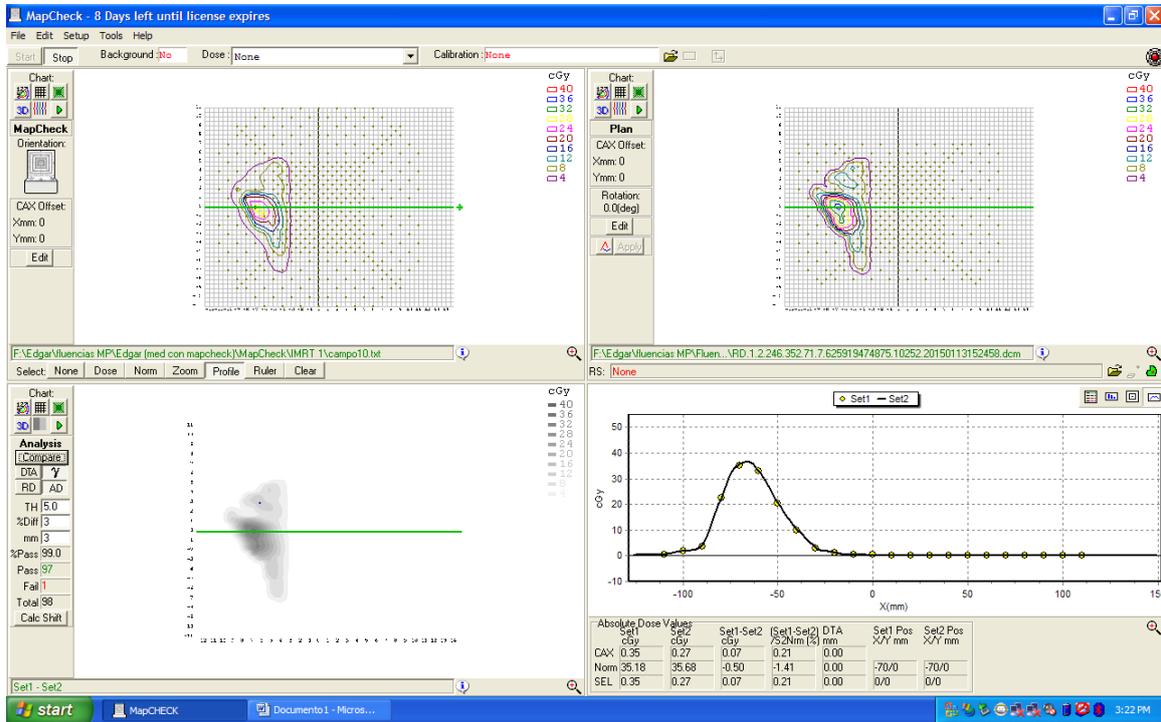


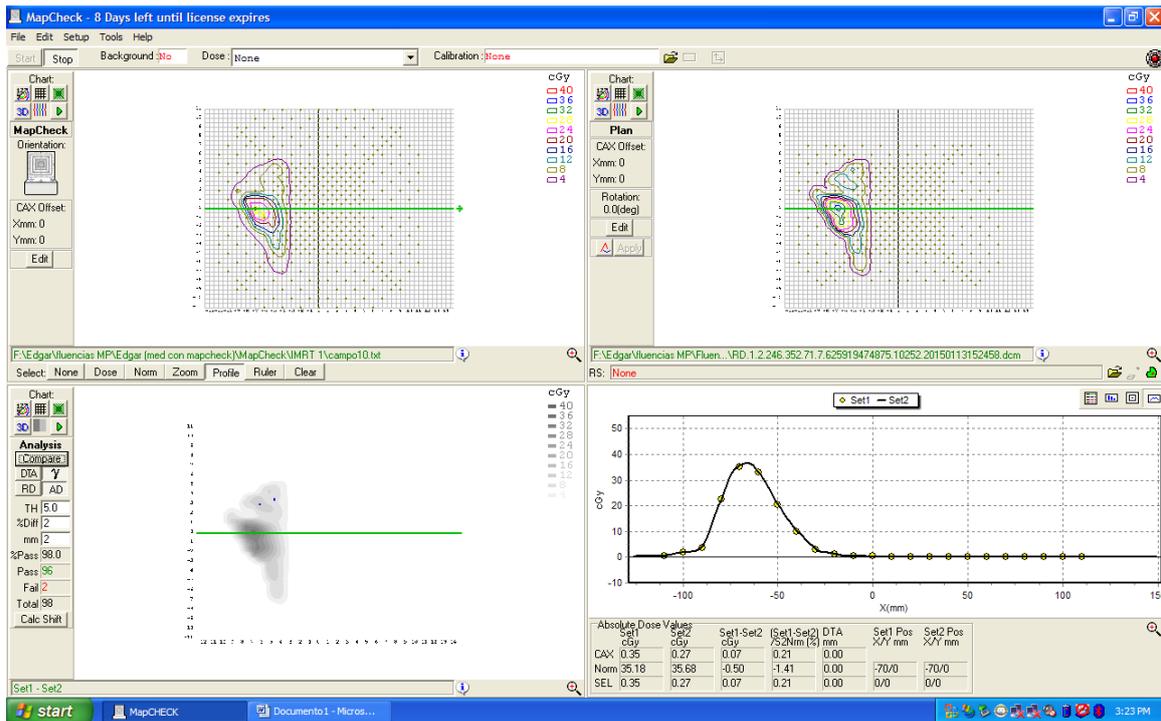
LAO_P1_1



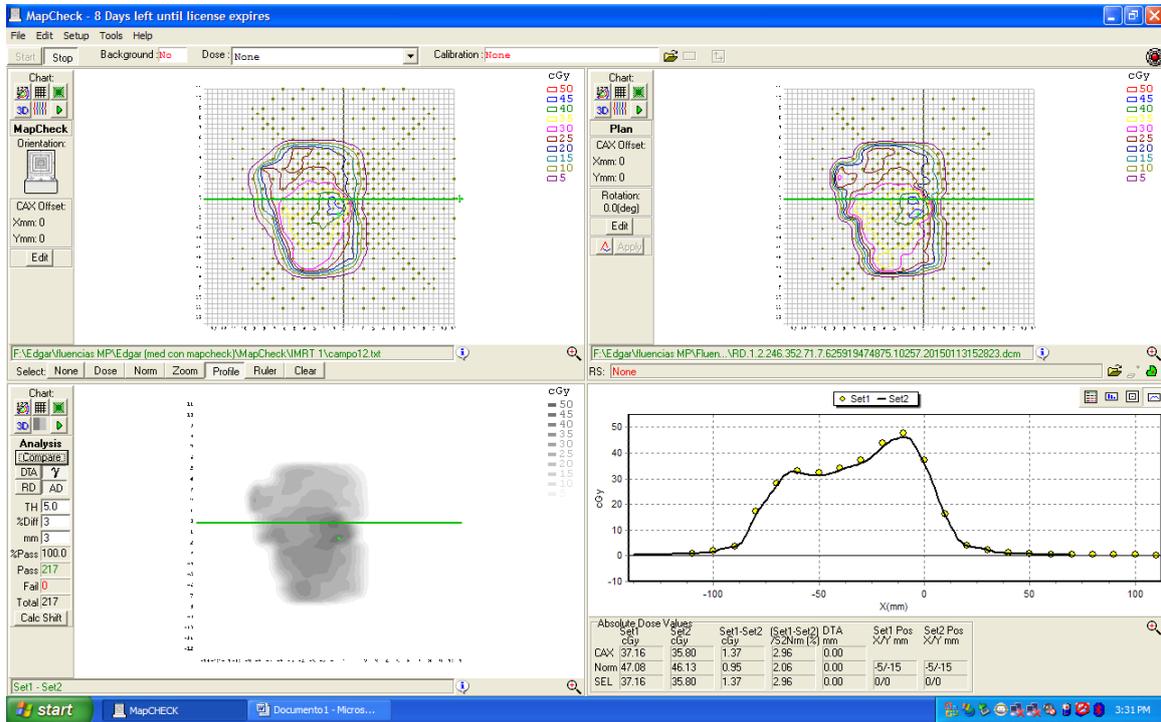


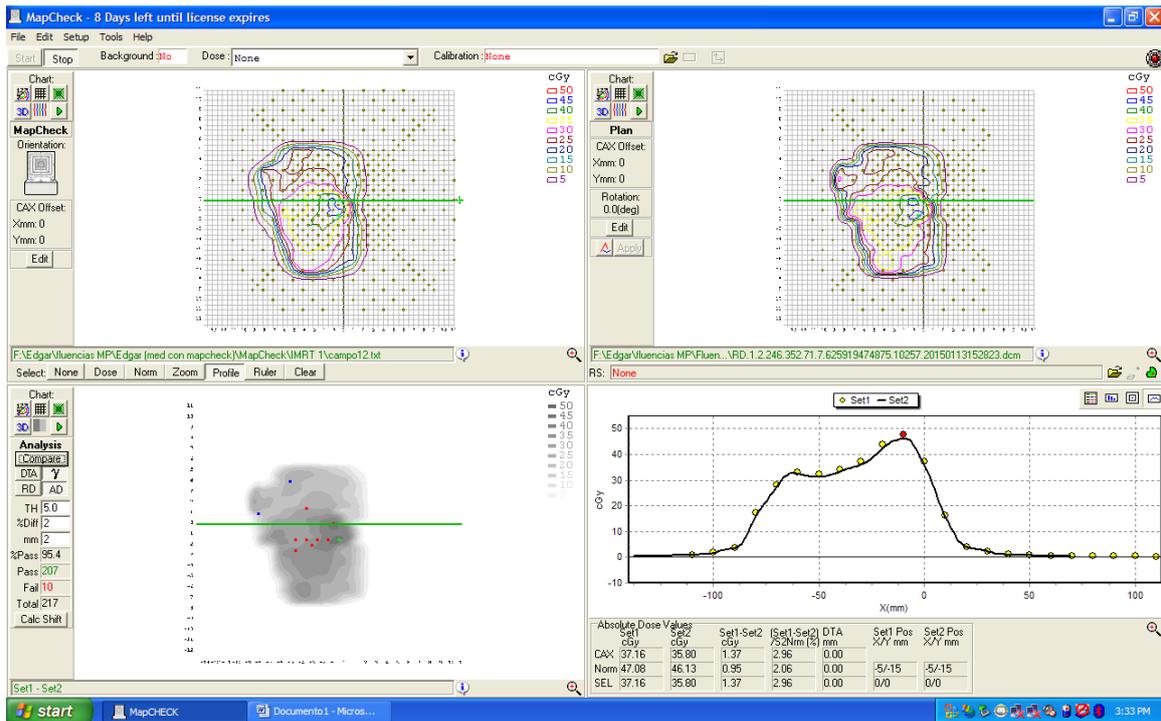
LPO_P1_0



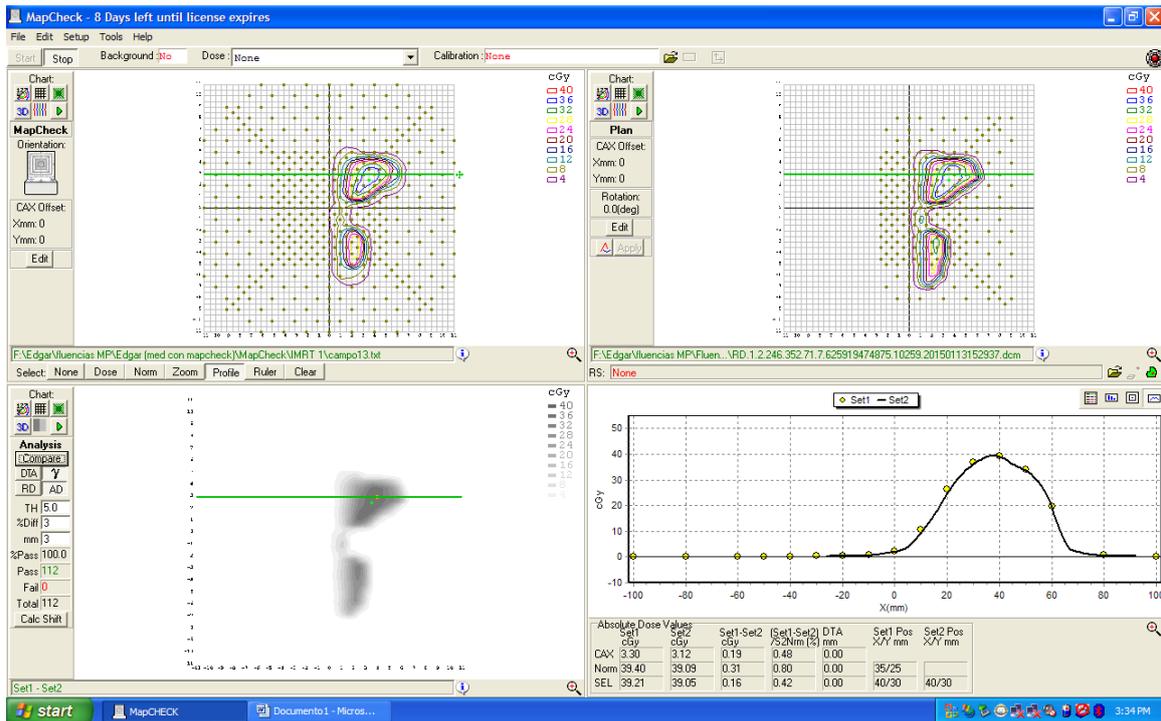


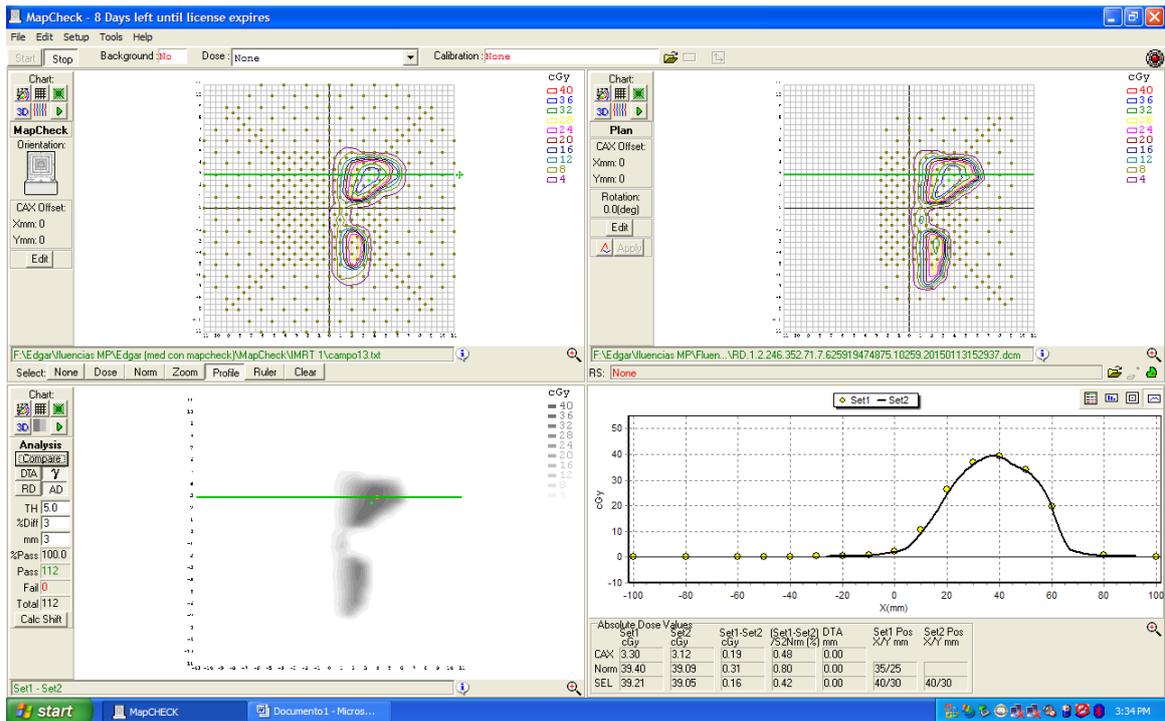
LPO1_P1_0



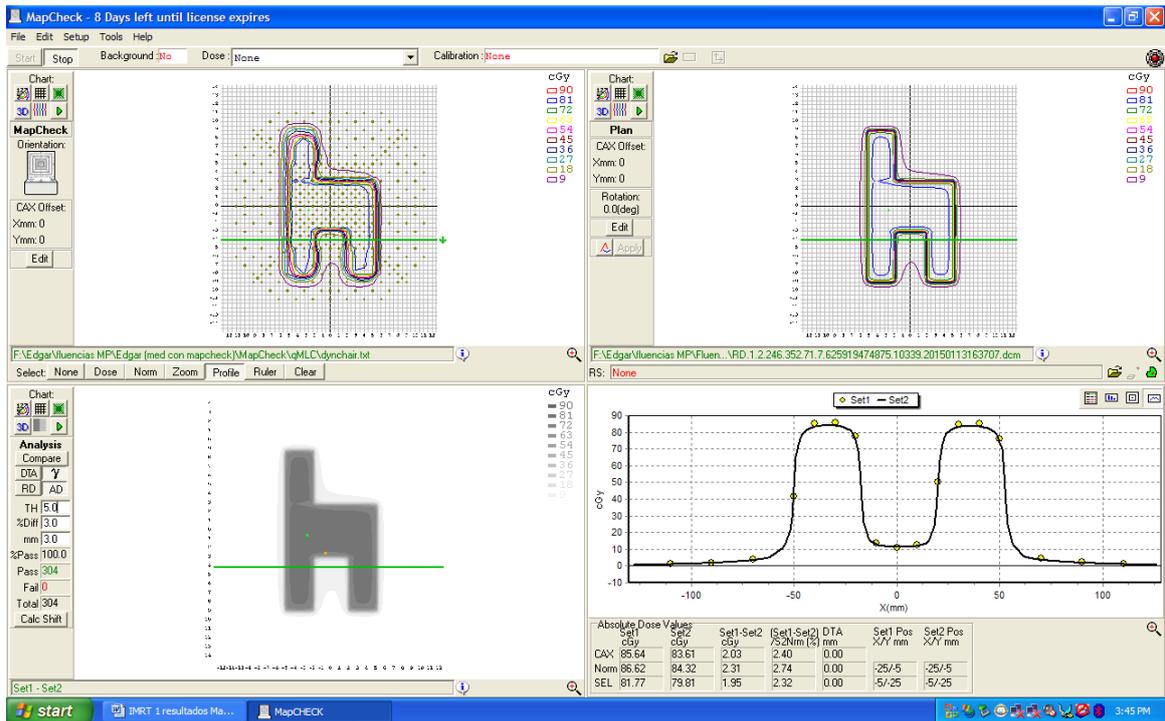


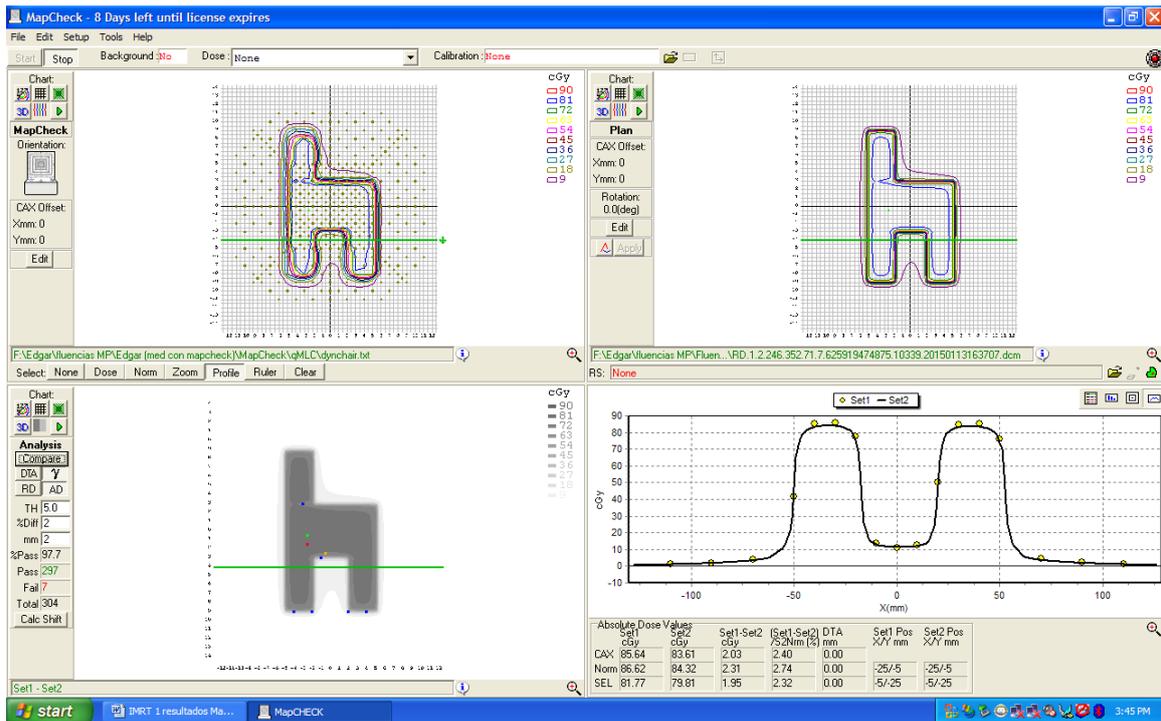
LPO1_P1_1



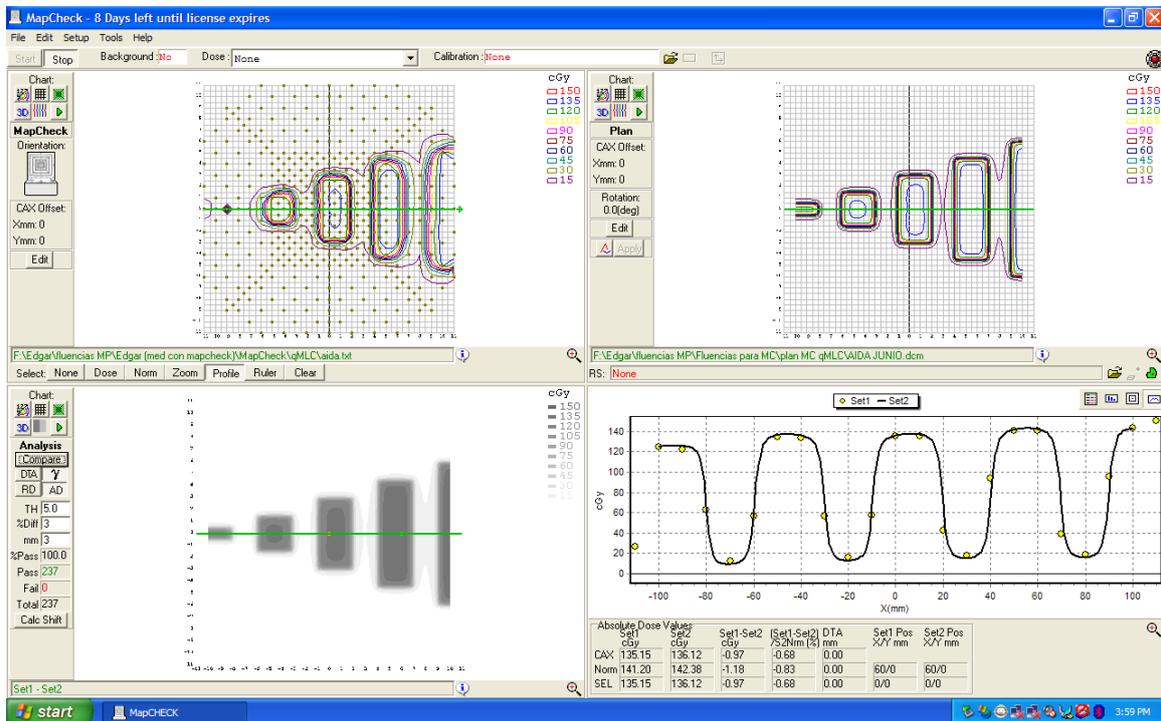


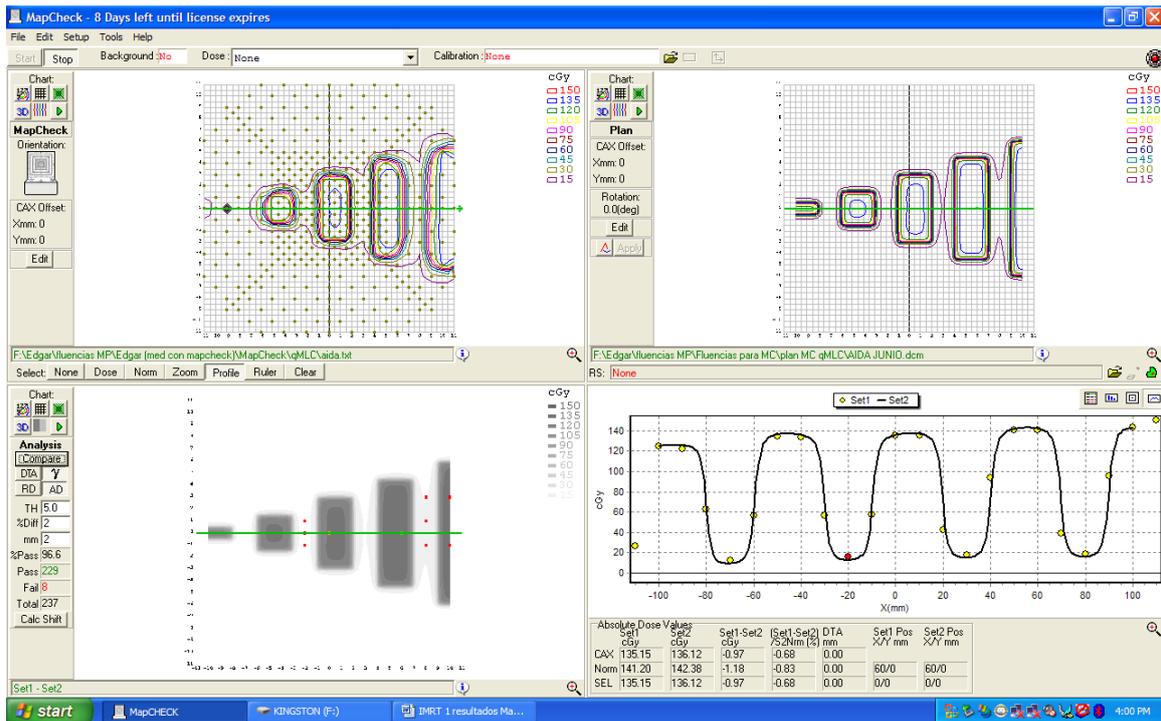
DynChair





AIDA

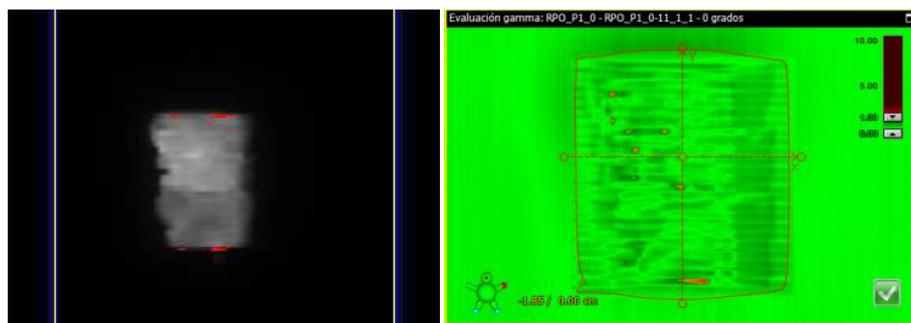




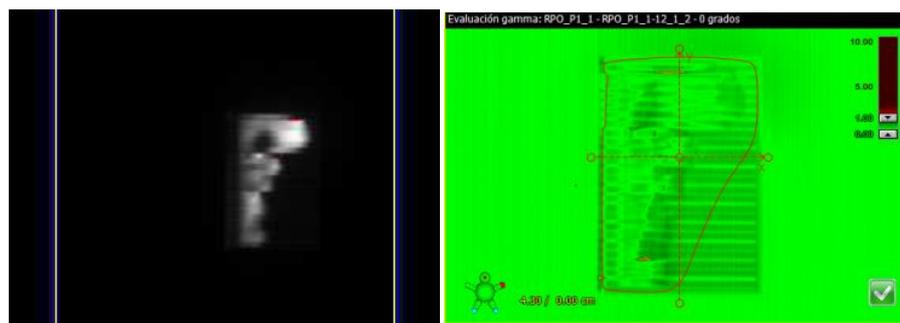
Anexo XI Comparación Portal Dosimetry versus PV IMRTQA

En este anexo se muestran los campos analizados entre dichos programas. Los mismos están normalizados en el CAX con $\Delta D= 3\%$, $DTA= 3\text{mm}$ y umbral = 5%. Además la segunda normalización se dejó por default en el programa PV IMRTQA

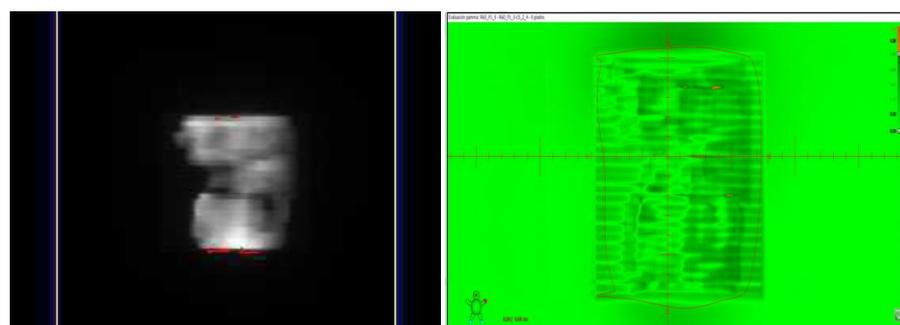
RPO_P1_0



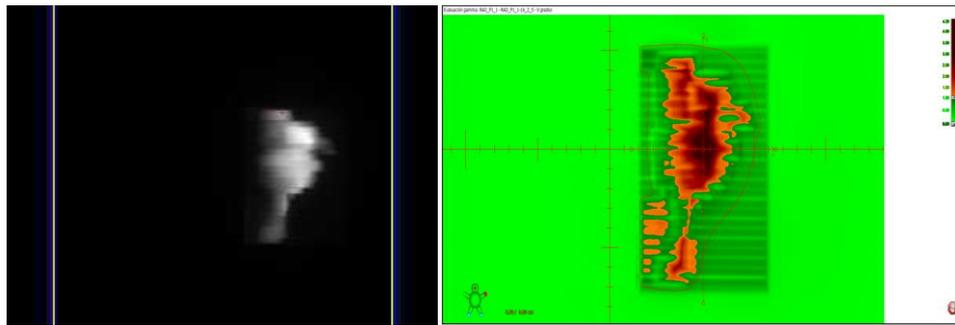
RPO_P1_1



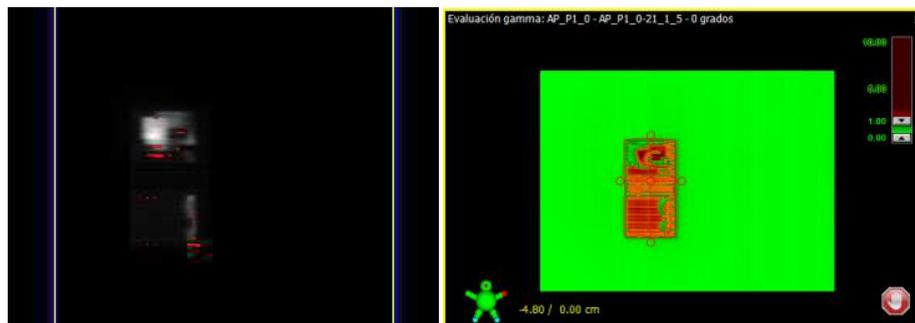
RAO_P1_0



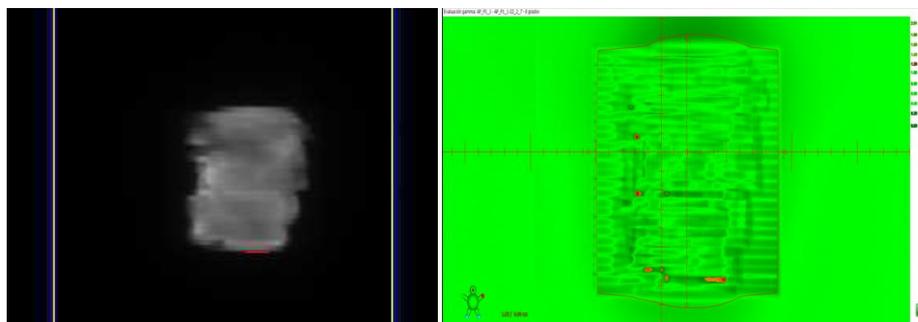
RAO_P1_1



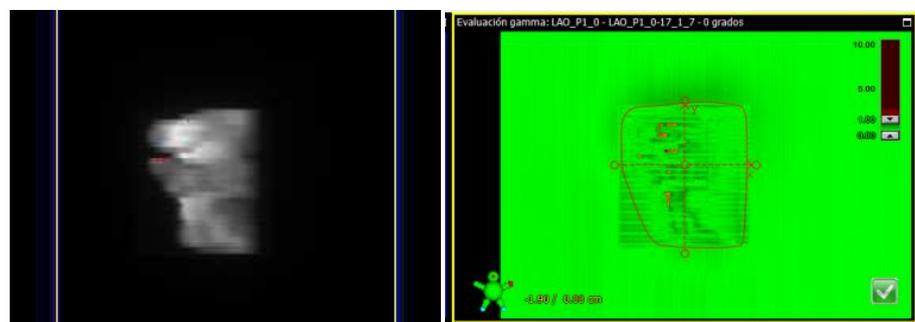
AP_P1_0



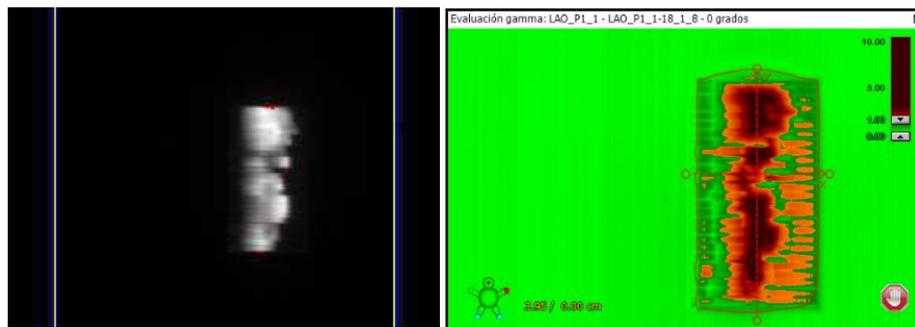
AP_P1_1



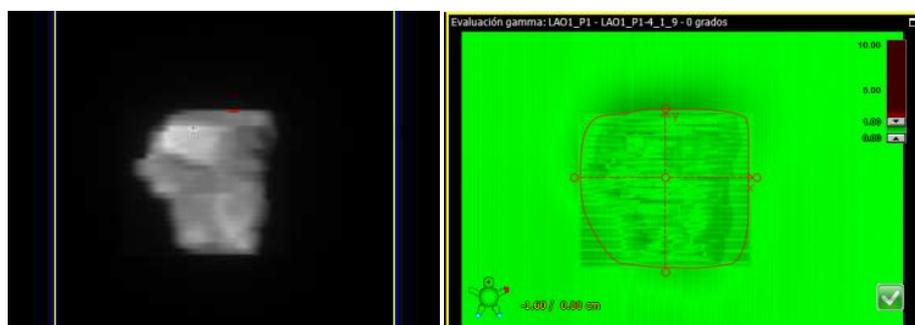
LAO_P1_0



LAO_P1_1



LAO1_P1



LP01_P1_0

