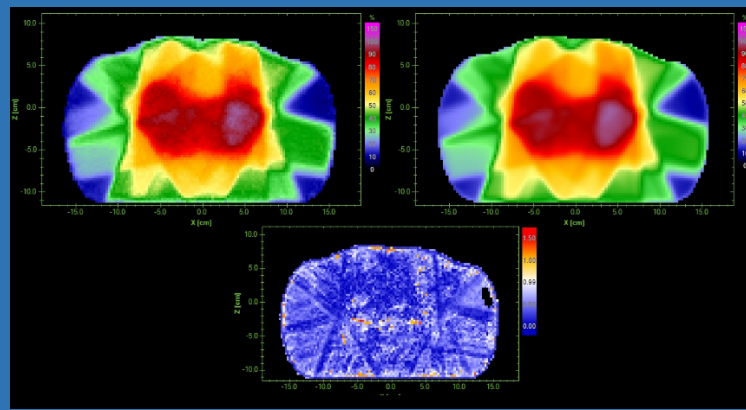


**IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DOLPHIN  
PARA HACES DE 6MV COMO SISTEMA DE  
CONTROL PACIENTE ESPECÍFICO PARA IMRT S&S**



**CARRERA:**

**ESPECIALIZACIÓN EN FÍSICA DE LA RADIOTERAPIA**

Alumno: Manuel Enrique Molina

Director: Lic. Ariel M. Moreno

Diciembre 2021



## **AGRADECIMIENTOS**

*Al Ministerio de Salud y Programa Hospital San Luis, por haberme confiado la gestión del proyecto de un Servicio de Radioterapia.*

*Al personal del Servicio de Radioterapia le agradezco el trabajo en equipo. A Nicolás Chávez que su paso por el servicio trajo excelentes discusiones y análisis muy productivos. A Sofía Sabadías por todo su gran aporte, actitud y excelente compañera para afrontar todas las actividades a diario. A Carlos Puente por su sostenido soporte y de alta calidad.*

*A otros colegas en los que me apoyo y guían sobre este hermoso camino que es la física médica: Sebastián Bianchini, Ezequiel Gómez y en especial a Ariel Moreno, director de este trabajo. También a Diana Feld, por la formación, entusiasmo, compromiso y responsabilidad que me transmitió desde que la conocí y permitir este reconocimiento para mí y mis colegas.*

*A mi familia que realmente es lo mejor que me ha dado la vida, mis padres incondicionales y mis dos hermanos y hermana. A Natalí, mi esposa, su amor de cada día, la paciencia de haber soportado días de ausencias y el esfuerzo que eso genera. Todo sería distinto sin ella.*

*Manuel E. Molina*



## INDICE

<b>RESUMEN .....</b>	<b>1</b>
<b>CAPITULO 1 .....</b>	<b>1</b>
<b>1.1. INTRODUCCION .....</b>	<b>1</b>
<b>1.2. ANTECEDENTES .....</b>	<b>1</b>
<b>1.3. OBJETIVOS .....</b>	<b>2</b>
1.3.1. OBJETIVO GENERAL .....	2
1.3.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS .....	2
<b>1.4. MARCO TEORICO .....</b>	<b>2</b>
1.4.1. Historia de la IMRT .....	3
1.4.2. Planificación Inversa .....	7
1.4.3. Algoritmos de Cálculos .....	8
1.4.4. Evaluación del Plan de Tratamiento .....	11
<b>CAPITULO 2 .....</b>	<b>14</b>
<b>2.1. MATERIALES .....</b>	<b>14</b>
2.1.1. Acelerador Lineal de Electrones (ALE):.....	14
2.1.2. TPS + CT .....	14
2.1.3. Films & Scanner & Software de Dosimetría .....	14
2.1.4. Detector: Dolphin™ .....	15
2.1.5. COMPASS™: Software de IBA Dosimetry solución de verificación de planes 2 en 1.....	15
2.1.6. Aplicación myQA™ Software .....	18
2.1.7. Fantoma Cuba Dosimétrica de Agua 3D con electrómetro dual incorporado .....	20
2.1.8. Conjunto Dosimétrico para Dosimetría de Referencia.....	20
2.1.9. Detectores de Radiación para mediciones Relativas.....	20
2.1.10. Detectores de Radiación para control de estabilidad del haz .....	21
2.1.11. Agua Sólida SP34 .....	21
2.1.12. Fantoma CIRS (temporal) .....	22
<b>2.2. METODOS .....</b>	<b>22</b>
2.2.1. Creación del Modelo de Cálculo de Dosis: COMPASS .....	22
2.2.2. Calibración del Detector Dolphin .....	26
2.2.3. Aplicar TECDOC 1583 a COMPASS.....	27
2.2.4. Aplicar TG119 al cómputo y a la Reconstrucción de Dosis.....	28
2.2.5. Realizar un Control Paciente Específico para IMRT S&S .....	30
<b>CAPITULO 3 .....</b>	<b>31</b>
<b>3.1. RESULTADOS .....</b>	<b>31</b>
3.1.1. Resultado de las Mediciones para Modelado COMPASS, adjuntado en Anexo B – Mediciones en Cuba 3D. ....	31
3.1.2. Resultados del Modelo Creado .....	35
3.1.3. Calibración del Detector Dolphin .....	37
3.1.4. TECDOC 1583 en COMPASS.....	39
3.1.5. Mediciones del Reporte TG119 .....	40
3.1.6. Control QA Paciente Específico .....	43

<b>3.2. ANALISIS DE LOS RESULTADOS</b>	<b>47</b>
3.2.1. Curvas Finales para construir el modelo COMPASS .....	47
3.2.2. TECDOC 1583.....	53
3.2.3. TG 119 .....	55
3.2.4. QAPE.....	55
<b>CAPITULO 4</b> .....	<b>59</b>
<b>4.1. CONCLUSIONES</b> .....	<b>59</b>
<b>4.2. TRABAJOS FUTUROS</b> .....	<b>60</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS</b> .....	<b>61</b>
<b>Anexo A – Solicitud del Modelo COMPASS</b> .....	<b>64</b>
<b>Anexo B – Mediciones en Cuba 3D</b> .....	<b>67</b>
<b>Anexo C – TECDOC 1583</b> .....	<b>72</b>
<b>Anexo D – TG 119</b> .....	<b>79</b>
<b>Glosario</b> .....	<b>93</b>

## **RESUMEN**

La mayoría de los centros en Argentina disponen de sistemas de verificación pre-tratamientos, o QA paciente específico, de las técnicas avanzadas en Radioterapia, con un criterio de evaluación basado en el índice  $\gamma$ . Motiva el presente trabajo la adquisición del detector Dolphin (IBA Dosimetry), novedoso por permitir además del mencionado criterio, evaluaciones 3D. Resulta un gran desafío por la falta de experiencia local y es menester su implementación para poder brindar tratamientos de IMRT S&S. El objetivo involucra la realización de mediciones bajo recomendaciones internacionales que permitan concluir en que el sistema es apto para su uso clínico habilitando dicha técnica de tratamiento. Los resultados obtenidos son positivos, se considera que se cumple el proceso de verificación y a su vez, que los tratamientos se brindan de forma segura. Se estima poderosa la herramienta con lo que se proyectan trabajos futuros.

## **CAPITULO 1**

### **1.1. INTRODUCCION**

El presente trabajo fue propuesto a raíz de la adquisición de un sistema completo en el Programa Hospital San Luis, conformado por un Acelerador Lineal marca Elekta con 3 energías de fotones y un sistema integral de dosimetría de la marca IBA Dosimetry, donde el equipo proyectado para realizar los controles de QA Paciente Específicos para las técnicas avanzadas se lo considera muy novedoso: Dolphin (matriz plana de cámaras de ionización), por tener la cualidad de ser colocado en el cabezal de forma práctica y medir realmente el tratamiento del paciente tal como fuese planificado, ofreciendo la capacidad más allá de las técnicas tradicionales, que comparan Fluencias o Planos de dosis, sino que permite reconstruir la dosis en la tomografía del paciente, realizando una evaluación en tres dimensiones que permite verificar la ubicación geométrica y anatómica donde pudiera fallar el análisis ( $\gamma$ / DTA - Diferencia de Dosis).

Se considera que el presente trabajo fue limitado para poder cumplir los plazos, sin embargo, se proyectan muchas actividades posteriores que permitirán mayor confianza sobre esta nueva herramienta. Teniendo presente que el mismo fue llevado a cabo a la par de la implementación de todo el proyecto, y junto a un equipo de trabajo formado íntegramente por jóvenes profesionales en Radioterapia.

### **1.2. ANTECEDENTES**

El detector principal empleado en el presente trabajo es el primero entregado por la firma en Argentina (octubre 2019), motivo por el cual es un desafío poder implementar esta herramienta en la clínica.

La mayoría de las consultas de asesoramiento se realizaron con la fábrica, por la reducida experiencia local. El fabricante brindó referencia de documentos que han sido publicados con este detector. Se comprende que el mismo fue diseñado inicialmente para ser empleado para Dosimetría in-vivo<sup>(1)</sup>, sin embargo, no obtuvo la aprobación de FDA, y actualmente la firma exige una nota firmada de cada cliente remarcando que el sistema es pensado exclusivamente para Control Paciente Específico (QAPE), eliminando dicha posibilidad en la actualidad.

El software requerido para reconstruir la dosis a partir de la medición es COMPASS™, y ha sido implementado clínicamente en febrero 2013. La firma IBA Dosimetry ofrece una matriz de detectores MatriXX™, que permite realizar dichas reconstrucciones sobre la tomografía del paciente.

Como punto de partida, se aclara que el Sistema Monaco™, tanto Collapsed Cone (CC) como Monte Carlo (MC) se encuentran en uso clínico por controles de QA previos que no serán abordados o detallados en el presente trabajo, no obstante, podrán ser llamados algunos resultados a los fines de realizar comparaciones o análisis. De la misma manera, se considera apta la dosimetría por film sin detalles de los procesos involucrados a su puesta en uso clínico.

### 1.3. OBJETIVOS

#### 1.3.1. OBJETIVO GENERAL

Implementación del Sistema Dolphin para haces de 6 MV como sistema de control paciente específico para IMRT S&S

#### 1.3.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Medición y estimación de parámetros para cálculo de dosis con modelo COMPASS
- Evaluación de desempeño del Modelo obtenido para estimación de dosis computada (DCC)
- Evaluación de desempeño del Modelo obtenido para estimación de dosis reconstruida a partir de medición con Dolphin (DRC)
- Realizar Control Paciente Específico (QAPE) para IMRT S&S de forma segura

Es de destacar que las metas impuestas de este trabajo se encuentran vinculadas a las prioridades del Servicio de Radioterapia, y responden a sus necesidades, es decir, se busca dar las condiciones mínimas para brindar tratamientos de forma segura.

### 1.4. MARCO TEORICO

El presente trabajo se enmarca dentro de las técnicas avanzadas que actualmente ofrecen los aceleradores lineales de electrones: Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) ejecutada con MLC, donde existe una planificación

inversa del tratamiento radiante permitiendo una variación, o mejor dicho, una modulación de la fluencia emitida por el equipo, en contraste con la técnica tridimensional (3DCRT). Para poder ubicar al lector, se realizará una breve reseña histórica de lo que fue el desarrollo de IMRT, aquel que posea experiencia y conocimientos se recomienda pasar directamente al capítulo 2 - *Materiales*.

#### 1.4.1. Historia de la IMRT

Desde el descubrimiento de los Rayos X por William Roentgen en el año 1895 en Alemania, los procesos de investigación a nivel mundial en la ciencia médica han vivido un revolucionario progreso gracias a las radiaciones ionizantes, tanto en diagnóstico como terapéutico. A partir de 1930, empiezan a surgir los primeros equipos aceleradores de partículas que fueron rápidamente aplicados en la clínica <sup>(2)</sup>: Generador de Van de Graaff, Ciclotrón, Betatrón, y finalmente los ALE. Estos últimos aparecen entre los años 1948 y 1955, dando lugar a la primera generación, la fabricación entre 1962-1982 introducía ya la rotación de los 360 grados del Gantry ubicándose en la segunda generación, como el aumento en otras prestaciones de forma progresiva <sup>(3)</sup>. Posteriormente, aparecen los ALE digitales <sup>(4)</sup>, son muchas personas destacables las que se han involucrado y han intervenido en el desarrollo de lo que es hoy en día este equipo <sup>(5)</sup>, no sería objeto de la presente.

Al tiempo que la Radioterapia Convencional (RTC2D) establecida empíricamente, se encontraba en evolución hacia la era de la Radioterapia Conformacional tridimensionales (3DCRT) por medio de la implementación de los Sistemas de Planificación de Tratamientos (TPS) para la década de los 80's, una fuerte inyección de forma paralela tendría lugar a partir de los años 1990 con la introducción de la Tomografía Axial Computada (CT) <sup>(6)</sup>, desarrollado por Sir Godfrey N. Hounsfield en el año 1973 <sup>(7)</sup>. De esta manera, la CT empleada como elemento de entrada al TPS, ofrece toda la información anatómica y geométrica favoreciendo los procesos de cálculos computarizados principalmente reemplazando los complejos cálculos manuales. La técnica de 3DCRT requiere obtener distribuciones de dosis adaptada al objetivo, protegiendo los órganos a riesgos gracias a la selección de las incidencias sobre el paciente por medio de la visualización proyectada en isocentro desde la fuente radiante identificando el eje central del haz, es decir, poder observar lo que ve el equipo para cada incidencia, conocido como BEV (Beam's Eye View, introducido por un grupo de trabajo del "Rhode Island Hospital, Brown University") <sup>(8)</sup>. Esta imagen permite entender en función de la incidencia si hay o no intersección del haz con los órganos a riesgos, dando la posibilidad de construir protecciones con formas completamente adaptadas al paciente. Esto último puede lograrse con la creación de bloques o aperturas, o aún más cómodo con la incorporación de un multiláminas en el cabezal del equipo.

El siguiente paso importante en este hilo, fue declarado por Goitein and Abrams (1983)<sup>(8)</sup>, que a partir del concepto del BEV se emplea la CT para colapsarla en función de la incidencia elegida, generando la radiografía reconstruida digitalmente (DRR). Es de destacar que existió una gran resistencia en la incorporación de los TPS, implicaba un gran desafío para los Físicos Médicos y una carga de trabajo extra importante para los médicos radioterapeutas en contornear órganos a riesgos y objetivos corte por corte.

Si bien el deseo de poder modular era motivo de investigación, eran numerosas las limitaciones para alcanzar dicho objetivo <sup>(9)</sup>. Para 1981, Brahma *et al*<sup>(10)</sup> declaran por primera vez la solución a una ecuación integral que permite dosar de forma uniforme a una estructura con forma de anillo cuyo círculo central se protege por medio de un haz modulado con una terapia rotacional, esto a nivel planificación. Como resultado se demostró un cálculo de la distribución de dosis que supera a la técnica vigente. Para esta época se encontraban ya en uso compensadores de tejidos sobre pacientes o metálicos ubicados en colimador para cada incidencia que variaban su espesor, lo que se podría entender como una modulación rudimentaria, en contraste con la IMRT moderna. Más allá de que la intención inicial de la incorporación de los sistemas multiláminas en la colimación tenía que ver con la eliminación de la engorrosa tarea de confeccionar bloques y aperturas, es decir, poder conformar el haz, este elemento obligó el aumento tecnológico tanto en hardware como en software y quedó a la espera de la aparición de las nuevas posibilidades.

Seis años más tarde, Brahma vuelve a publicar un nuevo e importante enfoque para la planificación<sup>(11)</sup>, sugiriendo la inversión de los tratamientos convencionales. Esto es, a partir de las distribuciones de dosis deseada haciendo uso de una tomografía, se busca la óptima configuración de los haces de tratamiento con perfiles de dosis específicos para cumplir con la prescripción, describiendo varias alternativas con haces estáticos y rotacionales. Se deja en claro la importancia de que los nuevos planificadores controlen los sistemas de colimación multiláminas, de la necesidad de disponer más capacidad computacional para aminorar los tiempos de cálculos requeridos, y el valor de contemplar la atenuación y dispersa de los haces para alcanzar mayor precisión, más allá de un enfoque geométrico. De esta manera se establece el concepto de la planificación inversa donde el usuario solicita que se cumplan prescripciones y establece las restricciones que se deben cumplir para los órganos a riesgos. Aunque para aquel entonces se continuaron intentos de planificar de forma directa, cabe mencionar que la planificación inversa reemplazaría totalmente la planificación directa en una IMRT, ya que el proceso es totalmente dependiente de la experiencia del usuario y aún el mismo representa una restricción para el resultado.

A esta altura, se puede decir que existía buena precisión para dar la dosis puntual en milímetros, no obstante, se disponía limitación en la habilidad de reconocer las áreas de enfermedad microscópicas y existían falencias en la inmovilización del paciente durante los tratamientos. Más allá de los avances alcanzados los tratamientos de intensidad modulada no alcanzan su aplicación clínica generalizada por la falta de integración completa de los diferentes sistemas involucrados.

De la mano con el aumento de la capacidad de cálculos de los sistemas computacionales, para los años 1990 se desarrollan algoritmos complejos de la planificación inversa. En el año 1994 se introduce el primer sistema de IMRT denominado NOMOS Peacock<sup>(12)</sup> que empleaba un sistema de modulación del haz MIMiC (multivane intensity-modulating collimator) con un colimador tipo binario montado sobre el cabezal de un ALE. Es de destacar que los desarrollos a esta altura eran variados, y competitivos, con diferentes propuestas, incluso el desarrollo de Tomotherapy. Dos años después, los colimadores multiláminas ya se habían adaptado para modular intensidad en pocos centros académicos de investigación.

Para el inicio del siglo XXI, la experiencia adquirida en la IMRT ofrecía la confianza necesaria para establecerla como una técnica segura habiendo cumplimentado un programa de garantía de calidad. Así por ejemplo la American Association of Physicists in Medicine emite en el año 2003 el reporte Task Group N. ° 82<sup>(13)</sup>, con importantes recomendaciones para una correcta implementación con todos los recaudos a tomar en cuenta antes de dar inicio a esta clase de tratamientos novedosos.

En cuanto al nivel de calidad de los tratamientos radiantes, el salto entre Radioterapia 3D e IMRT es gigante, ya que el hecho de preservar y disminuir las dosis en los órganos a riesgos mejora la respuesta del paciente favorecida por la disminución de las toxicidades y aumento en la calidad de vida. Por consiguiente, se visualiza la posibilidad de escalar a dosis aún más elevadas en los tumores incrementando el control local de la enfermedad, marcando realmente una diferencia sustancial.

No obstante, existen ciertas desventajas de la IMRT: se requiere un contorneo más detallado para los médicos radioterapeutas, se incrementan las actividades (horas hombre – físico médico/dosimetrista) del programa de garantía de calidad para garantizar que la máquina de tratamiento se mantiene dentro de las especificaciones técnicas requeridas, incluso aparece la recomendación del Control Paciente Específico (QAPE)<sup>(13)</sup> para verificar que la fluencia planificada y deseada se cumple y es real, se aumenta el tiempo de irradiación (UM) en promedio por un factor de 3 a 4 veces, aumento de las radiación de dispersa y fuga, finalmente el costo de todos los sistemas es elevado. En este sentido se puede decir con fuerte confianza que fue, es y será muy importante no perder de foco bajo ningún concepto el verdadero objetivo se encuentra en los resultados a nivel

paciente frente a los avances tecnológicos en sí mismo. No tener esto en cuenta, puede dar lugar a escenarios frustrantes: importantes responsabilidades asociadas a enormes gastos para obtener los mismos o menores resultados.

Con todo lo mencionado, cabe preguntarse ¿Cuál sería la definición de IMRT? Ya que la misma puede ser lograda por varios mecanismos con grandes diferencias, desde el equipo hasta los elementos/accesorios intermedios, y aún más puede ser considerada una extensión de 3DCRT. En un trabajo colaborativo del año 2001 se establece a la IMRT como una técnica que se basa en el uso de haces de radiación incidentes no uniformes optimizados por una planificación inversa<sup>(14)</sup>. Evidentemente, sería bueno disponer una definición más clara aún, Bortfeld<sup>(15)</sup> menciona que no existe una definición universal y oficialmente aceptada, sin embargo, concuerda con sus colegas en que IMRT es una técnica de tratamiento con múltiples haces de los cuales uno o más debe contar con una intensidad modulada intencionalmente y la distribución de dosis en el tumor es lograda con la superposición de todos los haces, aclarando que el cálculo de la intensidad modulada no-uniforme se basa en la prescripción y en las restricciones de las estructuras críticas que se entiende como “Planificación Inversa”.

Como se mencionó anteriormente, las posibles soluciones para ofrecer una IMRT son:

- Uso de Filtros Moduladores o Compensadores para cada posición de Gantry fabricado normalmente con un material denso tal como el Cerrobend, que dispone de valles y picos de material que producen la modulación por atenuación, que fuese determinada por un sistema de planificación.
- IMRT Estática (SMLC) reconocida como “Step and Shoot” (S&S), se logra como una sucesión de sub-campos o segmentos irradiados que son uniformes, que deben ser configurados por el sistema multiláminas, antes de irradiar y se debe frenar el haz para avanzar con el sub-campo siguiente hasta agotar todos los correspondientes en esa angulación, pudiendo contar entre 6 a 10 segmentos generalmente por cada incidencia. La sumatoria de todos los segmentos produce la modulación deseada.
- IMRT Dinámica o Sliding Windows (dMLC), al igual que en el caso previo, se hace uso del sistema de multiláminas con la diferencia en que la irradiación se da inicio y las láminas pueden modificar su posición para producir la modulación, de allí el concepto de que el campo es dinámico. Según el fabricante en cuestión se pueden encontrar sistemas en el mercado que ofrecen un grado más de libertad por contar con la capacidad de alterar la tasa de dosis del haz durante la irradiación, ofreciendo más versatilidad y complejidad.

- VMAT, Arcoterapia Modulada Volumétrica (Volumetric Modulated Arctherapy), también puede encontrarse como IMAT (Intensity-Modulated Arc Therapy). En esta técnica se usa el concepto de láminas dinámicas durante la irradiación y se agrega la capacidad de girar el Gantry a diferentes velocidades y también la posibilidad de variar la tasa de dosis del haz de radiación.
- Tomotherapy, esta técnica fue en realidad una de las primeras en hacer VMAT, la única diferencia radica en que el tipo de haz no es cónico sino más bien de tipo abanico. Posee la estructura de un tomógrafo, pero en vez de contar con un tubo de Rayos X, cuenta con un Acelerador lineal de electrones, actualmente se realiza la irradiación mientras se mueve la camilla (helicoidal).

#### 1.4.2. Planificación Inversa

La planificación inversa cuenta con dos grandes etapas, la primera es la optimización del plan, que tiene como objeto encontrar las fluencias ideales para cada incidencia de modo que se cumpla con la prescripción solicitada y las restricciones se encuentren por debajo de las dosis estipuladas. Este proceso se realiza de modo iterativo con un motor que genera propuestas de forma aleatoria desde un punto de partida, éste debe ser elegido con cuidado para facilitar que el proceso de optimización logre encontrar una solución que converja.

Se comprende que para obtener una buena planificación con la técnica tridimensional (3DCRT), se requería de habilidades en la selección de las incidencias, pesaje de los campos, y evaluar la anatomía del paciente en búsqueda de un resultado de distribución homogéneo de la dosis sobre la región a tratar, no obstante, en muchos casos existían grandes limitaciones para proteger los órganos a riesgos limitando así la dosis de prescripción. Para resolver estas dificultades, debemos desprendernos de ese concepto de distribución uniforme y acceder a la modulación de la fluencia que emite el equipo, permitiendo la protección de las estructuras claves según la prescripción deseada y los resultados clínicos son superadores.

La IMRT es conocida como una modalidad de tratamiento radiante de conformación tridimensional avanzada y es importante no confundir con el concepto de modular radiación tal como lo indica el nombre de la técnica, que es propio de varios fenómenos (por ejemplo el que produce una cuña que se interpone ante un haz). Sin embargo, esta técnica es caracterizada principalmente por involucrar una planificación inversa, donde el usuario (físico médico / dosimetrista) solicitan al Sistema de Planificación dosis deseadas a los objetivos y restricciones a los órganos a riesgos. A partir de este paso, el sistema deberá por medio de cálculos iterativos lograr especificar la fluencia que debe emitir desde cada posición de Gantry para

alcanzar los requisitos iniciales. Lógicamente, el planificador es configurado para transmitir una serie de campos irregulares (segmentos) cuando se trata de un ALE con multiláminas o de brindar las características geométricas de Filtros Compensadores (o moduladores) que deberán ser producidos por algún mecanismo artesanal, para poder dar lugar a la modulación que hacemos referencia. En ambos casos, es mandatorio haber realizado lo que se conoce por puesta en servicio clínico del tratamiento de IMRT. Este proceso se encuentra publicado por varios documentos que permiten garantizar la seguridad de la técnica antes de brindar el tratamiento.

Para los fines del presente trabajo, se implementa la técnica más simple de IMRT: la estática, conocida como Step&Shoot, haciendo referencia a que la modulación es secuencial requiriendo la interrupción del haz mientras se repositionan las láminas para la siguiente irradiación o segmento. De esta manera, a modo de ejemplo, se puede disponer un tratamiento entre 5 a 9 campos con 7 a 12 segmentos cada uno. Se proyecta la puesta en marcha de esta técnica por requerir un control inferior de los parámetros de máquinas, para poder progresar de lo simple a lo complejo de forma gradual, mientras se avanza con la curva de aprendizaje de todo el personal.

Otras formas de administrar esta técnica, es la IMRT dinámica o Sliding Windows, donde el haz es iniciado para una angulación puntual mientras las multiláminas se mueven a velocidad controlada para configurar la fluencia deseada. Para tal finalidad, es requerido incorporar el control de las velocidades de las láminas a nivel de dosis, es decir, los sistemas dosimétricos deben permitir la detección de las anomalías que pueda presentar el equipo al momento de modificar las posiciones de las láminas. Como ventaja a destacar, se percibe un tiempo de tratamiento inferior que en S&S.

Finalmente, una modalidad más compleja aún se denomina Arcoterapia Volumétrica Modulada V-MAT, donde se incorpora la capacidad de dar inicio al haz, mientras el Gantry gira, según el fabricante puede encontrarse equipos que controlan la velocidad de giro del Gantry, variación de la tasa de dosis, todo mientras se mueven las láminas a velocidades controladas. Intuitivamente se visualiza que el control de calidad de esta técnica requiere un desarrollo más exhaustivo del desempeño de la máquina de tratamiento, ya que no es trivial si el equipo no puede lograr replicar el proceso que fue planificado. Esta modalidad permite, sobretodo en centros privados, aumentar la cantidad de pacientes a tratar por día, ya que la técnica estandariza los tiempos de bunker, aproximándose a los 10 minutos.

#### 1.4.3. Algoritmos de Cálculos

El estado del arte de este punto y los siguientes pueden ser tan complejos como uno desee, realmente es muy interesante la evolución y cada idea que se implementó hasta alcanzar los desarrollados y complejos sistemas actuales, con velocidades increíbles. Por lo tanto, se presentará resumidamente las características de los sistemas que se emplearan en el presente trabajo.

#### 1.4.3.1. TPS: Monaco™

Provisto por la firma Elekta, este TPS ofrece dos alternativas para el cálculo de dosis en haces de fotones:

- Collapsed Cone, empleado para tratamientos 3D (incluye cálculos con cuña motorizada de 60°).
- Monte Carlo, empleado para IMRT/VMAT (internamente dispone un Pencil Beam)

El presente trabajo empleará la segunda alternativa, para hacer foco en las técnicas avanzadas, para la cual, se dispone de la descripción del modelaje brindada por fabricante <sup>(16)</sup>:

En este, se detalla que el modelaje involucra un modelo Pencil Beam (PB) para la optimización así aumentar la velocidad, luego Monte Carlo para calcular la dosis final con alta precisión (esta lógica aplica para los tratamientos IMRT/VMAT de forma exclusiva).

MC emplea un modelo de la fuente virtual (Fig. 1) (VSM, para reducir una simulación detallada de todo el cabezal independizándose del fabricante del ALE, ésta es creada a partir de la información de las mediciones solicitadas, mientras que el modelo de PB se configura posteriormente ajustando ciertos parámetros y evaluando los resultados de MC. En segunda etapa, MC posee un modelado de filtros de transmisión para el colimador primario, las láminas y mordazas. Finalmente la tomografía es empleada para conseguir la densidad electrónica relativa que posteriormente es convertida a densidad másica, de esta manera MC puede realizar el proceso de Transporte.

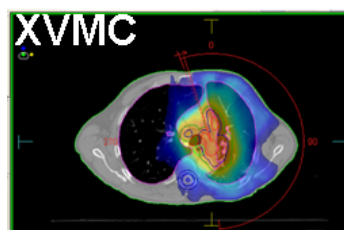
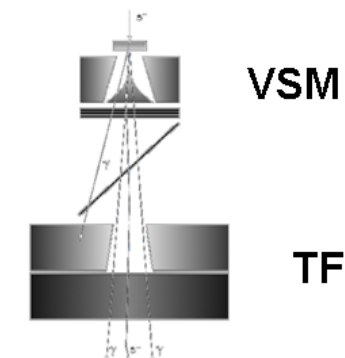


Fig. 1 - Tres etapas del modelado por MC para IMRT - Elekta

La implementación de MC se basa sobre el código original de "Voxel based Monte Carlo" al que se le agrega una modificación para aumentar la velocidad del cálculo, incluyendo los fotones y renombrandolá X-ray Voxel Monte Carlo (XVMC). Este aumento de velocidad radica en un algoritmo de transporte rápido de electrones y la técnica de trazado del haz inicial para calcular el número de electrones creados en cada voxel por el haz primario de fotones.

El Modelo de la Fuente Virtual (VSM) radiante consiste en la integración de tres fuentes (Fig. 2): una fuente de fotones primarios (electrones incidentes en el blanco), una fuente de fotones dispersados (por el colimador primario) y una fuente de contaminación electrónica. Con la ponderación de cada fuente se logra seleccionar la energía de las partículas, la posición y ángulo de la trayectoria correctamente ponderados.

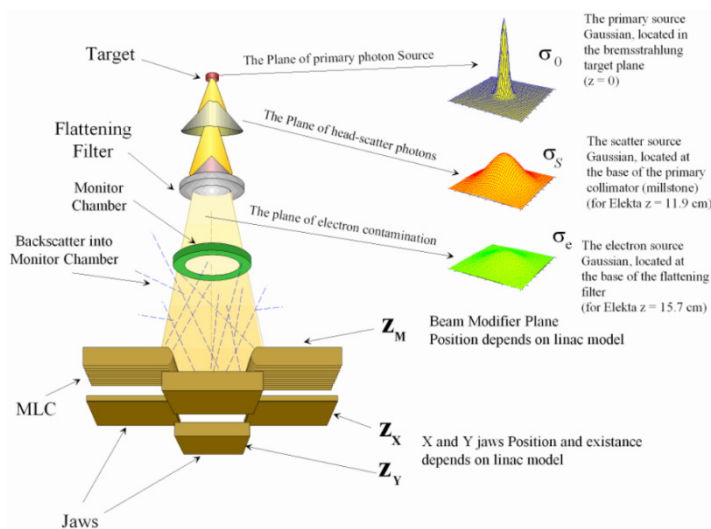


Fig. 2 - Modelo de la Fuente Virtual (VSM)

Con la ponderación de cada fuente se logra seleccionar la energía de las partículas, la posición y ángulo de la trayectoria correctamente ponderados.

Para aumentar la velocidad de cálculo se usa este modelo en vez de hacer un MC de transporte a través de todo el cabezal, evitando los detalles finos del cabezal permitiendo al software mayor adaptación ante diferentes fabricantes de equipos. El colimador primario, las mordazas y las láminas son modelados usando un filtro de transmisión.

El modelaje busca determinar las funciones analíticas más apropiadas para describir la ubicación, la energía y dirección de las partículas.

Se realizó la puesta en marcha clínica de todos los haces disponibles posterior a la aceptación del equipo, y el mismo fue validado luego de una extensa revisión incluyendo la ejecución del documento TECDOC-1583<sup>(17)</sup> de forma satisfactoria.

Este sistema ofrece la versatilidad de exportar las planificaciones en formato DICOM de forma segura tanto para la máquina de tratamiento como para el sistema de dosimetría empleado para el control de calidad de Paciente Específico.

#### 1.4.3.2. COMPASS

A continuación se introduce la información disponible en el manual de usuario<sup>(18)</sup> de forma breve. El cálculo de dosis es desglosado como:

➤ Cálculo de la fluencia

Se inicia el cálculo en el blanco del target (donde colisionan los electrones acelerados), con los fotones que se producen por la radiación de frenado Bremsstrahlung con su correspondiente espectro energético. Este segundo elemento será tenido en cuenta también como una segunda fuente de radiación dispersa.

A su vez, la configuración específica de las mordazas y multiláminas dan forma al haz final, esta geometría variable será introducida al cálculo con una función de escala de intensidades. Estos fotones son atenuados gracias al filtro aplanador, y una función de escala de intensidad relacionada al filtro será tenida en cuenta para el cálculo del TERMA. Con la geometría definida, se aproxima una contaminación electrónica dependiente de la fuente primaria y de la secundaria.

➤ Energía cinética total liberada al medio (TERMA)

La distribución de dosis en la tomografía será estimada empleando el método de superposición de convolución de cono colapsado tal como lo describen los autores Ahnesjö<sup>(19)</sup> y Mackie<sup>(20)</sup> considerando que los fotones provocan interacciones primarias de forma gradual con transferencia energética al volumen circundante. Así el método aproxima la distribución de dosis con la convolución de la energía debida a la primaria, empleando la fluencia con el coeficiente de atenuación másico del medio involucrado, y una deposición de dosis debida a la dispersa que se resuelve con una función núcleo de propagación puntual (kernel). Para estos núcleos se emplea MC. Debido a que se deben agregar otras correcciones (heterogeneidades, distancia radiológica, haz divergente), esto conduce a una convolución-superpuesta. El motor de dosis de cono colapsado (Collapsed Cone) aplicará los procesos mencionados donde se consideran los transportes de fotones primarios, secundarios y electrones secundarios de forma separada.

#### 1.4.4. Evaluación del Plan de Tratamiento

Tal como se comentó anteriormente, es fundamental corroborar que un plan de tratamiento cumple ciertos requerimientos antes de ser aplicado al paciente. En este sentido, es importante crear un criterio local para evaluar cada plan previo a su implementación, esto permitirá la toma de decisión de aceptar cuando se supere dicho criterio o de forma contraria rechazarlo. Principalmente para garantizar la seguridad y calidad del tratamiento para el paciente.

Debido a la complejidad de las distribuciones de dosis, que son dependientes del paciente y del sistema en forma global (cálculo de dosis, equipamiento de control, implementación en máquina), no resulta simple establecer un criterio, por eso no existe un consenso formal o estricto del

nivel de calidad mínimo aceptable como clínico <sup>(21)</sup>. Por lo tanto, considero valioso los aportes del Task Group N.º 218 emitido por la AAPM<sup>(22)</sup>, que permite conocer cómo es conveniente evaluar.

Con respecto a la valoración, el proceso involucra realizar la medición del plan por algún mecanismo con algún fantoma definido y luego comparar con lo planificado (TPS). Se destacan del documento mencionado, las evaluaciones típicas:

➤ Diferencia de Dosis

Este método es simple de comprender ya que aplica a la simple resta entre la dosis medida y la dosis de referencia muy sensible en las regiones de altos gradientes, ya que pequeños desplazamientos pueden provocar grandes diferencias, lo que clínicamente es imposible de controlar, con lo cual se sugiere identificar curvas de isodosis. Se debe tener presente que tipo de resolución se dispone, ya que de ser baja puede degradar el análisis, y si las distribuciones disponen diferentes grillas se requiere interpolar. Permite evaluar con certeza en regiones de bajos gradientes de dosis.

➤ Prueba DTA - Distancia para acuerdo

Para regiones de alto gradiente de dosis, donde pequeños desplazamientos puede arrojar grandes variaciones en la diferencia de dosis, puede resultar conveniente un análisis de este tipo. Resulta en una nueva matriz, donde cada punto dispone la distancia mínima a la cual se encuentra el mismo valor de dosis en la distribución evaluada con respecto a la referencia. En caso de superar la distancia impuesta como condición inicial, el punto falla y se contabilizan la proporción de puntos que aprueban/fallan el criterio.

➤ Prueba Gamma  $\gamma$

Esta es una prueba combinada de las dos anteriores, la Ecuación I del TG-218 es la función  $\gamma$  para el punto de evaluación  $r_e$  y el punto de referencia  $r_r$ :

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad \text{Ecuación I – Extraída del TG-218}$$

Donde se comprende que el primer término hace referencia a la DTA y el segundo a la diferencia de dosis. Ambos se encuentran divididos por los valores definidos del criterio (normalizados). Lo que se busca es el valor mínimo de dicha función  $\gamma < 1$ , y de esta manera vemos que aquellos puntos que arrojen un valor inferior a la unidad, habrán cumplido el criterio. Mientras que resultados que superen a 1, habrán fallado.

Esta prueba, puede ser entendida como más flexible que las anteriores y permite un criterio más razonable, es así el criterio más empleado para evaluar los planes actualmente, como el caso de  $3 \text{ mm} / 3\% < 1$ . Finalmente, se busca contabilizar los puntos que aprueban el criterio, y aquellos que no, algunos sistemas ofrecen un histograma para visualizar como están distribuidos los puntos.

Por otro lado, el Reporte TG119 <sup>(23)</sup>, ofrece protocolo para crear 5 casos con diferentes exigencias para evaluar el sistema que se empleará como control paciente específico. Al finalizar el proceso, el resultado orienta al usuario en conocer el sistema que se dispone, brinda noción de los resultados esperados y permite definir el criterio mencionado. Para ello se hace referencia a un límite de confianza (LC), basado es proyecciones estadísticas <sup>(24)</sup>. A su vez, el TG119 ilustra el resultado de otros centros de Radioterapia que participaron, demostrando el nivel de calidad esperable, dando lugar a la comparación con los resultados obtenidos in-situ.

## CAPITULO 2

### 2.1. MATERIALES

A continuación se detallan todos los sistemas, equipos, detectores y software que permitieron llevar adelante este trabajo.

#### 2.1.1. Acelerador Lineal de Electrones (ALE):

Se dispone de un ALE (Synergy™, Elekta) con 3 haces de fotones (6, 10 y 15MV) (WFF) y 5 de haces de electrones (4, 6, 9, 12 y 15 MeV). A su vez, está dotado por un sistema de colimación con dos mordazas en el eje Y longitudinal y las multiláminas (MLC) Agility™ en el eje X latero-lateral. Este último está conformado por 160 láminas con espesor de 5 mm en isocentro. Un aspecto a remarcar en este sistema de colimación, es que incluye una fuente de luz ultravioleta para poder identificar las dos mordazas, las 160 láminas y los dos bancos de láminas que poseen un Ruby que refleja la luz en el espectro infrarrojo. Esto es detectado por una cámara de video que retroalimenta al sistema de Control. De esta manera el sistema tiene la capacidad de controlar todos estos parámetros para los tratamientos radiantes dinámicos de alta complejidad. Por otro lado, se dispone la camilla iBeam Evo™, de fibra de carbono.

Para los fines prácticos de este trabajo, interesa el haz de baja energía de fotones de 6 MV, el cual será empleado para la técnica Step & Shoot.

#### 2.1.2. TPS + CT

Se dispone la versión (Monaco v5.11.03, Elekta, Stockholm, Sweden) con todas las licencias requeridas para poder realizar la planificación de IMRT S&S. Se dispone un Tomógrafo de 16 cortes y las tomografías importadas al ingresar al sistema se les aplican una tabla de conversión de Unidades Hounsfield a densidades electrónicas. Esta tabla se llevó a cabo por medio de un Fantoma CIRS modelo 062M con 10 Insertos de calibración.

#### 2.1.3. Films & Scanner & Software de Dosimetría

Para la dosimetría por Film se dispone: Scanner marca EPSON modelo 12000XL configurado para adquirir archivos con extensión \*.TIF; Gafchromic EBT3 Films de 10" x 8" y el software de IBA Dosimetry: myQA Patients, que se detallará más adelante.



Fig. 3 - Scanner

#### 2.1.4. Detector: Dolphin™

Es un Detector de transmisión diseñado para montarse en el cabezal del equipo (Fig. 4), posee una matriz de cámaras de ionización bidimensional con 1513 cámaras plano-paralelas ventiladas y un diodo. Se distribuyen en tres regiones con diferentes densidades como se ilustra en la Fig. 5, encontrándose detectores en un área máxima de 24 x 24 cm<sup>2</sup>. En la región central se dispone la mayor densidad con una distancia entre cámaras de 5 mm, y esta densidad se mantiene en las diagonales, perfiles in-line y cross-line, agregando los 2 perfiles alejados 5 cm del centro en ambos sentidos y ambas orientaciones. Fuera del área central, las cámaras se distancian cada 1 cm.



Fig. 4 - Detector Dolphin - IBA DOSIMETRY

El volumen sensible de cada cámara de ionización es de 16 mm<sup>3</sup>, con 3,2 mm de diámetro y 2 mm de altura. El sistema posee un build-up de 4,7 mm de agua sólida (RW3) y un plato de 1,5 mm de Cobre. Se han reportado valores de atenuación del orden del 7% para fotones de 6MV y un aumento en la dosis en piel variable en función del tamaño de campo y la distancia fuente-piel, en algunos casos se aproxima al 20%. Dicho sistema posee sensores para reconocer giros del Gantry y del Colimador, como así también sensores de presión y temperatura para aplicar correcciones en la dosis medida.

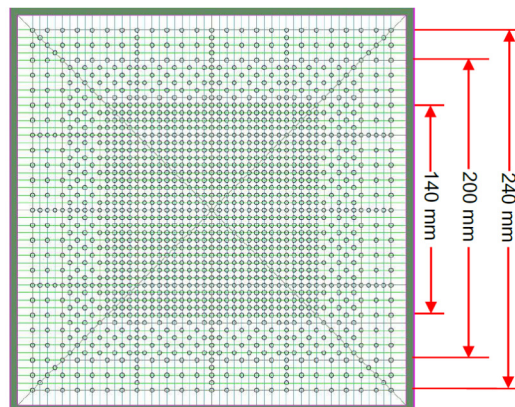


Fig. 5 - Regiones de distintas densidades de las cámaras de ionización

Este aparato posee baterías recargables y conexión por wifi, que permiten su uso libre de cables. El peso del detector es del orden de los 15 kg, con un diámetro de 60 cm y un alto de 6 cm, que exigen una cuidadosa manipulación para montar el dispositivo recomendándose posiciones bajas del Gantry (120° / 240°).

El uso del Dolphin se realiza a través de las aplicaciones de IBA Dosimetry que se comentarán a continuación.

#### 2.1.5. COMPASS™: Software de IBA Dosimetry solución de verificación de planes 2 en 1

Este programa posee dos aplicaciones: “*Beam Commissioning*” y “*Compass*”. En la primera se permite realizar la creación/edición de un modelo Collapsed-Cone del cabezal del equipo, en el presente caso se crea un modelo para el haz de fotones de 6 MV del ALE.

De esta manera se permitirá a la segunda aplicación realizar cálculos o reconstrucciones de dosis 3D para realizar el control del Aseguramiento de la Calidad Paciente Especifico (QAPE) requerido para las técnicas de avanzada. Se destaca que el sistema posee una complejidad interesante, y resulta confuso presentarlo, para tal fin se propone la Fig. 6 - Esquema del Flujo de Trabajo. C1-4 son las posibles comparaciones que ofrece el sistema como un esquema del flujo de trabajo y todas las alternativas que dispone.

De esta manera se observan 4 posibles comparaciones:

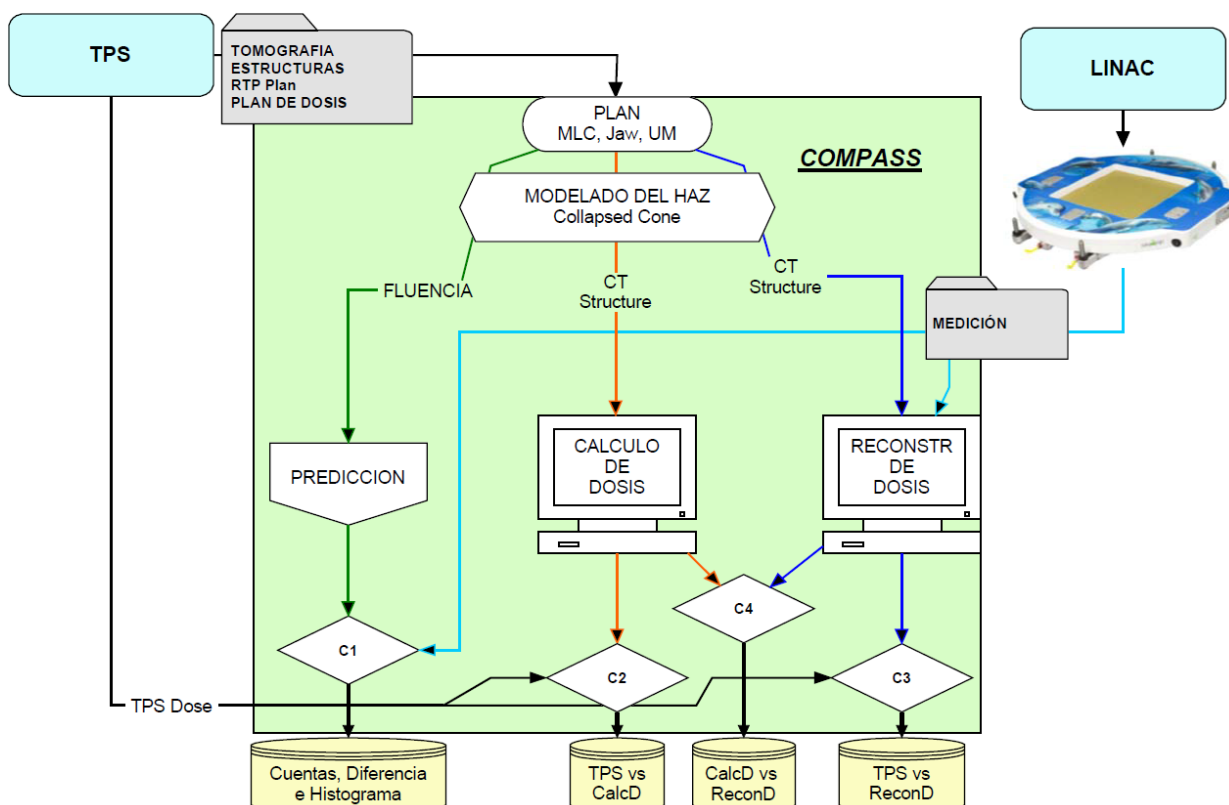


Fig. 6 - Esquema del Flujo de Trabajo. C1-4 son las posibles comparaciones que ofrece el sistema

➤ C1: Predicción vs Medición

En el momento que COMPASS dispone el RTPlan enviado desde TPS, por medio del modelaje CC y la información que dispone sobre cómo es el detector, puede calcular la fluencia y en función de eso predecir cuál será la respuesta del detector.

Al ingresar la medición con Dolphin al sistema, se podrá realizar una comparación de lo predicho vs medido (Fig. 7). En ambos casos estamos hablando de una matriz de puntos, donde cada uno representa una cámara

de ionización del equipo en unidades de cuentas. Se dispone para evaluar de la diferencia de cuentas, y de un histograma simple.

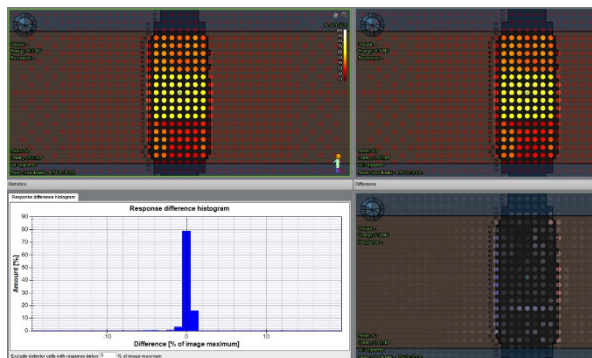


Fig. 7 - Comparación C1: Predicción vs Medición

➤ C2: TPS vs Cálculo de Dosis Computada por COMPASS (DCC).

Para esta comparación se requiere que COMPASS reciba los 4 elementos del TPS (CT, estructuras, RTPlan y Plan Dose), con esta información y disponiendo el modelo de CC, se tiene toda la información para realizar el cálculo de dosis, este resultado será comparado con el Plan de dosis que brindó el TPS (Fig. 8).

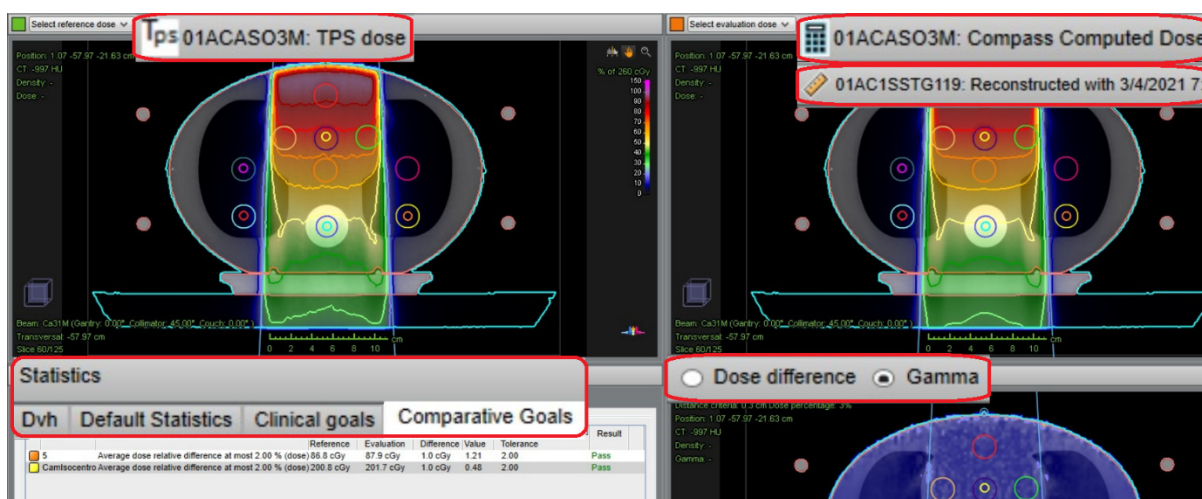


Fig. 8 - Comparación C2: Icono “calculadora” TPS vs Dosis Computada por COMPASS (DCC)  
Comparación C3: Icono “regla” TPS vs Dosis Reconstruida por COMPASS (DRC)

Indicando con las letras “TPS”, una calculadora con “Compass Computed Dose” o una regla “Reconstructed with” se hará saber qué es lo que se está comparando. También se cuenta con herramientas del tipo estadísticas tales como DVH, objetivos clínicos, o comparaciones objetivas, donde se podrá analizar cuanta dosis recibe cada OaR, target y también considerar la diferencia de dosis o una evaluación  $\gamma$ .

➤ C3: TPS vs Dosis Reconstruida por COMPASS (DRC).

En esta ocasión, en vez de calcular la dosis desde la fuente y todos los elementos del cabezal sobre la tomografía disponible, el sistema emplea la medición (Fluencia) para provocar la dosis sobre la tomografía, reconstruyendo la dosis, que luego podrá ser comparada con TPS,

contando con los mismos elementos de evaluación, como se observa en la Fig. 6.

➤ C4: Dosis Computada vs Dosis Reconstruida (ambas por COMPASS)

En el caso de disponer la dosis computada que se mencionó en C2 y la dosis reconstruida del punto anterior, también se podrá realizar la comparación de las mismas (es decir, cambiar TPS para seleccionar regla vs calculadora en la Fig. 8).

Resulta interesante, y sin ánimos de confundir al lector, que a la hora de evaluar existen muchas alternativas, entre ellas, se puede hacer el análisis en modo 2D o 3D (Fig. 9). En el modo “2D Plan Verification” uno selecciona el plano de interés ubicándolo en la tomografía, y solo se computa ese corte, contando con la posibilidad de visualizar perfiles (o PDD), histogramas de diferencia de dosis, o evaluaciones  $\gamma$ /DTA, entre otras. Se entiende que el sistema fue creado para que su empleo sea directamente en el modo “Patient 3D Dosimetry” ya que resulta más simple su empleo, y uno explora de la misma manera que se hace en una tomografía la evaluación seleccionada, pudiendo observar donde falla, cuanto falla y que repercusiones dispone, sumado a las herramientas del DVH con todas las estructuras. No obstante, se remarca que las herramientas que más se emplearán en el presente trabajo serán las del tipo 2D, ya que al aplicar estándares, de alguna manera nos queremos comparar con otros centros que en la mayoría se evalúa un plano por medición, se puede decir que la modalidad 3D es novedosa, y ofrece nuevas herramientas para la toma de decisiones.

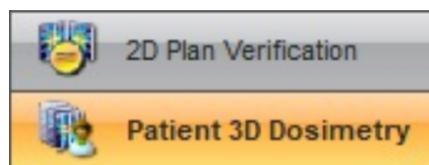


Fig. 9 - Modos de Evaluar: 2D o 3D

### 2.1.6. Aplicación myQA™ Software

Se dispone el sistema completo que ofrece IBA Dosimetry, englobado por “myQA Platform” que permite trabajar con varios módulos (Fig. 10) para realizar el registro y los controles con todo el equipamiento dosimétrico. Es de interés destacar los módulos:

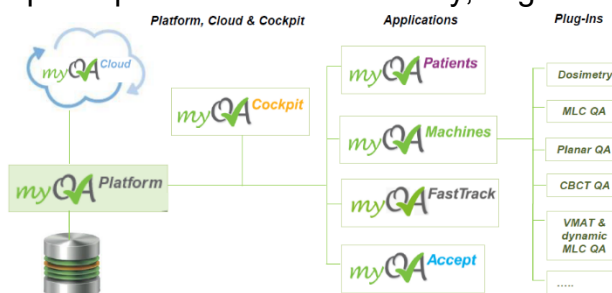


Fig. 10 - Módulos del Software myQA de IBA DOSIMETRY

#### 2.1.6.1. MyQA Patients:

Este módulo está diseñado para la típica verificación QAPE donde se compara el plan planificado versus el medido con el detector plano MatriXX (no disponible), o por dosimetría por film. Este último, permite el procesamiento de los films radiocrómicos digitalizados generando la

calibración de dosis versus densidad óptica contando con el empleo de los tres canales rojo, verde y azul en la adquisición del escáner. Y posteriormente el análisis y comparación del plano de dosis deseado desde el TPS contra el film, permitiendo evaluar perfiles, diferencias de dosis e incluso el análisis  $\gamma$ /DTA, entre otros, ver Fig. 11.

### 2.1.6.2. myQA Machines

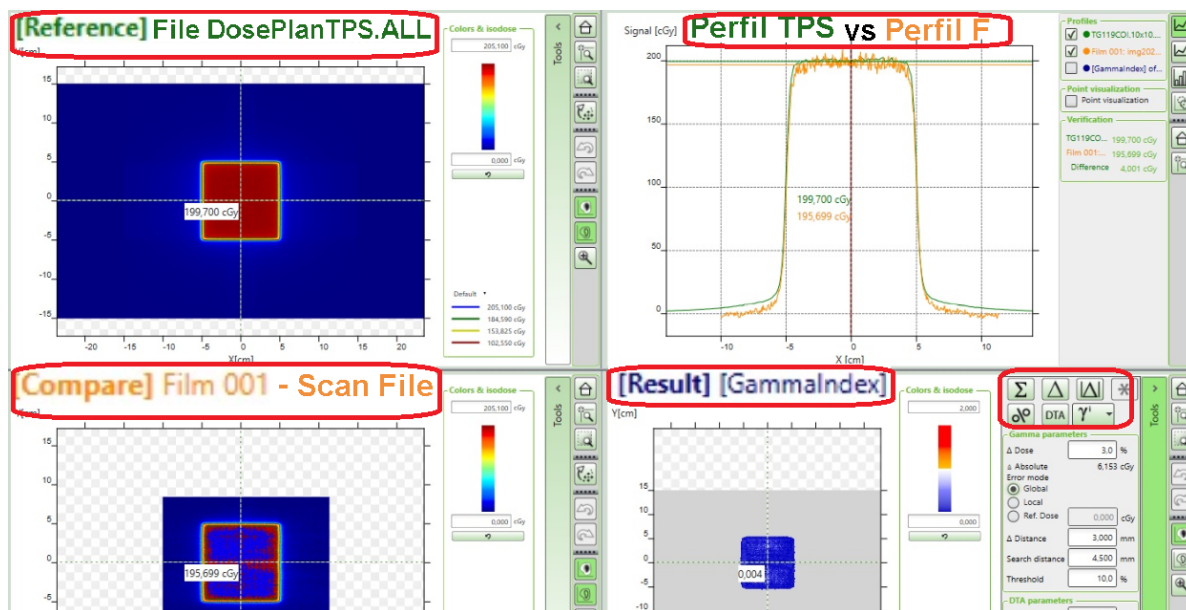


Fig. 11 - Aplicación myQA Patients

En este módulo se facilitan las actividades de controles de QA en el rubro de dosimetría de la máquina de tratamiento como así también sobre las imágenes médicas. A su vez permite la planificación, análisis y registro correspondiente. Más allá de la gran utilidad de aplicar los controles de forma optimizada y su registro formal, este módulo carece de aplicación para el presente trabajo.

### 2.1.6.3. myQA Accept

En esta sección se facilitan las mediciones a realizar con el fantoma Cuba Dosimétrica de Agua 3D, con la posibilidad de indicar un detector para la medición deseada y otro detector que visualice la salida de la máquina y así poder eliminar sus interferencias. El software indica la posición exacta del detector de medición una vez definidos los ejes de desplazamientos x y z. Permite realizar un proceso de ajuste automático para centrar el haz de radiación, por medio de la adquisición de 4 perfiles en dos profundidades. Posterior al ajuste ya se puede programar a todas las mediciones que se pretendan realizar de forma automatizada. Cuenta con herramientas importante para manipular las mediciones, ofrece análisis de índice de calidad, tamaño de campo, entre muchas otras funciones.

### 2.1.7. Fantoma Cuba Dosimétrica de Agua 3D con electrómetro dual incorporado

Se dispone del fantoma tipo cuba de agua 3D marca IBA Dosimetry modelo SmartScan (Fig. 12), la misma incorpora un electrómetro de dos canales con el control digitalizado para comandar la posición del detector. Por medio de myQA Accept se pueden desarrollar las mediciones de PDD y perfiles (cross-line, in-line y diagonales).



Fig. 12 - SmartScan

### 2.1.8. Conjunto Dosimétrico para Dosimetría de Referencia

Se dispone, de la misma marca mencionada, un electrómetro DOSE2 y una cámara de ionización típica para dosimetría de referencia tipo Farmer FC65-G (Fig. 13), de cavidad de 0,65 cm<sup>3</sup> de aire con electrodo central de aluminio y pared de Grafito, sumergible y ventilada por medio de su manga de silicona. Volumen sensible con 6,2 mm de diámetro y longitud de 2,3 cm.

Se dispone termómetro marca Dostmann Electronic modelo P700 y barómetro marca Lufft modelo XA1000.

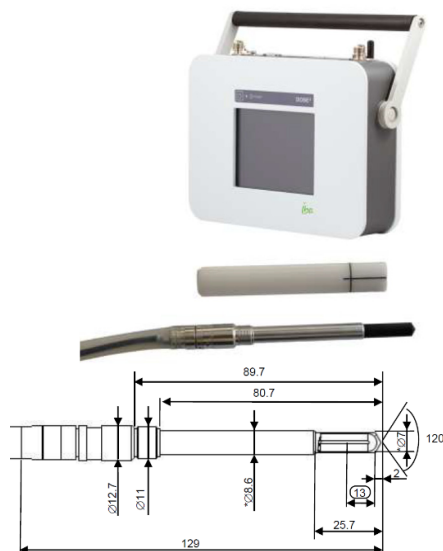


Fig. 13 - Conjunto Dosimétrico:  
DOSE2 + FC65-G

### 2.1.9. Detectores de Radiación para mediciones Relativas

#### ➤ Compact Chamber CC13

Cámara de ionización diseñada para ser empleada en la dosimetría relativa de cavidad de 0,13 cm<sup>3</sup> de aire, sumergible y ventilada por medio de su manga de silicona. El volumen activo posee un diámetro de 6 mm, y un largo de 5,8 mm, ver Fig. 14.

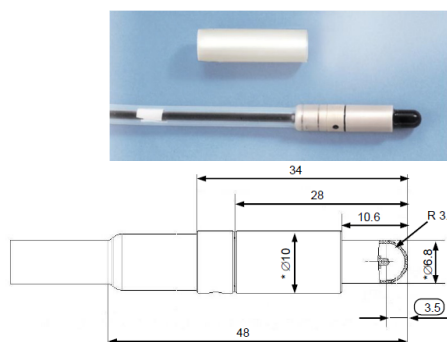


Fig. 14 - Cámara de Ionización CC13



mm. Así como también se disponen los platos específicos para los detectores CC13 y FC-65G, tal como se ilustran en la Fig. 18.



Fig. 18 - Agua Sólida SP34

#### 2.1.12. Fantoma CIRS (temporal)

Fantoma antropomórfico de tórax CIRS modelo 002LFC, con conjunto de insertos heterogéneos calibrados (Fig. 19). El mismo, forma parte del programa que ofrece la IAEA, permite el empleo de detectores, o la colocación de films en cortes coronales. Se dispuso el fantoma por un periodo de tres semanas, antes de contar con modelo CC de COMPASS.



Fig. 19 - CIRS 002LFC - Tórax

## 2.2. METODOS

Se proponen las siguientes etapas a modo de desglosar todos los procesos requeridos para alcanzar los objetivos impuestos:

- Creación del Modelo de COMPASS
- Calibración del Detector Dolphin
- Aplicar TECDOC 1583 a COMPASS, validar 3D + Heterogeneidades
- Aplicar TG 119 al cómputo y a la Reconstrucción de Dosis
- Control sobre QA Paciente específico vs Film

A continuación se explicita cada etapa:

#### 2.2.1. Creación del Modelo de Cálculo de Dosis: COMPASS

Para realizar este proceso, se aplicó el documento solicitado por IBA Dosimetry “COMPASS Preparation of Installation”.

A pesar de que el Documento del fabricante solicitaba todas las mediciones con un solo detector, se comprende que existen ventajas en emplear dos o más detectores (más aún si se dispone de un tipo de detector que sobreestime y otro que subestime).

El documento mencionado (se adjunta en Anexo A – Solicitud del Modelo COMPASS para mayor detalle), consistió en:

##### 2.1.6.1. Especificar la Calibración Absoluta

La configuración dispuesta en TPS, y la calibración aplicada en el equipo se corresponde con una configuración isocéntrica, a 10 cm de profundidad, distancia fuente-superficie de 90 cm y tamaño de campo

10x10 cm<sup>2</sup> con un valor de 78,25 cGy para 100 UM, tal como se ilustra en la Fig. 20.

El equipo es calibrado para entregar esta dosis por medio del TRS 398 <sup>(25)</sup>.

### 2.1.6.2. Mediciones Relativas: PDD y Perfiles

Teniendo presente el documento TRS 483 <sup>(26)</sup>, se empleó el sistema SmartScan o cuba de agua y se seleccionaron tres detectores (Tabla I) mencionados en el punto 2.1.9 principalmente para evaluar si era necesario aplicar correcciones a los campos pequeños. A continuación, se ilustra en la Tabla II y Tabla III las mediciones que se realizaron con cada detector para los PDD y Perfiles respectivamente, indicadas con una cruz.

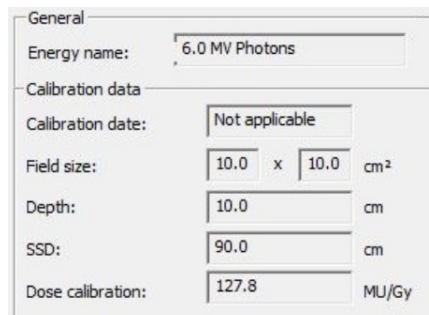


Fig. 20 - Calibración en Monaco

Información	Detectores de campo		
	Iba Dosimetry		
Fabricante	CC13	PFD diode	RAZOR CHAMBER
Tipo	CC13	PFD diode	RAZOR CHAMBER
Volumen	0,13 cm <sup>3</sup>	0,64 mm <sup>3</sup>	0,01 cm <sup>3</sup>
Model	DS02-000	999-702-T	DS05-001
S/N	16854	10439	16847

Tabla I - Información de los Detectores

PDD	Mediciones Realizadas		
SSD 90			
Tamaño de Campo [cm x cm]	CC13	PFD	RC
2x2	x	x	x
3x3	x	x	x
5x5	x	x	x
10x10	x	x	
15x15	x		
20x20	x		
30x30	x		
40x40	x		

Tabla II - PDD medidos con cada detector (marcados con x)

Perfiles	Mediciones para 4 profundidades: 1,5 cm ; 5 cm ; 10 cm y 20 cm		
SSD 90			
Tamaño de Campo [cm x cm]	CC13	PFD	RC
2x2	x	x	x
3x3	x	x	x
5x5	x	x	x
10x10	x	x	x
15x15	x		
20x20	x		
30x30	x		
40x40	x		

Tabla III - Perfiles medidos con cada detector (marcados con x)

En todas las mediciones se trabajó con el uso de los dos canales del electrómetro con una señal de referencia.

Para la programación de las mediciones, se realiza un alineado del sistema verificando la ortogonalidad de los desplazamientos en los tres ejes, se adquieren 4 perfiles a dos profundidades distintas, y el sistema corrige digitalmente al eje central del haz. A su vez, se configura el punto efectivo de cada detector, y luego se solicita la profundidad deseada, siendo el sistema quién se encarga de ubicar el detector corrigiendo la medición automáticamente.

Los PDD son normalizados al máximo, mientras que los perfiles se normalizan al eje central, pero también se normaliza con respecto a su PDD correspondiente.

Por otro lado, se emplea la orientación del eje largo de cada detector con el haz de radiación siguiendo la recomendación del fabricante:

- CC13: perpendicular
- PFD: paralelo
- Razor Chamber: perpendicular

No obstante, se propuso realizar un análisis sobre las diferencias que se observan en la orientación perpendicular de los detectores en sentido in-line y cross-line, para evaluar cómo impactan el promediado y el efecto de tallo (Fig. 21). Se analizaron los campos de 2x2, 3x3 y 5x5 cm<sup>2</sup> a 10 cm de profundidad y SSD 90 para dos configuraciones del SmartScan: 180° y 270°.

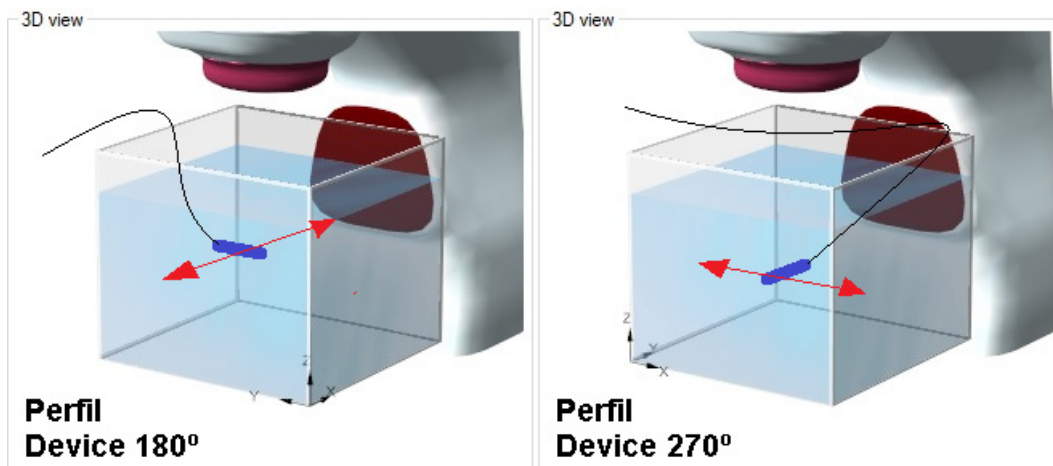


Fig. 21 - Configuración de la Cuba (180° y 270°) con dos orientaciones para el detector

#### 2.1.6.3. Factores de Campo

Se decide medir los factores de campo con los tres detectores mencionados como se indica en la Tabla IV (CC13, Razor Chamber y PFD), las condiciones para medirlos aplican a la configuración de la absoluta: isocéntrica, SSD 90 cm y profundidad 10 cm.

Factores de Campo			
Campo de Ref	SSD [cm]	Z [cm]	
10x10 [cm x cm]	90	10	
Tamaño de Campo [cm x cm]	CC13	PFD	RC
2x2	x	x	x
3x3	x	x	x
5x5	x	x	x
10x10	x	x	x
15x15	x		
20x20	x		
30x30	x		
40x40	x		

Tabla IV - Tamaño de Campos medidos con cada detector (marcados con x)

Para aplicar los conceptos del TRS 483<sup>(26)</sup>, se utilizó; para el haz de 6MV con un índice de calidad  $TPR_{20/10}$  de 0,679; la Eq. N° 3 de dicho documento (Ecuación II) permite calcular  $r_{LCPE}$ , que arroja un 1,3 cm.

$$r_{LCPE} = 8.369 \times TPR_{20,10}(10) - 4.382$$

Ecuación II - Radio del equilibrio de partículas cargadas lateral  
Extraída del TRS - 483

Esto implica que en el caso de emplear la CC13 con un diámetro de 6,8 mm (incluyendo espesor de pared) y largo de 6,2 mm podemos decir que el campo radiante más pequeño que deberíamos ser capaces de medir sin corrección debería ser mayor a  $3,3 \times 3,3 \text{ cm}^2$  ( $= 2 \times 1,3 \text{ cm} + 0,68 \text{ cm}$ ) según la Eq. 6 del reporte (Ecuación III), para campos menores se deberá aplicar el criterio de “campo pequeño”.

$$FWHM \geq 2r_{LCPE} + d$$

Ecuación III - Condición de campo pequeño que relaciona haz, con tamaño de campo y detector - TRS 483

Debido a que el campo radiante más pequeño requerido es de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , se empleó la tabla 24 del mencionado documento, a la cual se filtraron para los detectores usados (Tabla V). Cabe mencionar que el detector

Detector	Equivalent square field size, $S_{clin}$ (cm)												
	5.0	4.0	3.5	3.0	2.5	2.0	1.5	1.2	1.0	0.8	0.6	0.5	0.4
IBA/Wellhöfer CC01	1.002	1.003	1.004	1.005	1.005	1.006	1.007	1.010	1.014	1.024	1.044	—	—
IBA/Wellhöfer CC13/IC10/IC15	1.000	1.000	1.000	1.001	1.002	1.009	1.030	—	—	—	—	—	—
IBA PFD3G shielded diode	0.999	0.998	0.997	0.995	0.992	0.986	0.976	0.968	0.961	0.952	—	—	—

Tabla V - Factores de corrección para tamaños de campos según el detector. No figura RC, el fabricante recomendó reemplazarla por CC01, se filtran los detectores usados en el presente trabajo - TRS 483

Razor Chamber no figura en tabla, y la recomendación del fabricante fue de emplear los valores de la CC01 (aceptando una pequeña variación de  $\pm 0,8\%$ ):

De esta manera, se podrá buscar los factores correspondientes tomando el campo real medido (FWHM – ancho a media altura) y el detector correspondiente, para aplicar la corrección recomendada.

#### 2.1.6.4. Envío de la Documentación a Fabricante

Con todas las mediciones realizadas y su pos-procesamiento, se procede al envío de toda la información a IBA Dosimetry, para posteriormente recibir un archivo con el modelado del haz de 6MV. Este archivo debe ser incorporado en “Beam Commissioning”, y de esta manera se completa esta etapa.

Aunque se puede crear de forma autónoma el mencionado modelo, se considera que se debe manejar un conocimiento muy profundo tanto en el software “Beam Commissioning” como en la relación TPS-LINAC, es muy importante poder avanzar de forma segura y continua, y posteriormente realizar procesos de mejora continua.

### 2.2.2. Calibración del Detector Dolphin

Los tres procesos que se describen a continuación, son requeridos para poder tener el sistema preparado para medir.

#### 2.2.2.1. Calibración Absoluta

Con el software “Beam Commissioning” y sistema Dolphin colocado en el cabezal del equipo se realizan los típicos procesos de Pre-irradiación (aproximadamente 550 UM – campo más grande), background durante un minuto, y la irradiación de un campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, obteniéndose los valores de cuentas equivalentes para 100 UM dentro de la configuración del detector.

Al momento de realizar la medición, se verifica que se puede emplear los sensores de presión y temperatura que dispone Dolphin o, en este caso, se realizará la medición de forma externa corroborando si existe diferencia alguna, con su correspondiente registro. Disponiendo estos sensores el sistema podrá realizar la corrección correspondiente en las futuras mediciones.

Cada vez que el equipo es preparado para medir, el sistema realiza un control de uniformidad de los detectores en la última etapa de la pre-irradiación y luego efectúa una verificación de pixel/es defectuoso/s durante el background. En el caso de presentar algún defecto o que se supere una tolerancia definida, se deberá repetir la calibración.

Finalmente, se descarta en este trabajo una característica del equipo que es el parámetro de Atenuación de Dolphin, que podría ser utilizado durante el tratamiento del paciente con dosimetría in-vivo, y es del orden del 7 al 8% aproximadamente según el fabricante.

#### 2.2.2.2. Calibración Geométrica

A continuación del punto anterior, se procede en otra pestaña del software a la irradiación nuevamente de un campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, que será empleado para encontrar el centro radiante

### 2.2.2.3. Calibración de sensores de Gantry y Colimador

Gracias a que el sistema está dotado de dos sensores, se requiere en primera instancia calibrar los mismos, para esto el software ofrece un wizard o conjunto de instrucciones (Fig. 22) para registrar las cuentas correspondientes para cada posición y sentidos de giro.

Una vez finalizada esta calibración el sistema se encuentra en condiciones de medir.

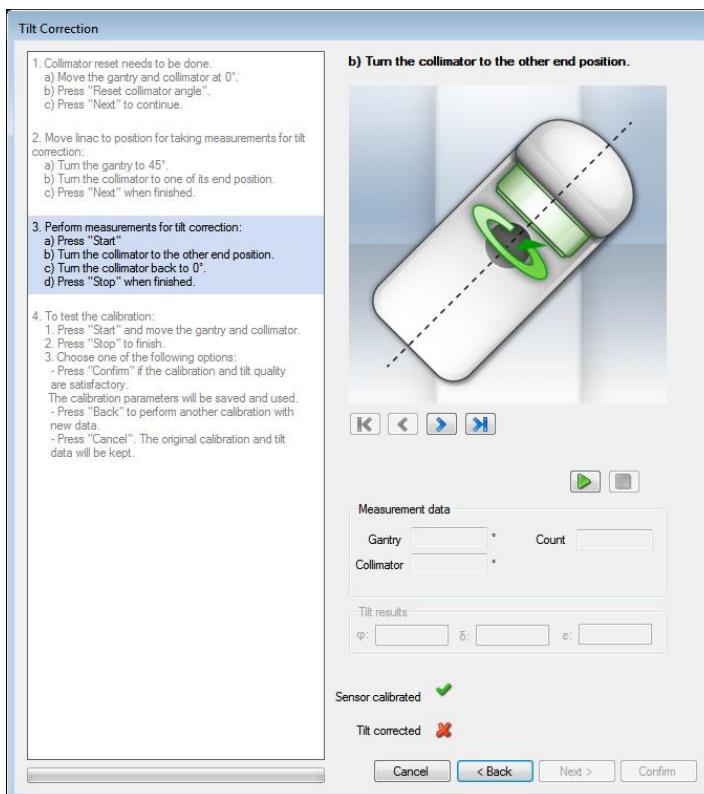


Fig. 22 - Calibración de sensores de Giro de Gantry y Colimador

### 2.2.3. Aplicar TECDOC 1583 a COMPASS

Se realizó el envío a COMPASS de las planificaciones que se utilizaron en la puesta en marcha de Monte Carlo - TPS bajo el protocolo TECDOC 1583 <sup>(17)</sup>, y se compararon los resultados con los obtenidos por las mediciones con conjunto dosimétrico en el fantoma CIRS.

Si bien este paso es para sistemas 3D de tratamiento, por el hecho de que tanto el cálculo de dosis de COMPASS como la medición con Dolphin no requieren el fantoma in-situ, y tratándose de que dispone heterogeneidades, se consideró relevante aprovechar la oportunidad.

Este proceso se llevó a cabo con seis planes (ya que dos contienen cuña y no se pueden calcular con Monte Carlo en TPS) y se resumen en la Tabla VI los parámetros de irradiación:

<b>Case 1: Testing for reference conditions based on CT data</b>				<b>Case 3: Significant blocking of the field corners</b>					
Inserto	Densidad	Campo	UM	Inserto	Densidad	Campo	UM		
1	Agua	Ant G0	265,2	3	Agua	Ant G0	267,5		
3									
5									
9				Pulmón					
10	Hueso			<b>Case 5: Automatic expansion and customized blocking</b>					
Inserto	Densidad	Campo	UM	Inserto	Densidad	Campo	UM		
2	Agua	Ant G0	229,3	7	Pulmón				
7	Pulmón								
<b>Case 4: Four field box</b>				<b>Case 6: Oblique incidence with irregular field and blocking the centre of the field</b>					
Inserto	Densidad	Campo	UM	Inserto	Densidad	Campo	UM		
5	Agua	ANT G0	63	3	Agua	OAI G45	245,5		
6	Pulmón								
10	Hueso								
5	Agua	Post G180	66,5	7	Pulmón				
6	Pulmón								
10	Hueso								
5	Agua	Lat Der G270	63,6	10	Hueso				
6	Pulmón								
10	Hueso								
5	Agua	Lat Izq G90	63,1	<b>Case 8: Non coplanar beams with couch and collimator rotation</b>					
6	Pulmón					Inserto	Densidad	Campo	UM
10	Hueso					5	Agua	LI G90	89,6
5	Agua			5	LD G270	89,4			
6	Pulmón			5	Camilla	104,4			
10	Hueso			5	SUMA				

Tabla VI - Configuración de los campos y mediciones para los 6 planes del TECDOC 1583

Se considera interesante agregar un análisis  $\gamma$  3 mm / 3% <1 para evaluar las heterogeneidades presentes en el fantoma y observar cómo las resuelve el modelo de COMPASS, bajo la plataforma 2D.

#### 2.2.4. Aplicar TG119 al cómputo y a la Reconstrucción de Dosis

Se decide implementar el protocolo TG119 de la AAPM, para reconocer el nivel de aceptación que tendrán los planes evaluados con el sistema Dolphin para el posterior uso clínico de forma segura en pacientes, como punto de partida.

Este protocolo, ofrece un set de imágenes tomográficas con estructuras y la receta de cómo construir 5 planes en el TPS. Al ser medidos permitirán reconocer que nivel de aceptación se dispone. Los casos poseen diferentes niveles de dificultad y serán aplicados para la técnica propuesta: IMRT Step&Shoot.

Los parámetros de configuración en TPS se ilustran en la Fig. 23, y se resaltan los siguientes:

- Grilla de cálculo de dosis de 3 mm
- Incertidumbre estadística 1% por cálculo \*
- Optimización de forma de Segmentos y Pilot Beamlets activa \*
- Área mínima del segmento de 1,5 cm<sup>2</sup>

- Ancho de segmento mínimo de 0,5 cm
- Suavizado de la Fluencia “medio” \*
- Cantidad mínima de 5 UM por segmento
- Cantidad máxima de segmentos por plan: 140

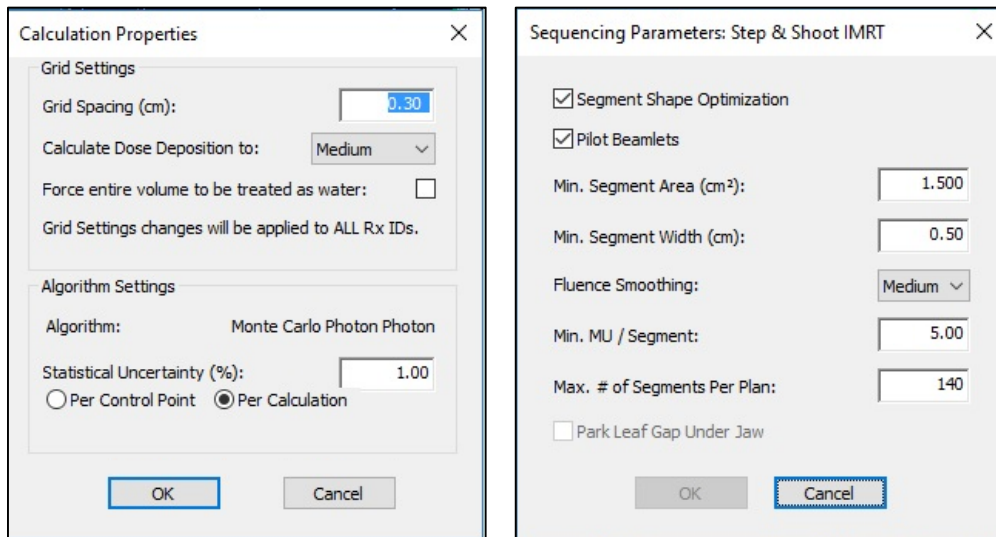


Fig. 23 - Configuración de los parámetros en TPS para IMRT S&S

Se destacan los puntos con asterisco que fueron tomados de la recomendación del fabricante para esta técnica de tratamiento exclusivamente.

A su vez, se menciona que se aplicó un criterio conservador, en limitar el área y el ancho mínimo del segmento, por los conocimientos de dosimetría de campos pequeños, teniendo presente que el modelado de TPS fue realizado hasta el campo más pequeño de 2x2 cm<sup>2</sup>.

La propuesta del documento es desarrollar planes sobre agua sólida, se utilizan los platos SP34, y se pueden realizar mediciones del siguiente tipo:

- Dosis absoluta con Cámara de ionización – medición en isocentro, y aplicar desplazamientos (superior, inferior, anterior y posterior). La recomendación es con un detector de volumen pequeño (no tipo Farmer), por lo que se decide emplear el detector CC13 junto al N<sub>DW</sub> del certificado del fabricante y electrómetro DOSE2, con la realización previa de un control cruzado del conjunto dosimétrico (FC-65G), este último paso no será presentado en esta oportunidad.
- Dosimetría por Film - La irradiación del film podrá ser del tipo Plan compuesto (dosis integral) o un film por cada campo de la IMRT.
- Control Paciente Específico: Medición con Dolphin. Se decide medir campo por campo para los casos 2 y 4 (7 y 9 campos respectivamente) y a su vez realizar los 5 casos con dosis integral ya que COMPASS-Dolphin están pensados para ser utilizados de esta forma. Se realizará la comparación de los mismos planos que film compuestos, dejando de

lado el modo de trabajo 3D. Es decir, en ambas situaciones se trabajará en el modo 2D de evaluación.

Una vez completado el proceso, el documento permite establecer un límite de confianza (LC) sobre la estadística de los resultados obtenidos, que permite conocer la situación del sistema propuesto, y si es razonable el uso clínico, teniendo que estudiar a fondo en aquellos casos de no superar esta instancia.

Finalmente, se realizará una revisión a nivel de la predicción de COMPASS contra las mediciones de Dolphin.

#### 2.2.5. Realizar un Control Paciente Específico para IMRT S&S

Una vez superada la instancia del punto anterior, se propone para el primer caso de tratamiento a paciente con cáncer de cuello uterino una planificación típica de pelvis, prescripción de 27 sesiones de 1,8 Gy/día CTV Pelvis + Útero ; 2 Gy/día a Parametrios y un refuerzo al Parametrio izquierdo de 2.16 Gy/día.

La planificación será enviada a COMPASS para computar y reconstruir dosis. Por otro lado, se replica el plan en agua sólida SP34, se envía el plano de dosis a MyQA Patients, se medirá con el conjunto dosimétrico en isocentro, y se irradiará con film EBT3 en el plano coronal. Finalmente se medirá con Dolphin el plan original del paciente. En todos los casos se trabajará con todos los ángulos de Gantry/Colimador planificado.

## CAPITULO 3

### 3.1. RESULTADOS

#### 3.1.1. Resultado de las Mediciones para Modelado COMPASS, adjuntado en Anexo B – Mediciones en Cuba 3D.

##### 3.1.1.1. PDD – Se adjuntan las curvas en B.1. PDD.




Scan color	Field detector	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	R100	R50	Dmax	D100	D200	Qi
	CC 13 SN 16854	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	1,39 cm	12,52 cm	100,00 %	58,87 %	31,24 %	0,612
	Razor Chamber ...	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	1,50 cm	12,70 cm	100,00 %	59,32 %	31,95 %	0,622
	PFD3G 10439	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	1,51 cm	12,67 cm	100,00 %	59,48 %	31,87 %	0,619

Tabla VII - Medición de PDD para tamaño de campo 2x2 para 3 detectores (CC13, RC y PFD) - myQA Accept




Scan color	Field detector	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	R100	R50	Dmax	D100	D200	Qi
	CC 13 SN 16854	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	Passed	1,62 cm	12,89 cm	100,00 %	60,05 %	32,05 %	0,616
	Razor Chamber ...	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	Passed	1,50 cm	13,06 cm	100,00 %	60,46 %	32,87 %	0,629
	PFD3G 10439	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	Passed	1,51 cm	13,10 cm	100,00 %	60,44 %	32,71 %	0,626

Tabla VIII - Medición de PDD para tamaño de campo 3x3 para 3 detectores (CC13, RC y PFD) - myQA Accept




Scan color	Field detector	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	R100	R50	Dmax	D100	D200	Qi
	CC 13 SN 16854	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	Passed	1,51 cm	13,67 cm	100,00 %	62,47 %	34,21 %	0,634
	PFD3G 10439	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	Passed	1,63 cm	13,70 cm	100,00 %	62,68 %	34,48 %	0,637
	Razor Chamber ...	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	Passed	1,39 cm	13,76 cm	100,00 %	62,57 %	34,36 %	0,636

Tabla IX - Medición de PDD para tamaño de campo 5x5 para 3 detectores (CC13, RC y PFD) - myQA Accept

Scan color	Field detector	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	R100	R50	Dmax	D100	D200	Qi
	CC 13 SN 16854	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	Passed	1,39 cm	14,93 cm	100,00 %	65,81 %	37,58 %	0,664
	PFD3G 10439	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	Passed	1,63 cm	15,03 cm	100,00 %	66,23 %	38,05 %	0,668
	Razor Chamber ...	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	Passed	1,51 cm	14,93 cm	100,00 %	65,91 %	37,79 %	0,667

Tabla X - Medición de PDD para tamaño de campo 10x10 para 3 detectores (CC13, RC y PFD) - myQA Accept

Scan color	Field detector	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	R100	R50	Dmax	D100	D200	Qi
	CC 13 SN 16854	40,00 cm	40,00 cm	90,00 cm	Passed	1,26 cm	17,71 cm	100,00 %	71,00 %	44,96 %	0,742

Tabla XI - Medición de PDD para tamaño de campo 40x40 para el detector CC13 - myQA Accept

Scan color	Field detector	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	R100	R50	Dmax	D100	D200	Qi
	CC 13 SN 16854	15,00 cm	15,00 cm	90,00 cm	Passed	1,38 cm	15,69 cm	100,00 %	67,40 %	39,67 %	0,686

Tabla XII - Medición de PDD para tamaño de campo 15x15 para el detector CC13 - myQA Accept

Scan color	Field detector	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	R100	R50	Dmax	D100	D200	Qi
	CC 13 SN 16854	20,00 cm	20,00 cm	90,00 cm	Passed	1,39 cm	16,27 cm	100,00 %	68,45 %	41,37 %	0,706

Tabla XIII - Medición de PDD para tamaño de campo 20x20 para el detector CC13 - myQA Accept

Scan color	Field detector	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	R100	R50	Dmax	D100	D200	Qi
	CC 13 SN 16854	30,00 cm	30,00 cm	90,00 cm	Passed	1,26 cm	17,14 cm	100,00 %	69,91 %	43,59 %	0,730

Tabla XIV - Medición de PDD para tamaño de campo 30x30 para el detector CC13 - myQA Accept

### 3.1.1.2. Perfiles - Se adjuntan las curvas en el Anexo B.2. Perfiles.

Scan color	Scan type	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	Deviation
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,83 cm	0,53 cm - 0,52 cm	0,00 cm	-
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,90 cm	0,55 cm - 0,55 cm	0,00 cm	-
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,05 %	100,04 %	2,04 cm	0,57 cm - 0,56 cm	0,00 cm	0,03 %
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,38 %	100,28 %	2,25 cm	0,60 cm - 0,60 cm	0,00 cm	0,20 %
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,50 %	100,40 %	2,25 cm	0,74 cm - 0,76 cm	0,05 cm	0,32 %
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,03 %	0,00 %	2,06 cm	0,67 cm - 0,70 cm	0,02 cm	0,03 %
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,94 cm	0,64 cm - 0,66 cm	0,04 cm	-
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,86 cm	0,61 cm - 0,64 cm	0,01 cm	-
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,83 cm	0,36 cm - 0,36 cm	0,00 cm	-
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,90 cm	0,38 cm - 0,40 cm	0,00 cm	-
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,26 %	0,00 %	2,03 cm	0,41 cm - 0,42 cm	0,00 cm	0,03 %
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,56 %	100,49 %	2,24 cm	0,47 cm - 0,47 cm	0,00 cm	0,33 %
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,55 %	100,32 %	2,26 cm	0,67 cm - 0,67 cm	0,02 cm	0,40 %
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,06 %	100,05 %	2,04 cm	0,59 cm - 0,60 cm	-0,01 cm	0,04 %
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,92 cm	0,55 cm - 0,55 cm	0,02 cm	-
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,85 cm	0,51 cm - 0,52 cm	-0,01 cm	-
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,86 cm	0,32 cm - 0,31 cm	0,00 cm	-
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,92 cm	0,34 cm - 0,34 cm	0,00 cm	-
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,23 %	0,00 %	2,05 cm	0,35 cm - 0,36 cm	0,00 cm	0,01 %
	Inline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,88 %	100,43 %	2,26 cm	0,39 cm - 0,37 cm	0,00 cm	0,36 %
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,27 %	100,24 %	2,22 cm	0,57 cm - 0,57 cm	0,07 cm	0,15 %
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	100,45 %	0,00 %	2,01 cm	0,50 cm - 0,51 cm	0,02 cm	0,13 %
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,89 cm	0,46 cm - 0,48 cm	0,04 cm	-
	Crossline	2,00 cm	2,00 cm	90,00 cm	-	-	0,00 %	1,81 cm	0,44 cm - 0,44 cm	-0,01 cm	-

Tabla XV - Medición de Perfiles para tamaño de campo 2x2 para 3 detectores (CC13, RC y PFD) y 4 profundidades (zmax, 5 cm, 10 cm y 20 cm) - myQA Accept

Scan color	Scan type	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	Deviation
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,82 %	100,71 %	2,82 cm	0,54 cm - 0,54 cm	0,00 cm	0,63 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,76 %	100,26 %	2,94 cm	0,57 cm - 0,57 cm	0,00 cm	0,70 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,79 %	100,15 %	3,11 cm	0,60 cm - 0,60 cm	0,00 cm	0,77 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	101,27 %	100,29 %	3,43 cm	0,63 cm - 0,63 cm	0,00 cm	1,17 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	101,89 %	100,49 %	3,38 cm	0,80 cm - 0,81 cm	0,02 cm	1,59 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	101,19 %	100,23 %	3,07 cm	0,72 cm - 0,73 cm	0,00 cm	1,01 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,99 %	100,11 %	2,90 cm	0,68 cm - 0,69 cm	0,02 cm	0,94 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,59 %	100,12 %	2,79 cm	0,64 cm - 0,65 cm	0,00 cm	0,58 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,68 %	100,65 %	2,77 cm	0,38 cm - 0,38 cm	0,00 cm	0,55 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,67 %	100,31 %	2,88 cm	0,41 cm - 0,41 cm	0,00 cm	0,34 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,79 %	100,45 %	3,04 cm	0,43 cm - 0,45 cm	0,00 cm	0,40 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	101,39 %	101,01 %	3,35 cm	0,50 cm - 0,51 cm	0,00 cm	0,95 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	101,61 %	100,63 %	3,38 cm	0,73 cm - 0,72 cm	0,00 cm	1,57 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,71 %	100,64 %	3,07 cm	0,63 cm - 0,62 cm	0,02 cm	0,62 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,83 %	100,36 %	2,90 cm	0,58 cm - 0,58 cm	0,00 cm	0,81 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,63 %	100,44 %	2,78 cm	0,54 cm - 0,52 cm	0,01 cm	0,37 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,36 %	100,27 %	2,75 cm	0,32 cm - 0,31 cm	0,00 cm	0,25 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	101,05 %	100,92 %	2,87 cm	0,36 cm - 0,35 cm	0,00 cm	0,69 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,59 %	100,27 %	3,02 cm	0,36 cm - 0,38 cm	0,00 cm	0,30 %
	Inline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	101,20 %	100,72 %	3,33 cm	0,40 cm - 0,41 cm	0,00 cm	0,76 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	101,59 %	101,02 %	3,34 cm	0,60 cm - 0,60 cm	0,07 cm	1,12 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	101,07 %	100,39 %	3,03 cm	0,53 cm - 0,52 cm	0,02 cm	0,93 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,60 %	100,34 %	2,88 cm	0,49 cm - 0,47 cm	0,02 cm	0,31 %
	Crossline	3,00 cm	3,00 cm	90,00 cm	-	100,50 %	100,48 %	2,75 cm	0,44 cm - 0,45 cm	-0,01 cm	0,34 %

Tabla XVI - Medición de Perfiles para tamaño de campo 3x3 para 3 detectores (CC13, RC y PFD) y 4 profundidades (zmax, 5 cm, 10 cm y 20 cm) - myQA Accept

Scan color	Scan type	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	Deviation
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	100,86 %	100,29 %	4,63 cm	0,55 cm - 0,55 cm	0,00 cm	0,66 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	101,43 %	100,28 %	4,82 cm	0,59 cm - 0,59 cm	0,00 cm	1,32 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	102,11 %	100,38 %	5,08 cm	0,63 cm - 0,63 cm	0,00 cm	1,99 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	102,98 %	100,31 %	5,60 cm	0,70 cm - 0,69 cm	0,00 cm	2,73 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	103,80 %	100,32 %	5,63 cm	0,89 cm - 0,88 cm	0,00 cm	3,65 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	102,56 %	100,37 %	5,09 cm	0,78 cm - 0,79 cm	-0,02 cm	2,35 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	102,06 %	100,28 %	4,83 cm	0,73 cm - 0,72 cm	0,00 cm	1,98 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	101,13 %	100,36 %	4,64 cm	0,67 cm - 0,68 cm	-0,02 cm	1,06 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	100,98 %	100,57 %	4,59 cm	0,39 cm - 0,38 cm	0,00 cm	0,52 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	101,58 %	100,55 %	4,77 cm	0,43 cm - 0,43 cm	0,00 cm	1,39 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	102,12 %	100,42 %	5,04 cm	0,49 cm - 0,48 cm	0,00 cm	1,87 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	102,89 %	101,68 %	5,56 cm	0,58 cm - 0,58 cm	0,00 cm	2,22 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	103,40 %	100,75 %	5,63 cm	0,78 cm - 0,78 cm	0,00 cm	2,58 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	102,46 %	100,52 %	5,09 cm	0,67 cm - 0,67 cm	0,02 cm	2,21 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	101,82 %	100,38 %	4,82 cm	0,60 cm - 0,61 cm	-0,01 cm	1,64 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	100,80 %	100,62 %	4,63 cm	0,54 cm - 0,54 cm	0,01 cm	0,60 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	100,87 %	100,67 %	4,62 cm	0,32 cm - 0,33 cm	0,00 cm	0,63 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	101,66 %	100,70 %	4,80 cm	0,36 cm - 0,35 cm	0,00 cm	1,02 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	101,87 %	100,69 %	5,06 cm	0,39 cm - 0,40 cm	0,00 cm	1,77 %
	Inline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	102,71 %	100,95 %	5,58 cm	0,45 cm - 0,46 cm	0,00 cm	2,20 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	102,37 %	100,49 %	5,59 cm	0,66 cm - 0,66 cm	0,06 cm	2,23 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	101,77 %	100,55 %	5,06 cm	0,56 cm - 0,56 cm	0,01 cm	1,57 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	101,39 %	100,51 %	4,79 cm	0,50 cm - 0,51 cm	0,02 cm	1,22 %
	Crossline	5,00 cm	5,00 cm	90,00 cm	-	101,23 %	100,86 %	4,61 cm	0,45 cm - 0,46 cm	-0,02 cm	0,74 %

Tabla XVII - Medición de Perfiles para tamaño de campo 5x5 para 3 detectores (CC13, RC y PFD) y 4 profundidades (zmax, 5 cm, 10 cm y 20 cm) - myQA Accept

Scan color	Scan type	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	Deviation
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	101,57 %	100,77 %	9,24 cm	0,56 cm - 0,56 cm	0,00 cm	1,56 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	102,69 %	100,83 %	9,59 cm	0,63 cm - 0,62 cm	0,00 cm	1,79 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	104,54 %	100,74 %	10,10 cm	0,71 cm - 0,71 cm	0,00 cm	3,94 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	106,08 %	100,85 %	11,13 cm	0,87 cm - 0,88 cm	0,00 cm	5,52 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	107,04 %	101,79 %	11,13 cm	1,08 cm - 1,08 cm	0,13 cm	6,55 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	105,11 %	101,55 %	10,11 cm	0,86 cm - 0,87 cm	0,11 cm	4,84 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	103,04 %	101,13 %	9,60 cm	0,75 cm - 0,76 cm	0,13 cm	2,46 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	101,71 %	100,54 %	9,24 cm	0,67 cm - 0,69 cm	0,10 cm	0,87 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	101,71 %	100,90 %	9,28 cm	0,56 cm - 0,56 cm	0,00 cm	1,45 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	102,67 %	100,87 %	9,63 cm	0,63 cm - 0,62 cm	0,00 cm	1,90 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	104,66 %	100,91 %	10,15 cm	0,72 cm - 0,71 cm	0,00 cm	4,10 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	105,98 %	100,84 %	11,18 cm	0,88 cm - 0,88 cm	0,00 cm	5,49 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	106,99 %	100,53 %	11,14 cm	1,07 cm - 1,08 cm	0,01 cm	6,43 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	105,03 %	100,54 %	10,11 cm	0,86 cm - 0,87 cm	-0,01 cm	4,72 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	103,15 %	100,51 %	9,60 cm	0,75 cm - 0,76 cm	0,01 cm	2,68 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	101,70 %	100,50 %	9,24 cm	0,67 cm - 0,69 cm	-0,01 cm	0,90 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	101,95 %	101,10 %	9,22 cm	0,40 cm - 0,40 cm	0,00 cm	1,76 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	102,64 %	101,21 %	9,57 cm	0,48 cm - 0,48 cm	0,00 cm	1,51 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	104,37 %	101,31 %	10,08 cm	0,57 cm - 0,57 cm	0,00 cm	3,51 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	106,00 %	101,38 %	11,10 cm	0,80 cm - 0,79 cm	0,00 cm	5,14 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	107,15 %	101,40 %	11,13 cm	1,02 cm - 0,99 cm	-0,01 cm	6,02 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	105,35 %	101,34 %	10,09 cm	0,75 cm - 0,75 cm	0,02 cm	4,53 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	103,54 %	101,25 %	9,58 cm	0,64 cm - 0,63 cm	-0,01 cm	2,78 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	101,78 %	101,21 %	9,22 cm	0,56 cm - 0,55 cm	0,02 cm	1,44 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	101,88 %	101,04 %	9,16 cm	0,34 cm - 0,33 cm	0,00 cm	1,84 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	102,40 %	101,18 %	9,51 cm	0,39 cm - 0,39 cm	0,00 cm	1,30 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	103,77 %	101,30 %	10,03 cm	0,45 cm - 0,45 cm	0,00 cm	2,98 %
	Inline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	105,26 %	101,34 %	11,04 cm	0,59 cm - 0,58 cm	0,00 cm	4,84 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	105,65 %	100,67 %	11,07 cm	0,81 cm - 0,80 cm	0,03 cm	5,05 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	104,09 %	100,58 %	10,04 cm	0,62 cm - 0,62 cm	0,03 cm	3,61 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	102,34 %	100,73 %	9,53 cm	0,52 cm - 0,53 cm	0,00 cm	1,65 %
	Crossline	10,00 cm	10,00 cm	90,00 cm	-	101,18 %	100,66 %	9,18 cm	0,46 cm - 0,46 cm	0,01 cm	1,14 %

Tabla XVIII - Medición de Perfiles para tamaño de campo 10x10 para 3 detectores (CC13 con 2 ref, RC y PFD) y 4 profundidades (zmax, 5 cm, 10 cm y 20 cm) - myQA Accept

Scan color	Scan type	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	Deviation
Yellow	Inline	15,00 cm	15,00 cm	90,00 cm	-	102,30 %	100,72 %	13,88 cm	0,58 cm - 0,57 cm	0,00 cm	2,30 %
Red	Inline	15,00 cm	15,00 cm	90,00 cm	-	103,23 %	101,16 %	14,41 cm	0,65 cm - 0,65 cm	0,00 cm	1,83 %
Blue	Inline	15,00 cm	15,00 cm	90,00 cm	-	104,57 %	100,80 %	15,16 cm	0,78 cm - 0,78 cm	0,00 cm	3,54 %
Green	Inline	15,00 cm	15,00 cm	90,00 cm	-	107,87 %	101,16 %	16,68 cm	1,07 cm - 1,07 cm	0,00 cm	7,07 %
Orange	Crossline	15,00 cm	15,00 cm	90,00 cm	-	108,19 %	100,84 %	16,66 cm	1,26 cm - 1,27 cm	0,01 cm	7,11 %
Dark Red	Crossline	15,00 cm	15,00 cm	90,00 cm	-	104,97 %	100,42 %	15,16 cm	0,94 cm - 0,96 cm	0,00 cm	4,14 %
Cyan	Crossline	15,00 cm	15,00 cm	90,00 cm	-	103,23 %	100,73 %	14,38 cm	0,78 cm - 0,80 cm	0,03 cm	2,03 %
Dark Green	Crossline	15,00 cm	15,00 cm	90,00 cm	-	101,56 %	100,45 %	13,85 cm	0,70 cm - 0,71 cm	0,00 cm	1,48 %

Tabla XX - Medición de Perfiles para tamaño de campo 15x15 para CC13 en 4 profundidades (zmax, 5 cm, 10 cm y 20 cm) - myQA Accept

Scan color	Scan type	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	Deviation
Purple	Inline	20,00 cm	20,00 cm	90,00 cm	-	103,11 %	101,19 %	18,52 cm	0,57 cm - 0,57 cm	0,00 cm	3,07 %
Dark Blue	Inline	20,00 cm	20,00 cm	90,00 cm	-	102,40 %	100,93 %	19,22 cm	0,67 cm - 0,67 cm	0,00 cm	2,34 %
Gold	Inline	20,00 cm	20,00 cm	90,00 cm	-	104,86 %	101,24 %	20,22 cm	0,82 cm - 0,83 cm	0,00 cm	3,04 %
Light Purple	Inline	20,00 cm	20,00 cm	90,00 cm	-	108,27 %	101,05 %	22,23 cm	1,26 cm - 1,25 cm	0,00 cm	7,07 %
Teal	Crossline	20,00 cm	20,00 cm	90,00 cm	-	108,47 %	100,56 %	22,19 cm	1,47 cm - 1,46 cm	0,01 cm	7,39 %
Pink	Crossline	20,00 cm	20,00 cm	90,00 cm	-	104,66 %	100,72 %	20,18 cm	0,99 cm - 1,00 cm	0,04 cm	3,62 %
Light Blue	Crossline	20,00 cm	20,00 cm	90,00 cm	-	102,13 %	100,58 %	19,18 cm	0,80 cm - 0,82 cm	0,01 cm	1,68 %
Dark Teal	Crossline	20,00 cm	20,00 cm	90,00 cm	-	102,16 %	100,82 %	18,49 cm	0,69 cm - 0,71 cm	0,04 cm	2,16 %

Tabla XIX - Medición de Perfiles para tamaño de campo 20x20 para CC13 en 4 profundidades (zmax, 5 cm, 10 cm y 20 cm) - myQA Accept

Scan color	Scan type	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	Deviation
Orange	Inline	30,00 cm	30,00 cm	90,00 cm	-	105,79 %	100,94 %	27,74 cm	0,58 cm - 0,58 cm	0,00 cm	5,75 %
Pink	Inline	30,00 cm	30,00 cm	90,00 cm	-	104,24 %	100,88 %	28,78 cm	0,70 cm - 0,70 cm	0,00 cm	4,22 %
Blue	Inline	30,00 cm	30,00 cm	90,00 cm	-	103,68 %	100,94 %	30,27 cm	0,92 cm - 0,93 cm	0,00 cm	1,91 %
Green	Inline	30,00 cm	30,00 cm	90,00 cm	-	110,18 %	101,13 %	33,25 cm	1,63 cm - 1,66 cm	0,00 cm	8,21 %
Yellow	Crossline	30,00 cm	30,00 cm	90,00 cm	-	110,04 %	100,76 %	33,23 cm	1,95 cm - 1,87 cm	0,12 cm	8,36 %
Dark Red	Crossline	30,00 cm	30,00 cm	90,00 cm	-	103,64 %	100,87 %	30,26 cm	1,10 cm - 1,09 cm	0,10 cm	1,84 %
Blue	Crossline	30,00 cm	30,00 cm	90,00 cm	-	103,88 %	101,15 %	28,77 cm	0,83 cm - 0,85 cm	0,12 cm	3,83 %
Dark Green	Crossline	30,00 cm	30,00 cm	90,00 cm	-	105,41 %	101,05 %	27,73 cm	0,70 cm - 0,71 cm	0,09 cm	5,17 %

Tabla XXI - Medición de Perfiles para tamaño de campo 30x30 para CC13 en 4 profundidades (zmax, 5 cm, 10 cm y 20 cm) - myQA Accept

Scan color	Scan type	Field size crossline	Field size inline	SSD	Status	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	Deviation
Orange	Inline	40,00 cm	40,00 cm	90,00 cm	-	106,99 %	101,05 %	36,92 cm	0,56 cm - 0,56 cm	0,00 cm	6,97 %
Dark Red	Inline	40,00 cm	40,00 cm	90,00 cm	-	105,34 %	101,04 %	38,30 cm	0,67 cm - 0,67 cm	0,00 cm	5,30 %
Cyan	Inline	40,00 cm	40,00 cm	90,00 cm	-	106,20 %	101,01 %	40,28 cm	0,91 cm - 0,91 cm	0,00 cm	3,48 %
Green	Inline	40,00 cm	40,00 cm	90,00 cm	-	114,67 %	101,19 %	44,21 cm	1,84 cm - 1,82 cm	0,00 cm	11,55 %
Purple	Crossline	40,00 cm	40,00 cm	90,00 cm	-	114,64 %	100,96 %	44,24 cm	2,21 cm - 2,05 cm	0,10 cm	11,90 %
Dark Blue	Crossline	40,00 cm	40,00 cm	90,00 cm	-	105,92 %	101,05 %	40,31 cm	1,17 cm - 1,15 cm	0,08 cm	2,99 %
Gold	Crossline	40,00 cm	40,00 cm	90,00 cm	-	104,93 %	101,13 %	38,33 cm	0,86 cm - 0,87 cm	0,10 cm	4,86 %
Purple	Crossline	40,00 cm	40,00 cm	90,00 cm	-	106,62 %	101,05 %	36,94 cm	0,70 cm - 0,72 cm	0,11 cm	6,37 %

Tabla XXII - Medición de Perfiles para tamaño de campo 40x40 para CC13 en 4 profundidades (zmax, 5 cm, 10 cm y 20 cm) - myQA Accept

### 3.1.1.3. Factores de Campo

A partir de los perfiles medidos se presentan en la Tabla XXIII los valores obtenidos del tamaño de campo tomado al 50% del eje central (FWHM).

TC	FWHM					
	CC13		RazorCh		PFD	
	in	cross	in	cross	in	cross
2x2	2,04	2,06	2,03	2,04	2,05	2,01
3x3	3,11	3,07	3,04	3,07	3,02	3,03
5x5	5,08	5,10	5,04	5,09	5,06	5,06

Tabla XXIII - Valores de FWHM medidos in-line y cross-line para cada detector

Se resumen las mediciones obtenidas para cada detector:

CC13	TC	L <sub>PROM</sub> [pA]	T[°C]	P[KPa]	L <sub>CORR</sub> [pA]	F <sub>CAMPO</sub>
	2	211,1	19,8	93,44	228,7	0,789
	3	227,1	19,7	93,44	246,0	0,849
	5	243,0	19,7	93,44	263,2	0,908
	10	267,6	19,7	93,5	289,8	1,000
	15	282,5	19,7	93,45	305,9	1,056
	20	293,0	19,7	93,46	317,3	1,095
	30	305,3	19,6	93,46	330,5	1,140
	40	308,5	19,6	93,46	333,9	1,152

Tabla XXIV - Factores de Campo para CC13

Razor CH	TC	L <sub>PROM</sub> [pA]	T[°C]	P[KPa]	L <sub>CORR</sub> [pA]	F <sub>CAMPO</sub>
	2	17,40	19,9	93,41	18,86	0,795
	3	18,50	19,9	93,4	20,06	0,845
	5	19,90	19,9	93,4	21,58	0,909
	10	21,89	19,9	93,42	23,73	1,000

Tabla XXV - Factores de Campo para Razor Chamber hasta 10x10

PFD	TC	L <sub>PROM</sub> [pA]	T[°C]	P[KPa]	L <sub>PROM</sub>	F <sub>CAMPO</sub>
	2	7,92	19,90	93,42	40,41	0,817
	3	8,28	19,90	93,42	40,53	0,854
	5	8,83	19,90	93,42	40,72	0,911
	10	9,69	19,90	93,42	41,00	1,000

Tabla XXVI - Factores de Campo para PFD hasta 10x10

### 3.1.2. Resultados del Modelo Creado

En la aplicación "Beam Modeling" se puede verificar las características del modelo de CC para la energía de 6MV, tales como:

➤ Espectro de energía (Fig. 24)

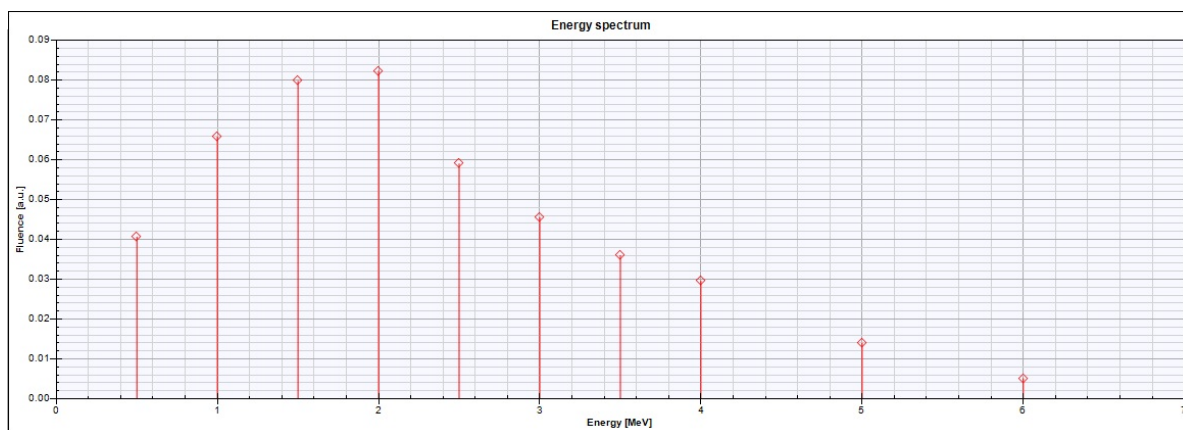


Fig. 24 - Espectro de Energía de los fotones en el modelo CC de COMPASS

➤ PDD (Fig. 25)

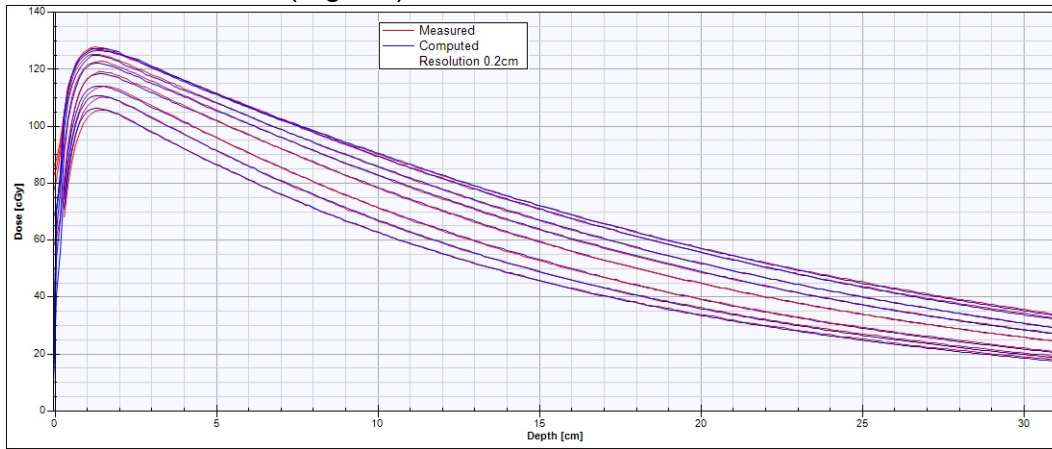


Fig. 25 - PDD cargados en el modelo CC de COMPASS

➤ Perfiles in-line (Fig. 26) y cross-line (Fig. 27)

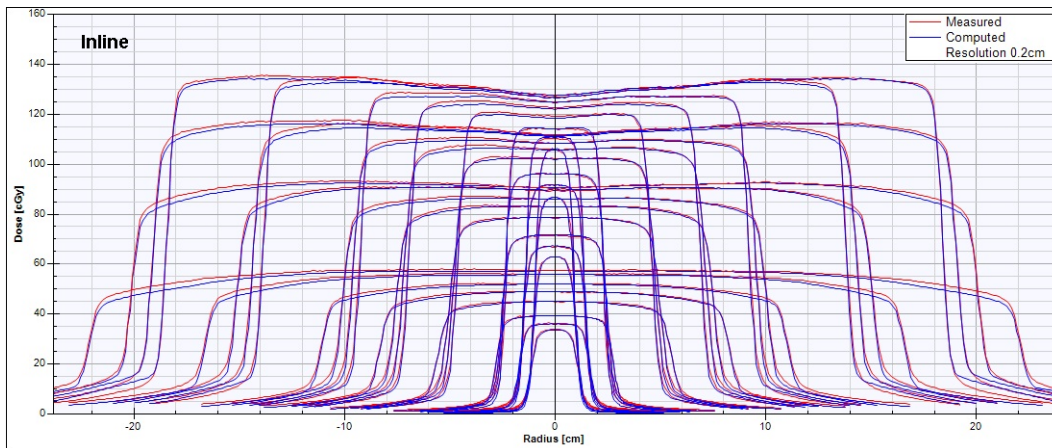


Fig. 26 - Perfiles in-line cargados en el modelo CC de COMPASS

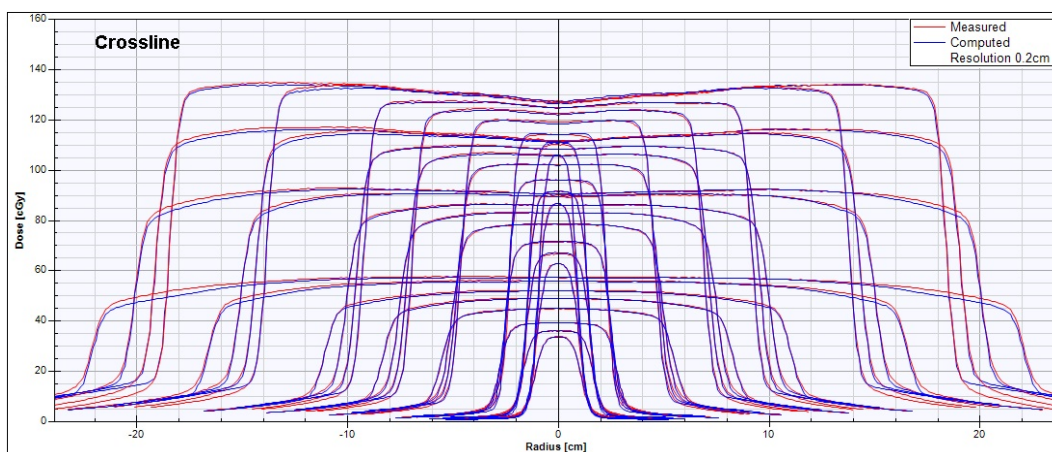


Fig. 27 - Perfiles cross-line cargados en el modelo CC de COMPASS

➤ Dimensiones del detector para cada tamaño de campo (Fig. 28)

Phantom size [cm]	Detector sizes		
51.00	Field size [cm]	Height [cm]	Width [cm]
Depth offset [cm]	2x2	0.20	0.20
0.00	3x3	0.20	0.20
<input type="checkbox"/> MLC retracted	5x5	0.20	0.20
	10x10	0.60	0.60
	15x15	0.60	0.60
	20x20	0.60	0.60
	30x30	0.60	0.60
	40x40	0.60	0.60

Fig. 28 Dimensiones del detector cargados para cada TC en el modelo CC de COMPASS

➤ Factores de Campo medidos en tabla y graficado el del Modelo

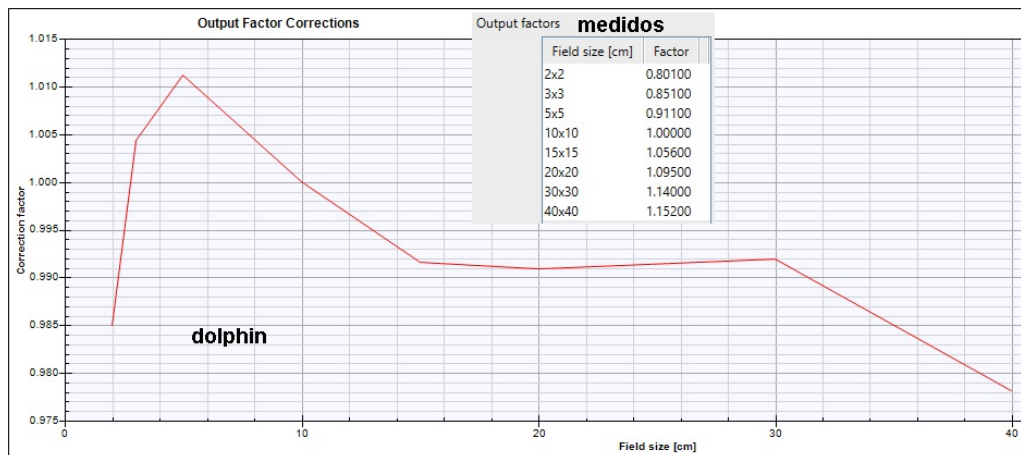


Fig. 29 - Factores de Campos medidos (en tabla) y resultante para Dolphin (gráfica) cargado en CC de COMPASS

### 3.1.3. Calibración del Detector Dolphin

Se estableció de forma exitosa la calibración de dosis absoluta y geométrica como se observa en las Fig. 30 y Fig. 31, respectivamente. En la primera se debe introducir para las condiciones de referencia la dosis absoluta sin la presencia del detector dolphin, y luego medir con el detector colocado. Se observaron 16296 cuentas para las 100 UM.

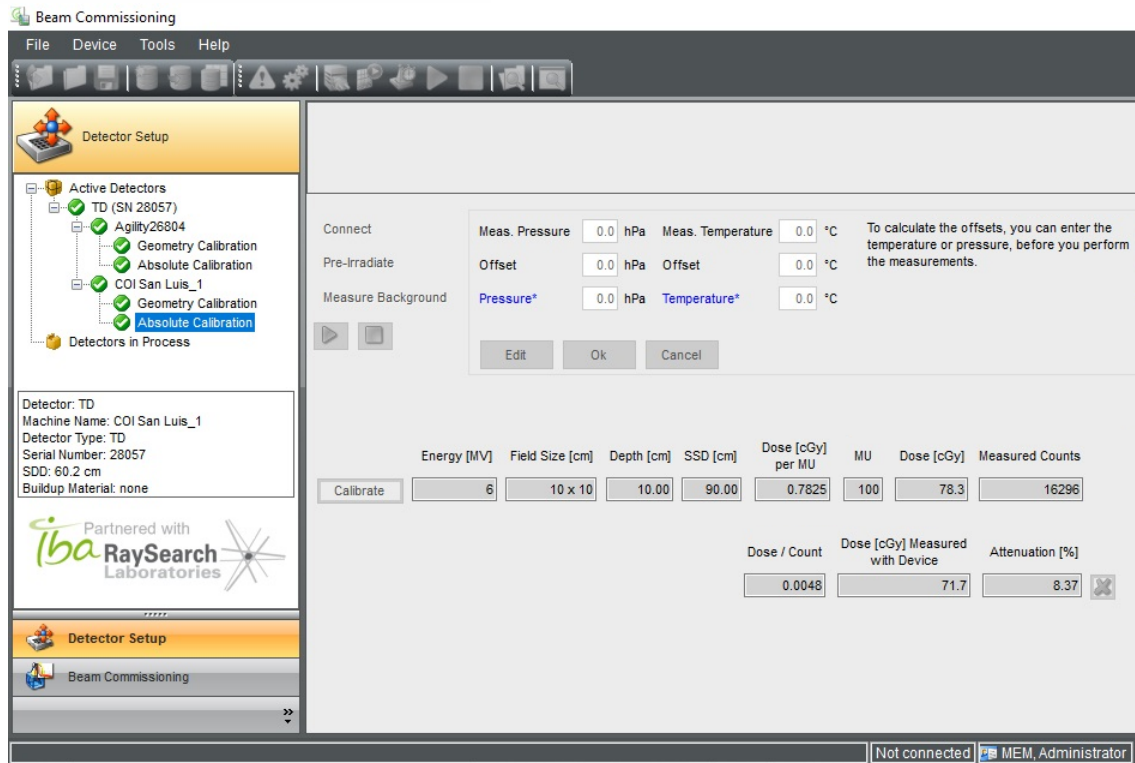


Fig. 30 - Calibración de Dosis Absoluta en Dolphin

El campo geométrico de referencia fue reportado de 10,1 x 10,1 cm<sup>2</sup>, ambas mediciones en condiciones de referencia.

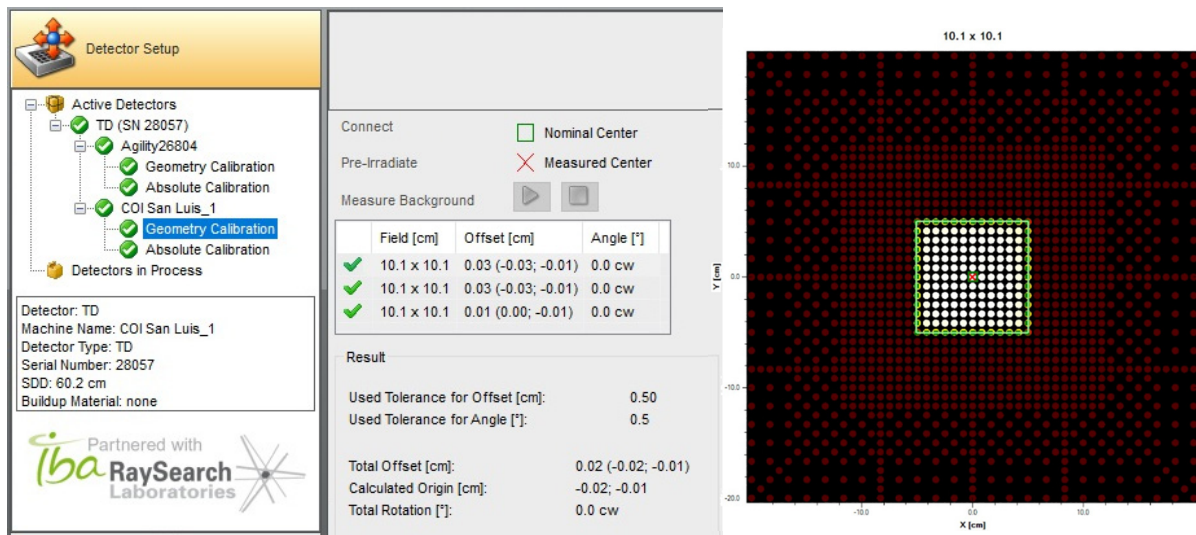


Fig. 31 - Calibración Geométrica de Dolphin

El software ilustra la medición de cada detector y marca sobre esta los borde de campo y el centro.

Con respecto a la calibración de los sensores internos que dispone el equipo se verificó perfecta coincidencia en presión y temperatura. Y con respecto a la posición de Gantry y Colimador, posterior a la calibración se

realizan movimientos en todo el rango verificando que ambos se encuentran en tolerancia (diferencias inferiores a 1°).

### 3.1.4. TECDOC 1583 en COMPASS

La Tabla XXVII presenta los resultados para los 6 casos del TECDOC1583, donde se encuentran las dosis medidas con cámara de ionización (en gris suave), los valores de dosis extraídos del TPS (en verde), los valores de dosis computada por COMPASS (gris) y sus diferencias porcentuales con respecto a la medición de referencia respectivamente. Se agrega una penúltima columna con la diferencia entre TPS y COMPASS, y la última columna dispone las tolerancias recomendadas en el documento.

	Inserto #	Densidad	Campo	UM	Medición Cam. Ion.	Monaco		Compass		Comparación	Tolerancia [%]
						MonteCarlo		Cálculo de Dosis		Mon vs Com	
						Dosis [Gy]	Dosis [Gy]	Dif Ref [%]	Dosis [Gy]	Dif Ref [%]	
Caso1	1	Agua	Ant G0	265,2	2,415	2,391	-1,18	2,416	0,06	-1,25	2
	3				2,002	1,975	-1,33	2,002	0,02	-1,35	2
	5				1,721	1,694	-1,37	1,722	0,03	-1,40	2
	9	Pulmón			0,182	0,19	0,38	0,18	-0,12	0,50	4
	10	Hueso			1,278	1,254	-1,18	1,275	-0,13	-1,05	3
Caso2	3	Agua	Ant G0	267,5	2,019	1,974	-2,21	1,976	-2,11	-0,10	3
Caso4	5	Agua	ANT G0	63	0,505	0,499	-1,19	0,505	0,00	-1,19	2
	6	Pulmón			0,038	0,038	0,09	0,041	0,68	-0,59	4
	10	Hueso			0,371	0,366	-1,07	0,37	-0,28	-0,79	3
	5	Agua	Post G180	66,5	0,445	0,452	1,66	0,457	2,78	-1,12	3
	6	Pulmón			0,047	0,044	-0,73	0,046	-0,28	-0,45	3
	10	Hueso			0,637	0,635	-0,39	0,636	-0,17	-0,22	4
	5	Agua	Lat Der G270	63,6	0,494	0,5	1,15	0,501	1,36	-0,20	3
	6	Pulmón			0,670	0,674	0,81	0,677	1,42	-0,61	3
	10	Hueso			0,042	0,044	0,50	0,046	0,90	-0,40	4
	5	Agua	Lat Izq G90	63,1	0,496	0,497	0,18	0,496	-0,02	0,20	3
6	Pulmón	0,335			0,335	-0,04	0,336	0,17	-0,20	4	
10	Hueso	0,042			0,042	0,02	0,046	0,82	-0,81	3	
	5	Suma			1,940	1,948	0,41	1,958	0,9237	-0,52	-
	6				1,090	1,091	0,05	1,104	1,2858	-0,67	-
	10				1,092	1,087	-0,24	1,099	0,6767	-0,62	-
Caso5	2	Agua	Ant G0	229,3	1,985	1,995	0,51	2,007	1,12	-0,60	2
	7	Pulmón			1,720	1,717	-0,14	1,72	0,01	-0,15	4
Caso6	3	Agua	OAI G45	245,5	2,046	2,02	-1,29	2,026	-1,00	-0,29	3
	7	Pulmón			1,144	1,113	-1,52	1,131	-0,64	-0,88	4
	10	Hueso			0,136	0,13	-0,27	0,148	0,607	-0,88	5
Caso8	5	Agua	LI G90	89,6	0,669	0,663	-0,97	0,672	0,38	-1,34	3
	5		LD G270	89,4	0,660	0,664	0,64	0,672	1,85	-1,21	3
	5		Camilla	104,4	0,676	0,665	-1,63	0,678	0,30	-1,92	3
	5		SUMA			2,005	1,992	-0,66	2,023	0,009	-1,55

Tabla XXVII - Resultados del TECDOC 1583 (6 casos) en el cómputo de dosis de COMPASS (DCC) en gris con su diferencia de la medición, se expone previamente el resultado obtenido con MC del TPS y su diferencia. Luego la comparación entre MC-TPS y DCC-COMPASS. Finalmente, en amarillo la tolerancia admitida.

Por otro lado, al aplicar el análisis  $\gamma$  3 mm / 3% <1 en el modo de visualización 2D en COMPASS (umbral 10% - Norm: Global), se seleccionó el plano axial del CIRS donde se realizaron las mediciones con CI, se encontraron los siguientes resultados:

Plano XZ	-58,3	Gamma
CASO	<b>Campo</b>	3mm/3%
1	Ant G0	99,79
3	Ant G0	99,91
4	ANT G0	99,91
	Post G180	98,37
	Lat Der G270	99,83
	Lat Izq G90	99,84
	Suma	99,73
5	Ant G0	99,82
6	OAI G45	99,95
8	LI G90	99,89
	LD G270	99,91
	Camilla	99,99
	Suma	99,89
Media		99,76
Desv Est		0,42
Confidence Limit		1,07
CL = (100-mean) + 1.96 σ		98,93

Tabla XXVIII - Resultados del Análisis Gamma para los 6 casos del TECDOC 1583 - evaluación sobre plano axial en isocentro, comparación entre MC-TPS y Dosis Computada por COMPASS (DCC)

Se adjuntan imágenes para los 6 casos en el Anexo C – TECDOC 1583 donde se observan los resultados de la tabla.

### 3.1.5. Mediciones del Reporte TG119

#### 3.1.5.1. Mediciones con Cámara CC13 vs TPS

En la tomografía se dibujó el volumen sensible de la CC13 como una estructura para cada punto de medición, para asignar el valor promedio al punto en cuestión, tal como lo indican las instrucciones.

A continuación se ilustra la Tabla XXIX del Excel disponible en la página de la AAPM:

Chamber type	CC13	Volume	0.13CC				
Planned dose should be an average over the chamber volume							
<b>Chamber measurements</b>			<b>Confidence Limit Reference</b>		0,045	0,047	
Test	Location	Prescribed			High dose region	Lower dose region	
		Dose/Fraction	Measured dose	Planned dose	(measured - plan)/prescribed	(measured - plan)/prescribed	
MultiTarget	Isocenter	200	224,73	221,65	0,0154		
	4 cm superior		119,90	118,40		0,0075	
	4 cm inferior		72,55	79,48		-0,0347	
Prostate	Isocenter	200	204,61	202,21	0,0120		
	3 cm posterior		154,29	152,66		0,0081	
Head/Neck	Isocenter	200	325,74	325,60	0,0007		
	4.0 cm posterior		129,03	128,90		0,0007	
CShape (easy)	Isocenter	200	43,55	43,31		0,0012	
	2 cm anterior		214,97	217,80	-0,0142		
CShape (hard)	Isocenter	200	39,63	36,77		0,0143	
	2 cm anterior		205,36	210,40	-0,0252		
					Mean	-0,0023	-0,0005
					Standard deviation	0,0173	0,0175
					Confidence Limit	0,0361	0,0347
					CL =  mean  + 1.96 σ		

Tabla XXIX - Resultados para las mediciones con Cámara de Ionización para regiones de alta y baja dosis, planilla provisto en el TG-119 de la AAPM

Se obtiene para las regiones de alta dosis  $-0.0023 \pm 0.0173$ , y para regiones de baja dosis  $-0.0005 \pm 0.0175$  lo que resulta en el límite de confianza (LC) de 0.0361 y 0.0347 respectivamente.

### 3.1.5.2. Mediciones con Film – Plano de dosis Integral

En estos resultados se incorporan, en la misma planilla provista, los obtenidos para el cómputo de dosis de COMPASS (DCC) y la Dosis Reconstruida de COMPASS (DRC), tal como lo ilustra la . Para realizar las pruebas, se irradió respetando ángulos de Gantry y colimador.

Para las mediciones con film y en COMPASS la evaluación se configuró con un umbral de dosis del 10%, con la opción global y se trabajó con  $3 \text{ mm} / 3\% < 1$ . En el Anexo D – TG 119 se adjuntan las imágenes de la evaluación realizada. Solamente en el caso 3 se requirió normalizar la distribución de dosis del Film con la medición realizada con la cámara de ionización.

Para las mediciones realizadas con la dosis computada por COMPASS (DCC) y la dosis reconstruida por COMPASS (DRC) se configura en el Modo 2D el mismo umbral del 10%, la opción “Reference Dose Max” que sería equivalente a Global y  $3 \text{ mm} / 3\% < 1$ .

Compuesto	Plano	%Gamma Pass		
		FILM EBT3	DCC	DRC
MultiTarget	Isocenter	100	99,97	99,99
Prostate	Isocenter	100	99,96	99,98
	2.5 cm posterior	100	99,99	100
Head/Neck	Isocenter*	99,9	100	100
	4.0 cm posterior*	99,9	99,99	99,99
CShape (easy)	Isocenter	99,7	99,73	99,78
	2.5 cm anterior	100	99,55	99,64
CShape (hard)	Isocenter	99,3	99,86	99,87
	2.5 cm anterior	100	99,76	99,86
	Mean	99,9	99,9	99,9
	Sigma	0,23	0,16	0,13
	Confidence Limit	0,59	0,44	0,35
	100 - CL	99,4	99,6	99,7
CL = (100-mean) + 1.96 $\sigma$				

Tabla XXX - Resultados en Film irradiados con True Composite (TC), resultados comparados con la Dosis Computada (DCC) y Reconstruida (DRC) por Compass en la Planilla del TG119

### 3.1.5.3. Mediciones Film Campos individuales

Se seleccionaron los casos 2 - “Prostate” y 4 - “CShape easy” a modo de seleccionar uno simple y uno intermedio, pensando también en las dimensiones del films disponibles, realizando la evaluación con respecto al plano coronal a la altura del isocentro.

Field-by-Field	FILM EBT3		Dosis Computada (DCC)		Dosis Reconstruida (DRC)	
	Caso2	Caso4	Caso2	Caso4	Caso2	Caso4
% Gamma Pass	Prostate	CShape (easy)	Prostate	CShape (easy)	Prostate	CShape (easy)
1	95,9		99,84	99,47	99,88	99,79
2	97,4	99	99,88	99,67	99,94	99,48
3	99,5	96,8	99,88	99,89	99,94	99,87
4	99	98,4	99,96	99,88	99,92	99,92
5	99,9	99,4	99,92	99,96	99,96	99,9
6	97,6	99,4	99,92	99,88	99,96	99,8
7	99,7	96,3	99,8	99,98	99,99	99,92
8		90,7		99,97		99,87
9		100		99,95		99,48
mean	98,43	97,5	99,89	99,85	99,94	99,78
	Overall Mean	97,93	Overall Mean	99,87	Overall Mean	99,85
	Overall Sigma	2,41	Overall Sigma	0,13	Overall Sigma	0,15
	Confidence Limit	6,79	Confidence Limit	0,39	Confidence Limit	0,45
	CL = (100-mean) + 1.96 σ		CL = (100-mean) + 1.96 σ		CL = (100-mean) + 1.96 σ	

Tabla XXXI - Resultados del análisis Gamma para los casos 2 y 4 del TG119, se ilustran los valores obtenidos en Film, Dosis Computada(DCC) y Dosis Reconstruida (DRC)

De esta manera se observa una media general de casi 98% con un  $\sigma = 2,4\%$ , y un LC de 6,8% para Film.

Mientras que en COMPASS vemos desviaciones estándar muy pequeñas y elevado valor en la media, arrojando un LC de 0,4% y 0,5% para DCC y DRC respectivamente.

Por dificultades técnicas se anuló el film del campo 1 del caso 4.

#### 3.1.1.4. Mediciones con Dolphin

A modo de ejemplo se ilustra en la Fig. 32 la predicción que realiza COMPASS por medio de su modelo de CC, de lo que sería la respuesta del detector en función del RTPlan recibido de TPS (UM, MLC, Jaws). Luego se realiza la medición propiamente dicha y se puede realizar la comparación de forma directa.

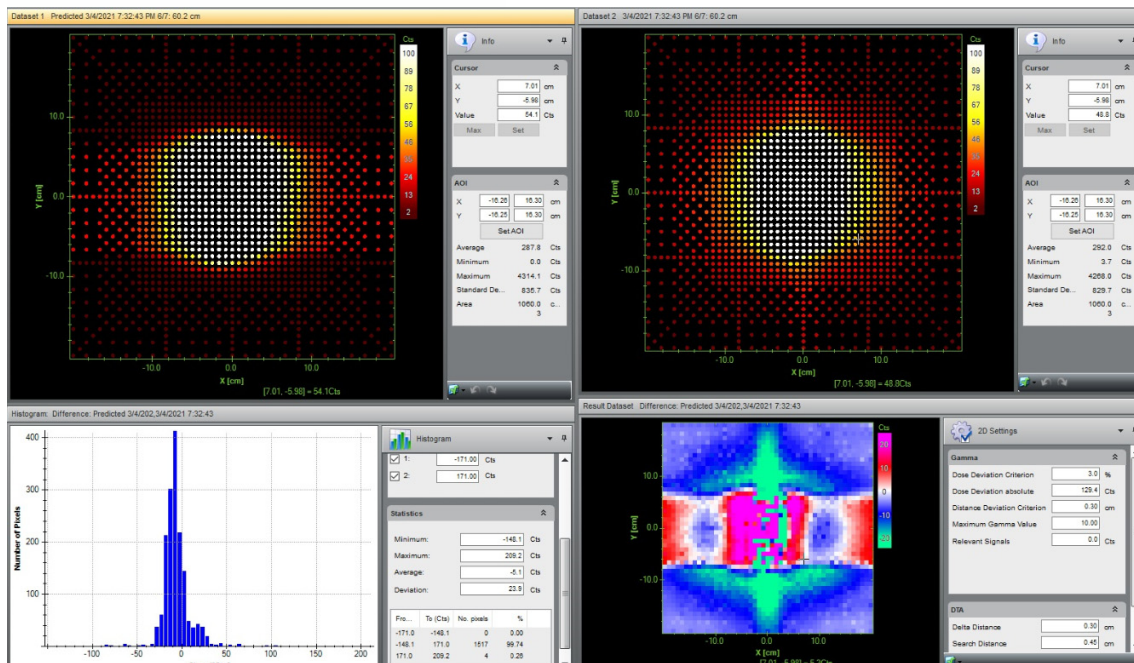


Fig. 32 - Comparación 1 de la Fig. 6 - Predicción de COMPASS vs Medición de Dolphin

Se puede observar, en la parte superior izquierda la predicción de COMPASS y a la derecha la medición de Dolphin. En la parte inferior izquierda se visualiza un histograma N° de pixel / señal expresada en cuentas, resultante de la diferencia de cuentas entre lo predicho menos lo medido que es la imagen inferior derecha.

### 3.1.6. Control QA Paciente Específico

La planificación realizada (Fig. 33) contó con 7 campos (G0, G51, G102, G153, G204, G255 y G306) con 698 UM en total y 68 segmentos.

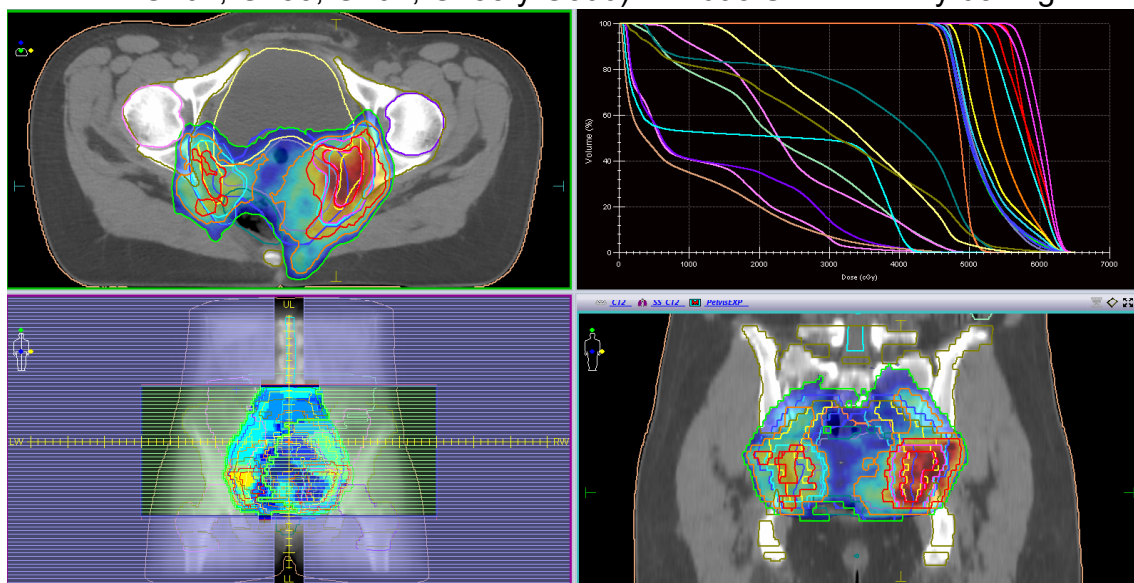


Fig. 33 - Planificación IMRT en TPS de un tratamiento de pelvis, cortes axial y coronal, DVH y BEV

Para realizar la medición, se replicó el plan del paciente en Agua Sólida. En la Fig. 34 se visualiza arriba a la derecha el plano coronal que será comparado con el Film:

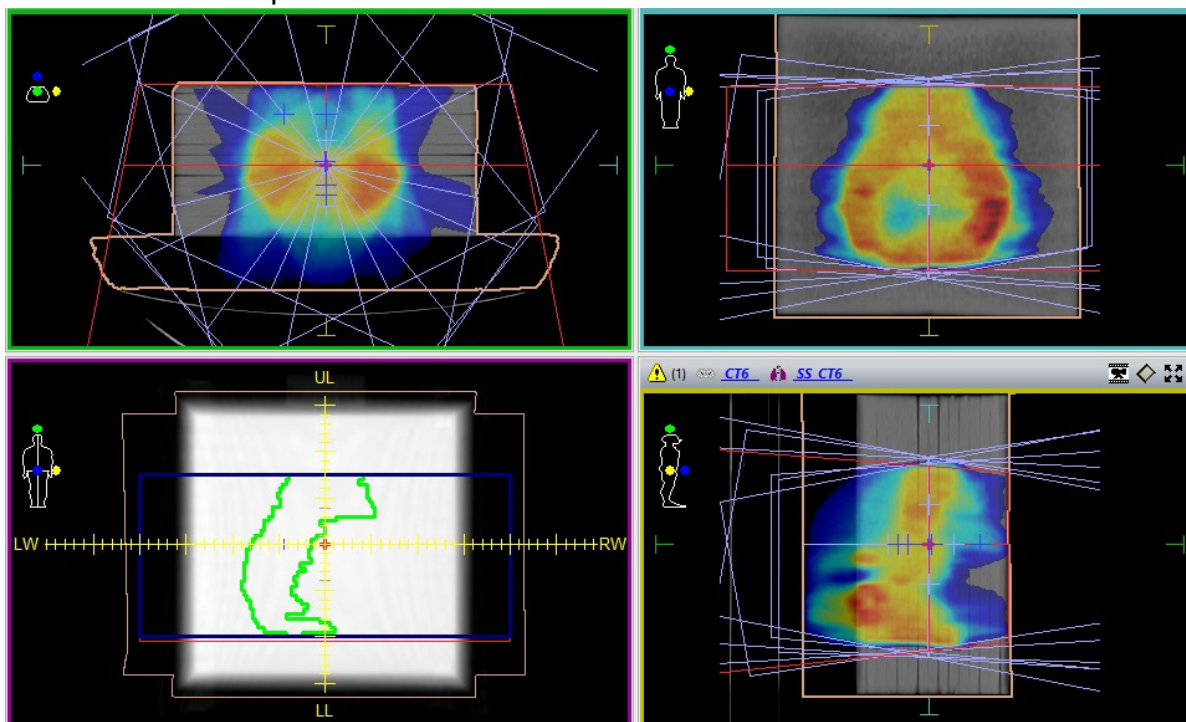


Fig. 34 - Planificación IMRT replicada en Agua Sólida, los tres cortes en isocentro - TPS

La medición en isocentro con cámara de ionización (CC13 + DOSE2) reflejó 180.8 cGy, dando como resultado una diferencia de - 0,2% con lo planificado, (normalizado con lo medido).

		Lectura [nC]	P (hPa)	T (°C)	kTP	NDw [Gy7C]	kqgo	Dosis	Ref Monaco
CASO 1	campo	-7,97	92,9	25	1,109	27,17	0,995	-239,0	
	1	0,939	92,9	25	1,109	27,17	0,995	28,2	
	2	1,073	92,9	25	1,109	27,17	0,995	32,2	
	3	1,136	92,9	25	1,109	27,17	0,995	34,1	
	4	0,529	92,9	25	1,109	27,17	0,995	15,9	
	5	0,892	92,9	25	1,109	27,17	0,995	26,7	
	6	0,52	92,9	25	1,109	27,17	0,995	15,6	
	7	0,938	92,9	25	1,109	27,17	0,995	28,1	
	<b>total</b>	<b>6,027</b>	<b>92,9</b>	<b>25,2</b>	<b>1,110</b>	<b>27,17</b>	<b>0,995</b>	<b>180,8</b>	<b>180,44</b>
								Dif	<b>- 0,21%</b>

Tabla XXXII - Medición de dosis integral del plan con Cámara de Ionización y comparación con el TPS

Con respecto al Film ver Fig. 35, se empleó MyQA Patients alcanzando un 100% de los puntos analizados con un índice  $\gamma$  3 mm / 3% <1 se remarca que la zona deseada de evaluar, pensando en la curva de isodosis del 50% es de 19 cm x 19 cm, teniendo presente los bordes descartados quedó una pequeña parte del campo fuera del film. La comparación se realizó en absoluta y no se requirió normalización.

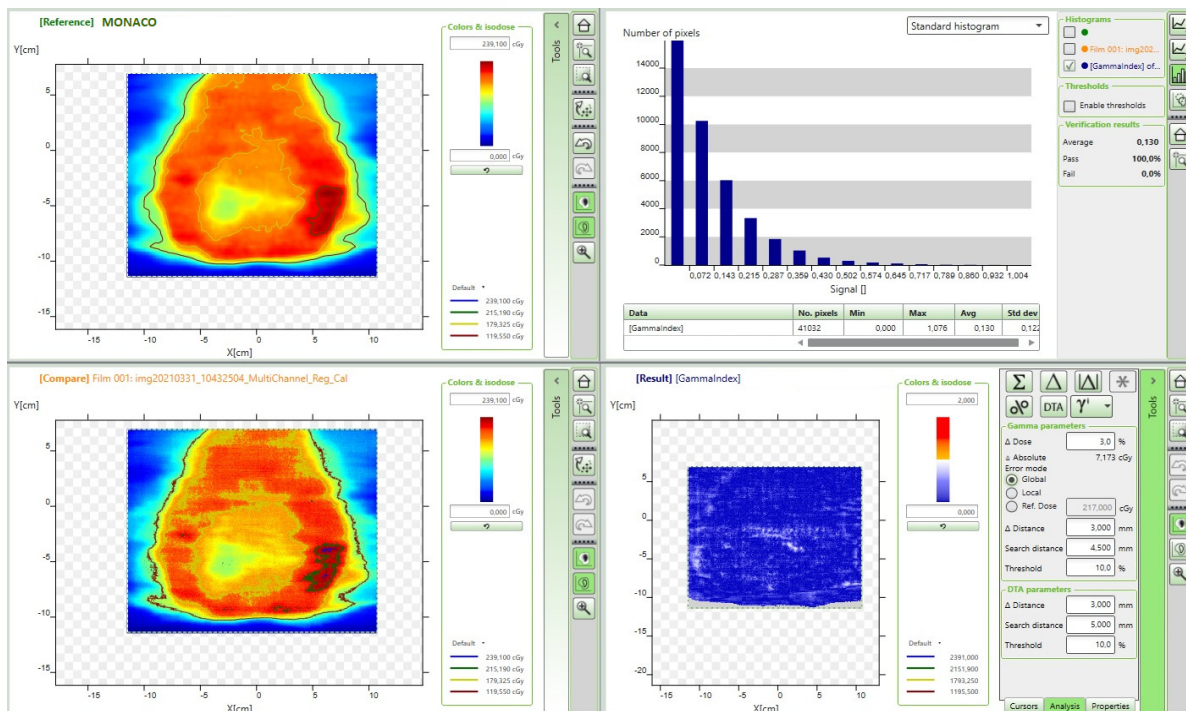


Fig. 35 - myQA Patients - Comparación del plan en TPS (arriba a la izq) vs Film EBT3 irradiado en agua sólida (abajo a la izq). Se ilustra el análisis Gamma (abajo a la der) con su histograma (arriba a la der)

Se exploraron los diversos perfiles, a modo de ejemplo se ilustran dos para cross-line y dos para in-line en la Fig. 36, buscando pasar por altas y bajas regiones de dosis.

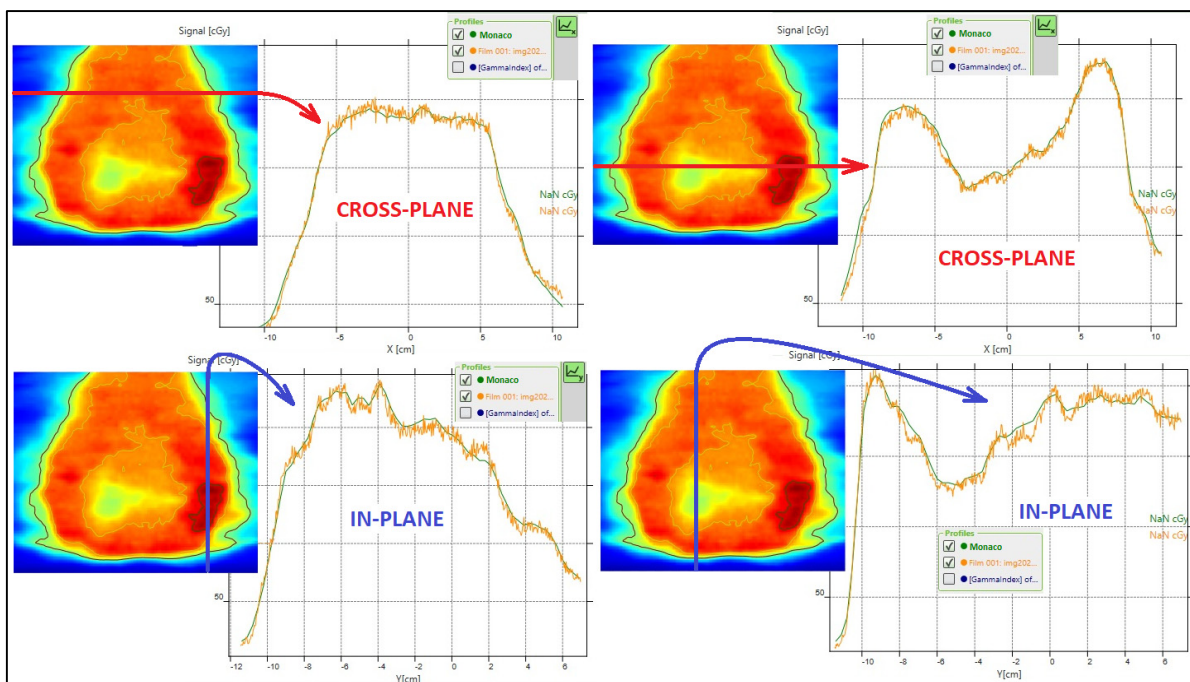


Fig. 36 - myQA Patients - Perfiles marcados sobre film con líneas rojas y azules: cross-plane e in-plane respectivamente. Perfil en TPS y Film ilustrado con color verde y naranja respectivamente.

Finalmente, trabajando con COMPASS se buscó el plano coronal (parte inferior de las Fig. 37 y Fig. 38) y se obtuvieron los siguientes resultados para DCC y DCR: 98.96% y 96.98% respectivamente para la evaluación  $\gamma$  3 mm / 3% <1. Se ilustran los histogramas para cada corte.

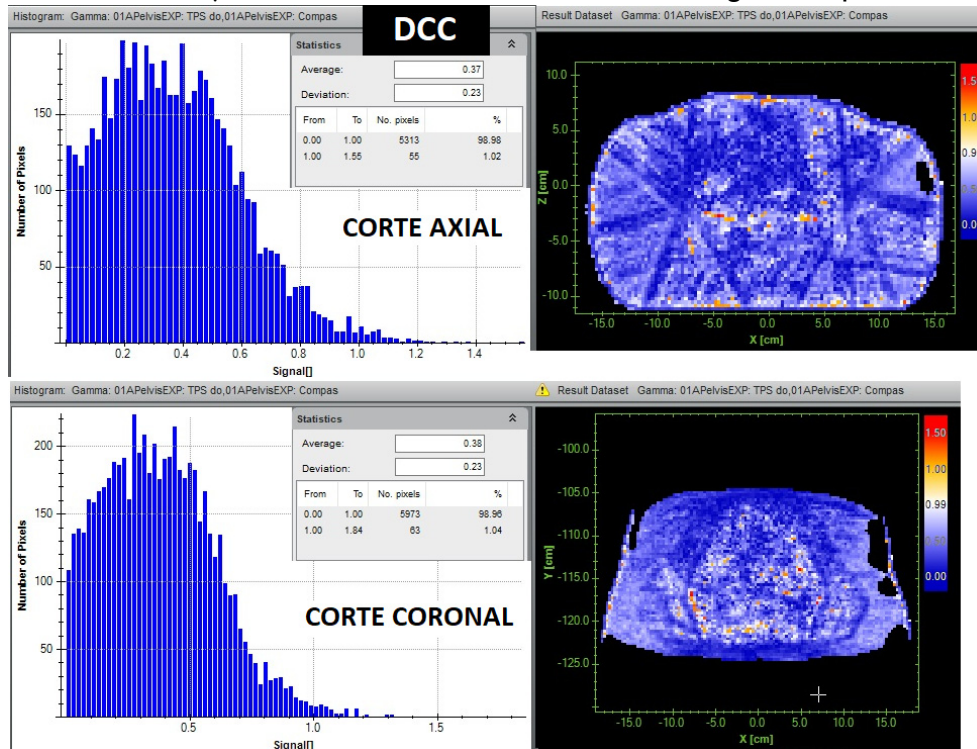


Fig. 37 - Evaluación 2D en Compass: TPS vs Dosis Computada por Compass (DCC), arriba histograma y corte axial, abajo histograma y corte coronal (idem en film)

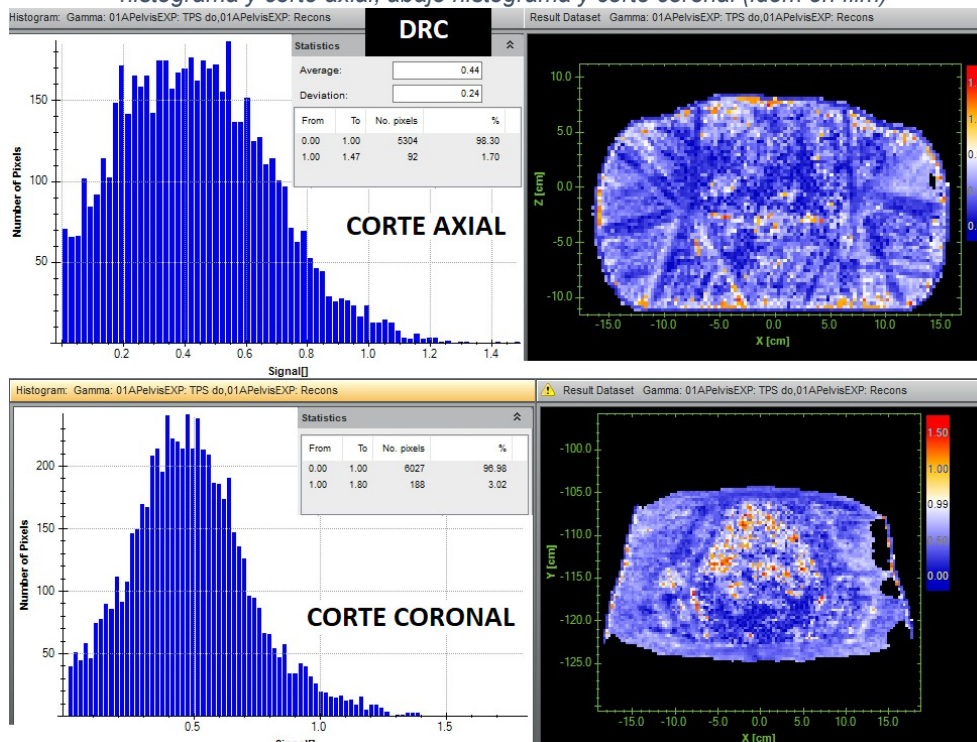


Fig. 38 - Evaluación 2D en Compass: TPS vs Dosis Reconstruida por Compass (DRC), arriba histograma y corte axial, abajo histograma y corte coronal (idem en film)

Se agregó un corte axial a la altura del isocentro y los resultados son 98.98% y 98.3% DCC y DCR respectivamente (parte superior de las Fig. 37 y Fig. 38).

### 3.2. ANALISIS DE LOS RESULTADOS

#### 3.2.1. Curvas Finales para construir el modelo COMPASS

##### 3.2.1.1. Mediciones Relativas: PDD

Luego del análisis, se decide presentar como curvas finales para el modelo las presentadas en la Fig. 39, resultantes de la siguiente manera:

- Campos 2x2 y 3x3: promedio entre Razor Chamber y PFD.
- Campo 5x5: promedio entre Razor Chamber, PFD y CC13
- Campos 10x10 a 40x40: solamente la cámara CC13.

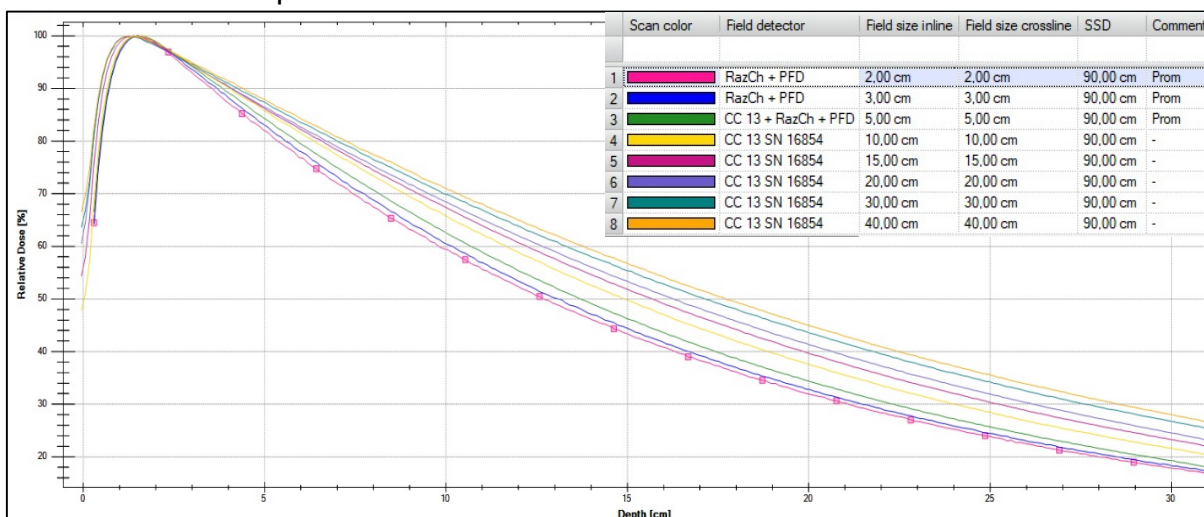


Fig. 39 - PDD finales, 2x2 y 3x3 promediado con RC y PFD. 5x5 promediado con CC13, RC y PFD. 10x10 en adelante con CC13

##### 3.2.1.2. Mediciones Relativas: Perfiles

Luego del pos-proceso de todas las mediciones realizadas, se decidió descartar algunas y presentar curvas finales de la siguiente manera:

- Campos 2x2 y 3x3: promedio entre Razor Chamber y PFD (ver Fig. 40 y Fig. 41).

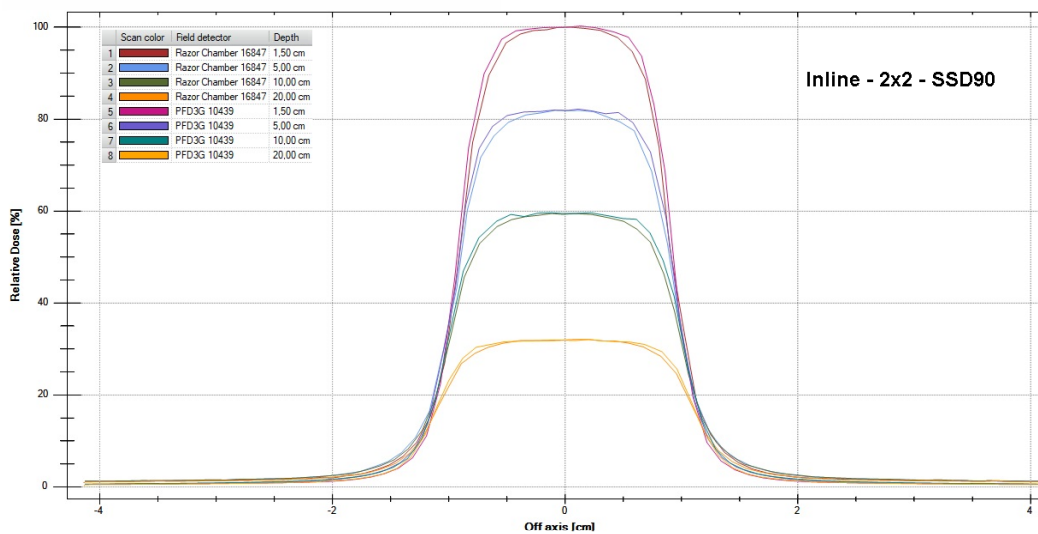


Fig. 40 – Perfiles 2x2 in-line para las 4 profundidades (1,5cm; 5cm; 10cm y 20cm) y para 2 detectores (RC y PFD)

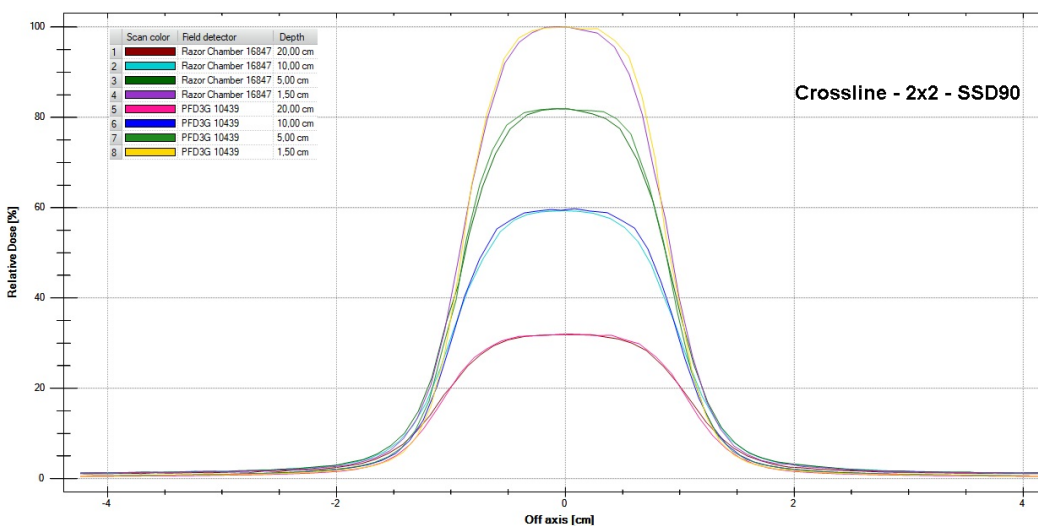


Fig. 41 - Perfiles 2x2 cross-line para las 4 profundidades (1,5cm; 5cm; 10cm y 20cm) y para 2 detectores (RC y PFD)

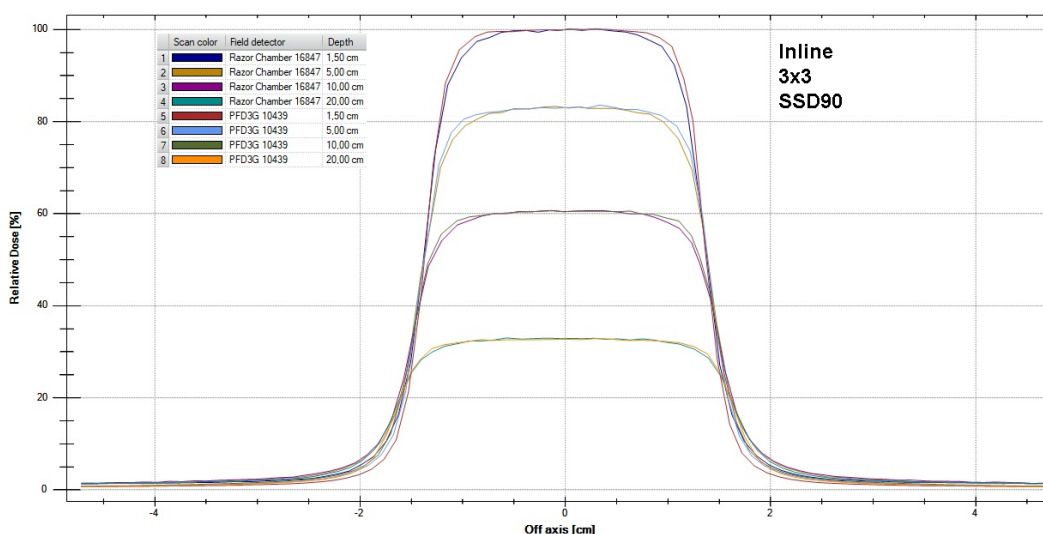


Fig. 42 - Perfiles 3x3 in-line para las 4 profundidades (1,5cm; 5cm; 10cm y 20cm) y para 2 detectores (RC y PFD)

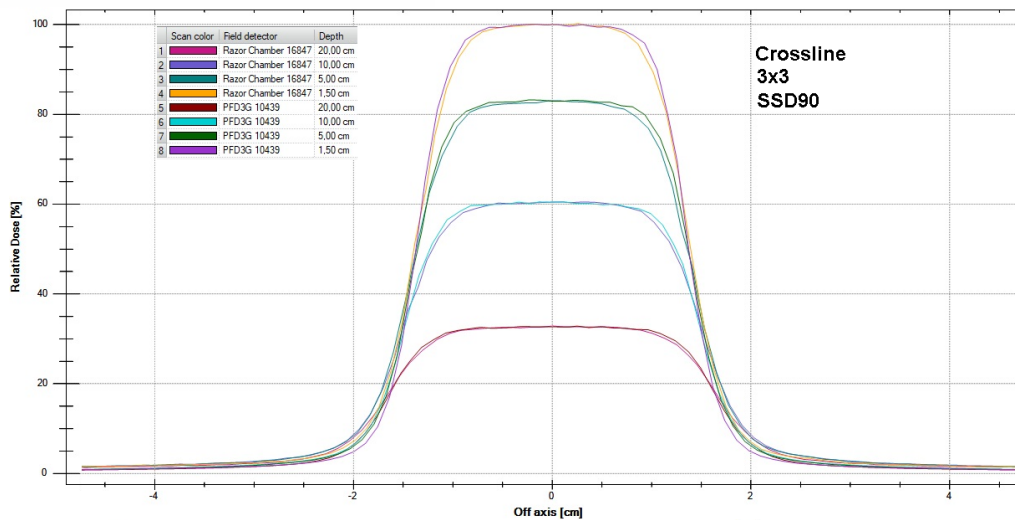


Fig. 43 - Perfiles 3x3 cross-line para 4 profundidades (1,5cm; 5cm; 10cm y 20cm) y para 2 detectores (RC y PFD)

Si bien se descartaron las mediciones con CC13 para estos dos campos, se considera que el detector dispone excelente respuesta para medir en una única configuración/orientación llevando a cabo los perfiles in-line y cross-line, y esto se debe a que las dimensiones del detector en estos ejes son similares de 6 mm y 5,8 mm respectivamente.

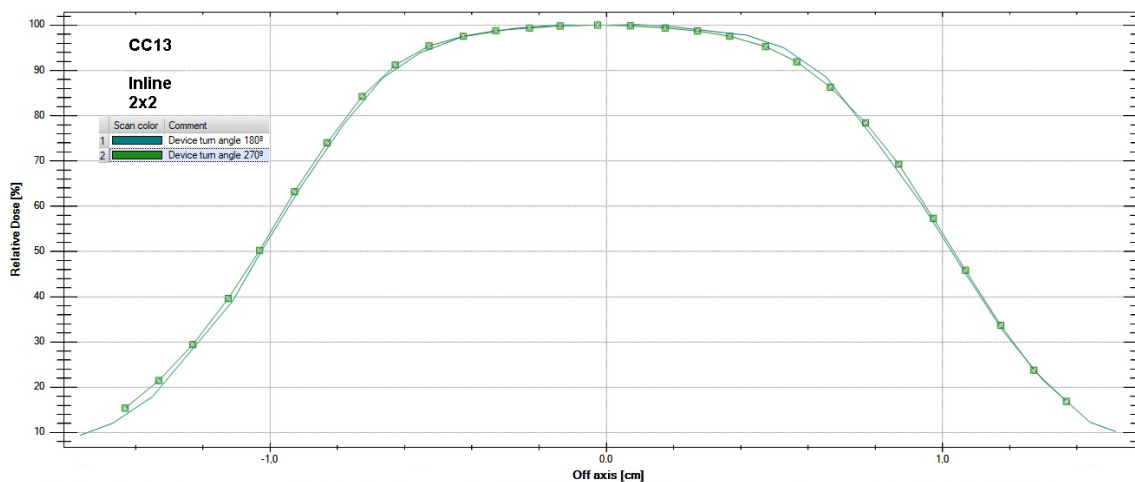


Fig. 44 - Mediciones de perfil 2x2 in-plane con cambio en la Orientación del detector CC13.

En las Fig. 44 y Fig. 45 se destacan las curvas medidas para in-line y cross-line respectivamente, comparando la orientación del detector, donde se puede considerar que el efecto tallo es despreciable más allá de las pequeñas diferencias que se puedan observar.

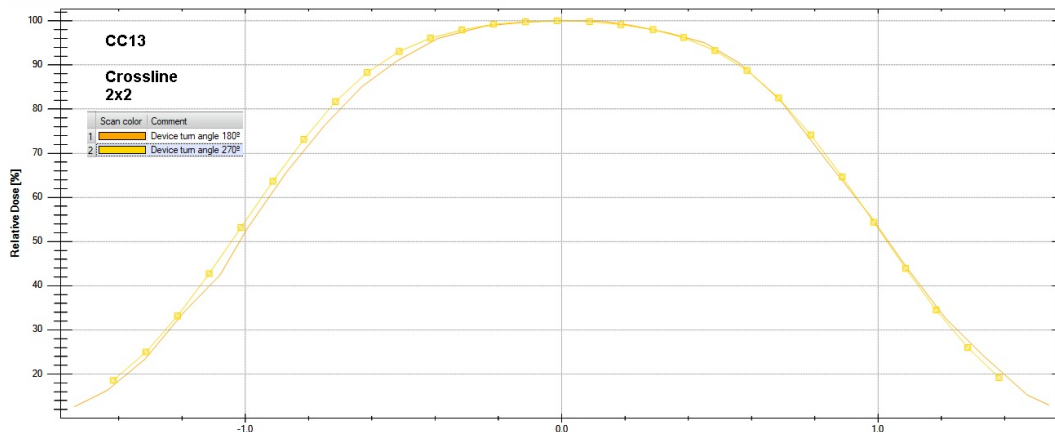


Fig. 45 - Mediciones de perfil 2x2 cross-plane con cambio en la Orientación del detector CC13.

El motivo por el cual se descartó la CC13 (para 2x2 y 3x3) se debe al efecto de promediado debido al volumen sensible, ya que tiene 13 veces el volumen de la Razor Chamber (Fig. 46), afectando la penumbra. A continuación se ilustra una comparación entre CC13 y Razor Chamber que resulta coincidente con lo que se documenta en el TRS483:

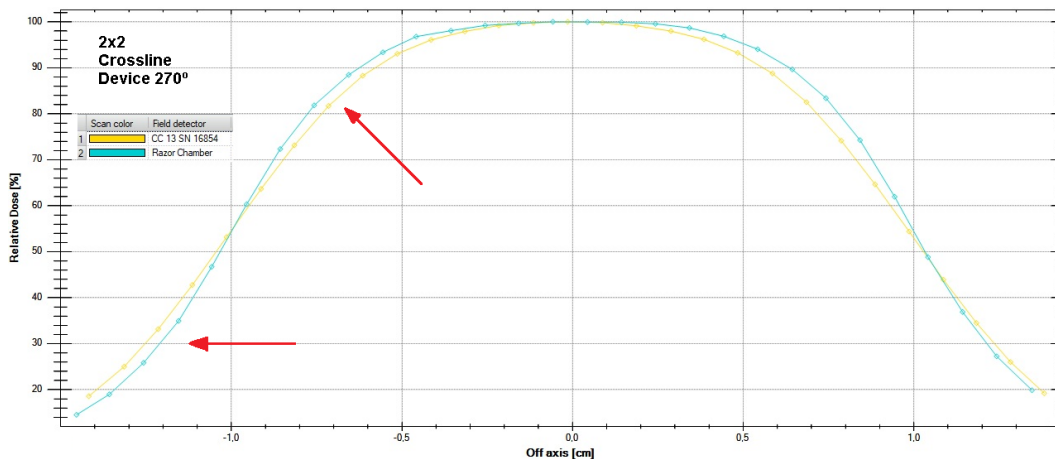


Fig. 46 - Medición de un Perfil 2x2 Cross-line, donde se observa el Efecto promediado de la CC13 contra RC.

► Campo 5x5: promedio entre Razor Chamber, PFD y CC13

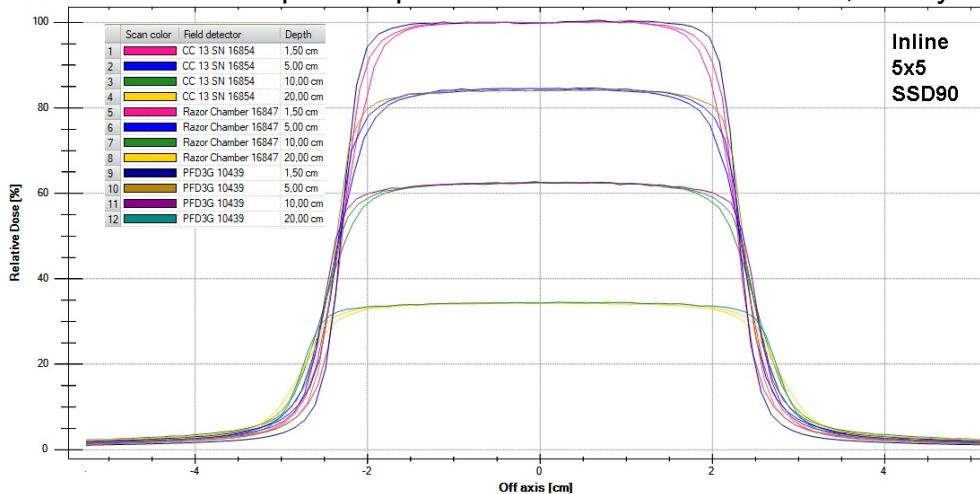


Fig. 47 - Perfiles in-line 5x5 para las 4 profundidades (1,5cm; 5cm; 10cm y 20cm) y para 3 detectores (CC13, RC y PFD)

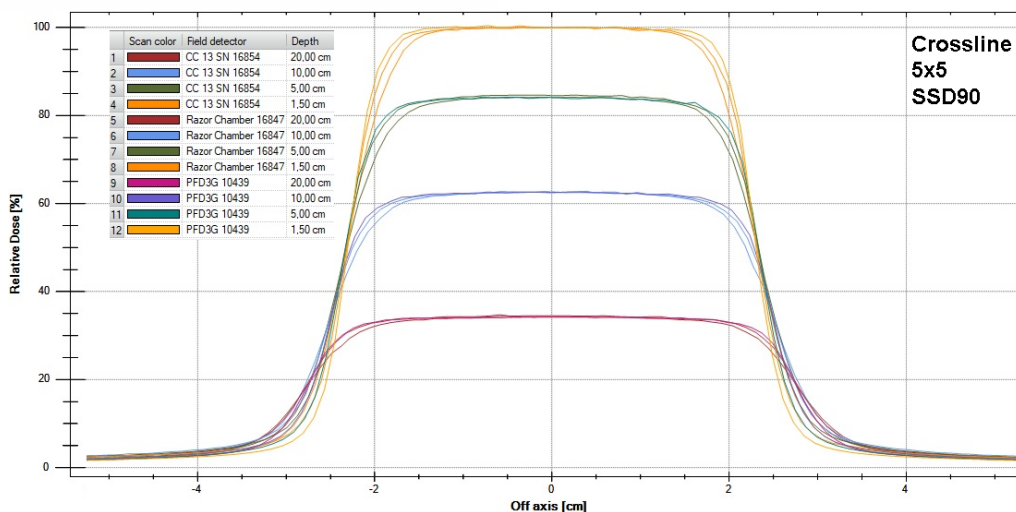


Fig. 48 - Perfiles cross-line 5x5 para las 4 profundidades (1,5cm; 5cm; 10cm y 20cm) y para 3 detectores (CC13, RC y PFD)

Para este caso se consideran despreciables los efectos mencionados ut-supra (Fig. 47 y Fig. 48), y los tres detectores ilustran buena concordancia, motivo por el cual se promedian las tres mediciones.

➤ Campos 10x10 a 40x40: solamente la cámara CC13 (Fig. 49 - Fig. 52).

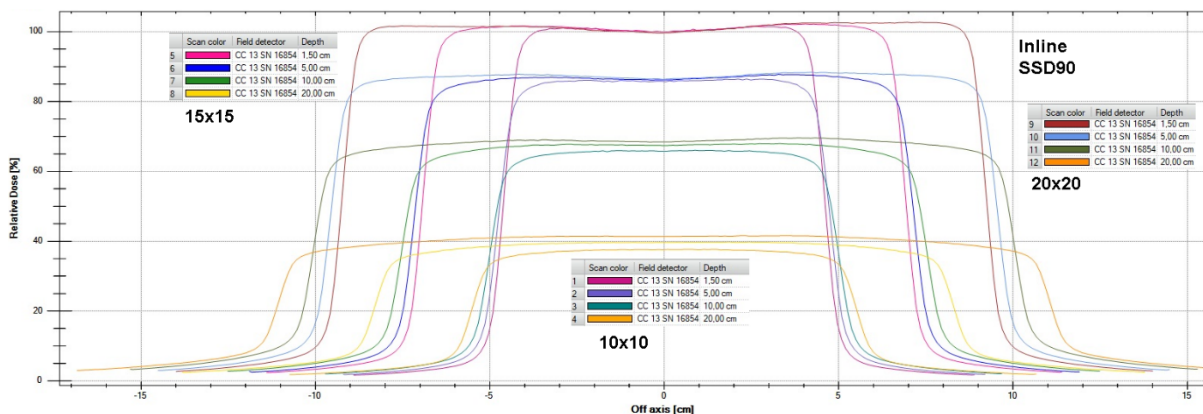


Fig. 49 - Perfiles in-line para los campos 10x10, 15x15 y 20x20 medidos con la CC13

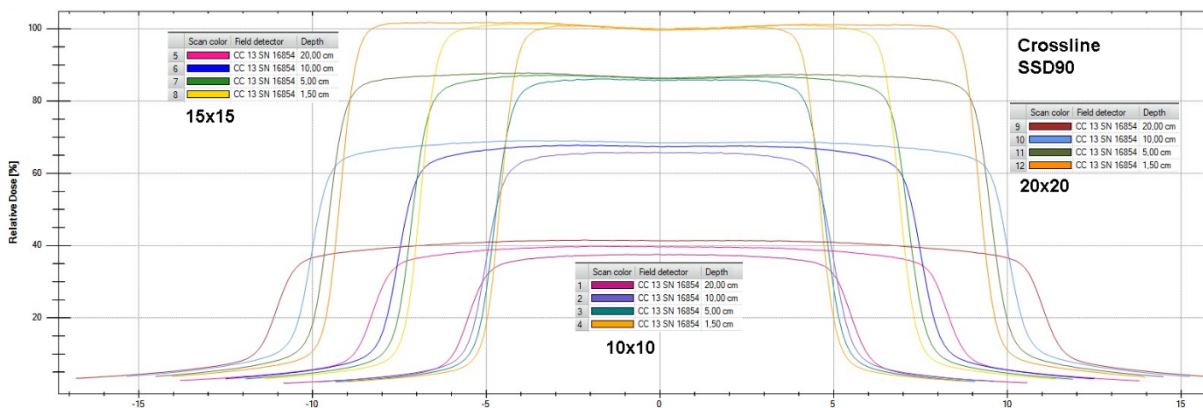


Fig. 50 - Perfiles cross-line para los campos 10x10, 15x15 y 20x20 medidos con la CC13

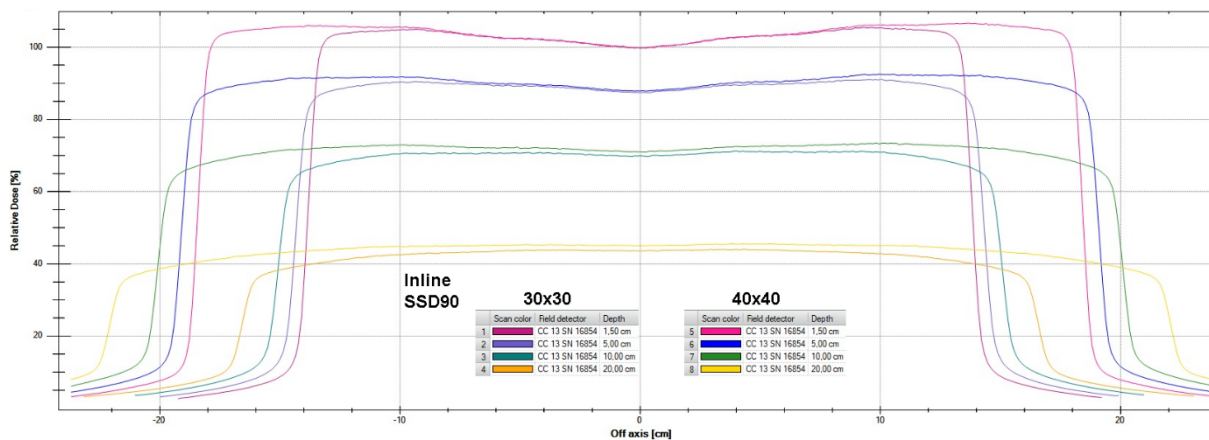


Fig. 51 - Perfiles in-line para los campos 30x30 y 40x40 medidos con la CC13

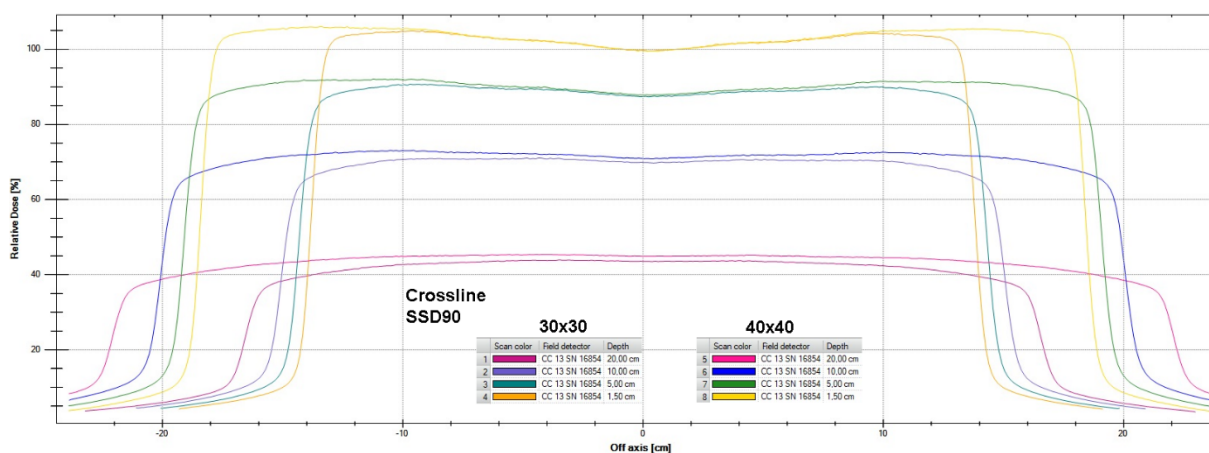


Fig. 52 - Perfiles cross-line para los campos 30x30 y 40x40 medidos con la CC13

### 3.2.1.3. Factores de Campo

Al realizar la medición de Factor de Campo de forma tradicional se obtienen las siguientes curvas:

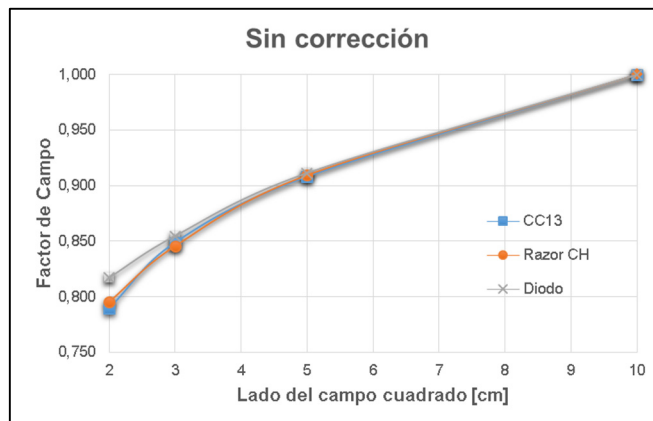


Fig. 53 - Factores de Campo medidos para 3 detectores sin aplicar TRS-483

Se puede vislumbrar cómo se separan las tres curvas para los campos pequeños (Fig. 53), demostrando la importancia de aplicar el ajuste, incluso que el error aumenta al reducir el tamaño de campo. Se aplicaron las correcciones con el  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  correspondiente, obteniéndose los Factores de Campo corregidos en la Fig. 54:

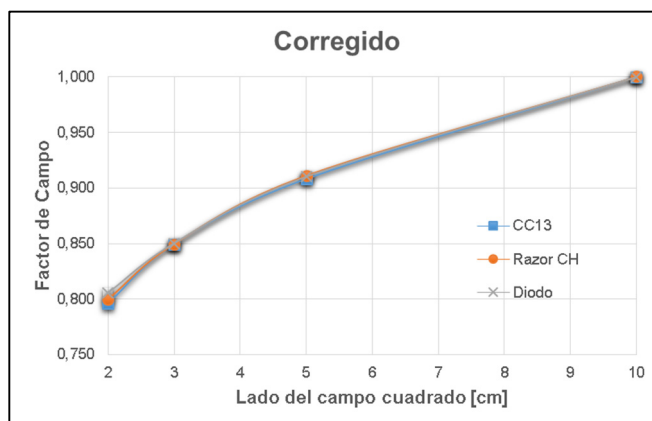


Fig. 54 - Factores de Campo medidos para 3 detectores con corrección según TRS-483

#### 3.2.1.4. Modelo CC creado

Resulta interesante hacer una revisión dentro del modelo de la información suministrada, corroborando buena relación con las curvas de PDD y Perfiles. La información sobre el espectro de la fluencia y los factores de campos para Dolphin serán investigados en trabajos futuros.

#### 3.2.2. TECDOC 1583

Se puede observar que la evaluación recomendada por el documento para todos los insertos, tanto para el cómputo de dosis de COMPASS como el de TPS, se encuentran por debajo de la tolerancia. Es sabido que los insertos de pulmón y hueso suelen tener problemas por los planificadores, en este aspecto COMPASS resuelve bien las heterogeneidades. Se puede observar que el error más grande en TPS es de 2,2 %, mientras que en COMPASS resulta de 2,8 %.

Se destaca del índice  $\gamma$  3 mm / 3% <1, que el porcentaje de paso es elevado, y el menor resulta en 98,37% y se corresponde al campo G 180° del caso 4.

Para este campo, vemos que en COMPASS la dosis calculada para el inserto 5 (agua) que se ubica más allá del hueso para esta incidencia coincidente con la diferencia más alta con respecto a lo medido de 2,78% (tolerancia 3%). En este punto TPS difiere de un 1,66% y la diferencia entre TPS y COMPASS es de 1.12%, con lo cual fallan en el mismo sentido con respecto a la medición.

Se remarca que el análisis si contempla la camilla en TPS y en Compass, en el gráfico del Anexo C.3, Fig. 82 se verifica como el análisis falla tanto en el inserto 10 (hueso) como en camilla (Fig. 55).

Si analizamos perfiles sobre los ejes en el plan compuesto del caso 4, podemos ver muy buen solapamiento entre el TPS y COMPASS en ambos ejes, ver Fig. 56. El perfil sobre el eje Z (pasa por los insertos centrales sobre la vertical), se puede apreciar cómo TPS modela sobre el hueso, manteniéndose por encima COMPASS.

Observando estos resultados, podemos concluir que en términos de heterogeneidades hay buena consonancia, verificándose interferencias leves en superficie y en las zonas de hueso, mientras que sobre pulmones no se advierten diferencias.

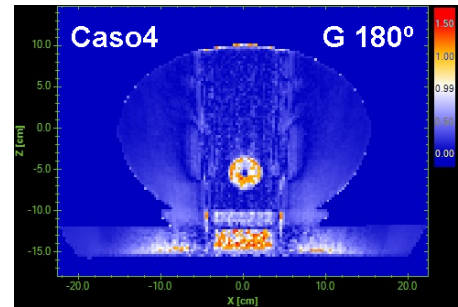


Fig. 55 - Campo posterior del Caso 4 - TECDOC 1583, se visualizan puntos en hueso y camilla que fallan en el análisis Gamma (98.4 puntos pasan 3 mm / 3%)

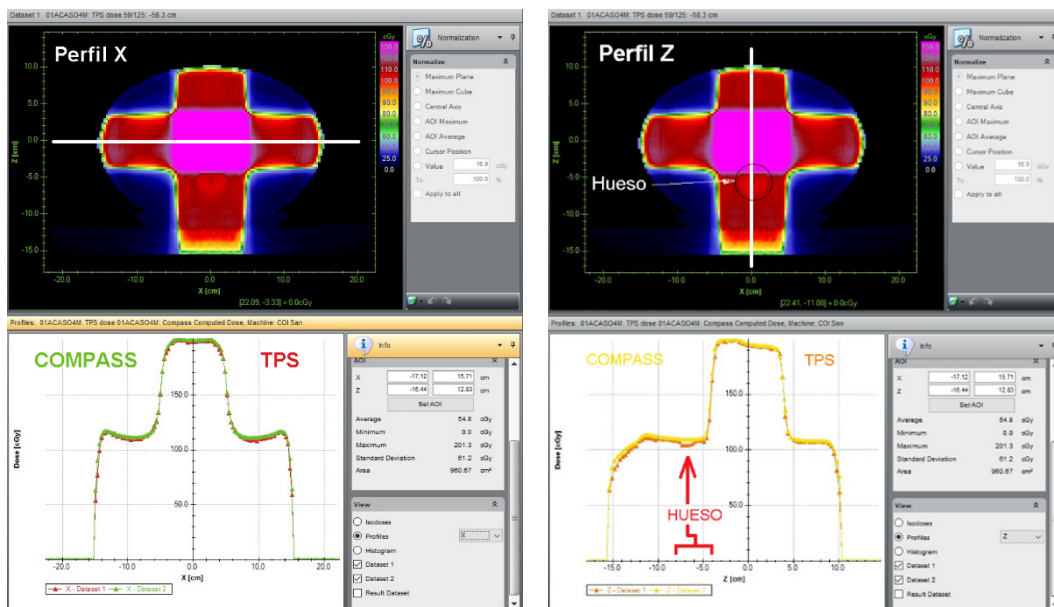


Fig. 56 - Evaluación 2D Compass: se buscan perfiles X (der) y Z (izq) en un plano axial. Los perfiles del TPS se grafican en rojo y naranja, mientras que los de Compass en verde y amarillo

### 3.2.3. TG 119

Evaluando los resultados con cámara de ionización, se verifica una media para la región de alta dosis de  $-0.0023$  y una  $\sigma = 0.0173$  (Tabla XXIX), lo que supone un valor levemente por encima de la media que obtuvieron todos los centros de  $-0.002$ . Por otro lado se observa una menor desviación estándar que la reportada (de  $\sigma = 0.022$ ).

Debido a lo mencionado, se logra obtener un LC de  $0,036$  para las regiones de alta dosis que resulta por debajo del  $0,045$  informado en Tabla VII del TG, lo que estaría suponiendo que el  $96.4\%$  de las mediciones se encuentran dentro del límite de confianza. Si se propone un ranking este resultado estaría en quinto lugar (de 10 participantes).

Para las regiones de baja dosis se obtuvo una media de  $-0.0005$  y  $\sigma = 0.0175$  las cuales resultan inferiores a las que reporta el documento de la media con  $0.003$  y  $\sigma = 0.022$ , así se obtiene un LC de  $0,035$  ( $96.5\%$  de las mediciones) que se encuentra por debajo del  $0,047$  reportado. De esta manera se concluye con las cámaras que nos encontramos dentro del nivel de calidad de los participantes del reporte.

Con respecto a las evaluaciones realizadas con Film compuestos (Tabla XXX), se alcanza una media de  $99.9\%$  con una  $\sigma = 0.23\%$ , nuevamente se observa que los resultados están por encima de la media de los participantes, compartiendo el primer lugar con el instituto D del reporte, compartiendo el mismo LC ( $99.4\%$ ).

A los mismos planos de dosis compuestos, se les aplicó el cómputo y la reconstrucción de dosis que ejecuta COMPASS (DCC y DRC en ese orden) vemos que la media de los resultados se encuentra por encima del  $99\%$ . Esto indica que el sistema a implementar cumple con la expectativa para ser utilizado como control de paciente específico.

En este sentido, si miramos la Tabla XXXI de los valores campo por campo para los casos 2 y 4, observamos resultados análogos para DCC y DRC. Con respecto a los valores obtenidos para Film en esta técnica, vemos que la media es de  $97.9\%$  con una  $\sigma = 2.4\%$  y un LC =  $6.79\%$  ( $93.2\%$ ), podríamos concluir que hay algo que marca la diferencia con todo lo anterior. En este caso un detalle que se comprendió en la etapa de proceso es que para esta técnica en el caso de film, se debe aplicar el G0 para aumentar la resolución del método, en cambio, en el presente trabajo se aplicaron los campos con sus correspondientes Gantry/Colimador, lo que hace aún más exigente el control sobre todo para los campos más lateralizados.

### 3.2.4. QAPE

Finalmente, al pasar en limpio los resultados obtenidos para el QAPE de un paciente real, se cuenta con resultados positivos en CI + Film, es decir que se verifica medición absoluta en un punto y distribución de dosis

en el plano coronal. Los perfiles explorados muestran muy buena coincidencia, tanto in-line como cross-line, es por ello que el criterio  $\gamma$  resulta en un 100%.

Al emplear el sistema objeto del presente trabajo (en modo 2D) se observan valores favorables del análisis  $\gamma$  tanto para el plano coronal como el axial (valor más bajo de 97% en Fig. 38).

COMPASS ofrece en su modalidad 3D, la posibilidad de ilustrar el DVH resultante de la dosis computada o reconstruida:

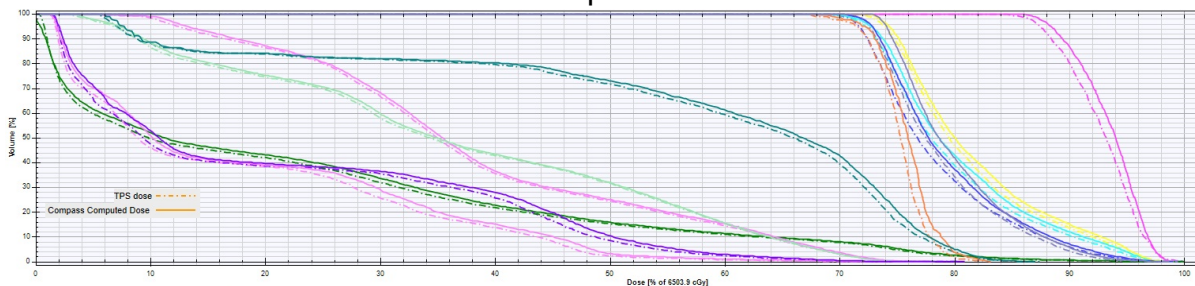


Fig. 57 - Evaluación 3D Compass - Comparación de los DVH de TPS vs Dosis Computada por Compass (DCC)

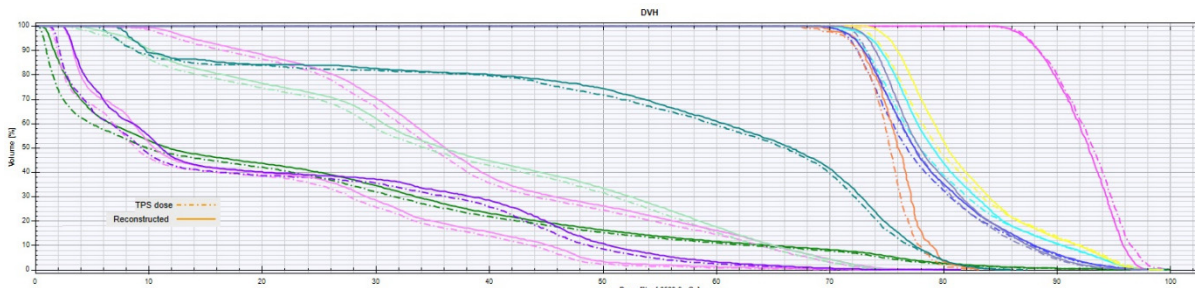


Fig. 58 - Evaluación 3D Compass - Comparación de los DVH de TPS vs Dosis Reconstruida por Compass (DRC)

Por consiguiente, se pueden realizar análisis del tipo clínico, tal como se evalúa un plan de tratamiento. Estas herramientas serán evaluadas con la estadística local para aumentar la confianza del sistema, ya que anteriormente no se podía evaluar los puntos que no superaban el análisis  $\gamma$  con tanta precisión a nivel anatómico.

De la misma forma la herramienta permite evaluar el índice  $\gamma < 1$  en un mapa 3D, ver Fig. 59.

Un detalle a destacar es que se verifican algunas regiones donde falla el análisis  $\gamma$ , que se da principalmente en zonas de intersección de campos sobre el hueso y en superficie.

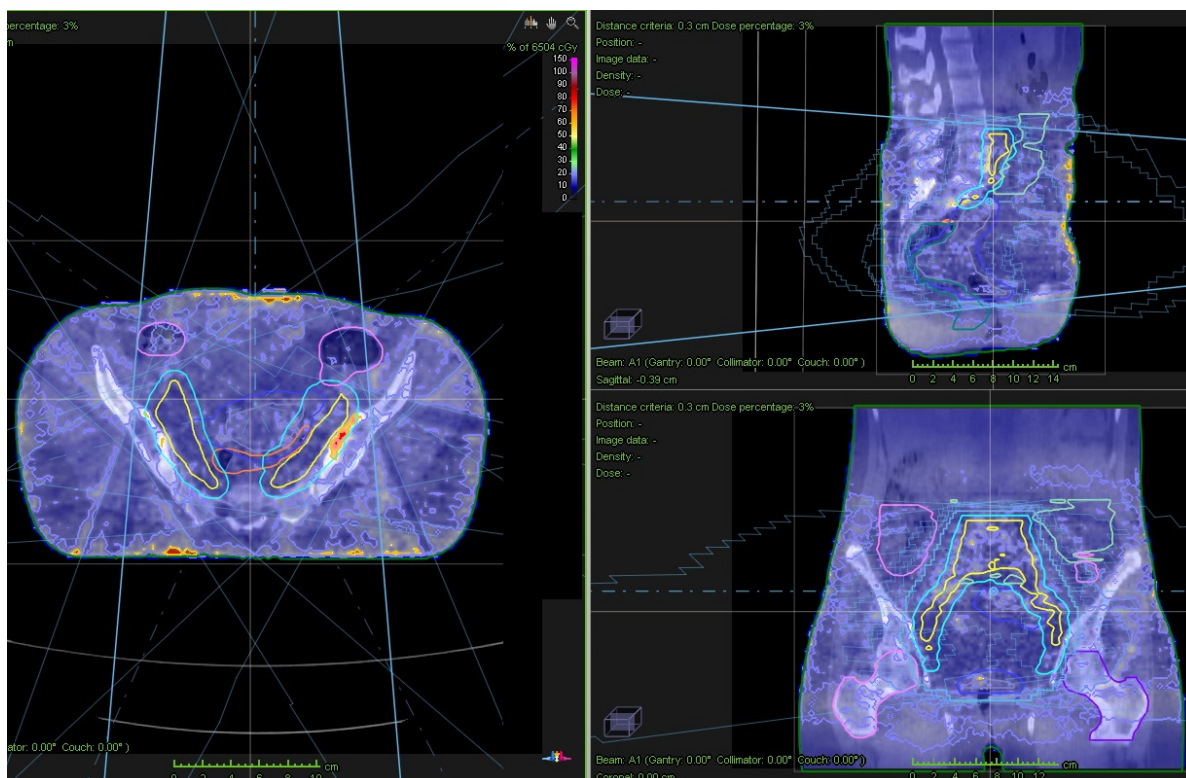


Fig. 59 - Evaluación 3D Compass - visualización del Gamma 3 mm / 3%, umbral 10% y normalización global

Para este análisis se dispone de varias alternativas, lo que recomienda el fabricante y otros centros son dos evaluaciones (Fig. 60):

Gamma and difference goals				
ROI	Goal	Value	Result	
Contorno Externo	Contorno Externo volume with gamma greater than 1.00 at most 5.00 % (vol)	0.70 %	Pass	
Contorno Externo	Contorno Externo average gamma at most 0.60	0.41	Pass	
PTV UTERO	PTV UTERO volume with gamma greater than 1.00 at most 5.00 % (vol)	0.37 %	Pass	
PTV UTERO	PTV UTERO average gamma at most 0.60	0.32	Pass	
PTV PELVIS	PTV PELVIS volume with gamma greater than 1.00 at most 5.00 % (vol)	1.49 %	Pass	
PTV PELVIS	PTV PELVIS average gamma at most 0.60	0.36	Pass	
PTV PARAMETRIO	PTV PARAMETRIO volume with gamma greater than 1.00 at most 5.00 % (vol)	0.18 %	Pass	
PTV PARAMETRIO	PTV PARAMETRIO average gamma at most 0.60	0.25	Pass	
PTV PARAMETRIO IZQ	PTV PARAMETRIO IZQ volume with gamma greater than 1.00 at most 5.00 % (vol)	0.16 %	Pass	
PTV PARAMETRIO IZQ	PTV PARAMETRIO IZQ average gamma at most 0.60	0.25	Pass	
recto	Recto volume with gamma greater than 1.00 at most 5.00 % (vol)	0.04 %	Pass	
recto	Recto average gamma at most 0.60	0.31	Pass	
vejiga	Vejiga volume with gamma greater than 1.00 at most 5.00 % (vol)	0.07 %	Pass	
vejiga	Vejiga average gamma at most 0.60	0.28	Pass	

Fig. 60 - Evaluación 3D Compass - Se consulta cuanto % de cada estructura tiene Gamma mayor a 1 y si es inferior a 5% cumple. Se consulta para cada estructura el Gamma promedio y cumple si es menor a 0,6.

La primera es para cada estructura o target, y consiste en solicitar el objetivo de que volumen supera el índice  $\gamma = 1$  con un margen de al menos un 5%, dicho de otra forma, que el volumen que se encuentra por debajo de 1 sea igual o mayor al 95%.

La segunda evaluación es verificar que el promedio del  $\gamma$  se encuentre por debajo de 0.6, esto ya da un indicio de cómo está distribuido el resultado de este criterio.

Con respecto a estas dos evaluaciones se verifican que se cumplen para todas las estructuras, donde la que dispone menor tasa de aprobación

sería el PTV Pelvis con un 1.49%, es decir, que el 98.5% de los voxels aprueban el criterio  $\gamma$ . Estos resultados se muestran consistentes con otras experiencias <sup>(1)</sup>.

En cuanto a la mirada global de los resultados aquí presentados, cabe resaltar que el índice  $\gamma$  se encuentra cuestionado actualmente, motivo por el cual están apareciendo esta clase de desarrollos de sistemas capaces de reconstruir la dosis a partir de la medición <sup>(22)</sup>. Es decir, que se debate que no es necesariamente un buen descriptor de si el plan tuvo alguna modificación considerable. Para tener en cuenta, esto puede afectar severamente a los planes con alta modulación.

## CAPITULO 4

### 4.1. CONCLUSIONES

Las mediciones con su pos proceso se consideran exitosas para permitir la creación de un modelo para el Sistema COMPASS, operando con las normativas internacionales se ha observado una correcta validación de este modelo sobre todo teniendo en cuenta heterogeneidades.

Se han obtenido distribuciones de Dosis Computadas por COMPASS (DCC) de forma alentadora, ya que los resultados han logrado satisfacer protocolos reconocidos actualmente. Como así también, se han logrado resultados totalmente análogos para la Reconstrucción de Dosis por COMPASS. Considerando un buen mecanismo para estimar las distribuciones de dosis.

El desempeño estudiado del Detector Dolphin en conjunto con su modelo COMPASS se lo considera aceptable y de alta calidad para realizar el Control Paciente Específico para los tratamientos que recibirán los pacientes de IMRT S&S de forma segura.

A su vez, se comprende que este sistema ofrece más herramientas de evaluación que las tradicionales que normalmente aplican a un solo plano de dosis.

Dentro de las bondades a destacar la simplicidad en aplicar cotidianamente las mediciones de QAPE permite optimizar los tiempos de la clínica controlando tal como se irradiará al paciente (Gantry y Colimador), a su vez, para el detector siempre el haz será perpendicular en condición de resolución óptima, estable y admite el tamaño de campo máximo. También demuestra alta repetitividad por que no se debe posicionar el mismo, sino que se acopla de forma robusta y no se requiere de fantoma/build-up adicionales. Los tiempos de cálculo son realmente despreciables (segundos). Otro punto fuerte a favor, es el hecho de no requerir un plan de QA exclusivo que requiera de una réplica del plan del paciente, ya que se trabaja con el plan original en todas las etapas.

Habiendo observado detenidamente el proceso de medición, se comprende que el sistema ofrece corroborar un plan exactamente como ha sido definido en TPS y no necesariamente lo que recibe el paciente en verdad. Esto debe ser tenido en cuenta, ya que elementos que no hayan sido contorneados no formarán parte del control que se realice. En este sentido se observa que la misma ventaja, por ejemplo, de no requerir un fantoma (como el CIRS) para controlar una planificación forma parte de la misma debilidad que si el usuario omite algo nada podrá advertirlo (tal como la camilla).

Comparando con los tradicionales detectores matriciales empleados sobre la camilla, se entiende que problemas mecánicos del equipo más allá del interior

del cabezal, pueden llegar a no ser advertidos por este sistema (posterior a un temblor, o caída del Gantry).

Se verifican funcionalidades a nivel clínico que pueden ser de gran utilidad, y se considera que es importante seguir trabajando con este sistema para aumentar la confianza en el uso de sus herramientas en la evaluación 3D, como sugieren algunos autores: Puzhakkal *et al* <sup>(27)</sup> y Yi *et al* <sup>(28)</sup>.

Para concluir, se considera haber superado el gran desafío de implementar el primer sistema de este tipo en Argentina de forma exitosa, principalmente por tratarse de algo tan novedoso.

## 4.2. TRABAJOS FUTUROS

El presente desarrollo forma parte de las proyecciones dentro de un Servicio de Radioterapia, en el cual se considera fundamental el proceso de mejora continua, yendo de lo simple a lo complejo de forma segura y sostenible. De esta manera, en función de la demanda que dispone el servicio al cual pertenezco y de la curiosidad profesional es que considero interesante desarrollar a futuro las siguientes actividades:

- Aplicar Auditorias externa – IMRT
  - MapCheck3 (en progreso). Actualmente se ha logrado la primer etapa de este proceso (tomografía + planificación), próximamente se estarán evaluando los 5 casos presentados del TG119.
  - Otras reconocidas internacionalmente (Ej. MD Anderson)
- Comisionar tratamientos dinámicos (IMRT SW y VMAT)
- Evaluar modificar Modelado de MC-MONACO: Postmodeling
- Evaluar modificar modelo CC-COMPASS
  - Revisión de los Factores de Campo de Dolphin
- Incluir Camilla de forma sistemática (en progreso)
- Crear Modelo en COMPASS de forma autónoma (6 y 10 MV)
- Análisis del DVH en DCC y DRC en relación a TPS.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. *Patient Specific Online Dose Verification Based On Transmission Detector Measurements*. **Thoelking, Johannes, Fleckenstein, Jens y Sekar, Yuvaraj**. s.l. : Elsevier, 2016, Radiotherapy and Oncology, págs. 1-6.
2. **Pawlicki, Todd, Scanderbeg, Daniel J. y Starkschall, George**. *Hendee's Radiation Therapy Physics*. Hoboken, New Jersey and Canada : John Wiley & Sons, 2016.
3. **Washington, Charles M. y Leaver, Dennis**. *PRINCIPLES AND PRACTICE OF RADIATION THERAPY*. United States : Elsevier Inc, 2016.
4. **Sessler, Andrew y Wilson, Edmund**. *Engines of Discovery - A Century of Particle Accelerators*. Singapore : World Scientific Publishing, 2007.
5. **Beyzadeoglu, Murat, Ozyigit, Gokhan y Ebruli, Cuneyt**. *Basic Radiation Oncology*. Verlag Berlin Heidelberg : Springer, 2010.
6. **Hsieh, Jiang**. *Computed tomography : principles, design, artifacts, and recent advances*. Washington, New Jersey : SPIE and John Wiley & Sons, Inc., 2009.
7. **Seeram, Euclid**. *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, And Quality Control*. United States of America : Elsevier, 2016.
8. **Purdy, James A**. 3-D Radiation Treatment Planning: A new era. [aut. libro] Basel. *Front Radiat Ther Oncol*. San Francisco : Karger, 1996, págs. Vol 29, pag 1-16.
9. **Webb, Steve**. *Contemporary IMRT Developing Physics And Clinical Implementation*. London : IOP Publishing Ltd, 2005.
10. *Solution of an integral equation encountered in rotation therapy*. **Brahme, A., Roos, J-E y Lax, I**. 10, Great Britain : s.n., 1982, Physics in Medicine & Biology, Vol. 27, págs. 1221-1229.
11. *Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques*. **Brahme, Anders**. s.l. : Elsevier, 1988, Radiotherapy and Oncology, págs. 129-140.
12. *History of tomotherapy*. **Mackie, T. R**. 2006, Physics in Medicine & Biology, págs. R427–R453.
13. *Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT*. **Ezzel, Gary A., Galvin, James M. y Low, Daniel**. 8, 2003, RTP 82 - Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee, Vol. 30, págs. 2089 - 2115.

14. *Intensity-Modulated Radiotherapy: Current Status And Issues of Interest. IMRT Collaborative Working Group.* 4, 2001, Int J Radiat Oncol Biol Phys, Vol. 51, págs. 880-914.
15. *IMRT: a review and preview.* **Bortfeld, Thomas.** 13, s.l. : IOP Publishing Ltd, 2006, PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, Vol. 51, págs. R363-R379.
16. **ELEKTA.** *Monaco Dose Calculation Technical Reference.* s.l. : IMPAC Medical Systems, Inc., 2016.
17. **IAEA.** *TECDOC 1583 - Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques.* Vienna, Austria : IAEA, 2008.
18. **IBA DOSIMETRY.** *COMPASS User's Guide.* Schwarzenbruck : s.n., 2017.
19. *Collapsed cone convolution of Radiant Energy for photon Dose Calculation in heterogeneous media.* **Ahnesjö, Anders.** 1989, Medical Physics - AAPM, págs. 577-592.
20. *Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code.* **Mackie, T. R., y otros.**
21. *Safety considerations for IMRT: Executive summary.* **Moran, Jean M., Dempsey, Melanie y Eisbruch, Avraham.** 2011, Practical Radiation Oncology - ASTRO, págs. 190-195.
22. *Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA.* **Miften, Moyed, Olch, Arthur y Mihailidis, Dimitris.** 2018, Recommendations of AAPM Task Group No. 218, págs. e53-e83.
23. *IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons.* **Ezzell, Gary A., Burmeister, Jay W. y Dogan, Nesrin.** 11, 2009, A report from AAPM Task Group 119, Vol. 36, págs. 5359-5373.
24. *Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems.* **Venselaar, Jack, Welleweerd, Hans y Mijnheer, Ben.** s.l. : ELSEVIER, 2001, Radiotherapy and Oncology, págs. 191-201.
25. **IAEA.** *TRS 398 - Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water.* Vienna : s.n., 2000.
26. **IAEA .** *TRS 483 - Dosimetry Of Small Static Fields Used In External Beam Radiotherapy An International Code Of Practice For Reference And Relative Dose Determination.* Vienna : s.n., 2017.
27. *Validation of Dolphin dosimetry in three dimensional patient-specific quality assurance programme.* **Puzhakkal, Niyas, Kallikuzhiyil Kochunnyb, Abdullah y Makunya, Dinesh.** 2019, Practical Oncology And Radiotherapy, págs. 481-490.

28. *Individual volume-based 3D gamma indices for pretreatment VMAT QA.* Yi, Jinling, Ce, Han y Zheng, Xiaomin. 2017, Radiation Oncologyphysics, págs. 1-9.

## Anexo A – Solicitud del Modelo COMPASS

### “Documento COMPASS Preparation of Installation”

## COMPASS Preparation of Installation

Dear customer,

To prepare the installation of your Compass system, we need some information and data from your side that will be used for the Compass beam model. Some of these data are necessary and need to be measured in your LINAC under specified conditions. Other information are physics parameters that, when provided, can help us to increase the quality of the Beam Model. The present form is divided in three sections: A. General Information; B. (Required) Measured Data; C. (Additional) Physical Parameters. Please fill in the form or use this as a check list for providing us the data.

#### A. General Information

Name of the institution	Programa Hospital San Luis
City, Country	San Luis - Argentina
Name of contact person (responsible physicist)	Ing. Manuel Enrique Molina
Contact Person's Phone and Email address	+54 (351) 7682155 ; biomolina@gmail.com
Linac Vendor, Model	Elekta - Synergy
SAD [cm]	100
Number, Position and width of MLC leaves	160, 5mm en isocentro, Agility Collimator
Is the machine equipped with backup jaws?	No
Which TPS do you use (vendor, type and version)?	Elekta, Monaco, v5.11.03

PD\_07\_5\_3\_1\_TP02 Installation Preparation Checklist for COMPASS ST

page 1 of 9

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstr. 5 | 90562 Schwarzenbruck | Germany | T +49 9128 807 0 | F +49 9128 807-10  
dosimetry-info@iba-group.com | www.iba-dosimetry.com | Registration Court: Local Court (Amtsgericht) Nürnberg, HRB 4262  
Managing Directors: Oliver Leigman, Robby Plompen | VAT Reg No. DE132815619 | St.-Nr. 24/11/572538  
WEEE-Reg.-Nr. DE 65960409 | Commerzbank AG | IBAN: DE23 7808 0040 0166 8887 00 | SWIFT/BIC: DRESDE33HAN

PROTECT +  
ENHANCE +  
SAVE LIVES

## COMPASS Preparation of Installation

#### B. Measured Data

For beam model commissioning, depth dose curves on the central axis, profiles and output factor are needed. **All the measurement should be provided at the same SSD and all the data should be provided for the same fields.** The list provided is a suggestion of suitable field sizes. Other field sizes are also acceptable in order to cover the whole range of field size generally used in clinical practice (i.e. if smaller field than the ones required are used). The largest field sizes should be at least 20 cm x 20 cm and the smaller field size is 5 cm x 5 cm. **The 10 cm x 10 cm is mandatory** being used as reference field for normalization.

The water phantom scans can be provided as .rtb, .asc, .csv, .data or .d files.

.rtb

#### B1. Detector

Name of manufacturer:	IbaDosimetry
Detector type	chamber ionization and photon diode
Detector volume:	CC13 ; Razor Chamber; PPD (0.13cm <sup>3</sup> ) ; (0.01cm <sup>3</sup> ) ; (d=1.6mm, Th=0.08mm)
Detector dimensions:	CC13 [mm] ; Razor Chamber [mm] ; PPD [mm] (d=6, Th=5.8) ; (d=2, Th=3.6) ; 2.1 x 2.1 x 0.4

#### Effective point of measurement used in phantom measurements

-0.18 cm -> CC13  
-0.06 cm -> Razor Chamber  
 Poff: \_\_\_\_\_ cm -> PPD  
+0.12 cm -> PPD

Please specify if more than one detector has been used for the in phantom measurements. Please note that the beam model quality will be best if output factors, absolute calibration and dose curves are either measured with the same detector or deconvolved from detector measurement to physical dose.

PD\_07\_5\_3\_1\_TP02 Installation Preparation Checklist for COMPASS ST

page 2 of 9

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstr. 5 | 90562 Schwarzenbruck | Germany | T +49 9128 807 0 | F +49 9128 807-10  
dosimetry-info@iba-group.com | www.iba-dosimetry.com | Registration Court: Local Court (Amtsgericht) Nürnberg, HRB 4262  
Managing Directors: Oliver Leigman, Robby Plompen | VAT Reg No. DE132815619 | St.-Nr. 24/11/572538  
WEEE-Reg.-Nr. DE 65960409 | Commerzbank AG | IBAN: DE23 7808 0040 0166 8887 00 | SWIFT/BIC: DRESDE33HAN

PROTECT +  
ENHANCE +  
SAVE LIVES

## COMPASS Preparation of Installation



### B2. Depth dose curves measured on the central axis (6 MV photons)

The field sizes for the measured curves are collimated with

MLC and jaws  Jaws only

SSD: 90 cm

Field size at SAD Archivo "PDD Final con 3 detectores.rfb"

2 cm x 2 cm	<input checked="" type="checkbox"/>
3 cm x 3 cm	<input checked="" type="checkbox"/>
5 cm x 5 cm	<input checked="" type="checkbox"/>
10 cm x 10 cm	<input checked="" type="checkbox"/>
15 cm x 15 cm	<input checked="" type="checkbox"/>
20 cm x 20 cm	<input checked="" type="checkbox"/>
30 cm x 30 cm	<input checked="" type="checkbox"/>
40 cm x 40 cm	<input checked="" type="checkbox"/>
___ cm x ___ cm	<input type="checkbox"/>

PD\_07\_5\_3\_1\_TP02 Installation Preparation Checklist for COMPASS ST

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstr. 5 | 90592 Schwarzenbruck | Germany | T +49 9128 607 0 | F +49 9128 607-10  
dosimetry-irf@iba-group.com | www.iba-dosimetry.com | Registration Court (Amtsgericht) Nürnberg, HRB 4282  
Managing Directors: Oliver Legrain, Robby Plompen | VAT Reg. No. DE1329155191, St.-Nr. 241115172638  
WEEE-Reg.-Nr. DE 65909409 | Commercial Bank AS | IBAN: DE23 7008 0040 0185 9987 00 | SWIFT-BIC: DRESDEF330

PROJECT +  
ENHANCE +  
SAVE LIVES

page 3 of 9

## COMPASS Preparation of Installation



### B3. Profiles (6 MV Photons)

Profiles should be measured for the same SSD, field size, collimator configuration and detectors as the depth dose curves. Other depth than the one suggested are also accepted. It is recommended to measure at  $z \geq z_{max}$

Field size Depth  
at SAD 1.5 cm 5 cm 10 cm 20 cm

Field size	Depth	inline crossline
2 cm x 2 cm	<input checked="" type="checkbox"/>	Archivo "Perfiles 2x2.rfb" Curva resultado de Promedio entre Razor chamber y PFD
3 cm x 3 cm	<input checked="" type="checkbox"/>	Archivo "Perfiles 3x3.rfb" Curva resultado de Promedio entre Razor chamber y PFD
5 cm x 5 cm	<input checked="" type="checkbox"/>	Archivo "Perfiles 5x5.rfb" Curva resultado de Promedio entre Razor chamber y PFD
10 cm x 10 cm	<input checked="" type="checkbox"/>	Archivo "Perfiles 10x10.rfb" Curva de medición con CC13
15 cm x 15 cm	<input checked="" type="checkbox"/>	Archivo "Perfiles 15x15.rfb" Curva de medición con CC13
20 cm x 20 cm	<input checked="" type="checkbox"/>	Archivo "Perfiles 20x20.rfb" Curva de medición con CC13
30 cm x 30 cm	<input checked="" type="checkbox"/>	Archivo "Perfiles 30x30.rfb" Curva de medición con CC13
40 cm x 40 cm	<input checked="" type="checkbox"/>	Archivo "Perfiles 40x40.rfb" Curva de medición con CC13

PD\_07\_5\_3\_1\_TP02 Installation Preparation Checklist for COMPASS ST

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstr. 5 | 90592 Schwarzenbruck | Germany | T +49 9128 607 0 | F +49 9128 607-10  
dosimetry-irf@iba-group.com | www.iba-dosimetry.com | Registration Court (Amtsgericht) Nürnberg, HRB 4282  
Managing Directors: Oliver Legrain, Robby Plompen | VAT Reg. No. DE1329155191, St.-Nr. 241115172638  
WEEE-Reg.-Nr. DE 65909409 | Commercial Bank AS | IBAN: DE23 7008 0040 0185 9987 00 | SWIFT-BIC: DRESDEF330

PROJECT +  
ENHANCE +  
SAVE LIVES

page 4-6 of 9

# COMPASS Preparation of Installation



## B4. Absolute Calibration

Measured for the same source surface distance - SSD as the curves. State the dose per 100 monitor units at the calibration point:

Reference field at SAD	Depth	SSD	cGy/MU
10 cm x 10 cm	10 cm	100 cm	_____
<i>If the calibration point differ from the one stated above:</i>			
10 cm x 10 cm	10 cm	90 cm	78.25 cGy

## B5. Output factors

Measured for the same SSD, collimator configuration and field sizes as the curves and at the same point (SSD and depth) as the absolute calibration. Output factors must be normalized at the reference field.

The output factors are measured at depth:

10 cm  Your clinic's calibration point

Field size at SAD		Field size at SAD	
2 cm x 2 cm	0.801 - Promax(CCI3+RazCl+PFD)	20 cm x 20 cm	1.095 - Medido CCI3
3 cm x 3 cm	0.851 - Promax(CCI3+RazCl+PFD)	30 cm x 30 cm	1.140 - Medido CCI3
5 cm x 5 cm	0.911 - Promax(CCI3+RazCl+PFD)	40 cm x 40 cm	1.152 - Medido CCI3
10 cm x 10 cm	1.000 - Medido CCI3	_____ cm x _____ cm	
15 cm x 15 cm	1.056 - Medido CCI3		

PD\_07\_5\_3\_1\_TP02 Installation Preparation Checklist for COMPASS ST

page 7-8 of 9

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstr. 5 | 90992 Schwarzenbruck | Germany | T +49 9128 807 0 | F +49 9128 807-10  
 dosimetry-info@iba-group.com | www.iba-dosimetry.com | Registration Court: Local Court (Amtsgericht) Nürnberg, HRB 4282  
 Managing Directors: Oliver Leigjan, Robby Plompen | VAT Reg. No. DE132816519 | St.-Nr. 241/115/23/38  
 WEEE-Reg.-Nr. DE 66980409 | Commerzbank AG | IBAN: DE23 7608 0040 0165 8897 00 | SWIFT/BIC: DresDE33HAN33

PROTECT +  
 ENHANCE +  
 SAVE LIVES

# COMPASS Preparation of Installation



## Physical parameters

The following physical parameters are not mandatory. If they are available they could improve the quality of your initial beam model.

LINAC specifications	
Flattening filter position (distance from the bottom of the flattening filter to the source in cm)	1.2 cm
"The distance from the target to the primary filter (electrons) is 12 mm" - Ref Document ID: 1331930 02 Publication date: 2019_08 Elekta Medical Linear Accelerator	
X Jaws position (distance from the bottom of the flattening filter to the source in cm)	
X Jaws transmission	Y Jaws transmission < 0.5%
Y Jaws position (distance from the bottom of the flattening filter to the source in cm)	Y Jaws position (distance from the bottom of the jaws to the source = 50.9 cm)

## MLC specifications

MLC position (distance from the bottom of the flattening filter to the source in cm)	distance from the bottom of MLC leaf to the source = 40.177 cm
Transmission of MLC	Average transmission through leaves < 0.375% ; Peak transmission through leaves < 0.5%
Tongue and Groove [cm]	
Leaf Tip [cm]	< 0.1 cm

**If a Dynamic MLC is used**  
 Collimator calibration offset [cm] also known as leaf gap) 0.1 cm

**Additional note on DICOM export**  
 For the COMPASS model we need, in order to check the DICOM connectivity, at least two plans (i.e. a prostate and a head and neck) from the TPS implemented at your clinic and for the machine to be commissioned. The plans should be provided conformant to DICOM standard and complete of CT data, RT Plan, RT Structure Set and RT Dose Dicom files.

PD\_07\_5\_3\_1\_TP02 Installation Preparation Checklist for COMPASS ST

page 9 of 9

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstr. 5 | 90992 Schwarzenbruck | Germany | T +49 9128 807 0 | F +49 9128 807-10  
 dosimetry-info@iba-group.com | www.iba-dosimetry.com | Registration Court: Local Court (Amtsgericht) Nürnberg, HRB 4282  
 Managing Directors: Oliver Leigjan, Robby Plompen | VAT Reg. No. DE132816519 | St.-Nr. 241/115/23/38  
 WEEE-Reg.-Nr. DE 66980409 | Commerzbank AG | IBAN: DE23 7608 0040 0165 8897 00 | SWIFT/BIC: DresDE33HAN33

PROTECT +  
 ENHANCE +  
 SAVE LIVES

## Anexo B – Mediciones en Cuba 3D

### B. Curvas Adquirida - SMART SCAN + CC13 + Razor Ch + PFD

#### B.1. PDD

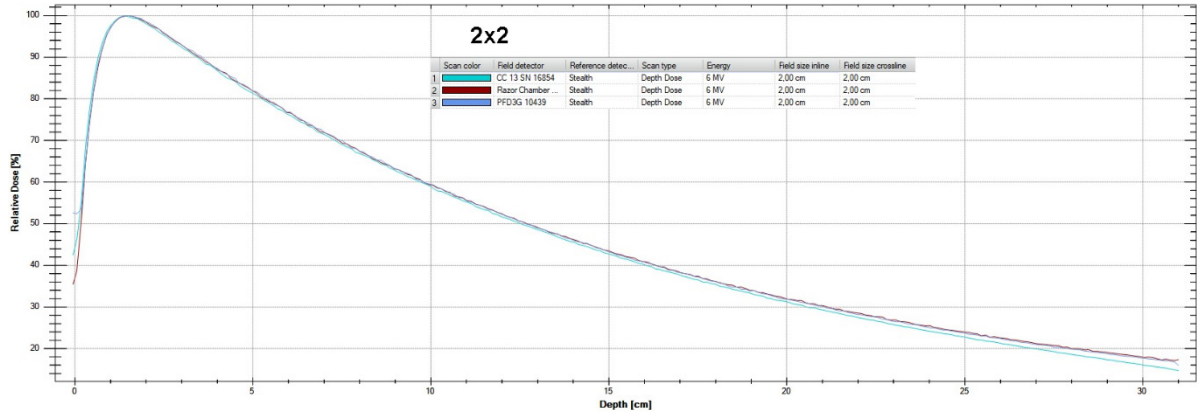


Fig. 61 - PDD de 2x2 medidos con CC13, RC y PFD

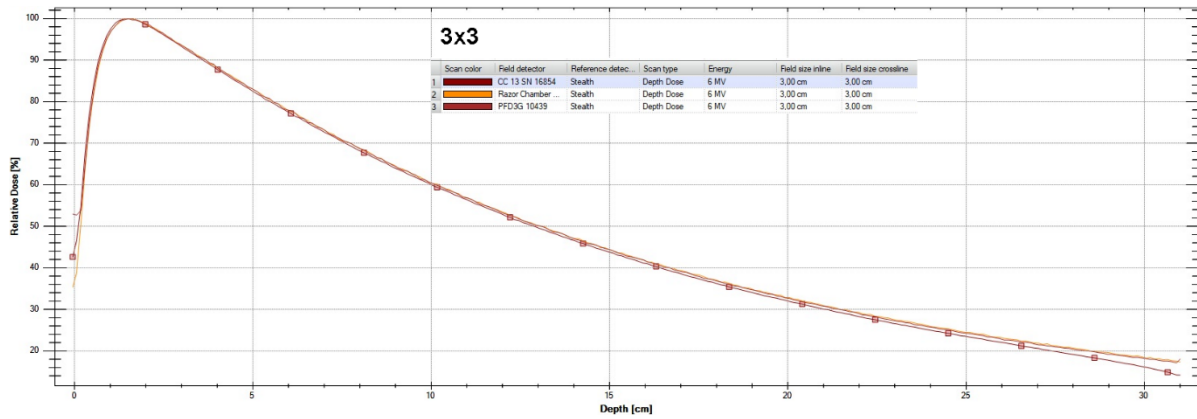


Fig. 62 - PDD de 3x3 medidos con CC13, RC y PFD

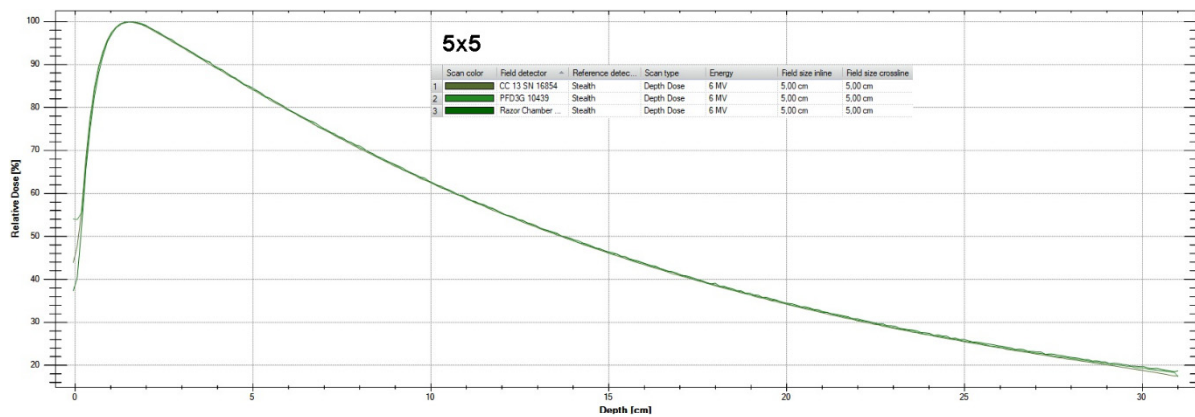


Fig. 63 - PDD de 5x5 medidos con CC13, RC y PFD

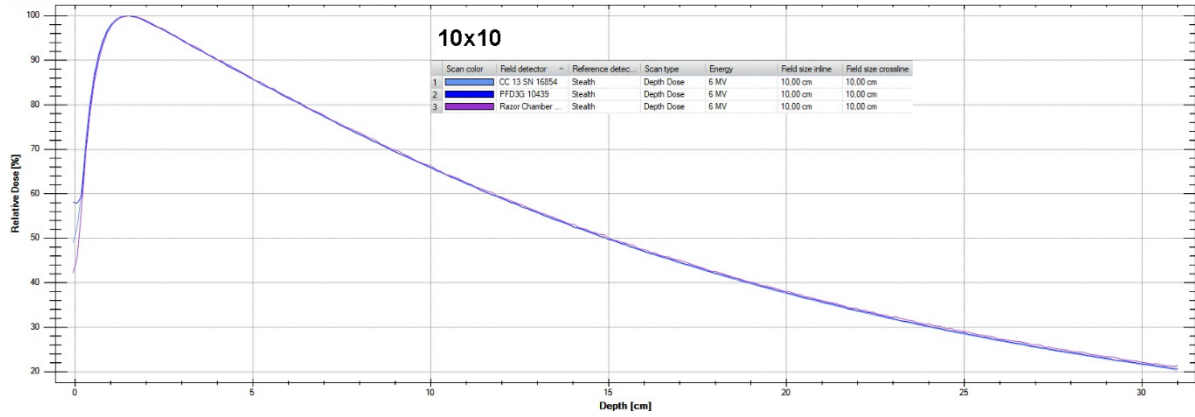


Fig. 64 - PDD de 10x10 medidos con CC13, RC y PFD

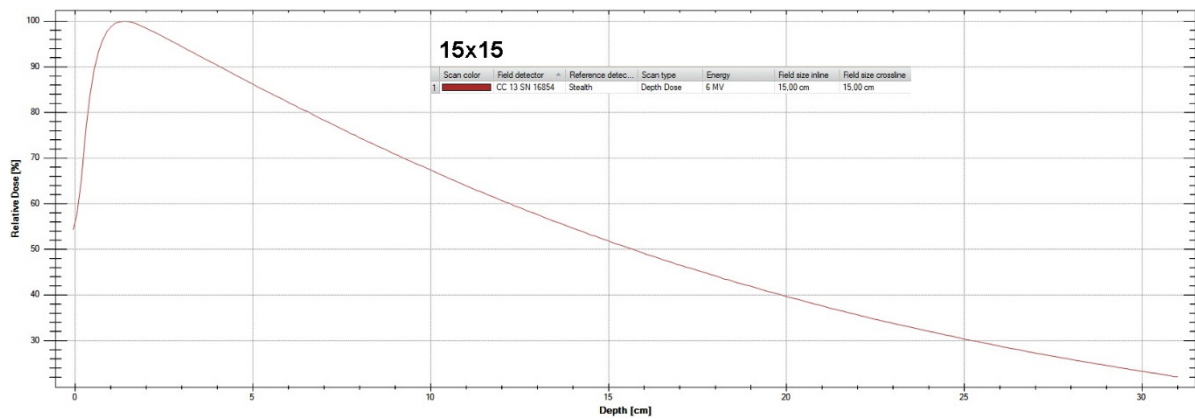


Fig. 65 - PDD de 15x15 medidos con CC13

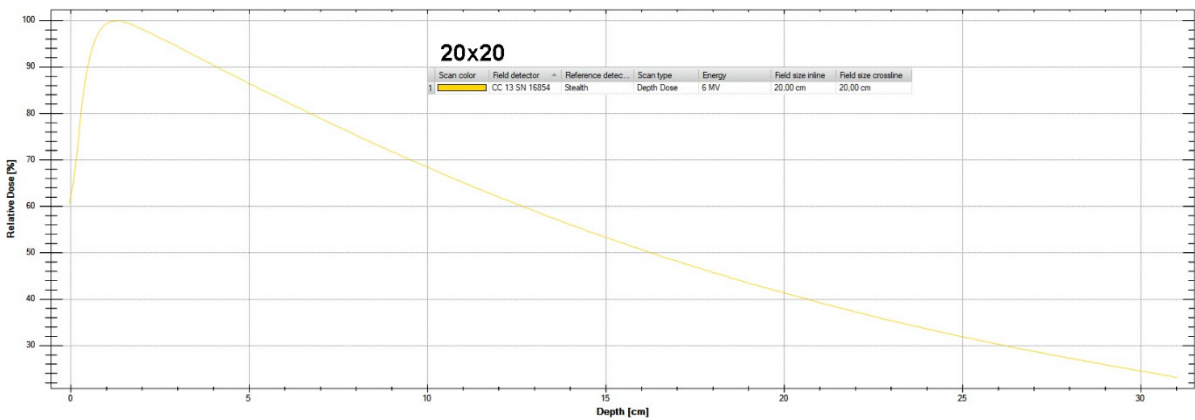


Fig. 66 - PDD de 20x20 medidos con CC13

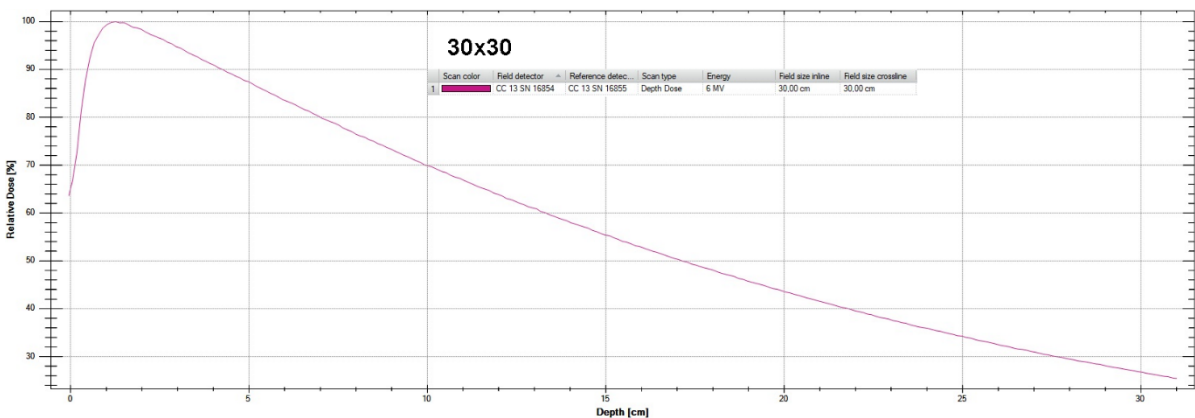


Fig. 67 - PDD de 30x30 medidos con CC13

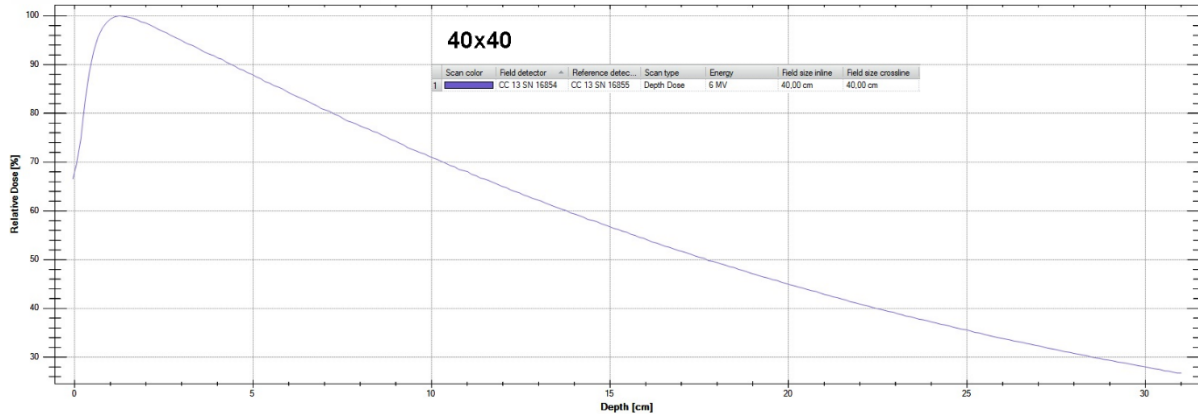


Fig. 68 - PDD de 40x40 medidos con CC13

## B.2. Perfiles

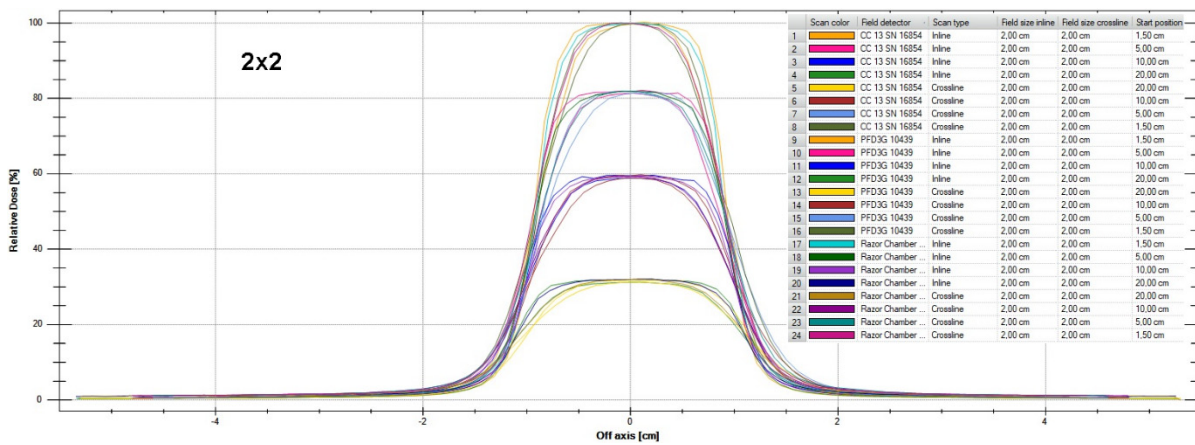


Fig. 69 - 24 Perfiles 2x2 para CC13, RC y PDF, para 4 profundidades y en las dos orientaciones

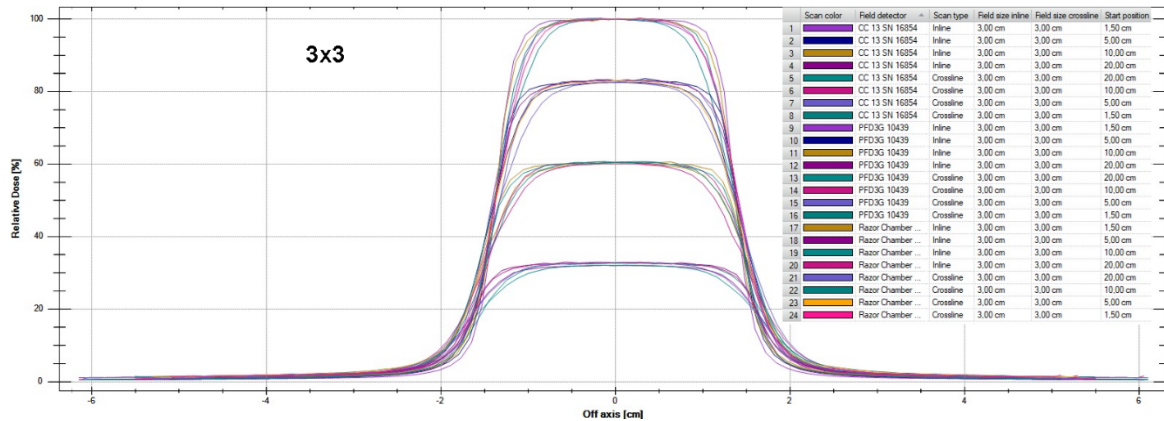


Fig. 70 - 24 Perfiles 3x3 para CC13, RC y PDF, para 4 profundidades y en las dos orientaciones

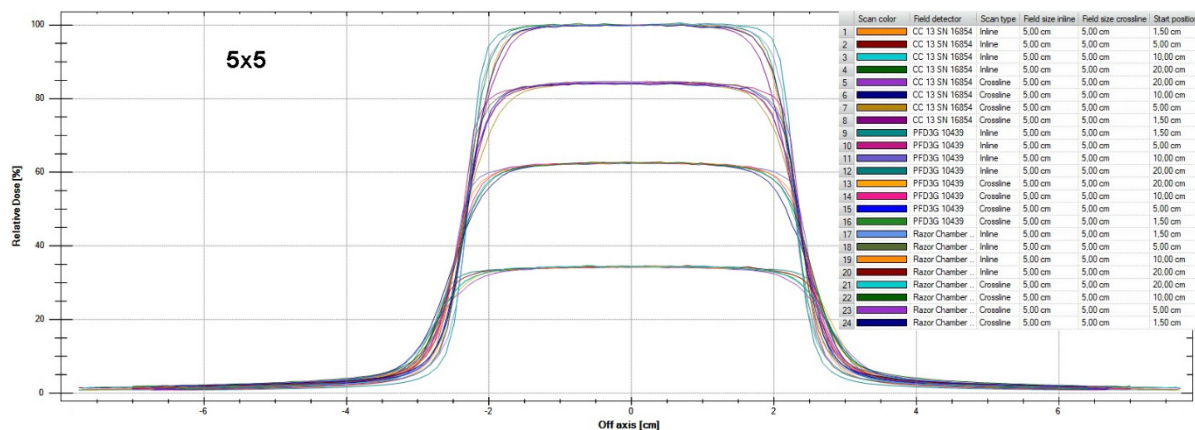


Fig. 71 - 24 Perfiles 5x5 para CC13, RC y PDF, para 4 profundidades y en las dos orientaciones

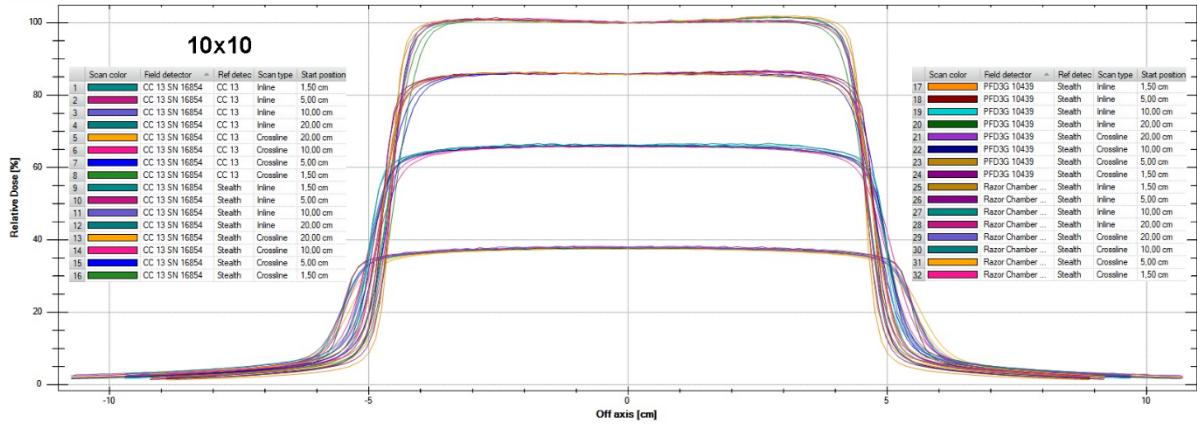


Fig. 72 - 32 Perfiles 2x2 para CC13 (con Ref CC13 y StealthCh), RC y PDF, para 4 prof. y en 2 orientaciones

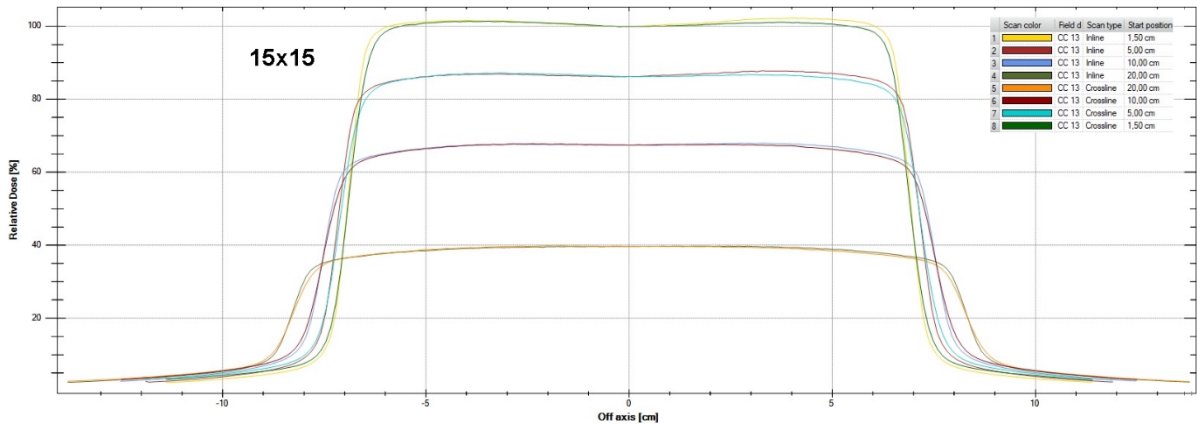


Fig. 73 - 8 Perfiles 15x15 con CC13 para 4 profundidades y en las dos orientaciones

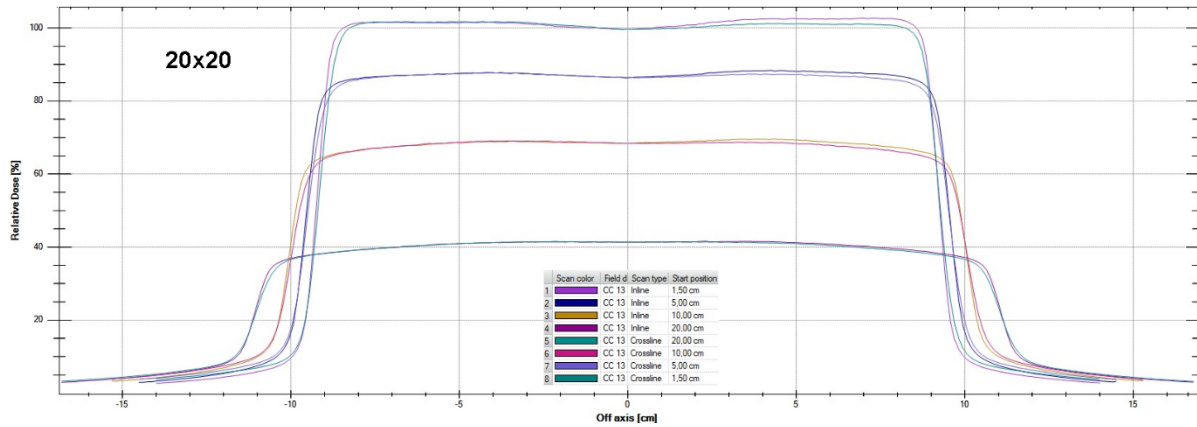


Fig. 74 - 8 Perfiles 20x20 con CC13 para 4 profundidades y en las dos orientaciones

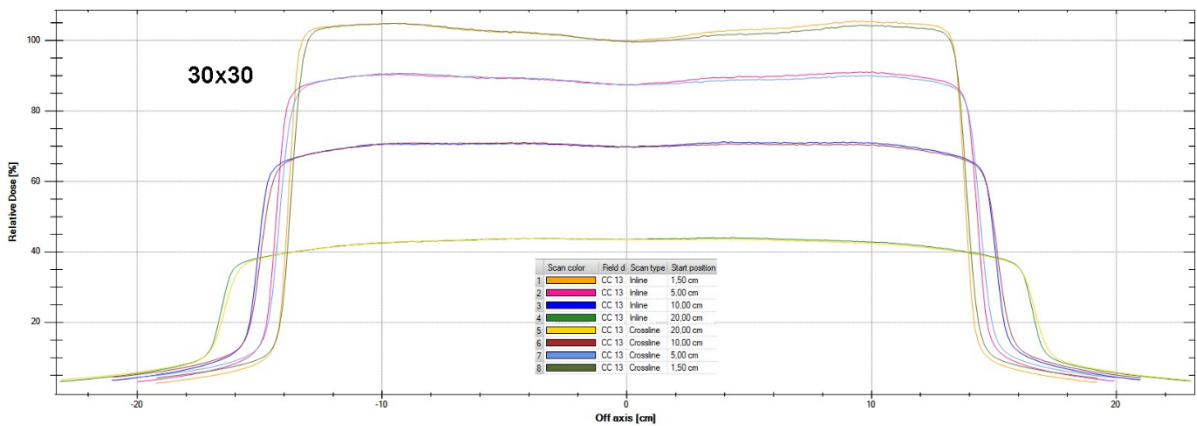


Fig. 75 - 8 Perfiles 30x30 con CC13 para 4 profundidades y en las dos orientaciones

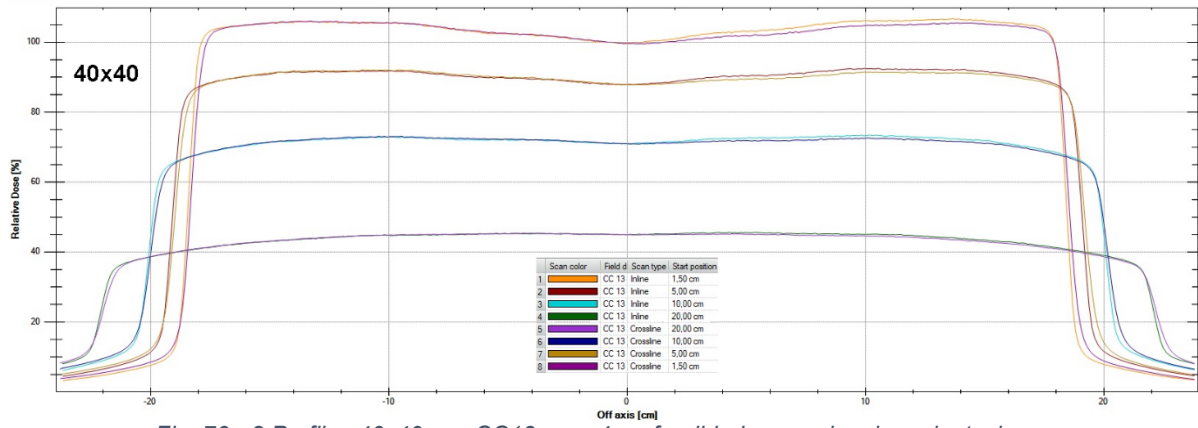


Fig. 76 - 8 Perfiles 40x40 con CC13 para 4 profundidades y en las dos orientaciones

## Anexo C – TECDOC 1583

### C. Resultados en COMPASS - Evaluación 2D + CIRS

#### C.1. Caso 1

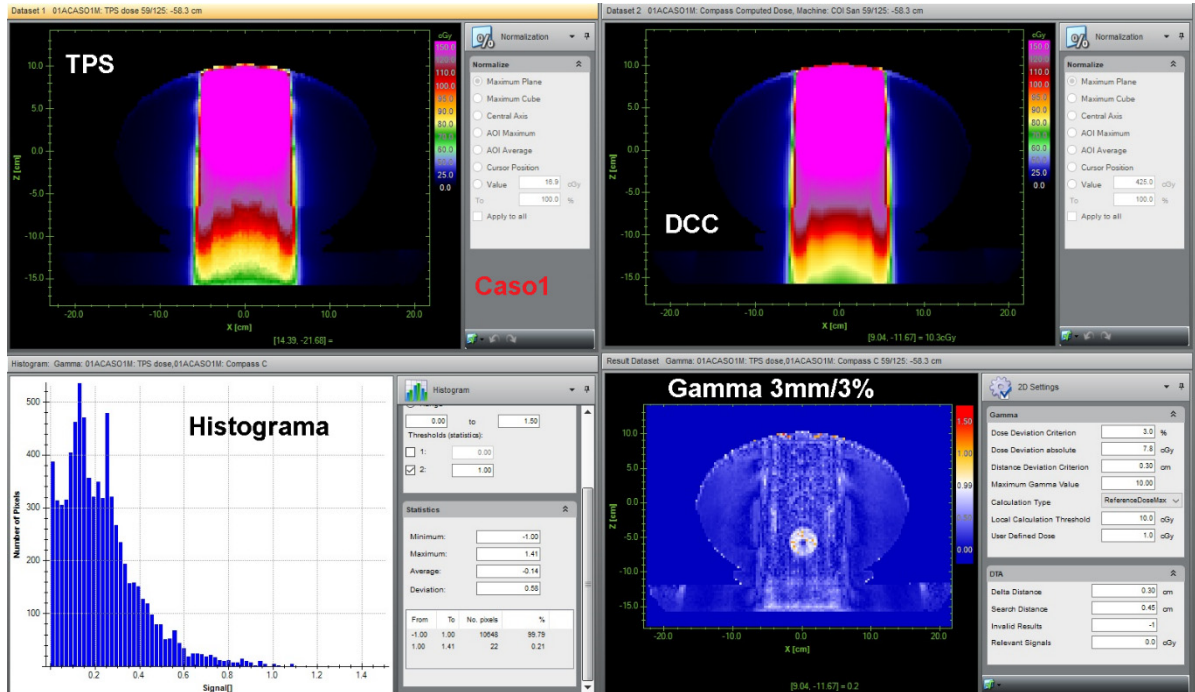


Fig. 77 - Caso 1 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Anterior - Resultado 99,79%

#### C.2. Caso 3

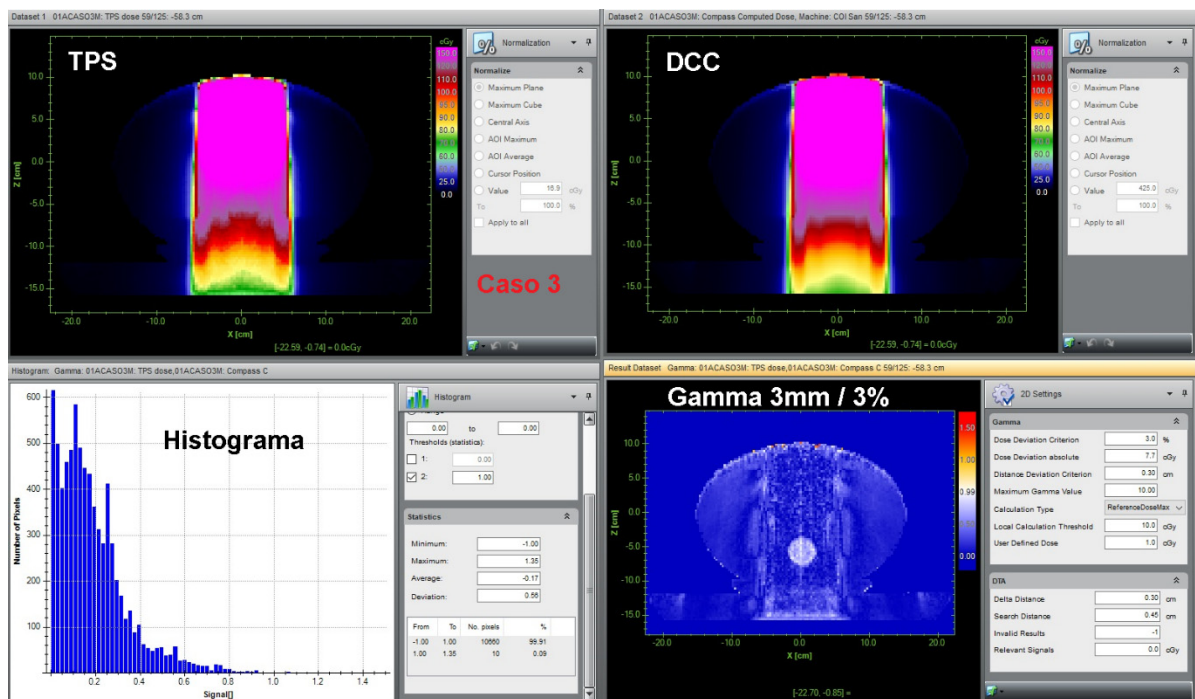


Fig. 78 - Caso 3 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Anterior 10x10 con Colimador a 45° - Resultado 99,91%

### C.3. Caso 4

Para este caso se presentan las imágenes del Plan compuesto, y luego por separado campo por campo.

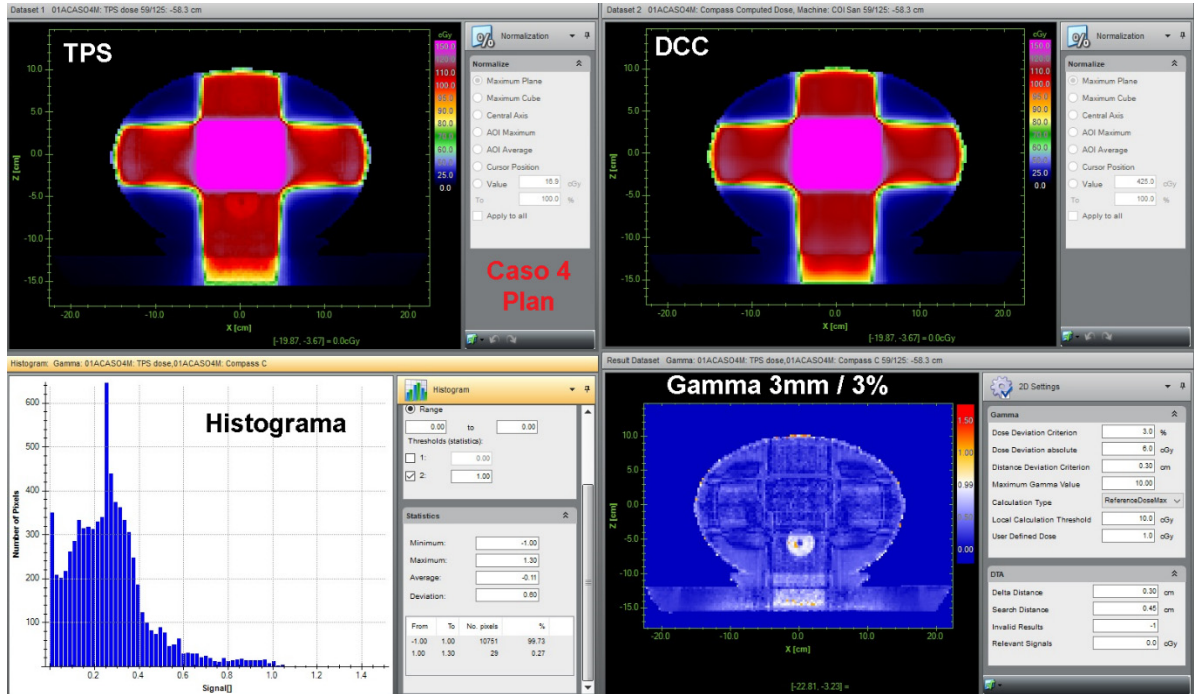


Fig. 79 - Caso 4 - Corte Axial sobre isocentro - Plan compuesto de 4 Campos - Resultado 99,73%

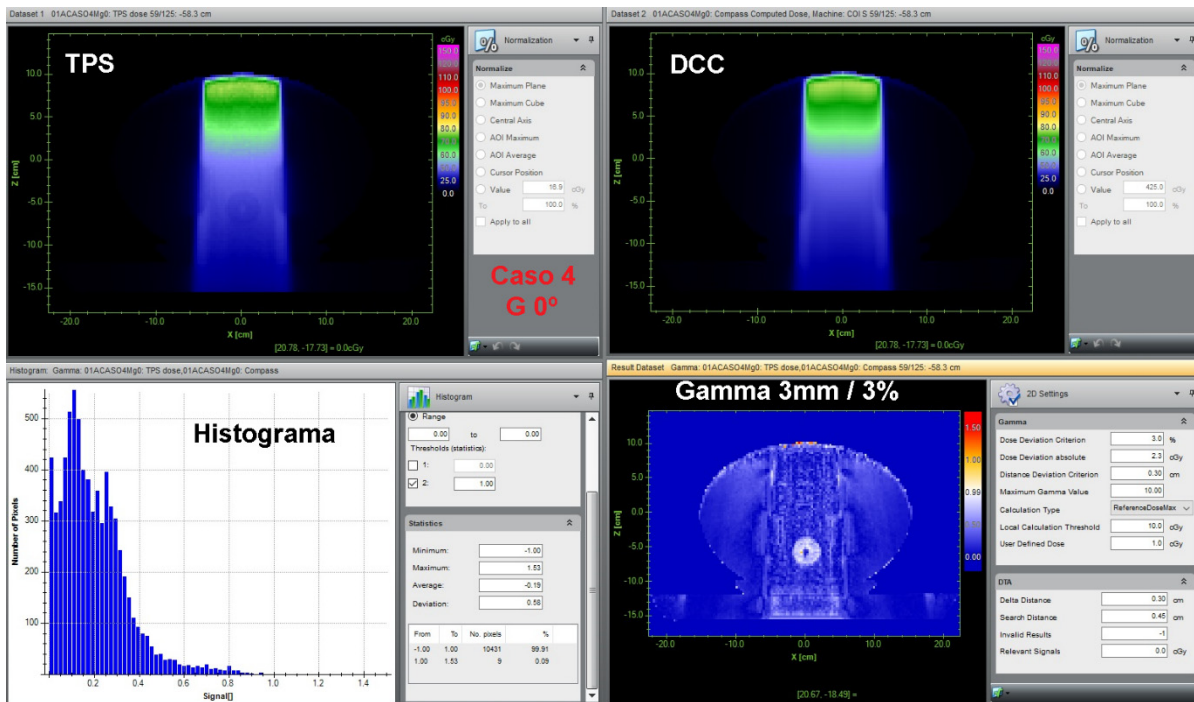


Fig. 80 - Caso 4 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Ant G0° - Resultado 99,91%

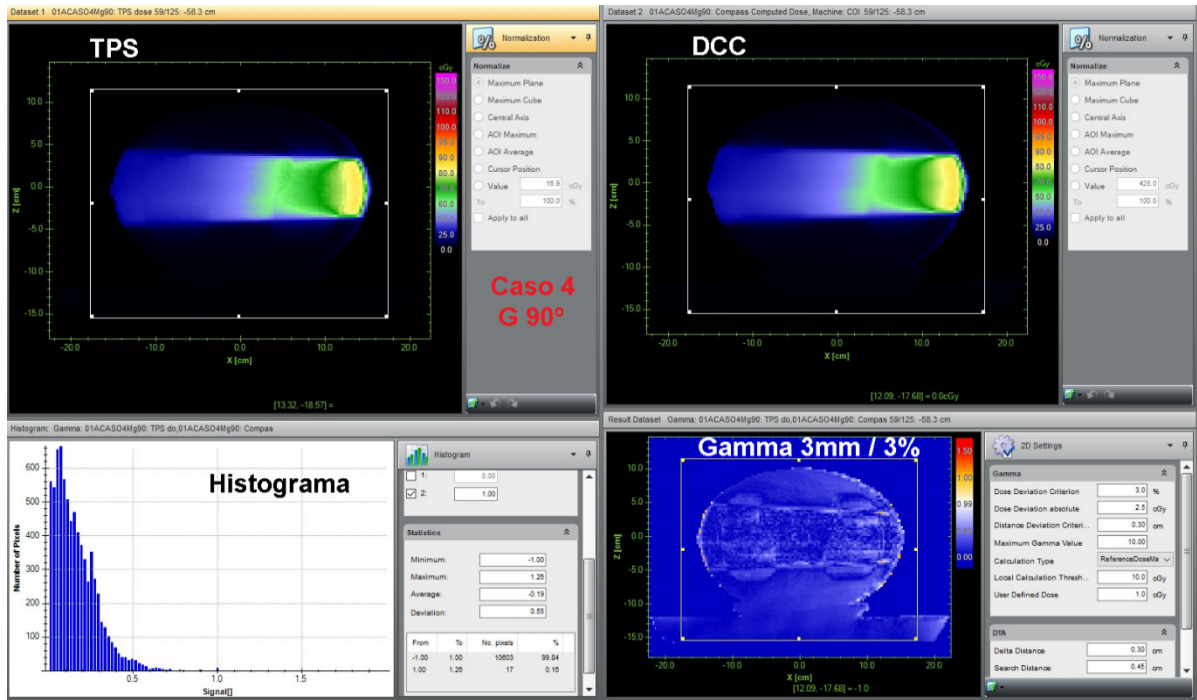


Fig. 81 - Caso 4 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Lat Izq G90° - Resultado 99,84%

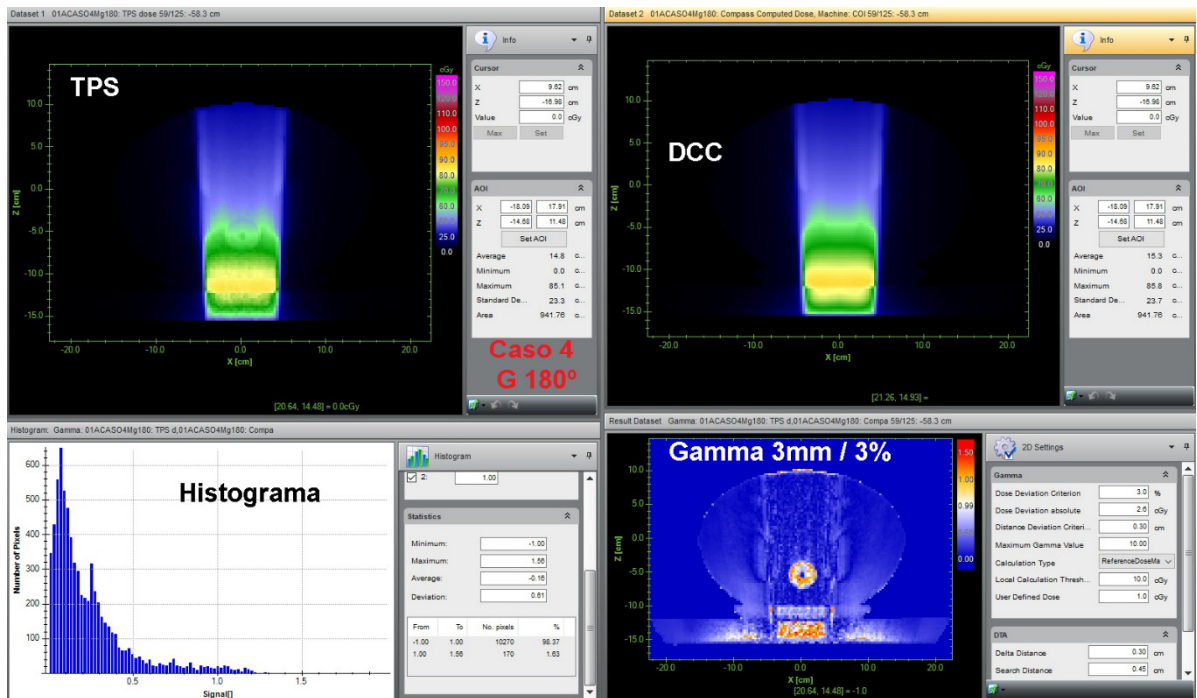


Fig. 82 - Caso 4 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Post G180° - Resultado 98,37%

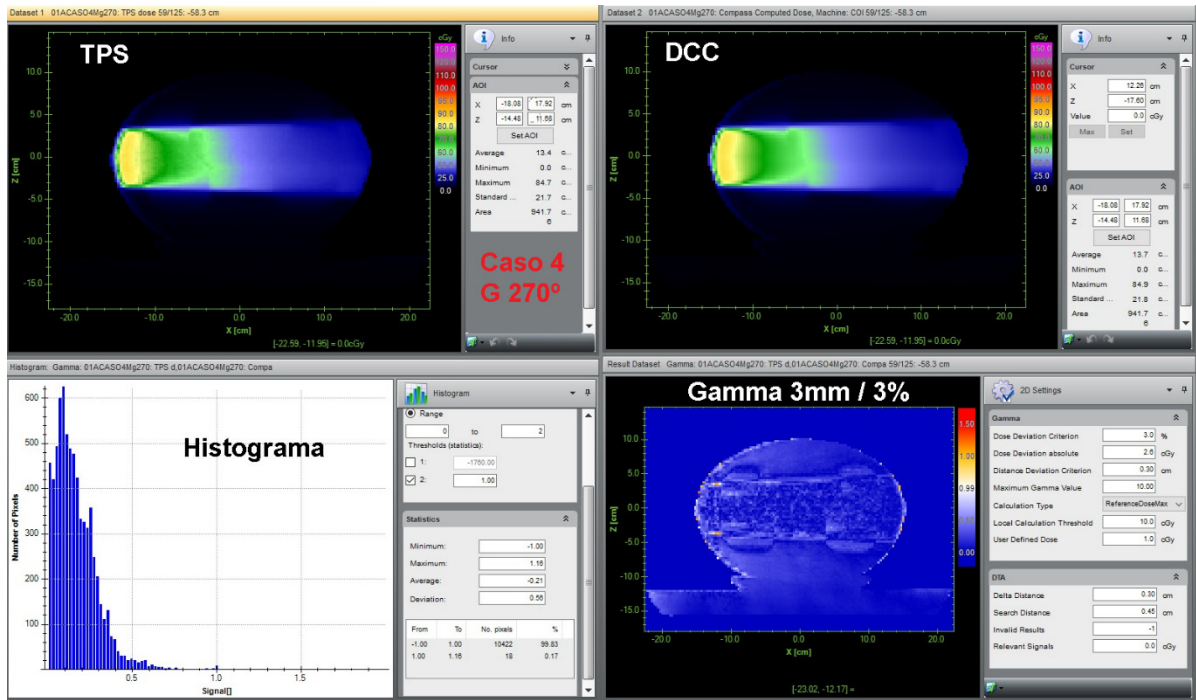


Fig. 83 - Caso 4 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Lat Der G270° - Resultado 99,83%

### C.4. Caso 5

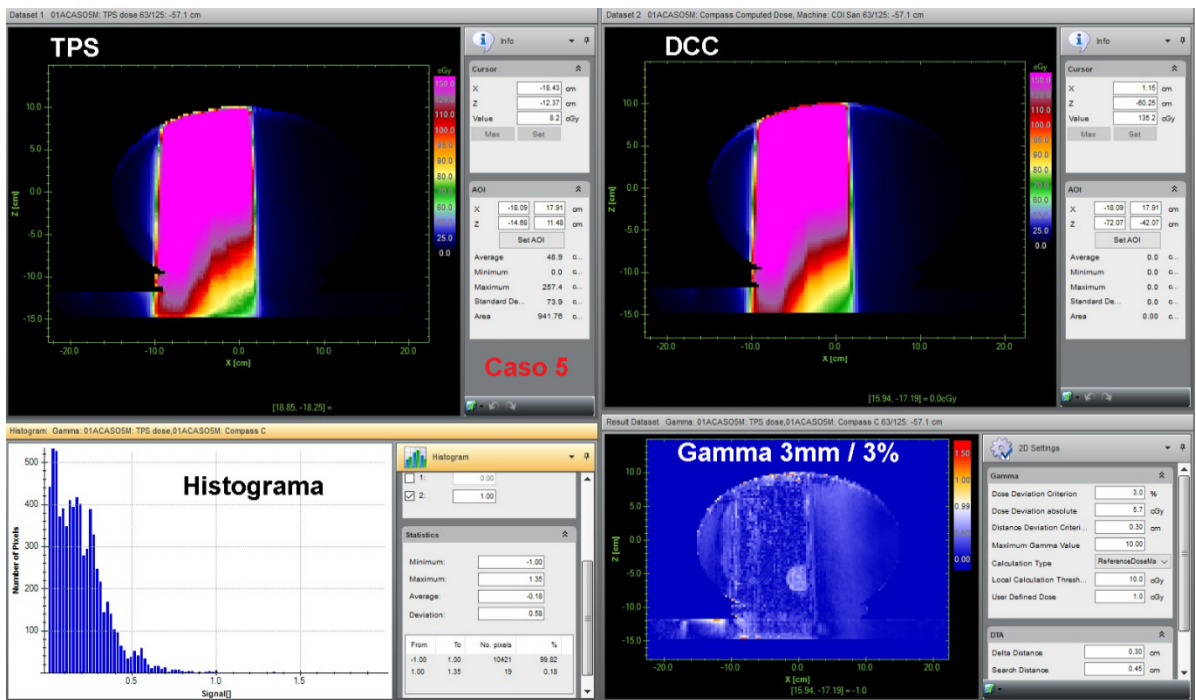


Fig. 84 - Caso 5 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Ant G0° - Resultado 99,82%

C.5. Caso 6

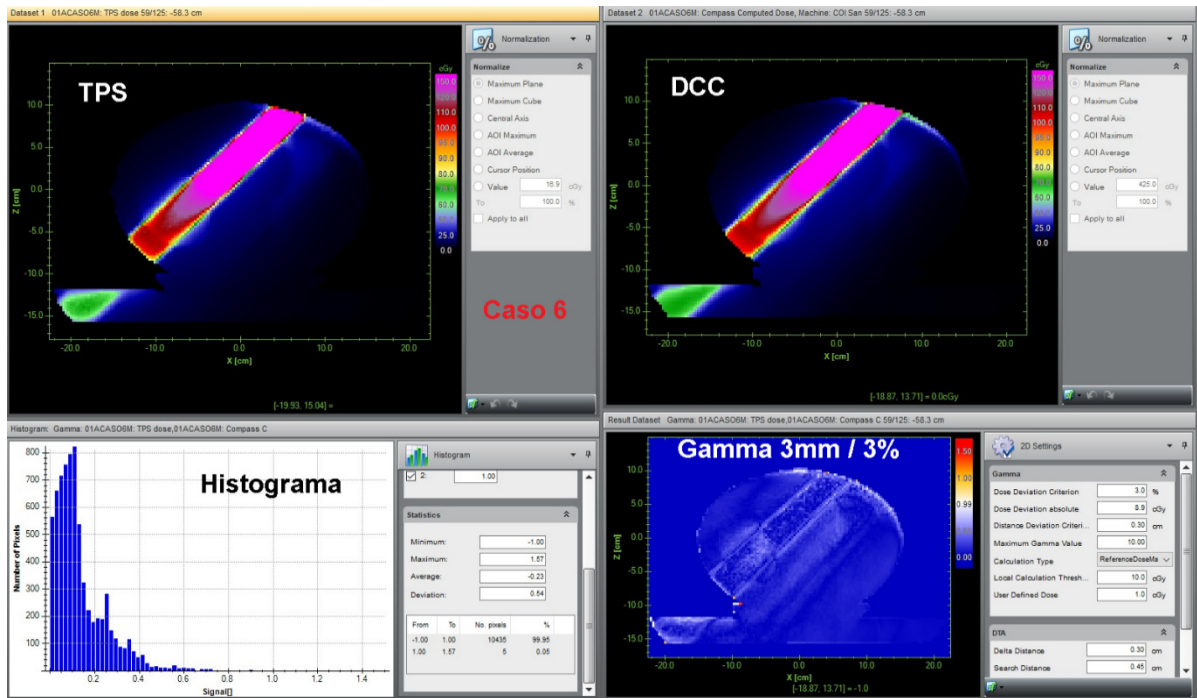


Fig. 85 - Caso 6 - Corte Axial sobre isocentro – Campo irregular Obl Ant Izq G45° - Resultado 99,95%

C.6. Caso 8

Para este caso se presentan las imágenes del Plan compuesto, y luego por separado campo por campo.

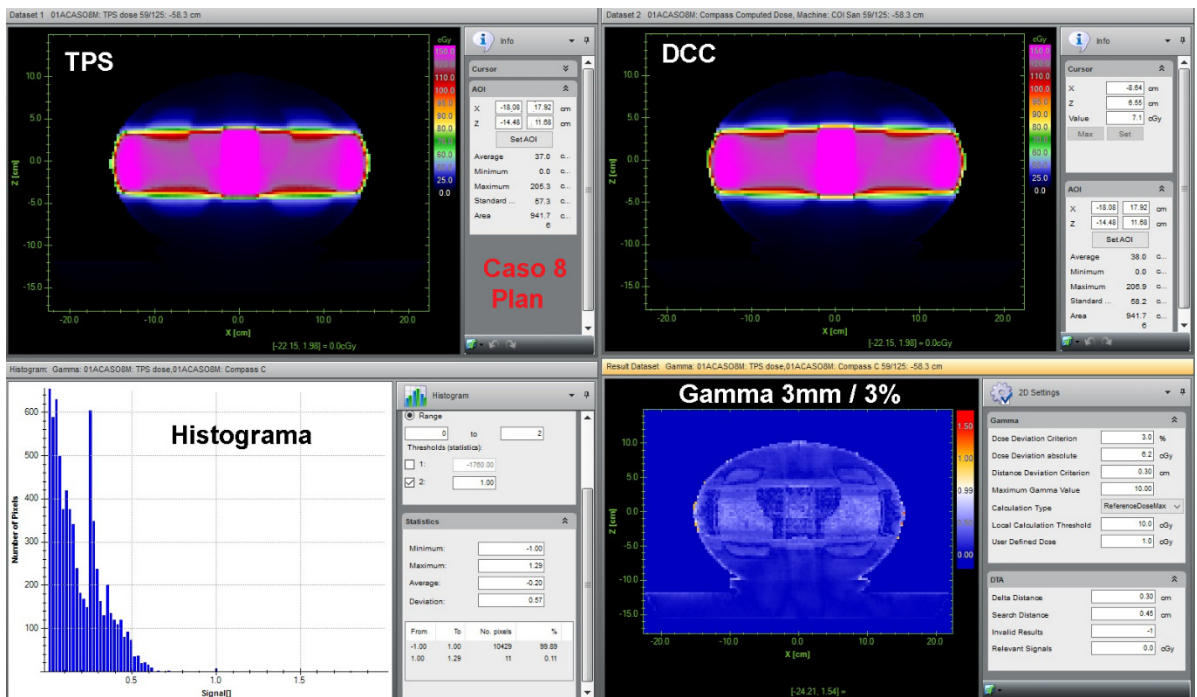


Fig. 86 - Caso 8 - Corte Axial sobre isocentro - Plan compuesto de 3 Campos - Resultado 99,89%

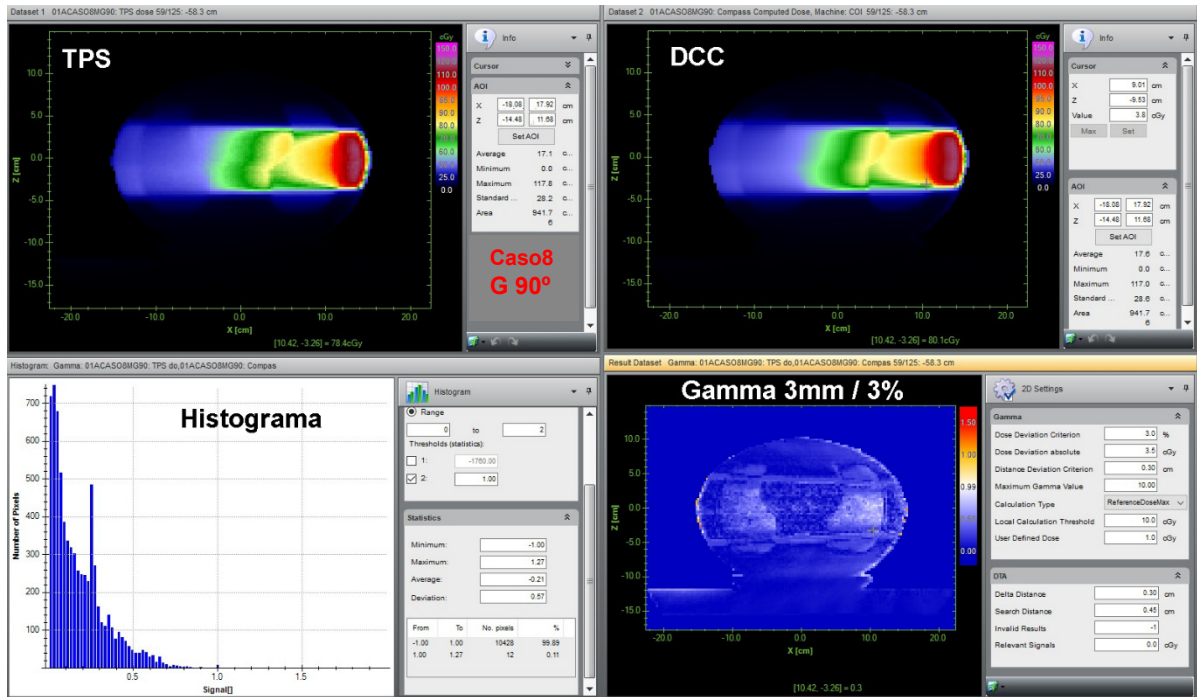


Fig. 87- Caso 8 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Lat Izq G90° - Resultado 99,89%

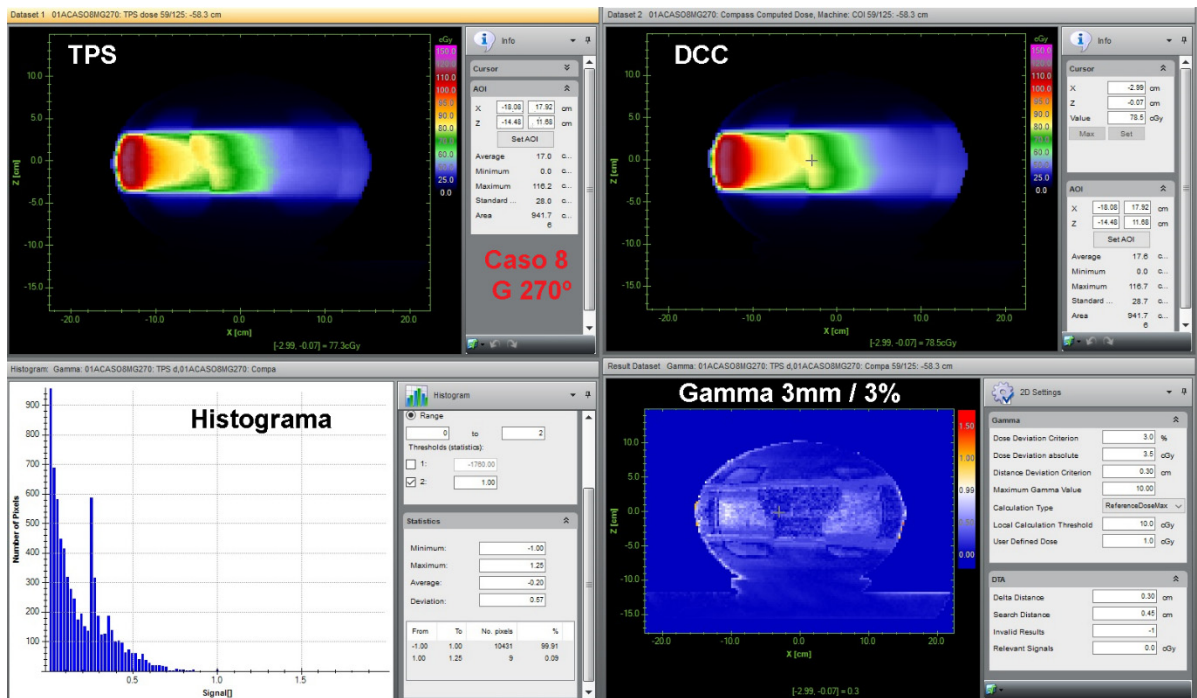


Fig. 88 - Caso 8 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Lat Der G270° - Resultado 99,91%

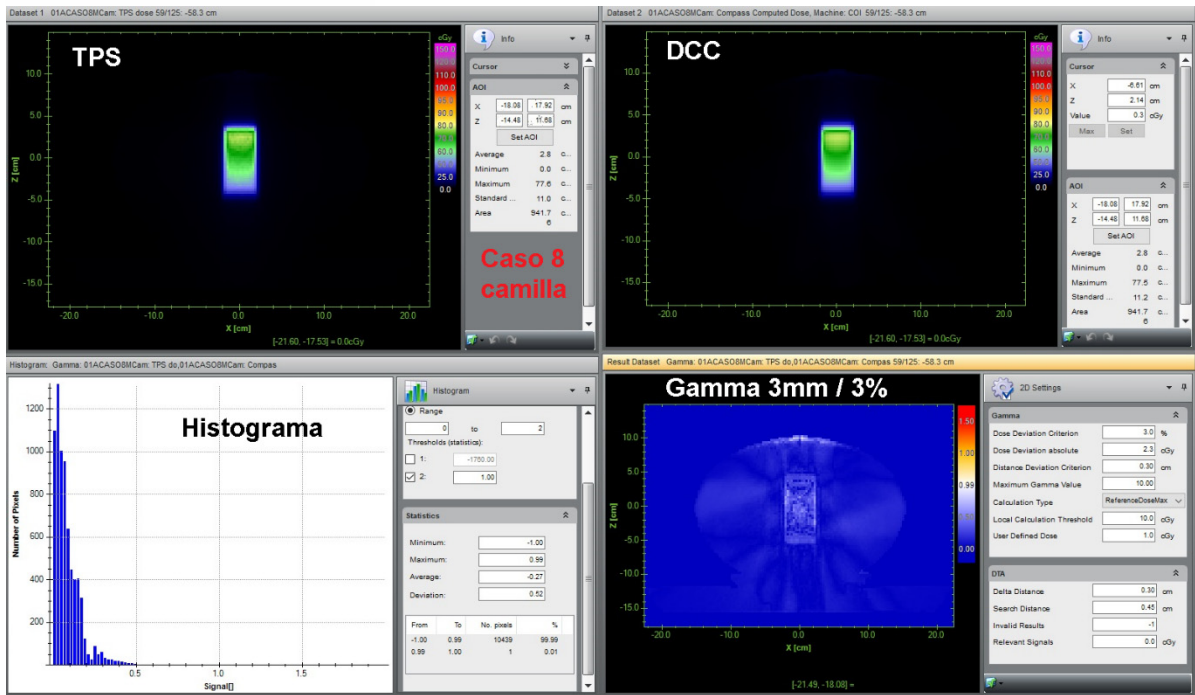


Fig. 89 - Caso 8 - Corte Axial sobre isocentro - Campo Cef G30° y Couch 270°- Resultado 99,99%

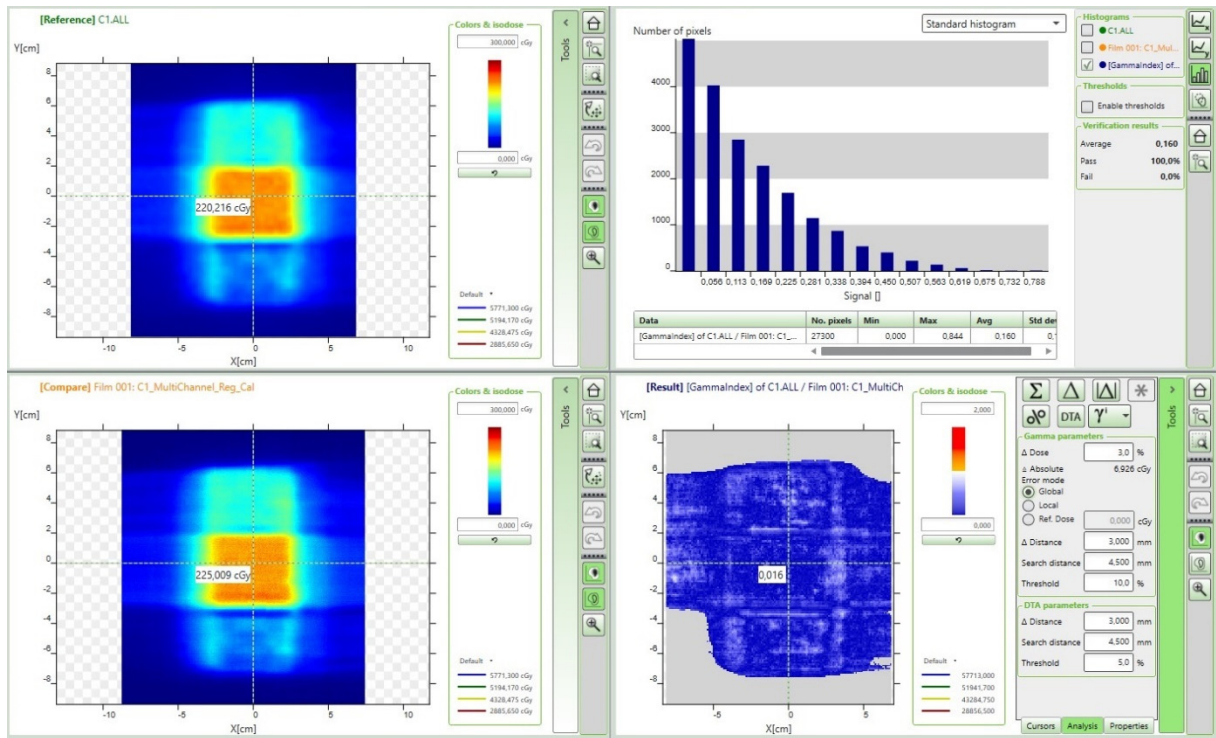
## Anexo D – TG 119

### D. Comparaciones $\gamma$ 3 mm / 3% <1

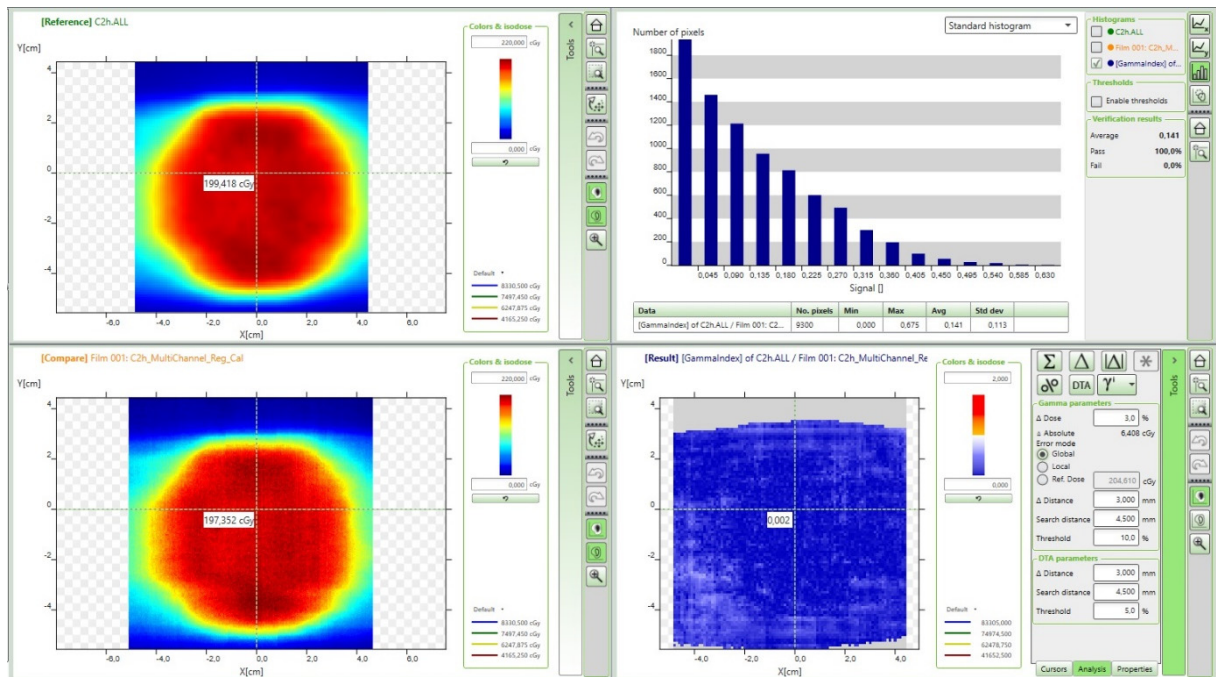
#### D.1. Dosimetría por Film - myQA Accept

##### D.1.1. Film con Planos de dosis integrales

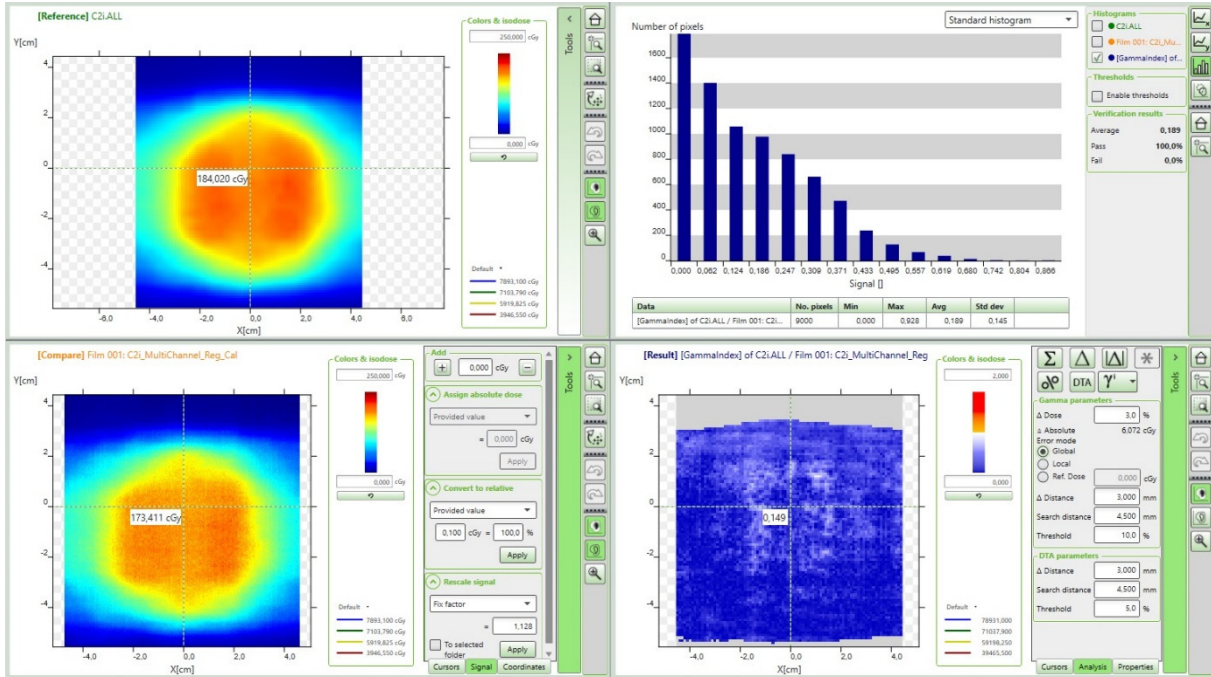
##### Caso 1



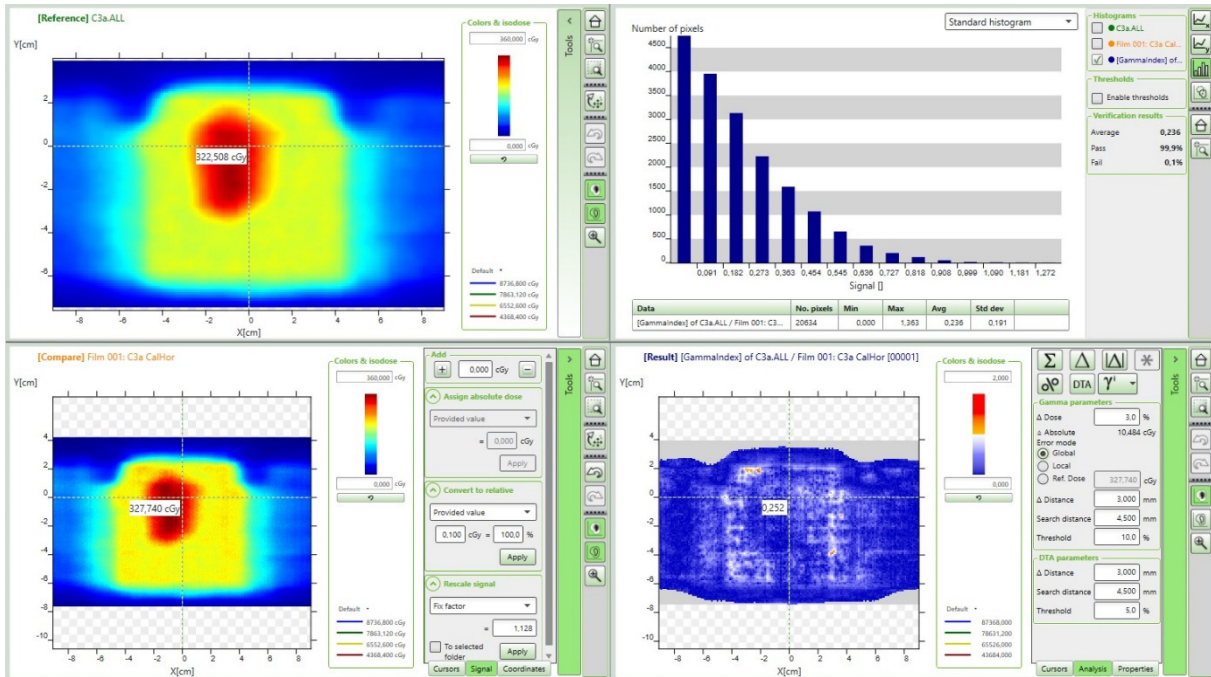
##### Caso 2 – Plano central a 8cm de profundidad



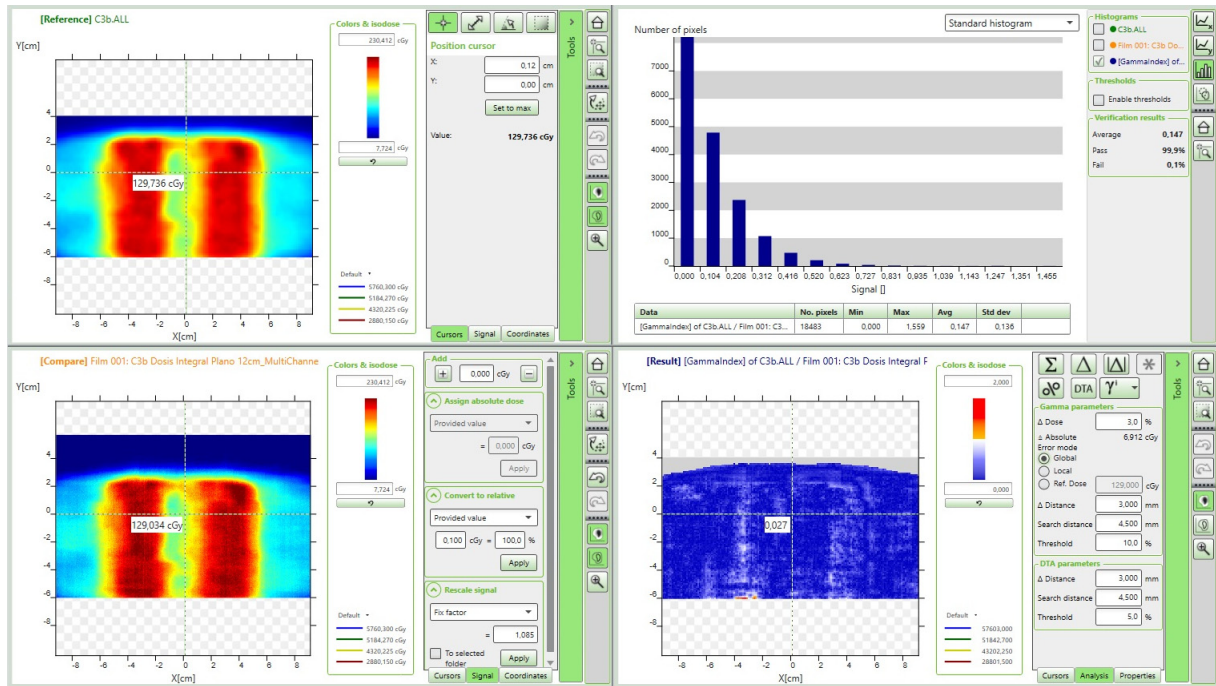
## Caso 2 – Plano a 10cm de profundidad



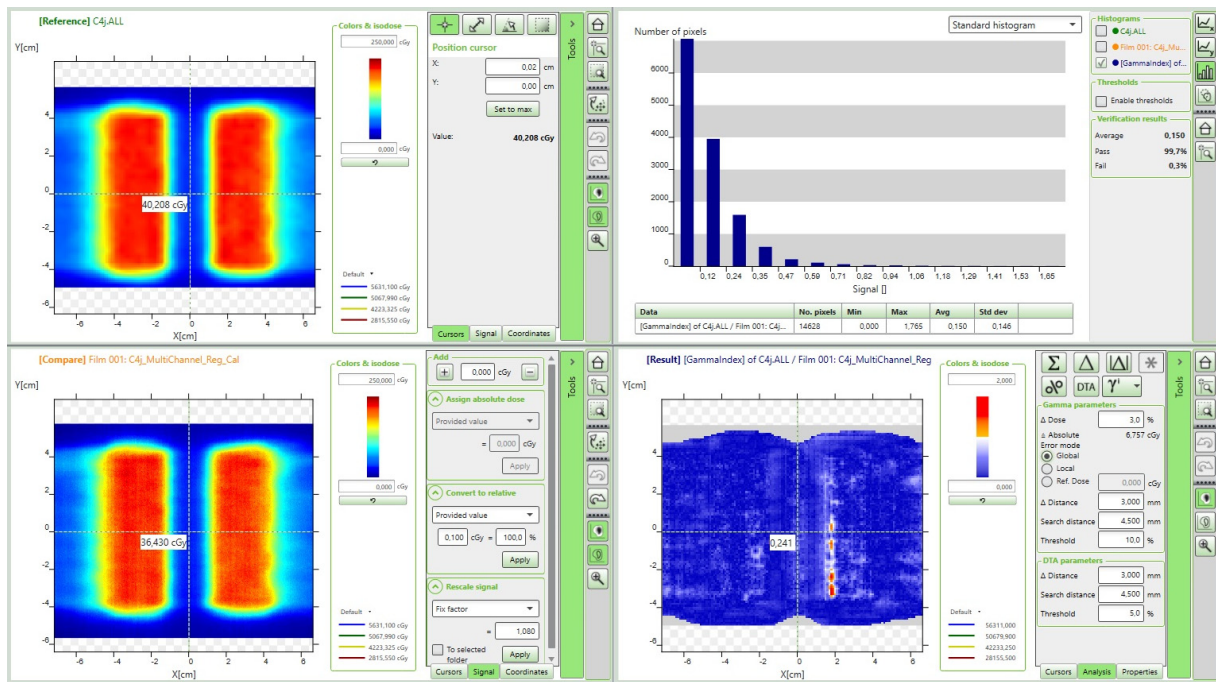
## Caso 3 – Plano central a 8cm de profundidad



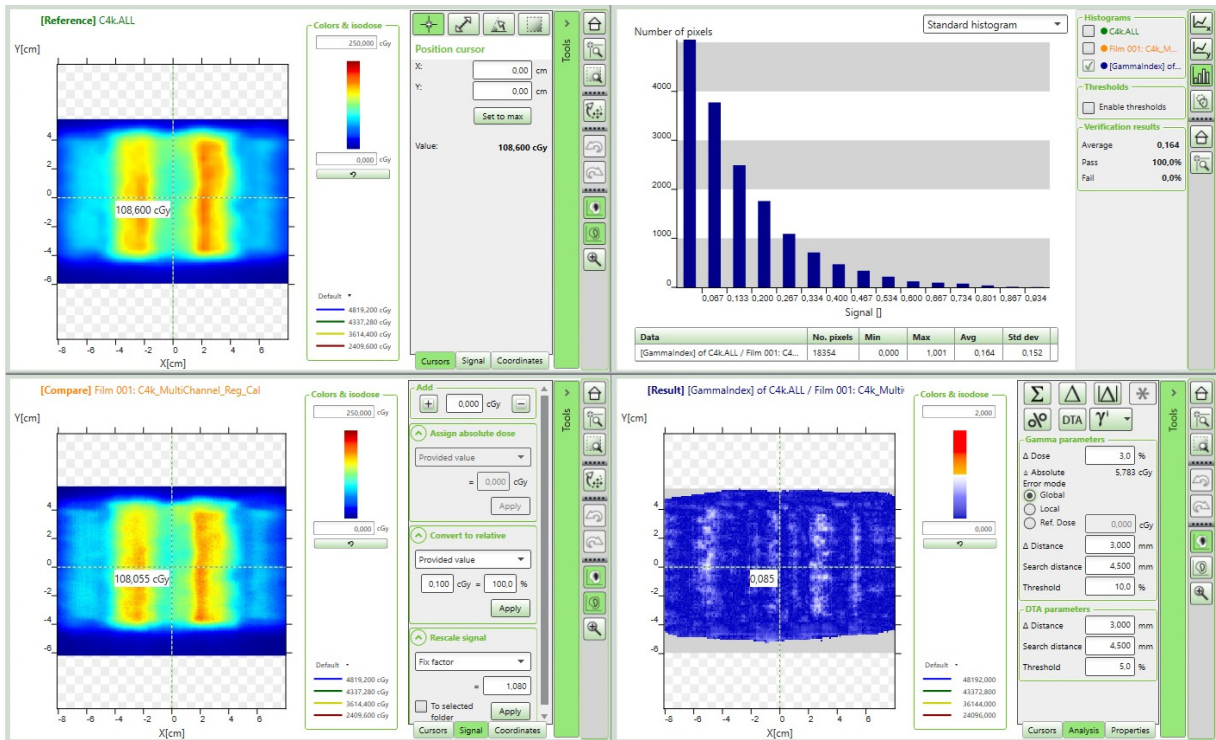
### Caso 3 – Plano posterior a 12 cm de profundidad



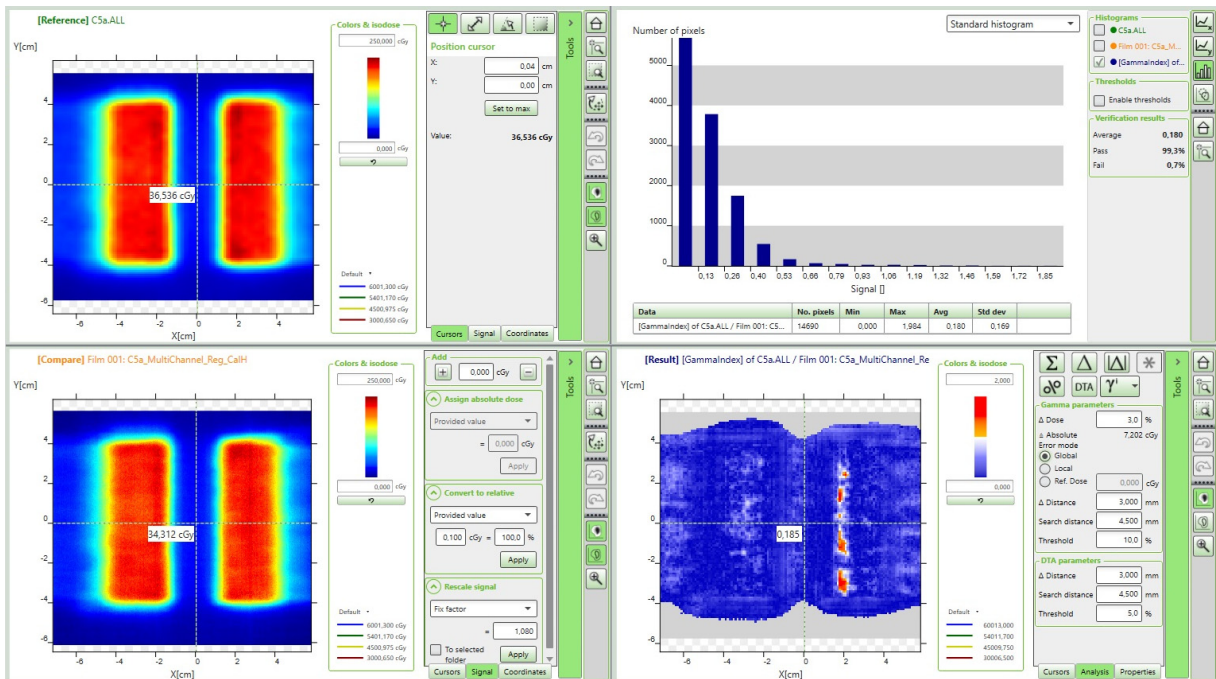
### Caso 4 – Plano central a 8cm de profundidad



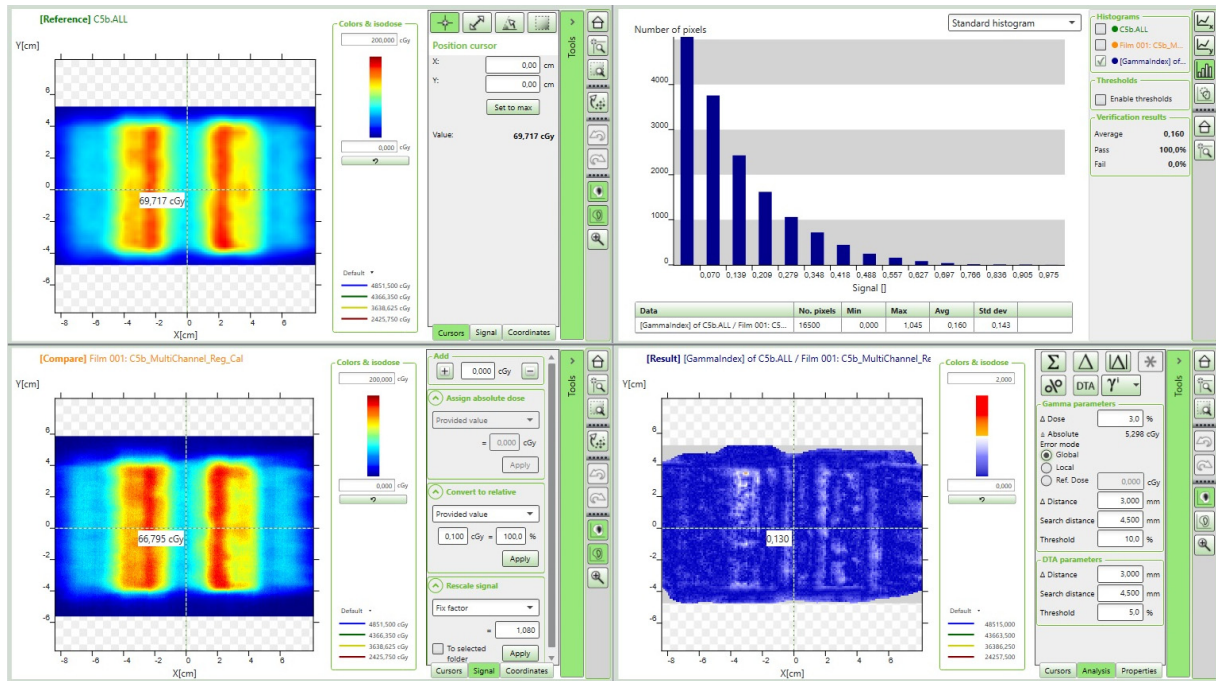
### Caso 4 – Plano posterior a 10 cm de profundidad



### Caso 5 – Plano central a 8cm de profundidad



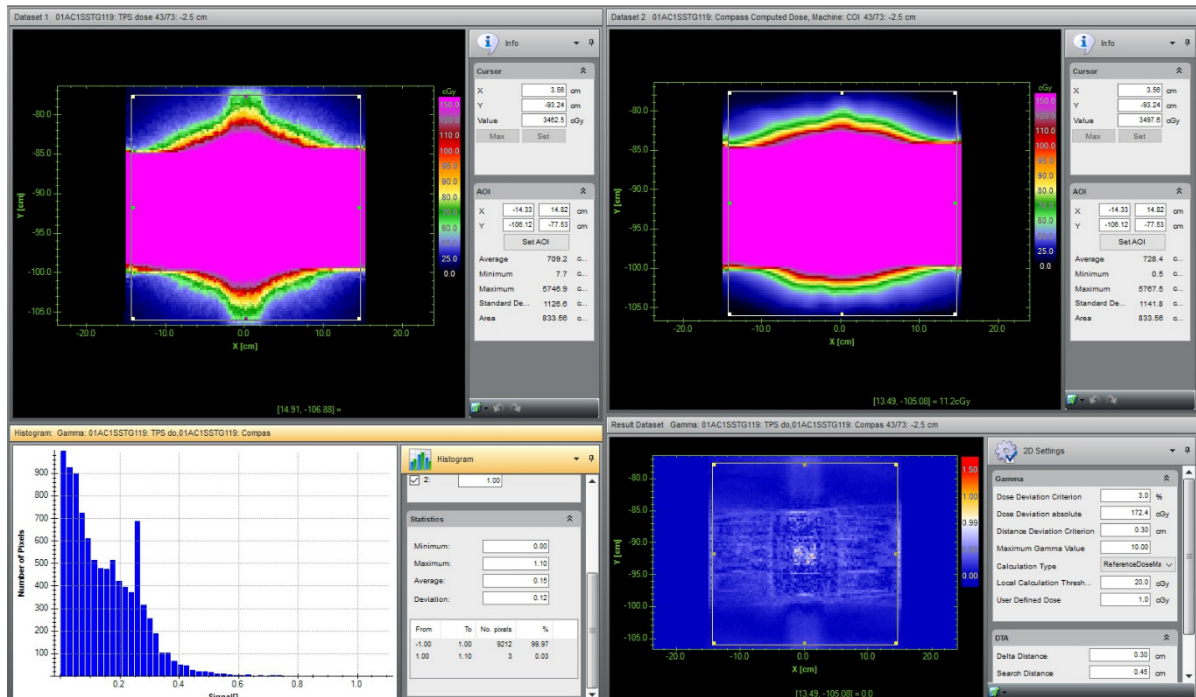
## Caso 5 – Plano posterior a 10 cm de profundidad



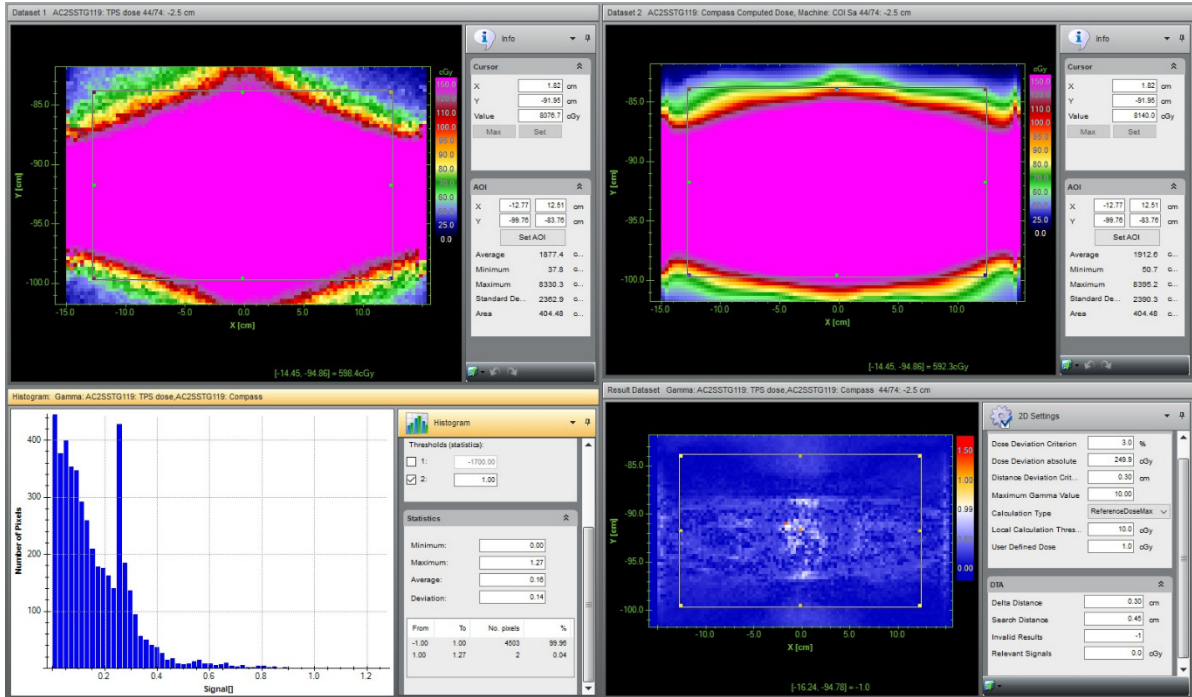
## D.2. Dosis Computada por COMPASS (DCC)

### D.2.1. Planes compuestos

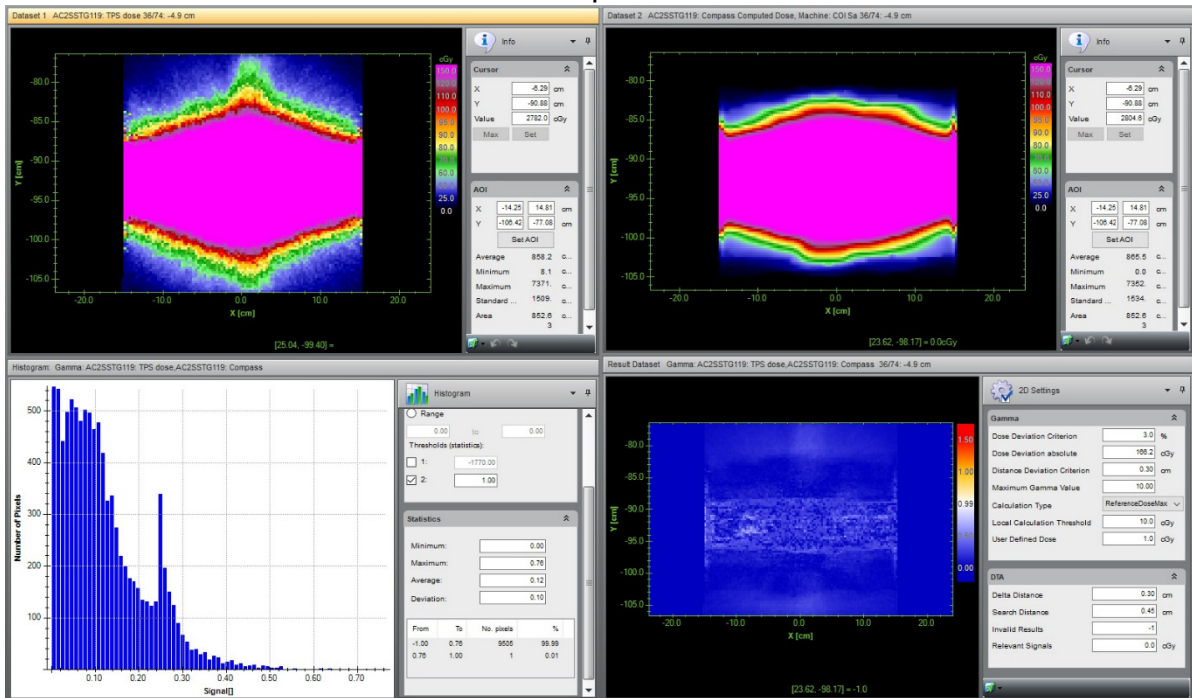
#### Caso 1



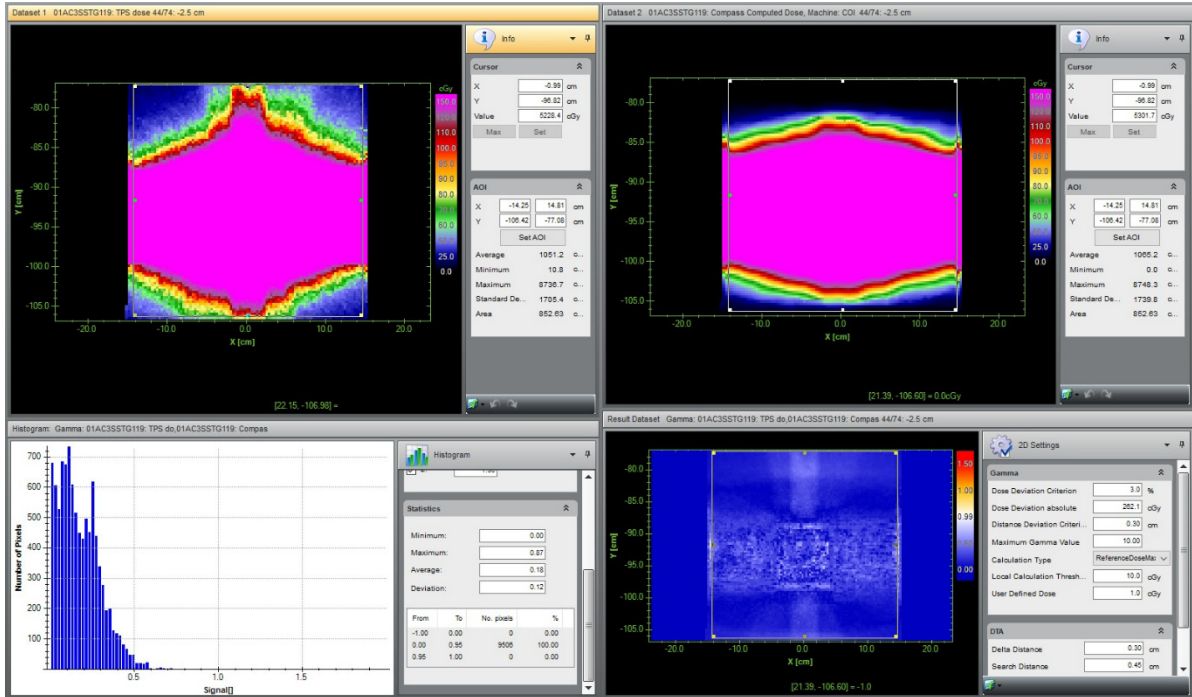
### Caso 2 – Plano en Iso



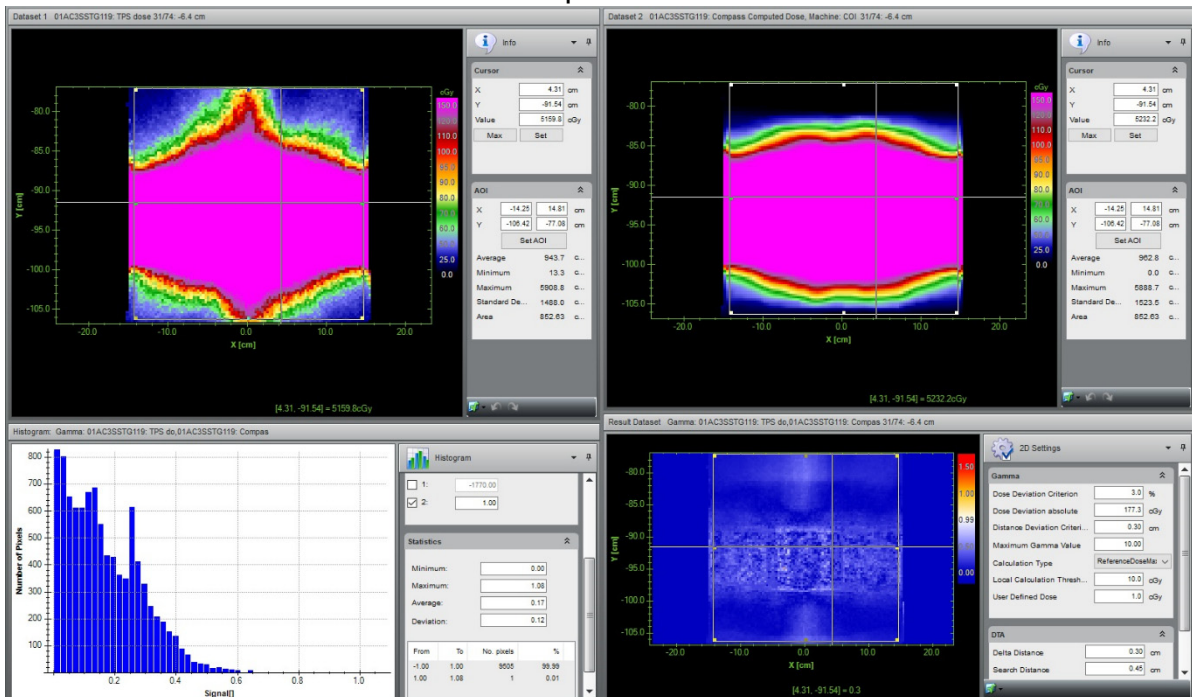
### Caso 2 – Plano en 2.5 cm posterior



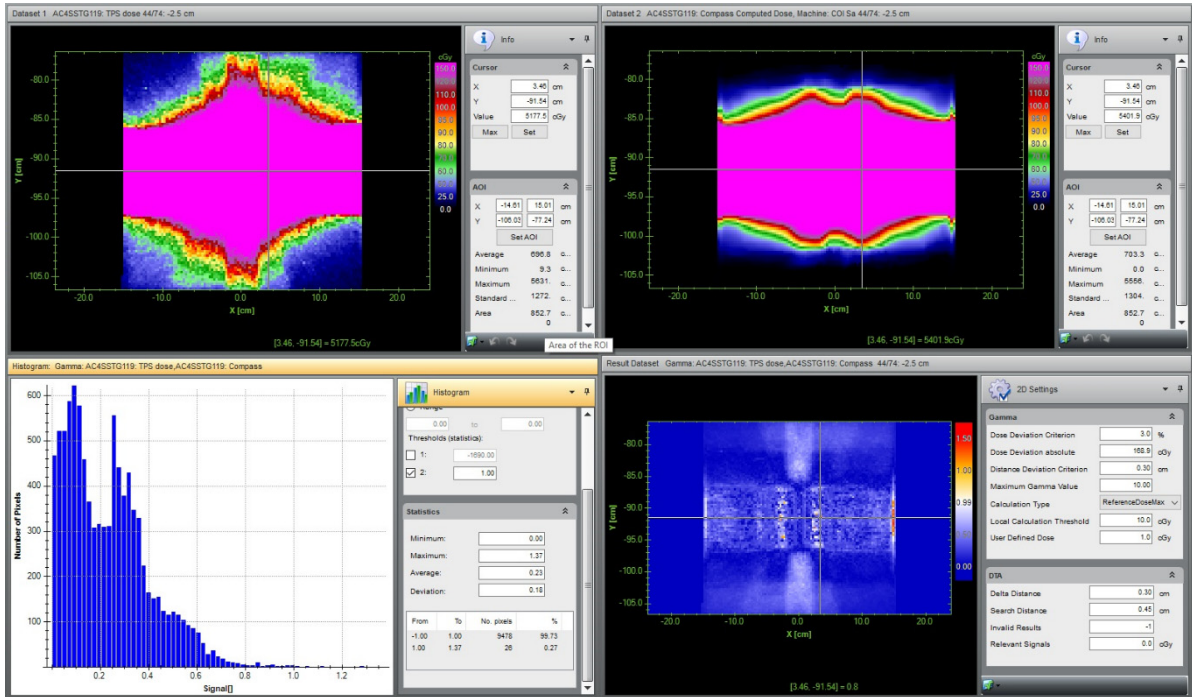
### Caso 3 – Plano en Iso



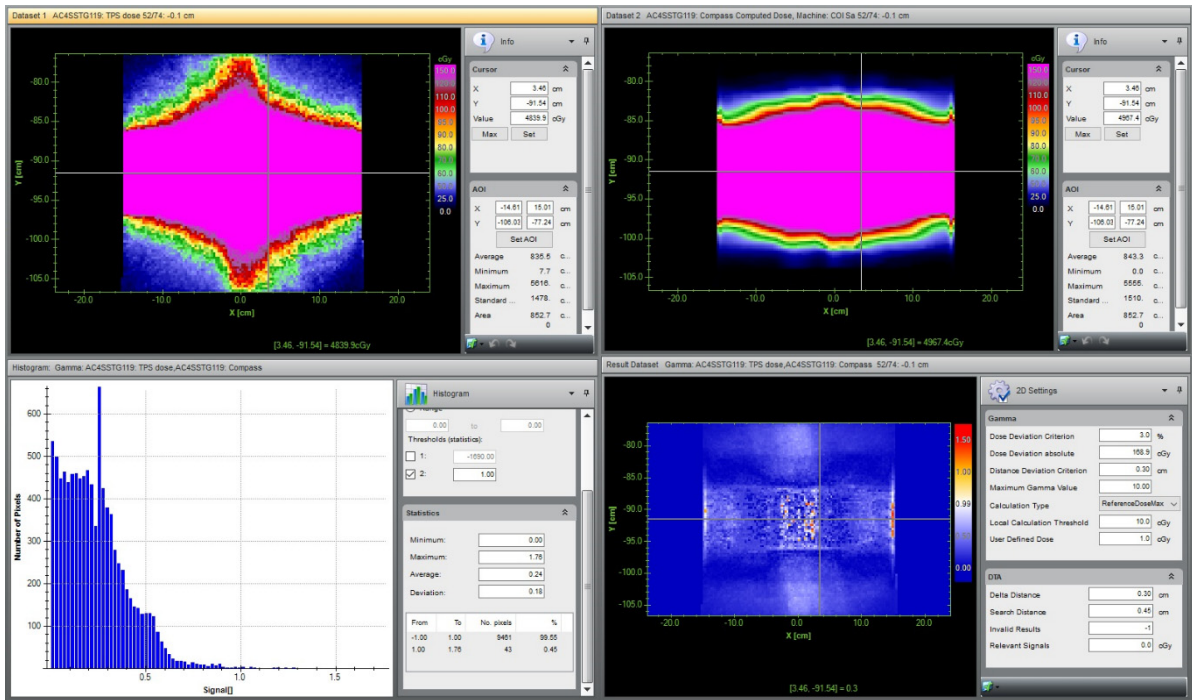
### Caso 3 – Plano en 4 cm posterior



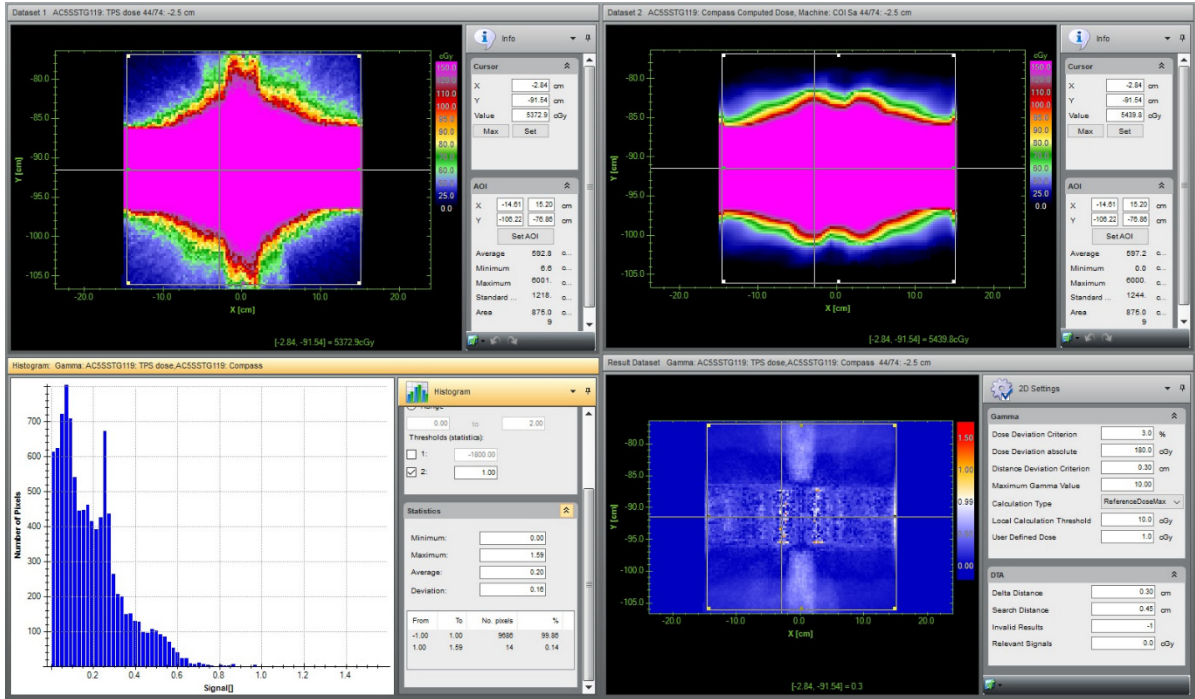
### Caso 4 – Plano en Iso



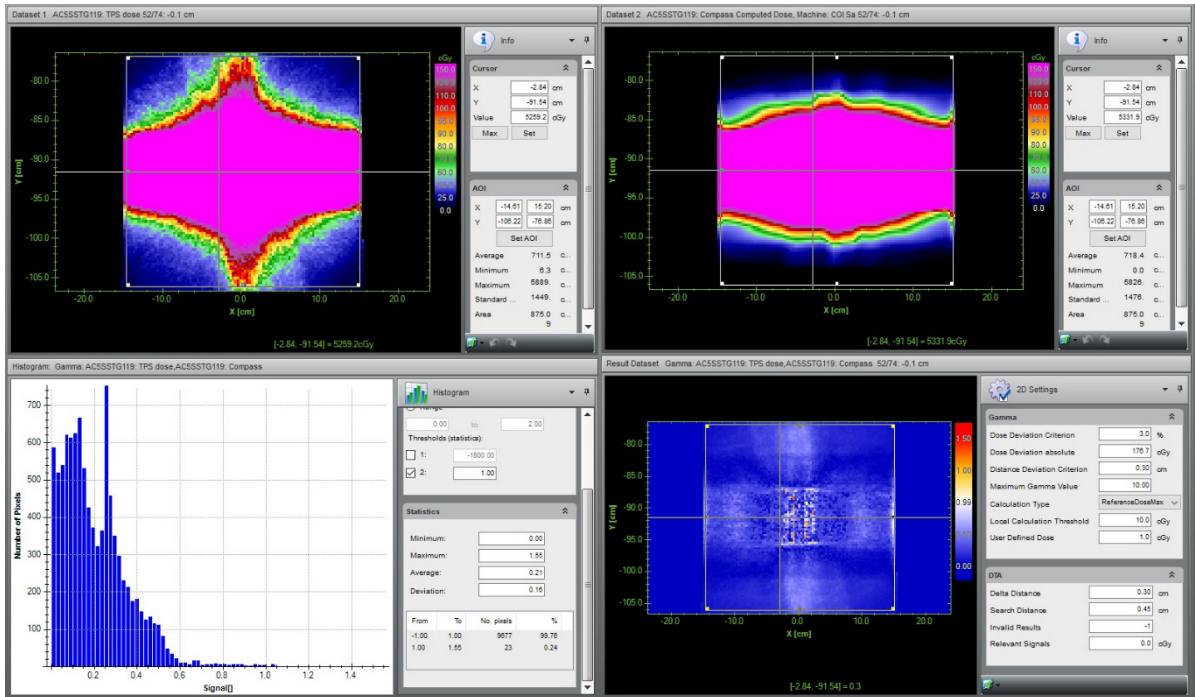
### Caso 4 – Plano en 2.5 cm anterior



### Caso 5 – Plano en Iso



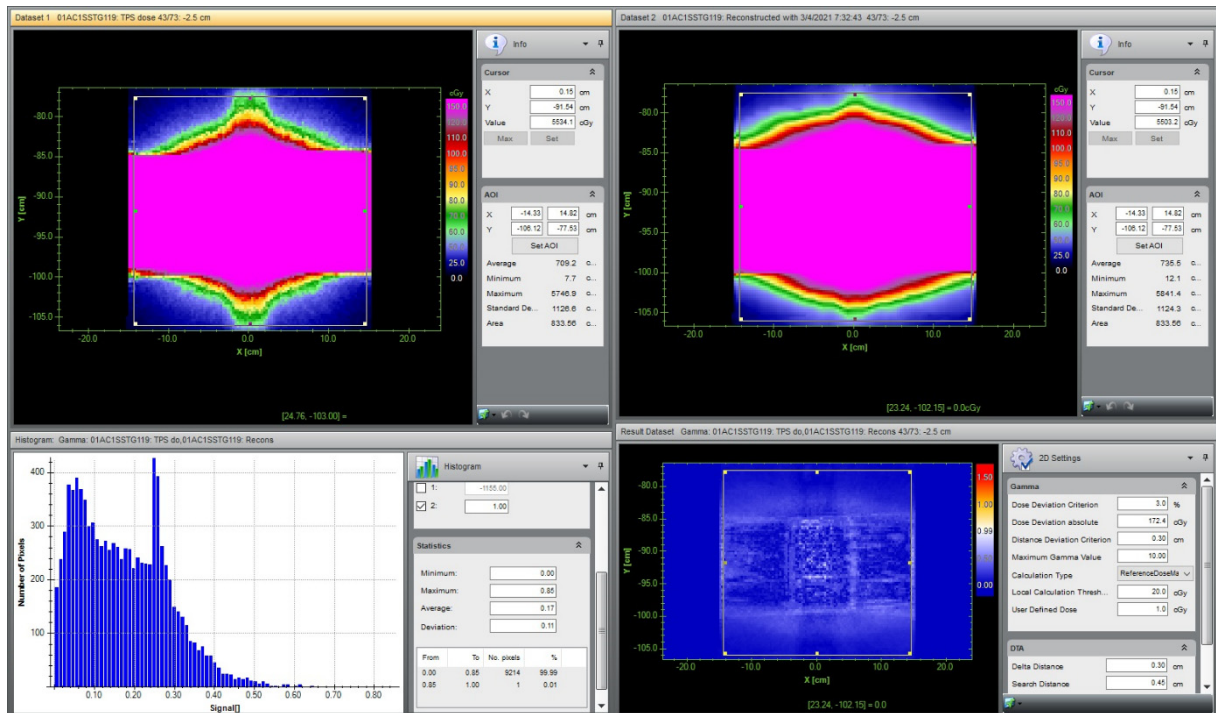
### Caso 5 – Plano en 2.5 cm anterior



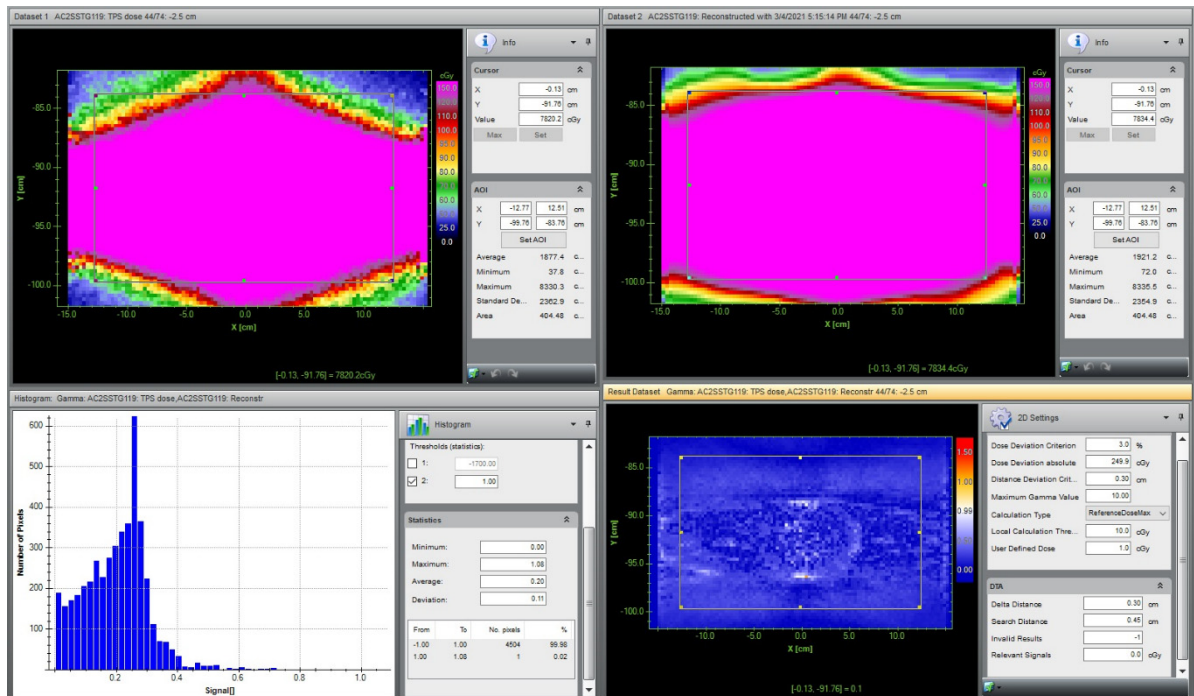
## D.3. Dosis Reconstruida por COMPASS (DRC)

### D.3.1. Planes compuestos

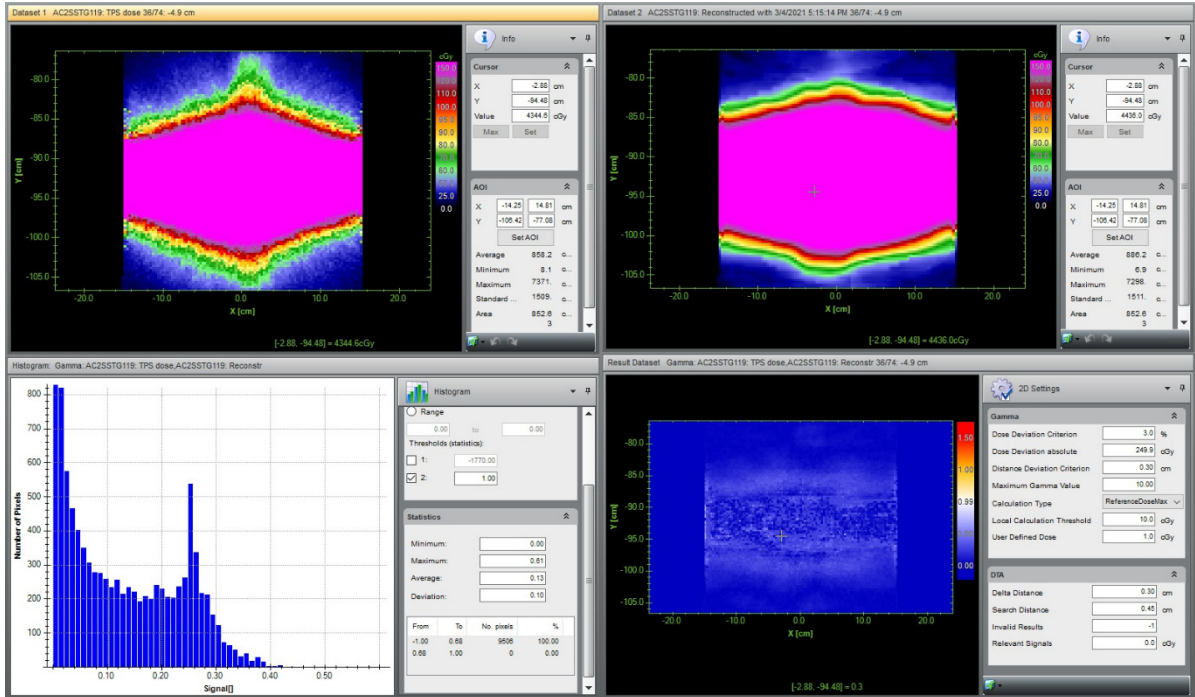
#### Caso 1



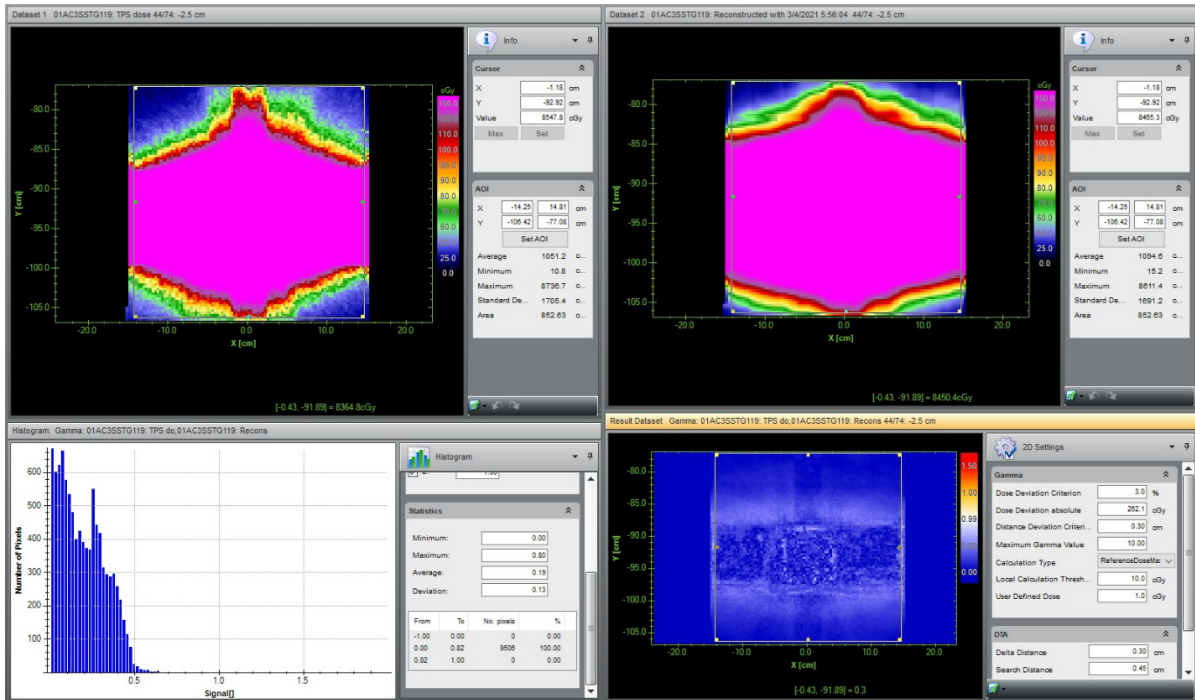
#### Caso 2 – Plano en Iso



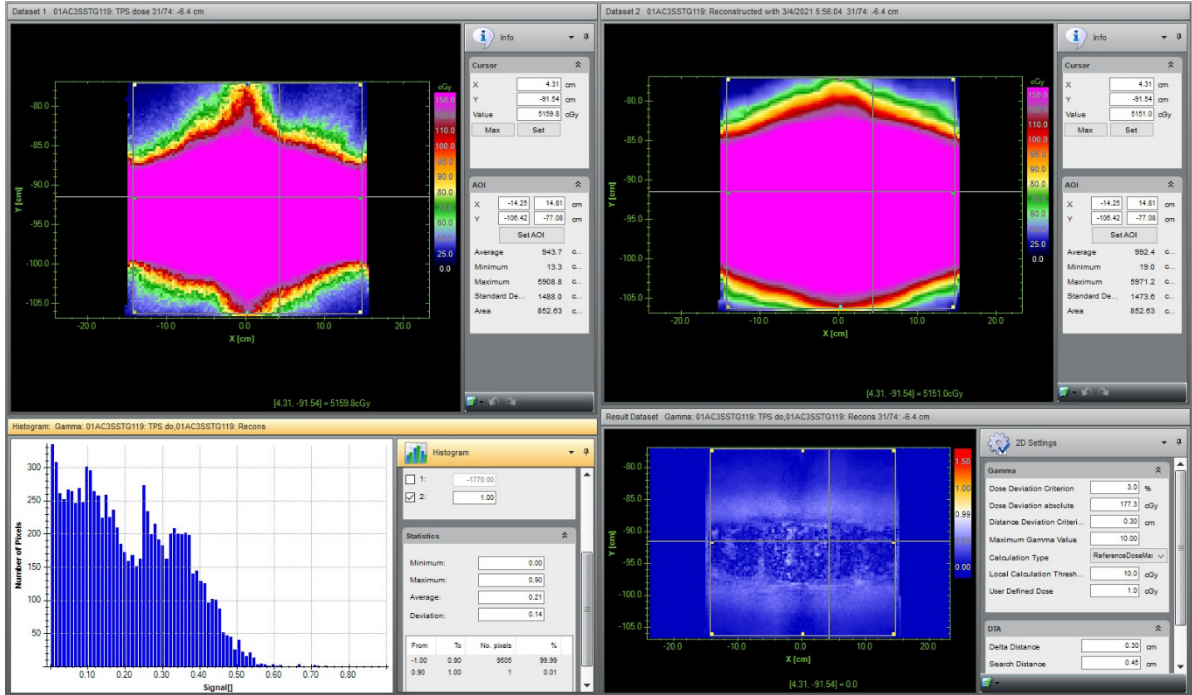
### Caso 2 – Plano en 2.5 cm posterior



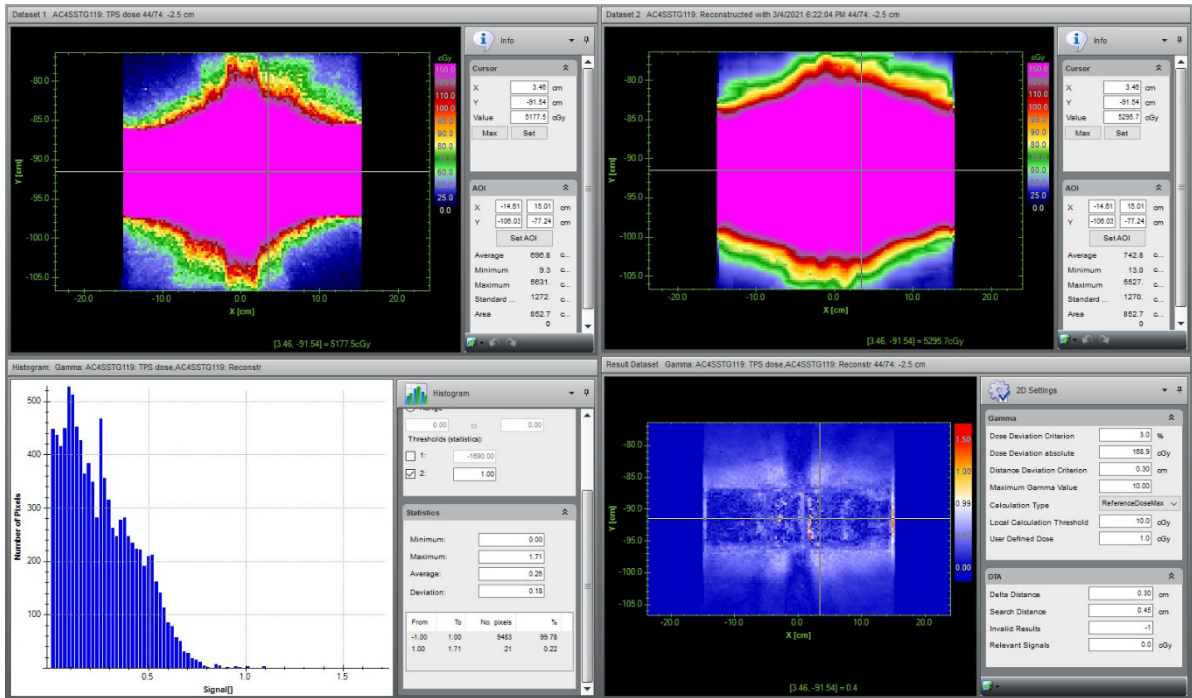
### Caso 3 – Plano en Iso



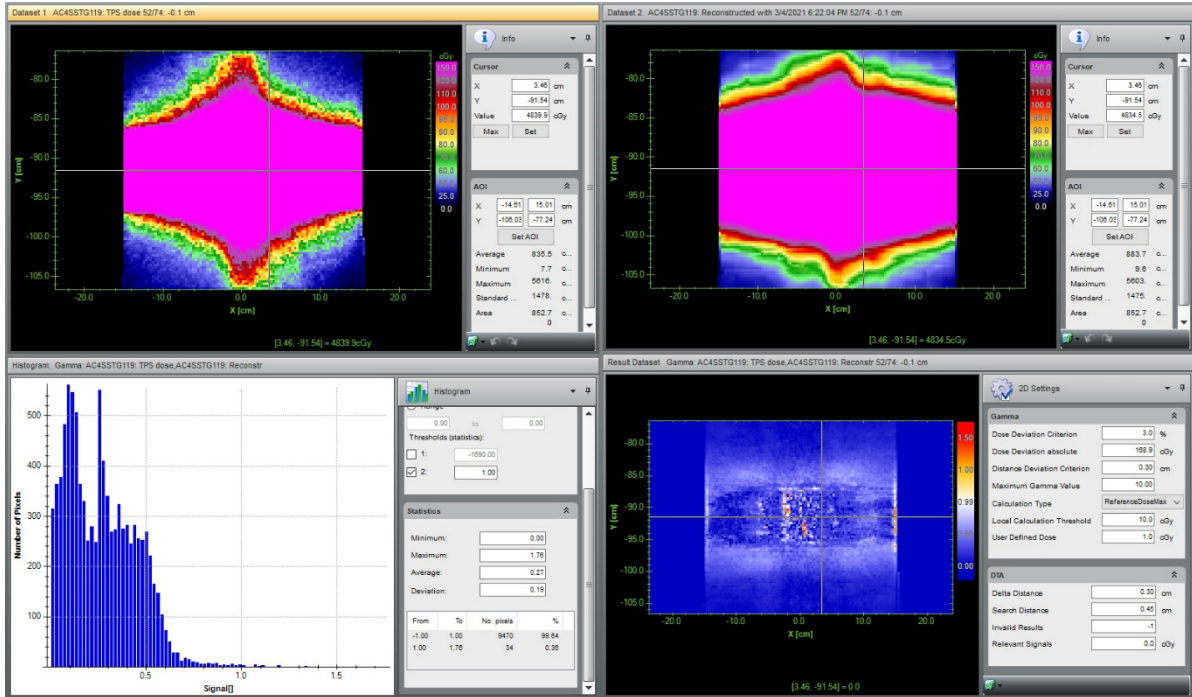
### Caso 3 – Plano en 4 cm posterior



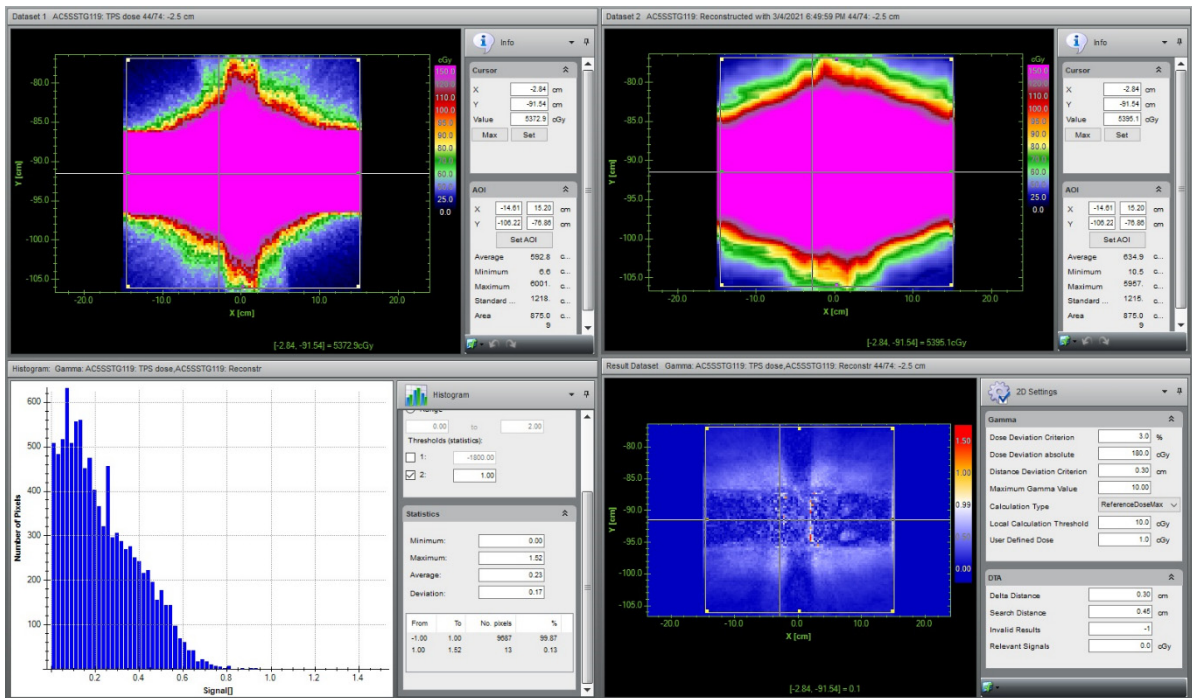
### Caso 4 – Plano en Iso



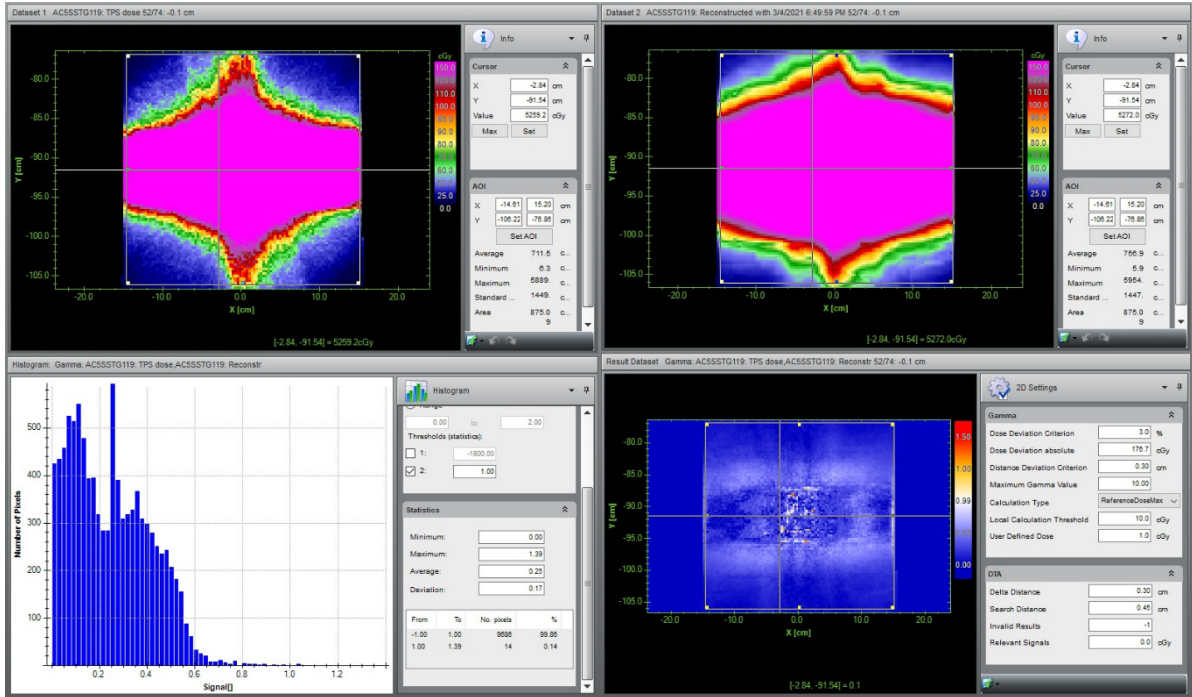
### Caso 4 – Plano en 2.5 cm anterior



### Caso 5 – Plano en Iso



Caso 5 – Plano en 2.5 cm anterior



## Glosario

<i>3DCRT</i>	Radioterapia Conformal 3D
<i>ALE</i>	Acelerador Lineal de Electrones
<i>BEV</i>	Beam's Eye View
<i>CC</i>	Collapsed Cone - Tipos de Modelados/algoritmos para calcular dosis
<i>CI</i>	Cámara de ionización - Detector de Radiación
<i>CT</i>	Tomografía Computada
<i>DCC</i>	Dosis 3D Computada por modelado de CC - COMPASS, requiere TC, estructuras y RTPlan
<i>dMLC</i>	Técnica de tratamiento de IMRT dinámica
<i>DRC</i>	Dosis 3D Reconstruida por modelado de CC - COMPASS, requiere TC, estructuras y Medición con Dolphin
<i>DRR</i>	radiografía reconstruida digitalmente
<i>DTA</i>	Distance to agreement
$\gamma$	Gamma - Método de evaluación que combina diferencia de dosis con distancia (DTA)
<i>IMRT</i>	Tratamientos de radioterapia de intensidad modulada
<i>LC</i>	Límite de Confianza
<i>LINAC</i>	Acelerador Lineal de Electrones
<i>MC</i>	Monte Carlo - Tipos de Modelados/algoritmos para calcular dosis
<i>MLC</i>	Colimador Multiláminas
<i>OaR</i>	Órgano a Riesgo
<i>QAPE</i>	Control de Calidad Paciente específico
<i>RTC2D</i>	Radioterapia Convencional 2D
<i>S&amp;S</i>	"Step and Shoot" - forma de implementar tratamientos de IMRT, ídem SMLC
<i>sMLC</i>	Técnica de tratamiento de IMRT estática, ídem S&S
<i>TC</i>	True Composite – Método de medición con Gantry y Colimador original del plan – especificado en TG218
<i>TPS</i>	Sistema de Planificación de Tratamientos radiantes







## **IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DOLPHIN PARA HACES DE 6MV COMO SISTEMA DE CONTROL PACIENTE ESPECÍFICO PARA IMRT S&S**

**CARRERA:** ESPECIALIZACIÓN EN FÍSICA DE LA RADIOTERAPIA

**DIRECTOR:** Lic. Ariel M. Moreno

Diciembre 2021

### **RESUMEN**

La mayoría de los centros en Argentina disponen de sistemas de verificación pre-tratamientos, o QA paciente específico, de las técnicas avanzadas en Radioterapia, con un criterio de evaluación basado en el índice  $\gamma$ . Motiva el presente trabajo la adquisición del detector Dolphin (IBA Dosimetry), novedoso por permitir además del mencionado criterio, evaluaciones 3D. Resulta un gran desafío por la falta de experiencia local y es menester su implementación para poder brindar tratamientos de IMRT S&S. El objetivo involucra la realización de mediciones bajo recomendaciones internacionales que permitan concluir en que el sistema es apto para su uso clínico habilitando dicha técnica de tratamiento. Los resultados obtenidos son positivos, se considera que se cumple el proceso de verificación y a su vez, que los tratamientos se brindan de forma segura. Se estima poderosa la herramienta con lo que se proyectan trabajos futuros.

### **AGRADECIMIENTOS**

A mi familia que realmente es lo mejor que me ha dado la vida, mis padres incondicionales y mis dos hermanos y hermana. A Natalí, mi esposa, su amor de cada día, la confianza depositada en mí y el esfuerzo que eso genera. Todo sería distinto sin ella.

Manuel E. Molina