



FUNDACIÓN *Marie Curie*



Radioterapia de Intensidad Modulada con Filtros Compensadores

Mgter. Guillermo Alvarez

Curso de actualización en Protección Radiológica
Córdoba, Noviembre de 2013

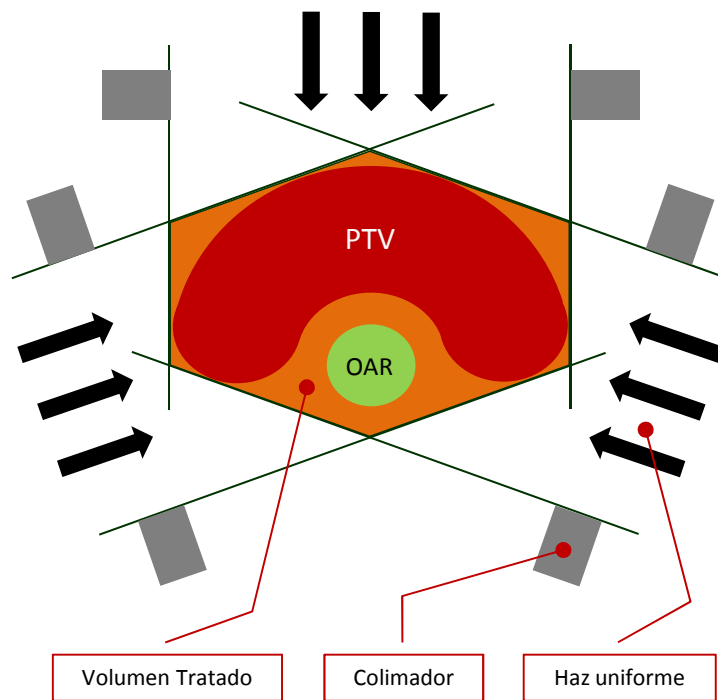
Organización

- Conceptos Generales
 - Formas de modular un haz, ventajas y desventajas, etc...
- Características de planificación básicas
 - Filtro metálico
 - TPS y optimización
- Controles de calidad pre-tratamiento paciente específico
 - Cálculo redundante
 - Planares con matriz de diodo (Mapcheck®)
 - Haz por haz
 - Composición planar o colapsada
 - Ionométrico (puntual) con cámara de ionización
 - Composición “3D” (Iguales ángulos que los del plan real)
 - Película Radiocrómica
 - 3D MapCheck
- Controles de calidad durante el tratamiento paciente específico
 - Monitoreo *in-vivo*
 - Imágenes portales de posicionamiento
- Conclusiones

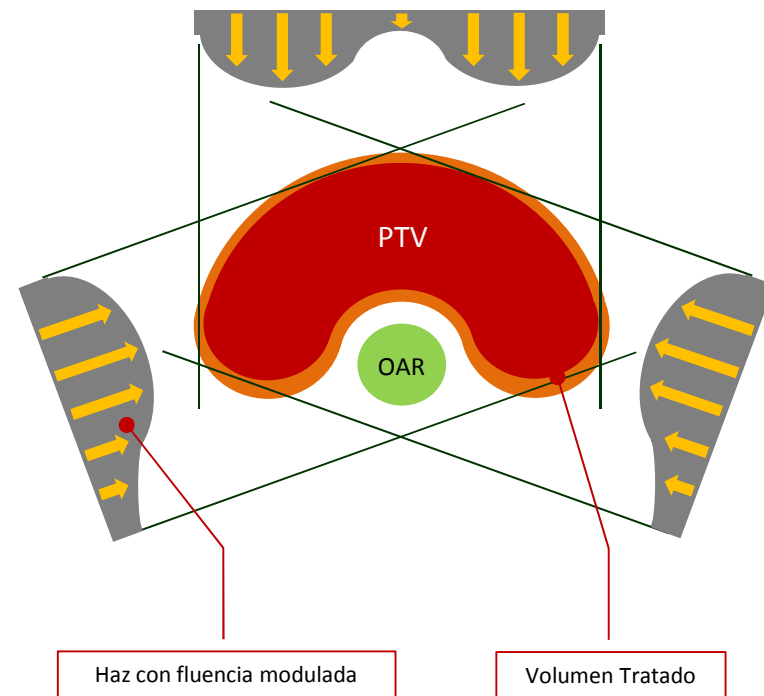
IMRT (*Radioterapia de intensidad modulada*)

Dispensa de fluencia energética variable en la sección de los haces que se combinan para lograr objetivos dosimétricos específicos

RT-3D

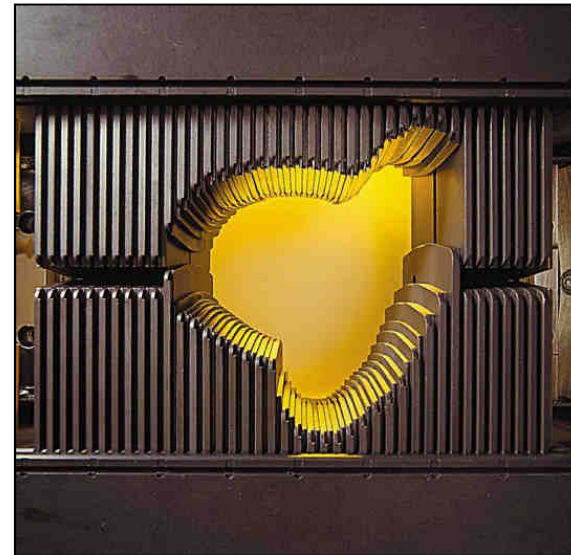
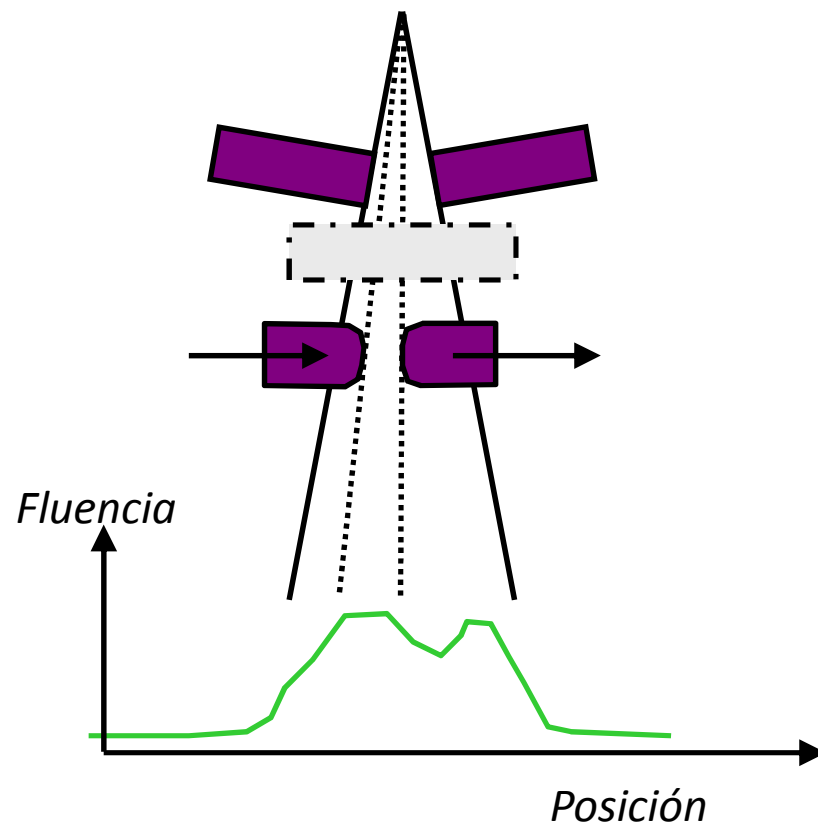


IMRT



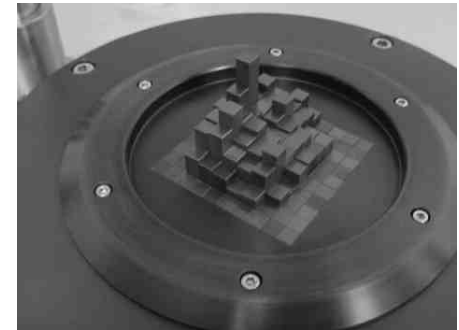
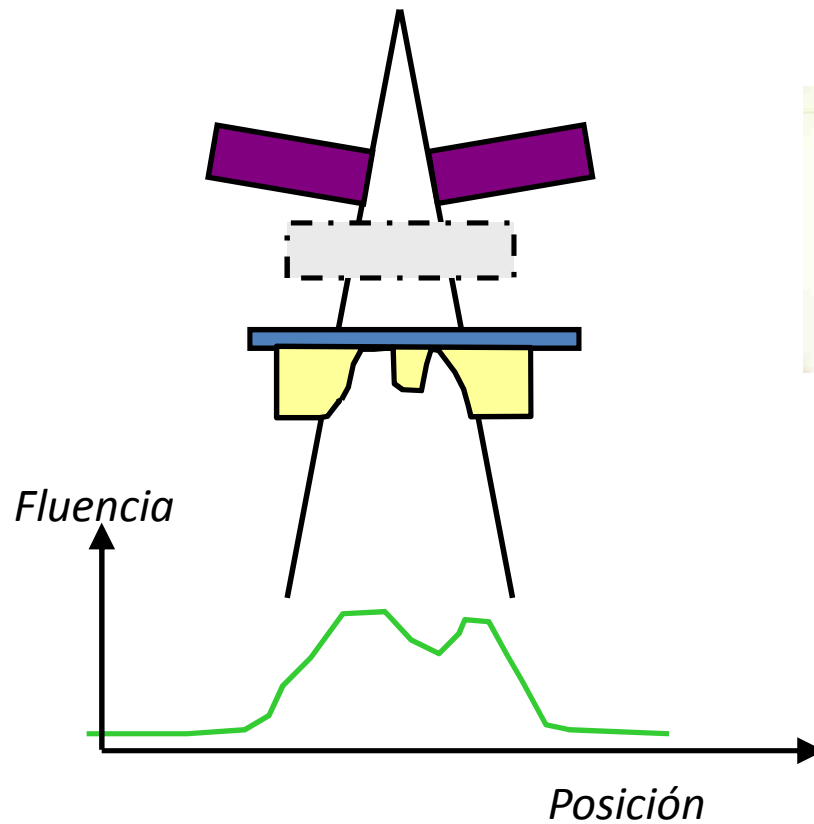
Formas de modular un haz

Colimadores multihoja: *Sliding windows, Step and Shoot, otros.*



Formas de modular un haz

Filtros moduladores: *Fresa numérica, Armado manual (Ellis®), con molde de poliestireno mecanizado y posterior colado/llenado, método Fuesmen*



Método FUESMEN

Dispensa con filtros moduladores

- Formas de fabricación
 - Fresa Numérica
 - Automático o manual
 - Impresora Laser
 - Manual
- Aspectos dosimétricos
 - Rango de intensidades
 - Radiación dispersa
 - Dosis periférica
 - Contaminación electrónica
 - Endurecimiento del haz

Dispensa con filtros moduladores

Ventajas

- El uso de filtros moduladores para IMRT se adecúa a las exigencias de los programas de garantía de calidad vigentes
- Mejor promediado temporal ante movimiento de órganos
- Permite variaciones suaves en la intensidad
- Modelado dosimétrico más sencillo
- Técnicas de filtrado → Mayor eficiencia Dosis-MU
 - *Se logra menor transmisión de la corona*
 - *Se logra menor cantidad de radiación de fuga y dispersa:* menor dosis periférica (menor probabilidad de inducción de cáncer secundario, menores requerimientos de blindaje)
 - *Menor endurecimiento del haz:* la mayoría de los TPS no consideran este efecto en el modelado de la distribución de dosis.
 - *Simplifica la construcción:* disminuye costos
- Imágenes portales con filtro interpuesto

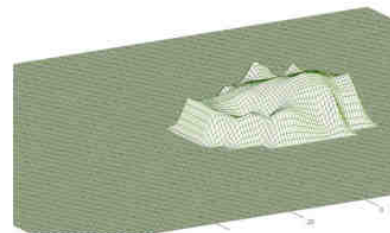
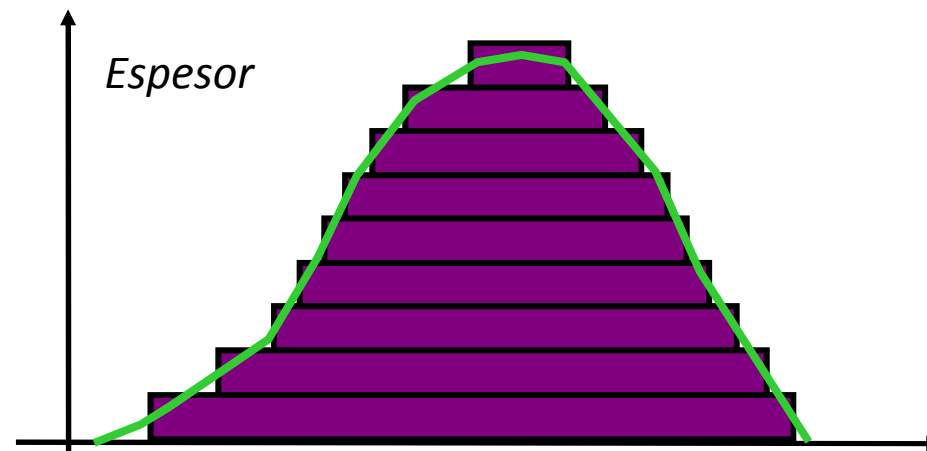
Dispensa con filtros moduladores

Desventajas

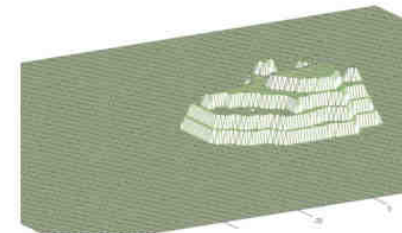
- Generación de haces no automática con impacto negativo en procedimientos de QA
- Sólo permite realizar cambios inter-tratamiento.
- Menor flujo máximo de pacientes/equipo
- Manipulación de objetos pesados
- No se recomienda su uso para modos > 10 MV (mayor activación que en RT 3D)
- Las técnicas de filtrado redundan en una disminución de la cantidad de UM a dispensar, con un leve detrimento nominal de la solución.

Formas de modular un haz

Método FUESMEN



Contínuo

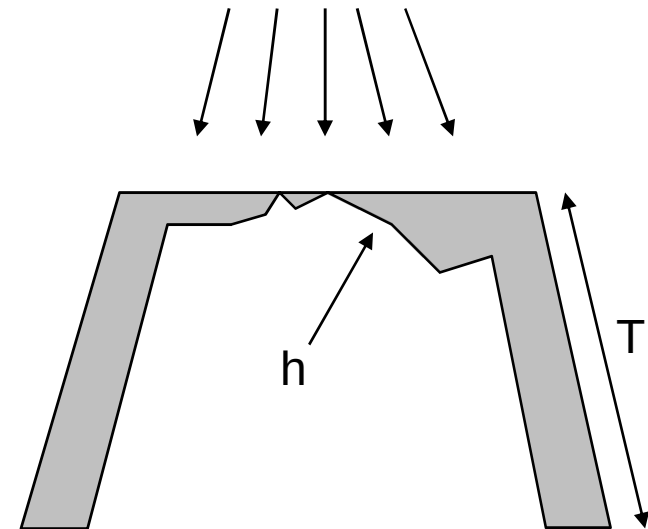


Láminas

Características de planificación básicas

Filtro metálico

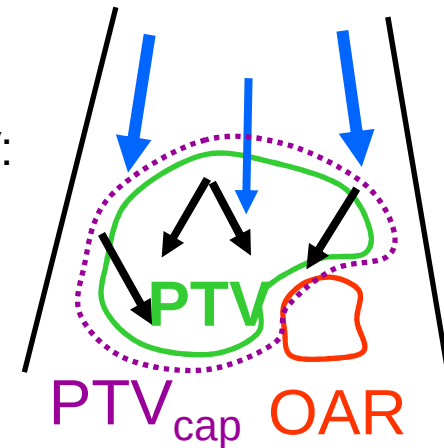
- Método de Construcción por capas
 - Patente: Nro P-2012-01-01316
 - 4 capas de 3,1 mm
 - 11 capas de 5,5 mm
- Lipowitz (cerrobend®) sin cadmio
- Dos alturas de modulación ***h***
 - 46,0 mm
 - 72,0 mm
- Altura de corona ***T***
 - 72,0 mm (Transmisión $\cong 3,5\%$)
- Tamaño máximo de campo modulado 40×40 cm²



Características de planificación básicas

TPS y optimización

- Planificador computado: **MIRS 5.0** (NUCLEMED SA)
- Algoritmo de optimización: Newton modificado, con funciones objetivo dosimétricas y basadas en EUD
- Técnicas de filtrado:
 - Generación de un volumen que incluye al PTV:
 - $PTV_{cap} = PTV + 3mm$ (6 MV)
 - Generación de Bolus
 - Filtros numéricos
 - Promediado de intensidades (primeros vecinos).
 - Promediado de influencia en dosis de primeros vecinos.
 - Incorporación de *beamlets* vecinos en el gradiente de la función objetivo.
- Utilización de pseudo-volúmenes



Controles de calidad pre-tratamiento

Cálculo Redundante

- Correcta caracterización del material compensador
- Algoritmo de cálculo
 - $[D/\Psi]_{rel}$
- Datos planificación – paciente específico
 - Elección de un punto de cálculo
 - Tamaños de campos y/o campos equivalentes
 - Profundidades radiológicas
 - Transmisión del compensador en el *fan-line* del punto de cálculo
 - Dosis por campo en el punto de cálculo
- Criterios de aceptación $((UM_{CalRed} - UM_{TPS})/UM_{TPS})*100$
 - 3DCRT → $\pm 3\%$
 - IMRT → $\pm 5\%$

Controles de calidad pre-tratamiento

Caracterización del material compensador

Determinación experimental de los parámetros (μ_0 , C1, C2 y C3) de la fórmula exponencial utilizada para el cálculo de transmisiones de filtro

$$Transm = e^{-(\mu_0 + C1 \times t + C2 \times r + C3 \times S) \times t}$$

- μ_0 Coeficiente de atenuación lineal para geometría de haz delgado y espesores moderados (1/mm)
 t Espesor del material compensador (mm)
 r Excentricidad (distancia al eje de rotación del colimador, sobre un plano ortogonal que pasa por el isocentro, mm)
 S Lado del campo cuadrado equivalente producido por los colimadores secundarios, determinado en un plano isocéntrico (mm)

- Método: 1) Se debe disponer de láminas de diversos espesores, que superpuestas den lugar a una gama de espesores. Los espesores definidos deben tener una exactitud de 0.1 mm.
 2) Todas las mediciones deben ser realizadas con cámara de ionización, en agua, a 100 mm de profundidad y con una distancia fuente superficie de 1000 mm.
 3) Se deben hacer determinaciones en centro de campo para diversas profundidades y tamaños de campo, como aparece en la siguiente tabla. La tabla 1 contiene valores que resultan del cociente entre la lectura con y sin espesor interpuesto, siempre con la bandeja colocada. La transmisión de la bandeja debe ser determinada aparte.
 5) Sólo es necesario ingresar datos por las celdas grises. No es necesario realizar cálculos.

espesor (mm)	Lado de campo cuadrado (mm)			
	40	100	200	250
0	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
15	0.4977	0.4957	0.5036	0.5089
30	0.2600	0.2582	0.2665	0.2712
45	0.1369	0.1368	0.1448	0.1492
55	0.0901	0.0904	0.0981	0.1021

Se debe medir para diversas excentricidades, de acuerdo con la tabla 2

espesor (mm)	Excentricidad (mm) evaluada en isocentro				
	0	40	80	120	150
15	0.5012	0.4974	0.4915	0.4802	0.4754

Resultado	
μ_0 (1/mm)	0.0478
C1 (1/mm)	-0.000080
C2 (1/mm)	1.83E-05
C3 (1/mm)	-5.39E-06

Usar esta tabla para verificar valores

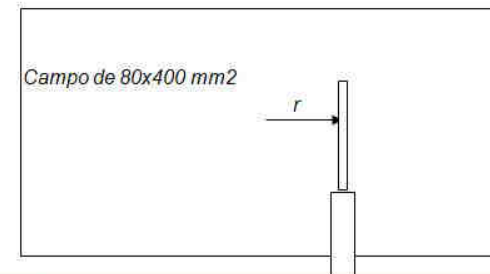
Validación	
t (mm)	15
r (mm)	0
S (mm)	100
Transm	0.5008

Transmisión

espesores cc (mm)		transm	
33.6	16.8	0.22299	0.46093
16.8	16.8	0.46093	0.46093
		prom	0.401

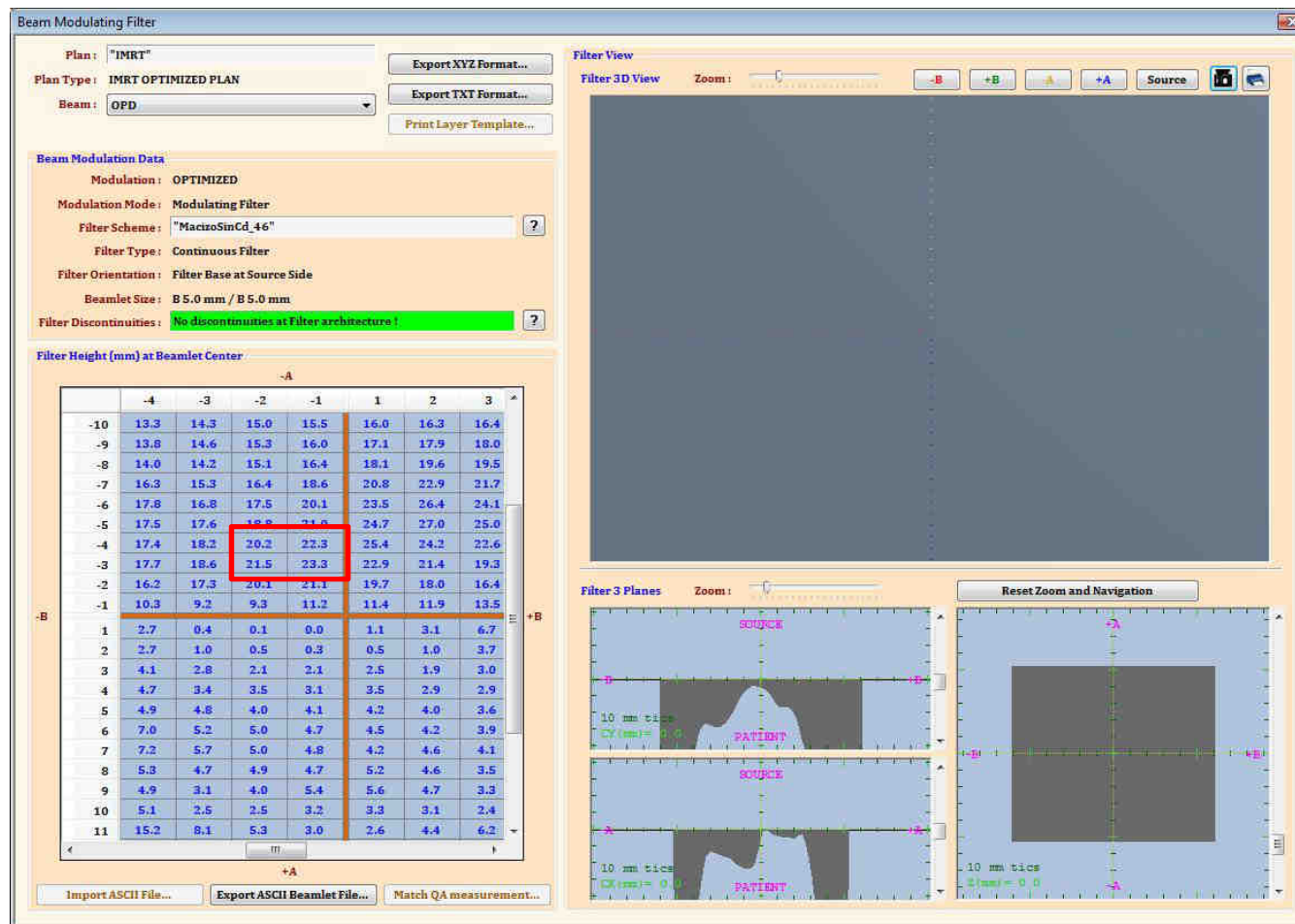
Tabla 1: Valores de transmisiones medidas en agua para distintas profundidades y tamaños de campo (editables, y en orden creciente)

Tabla 2: Valores de transmisiones medidas en agua para distintas excentricidades
 Profundidad recomendada 15 mm. Tamaño de campo recomendado: 80x400 mm²
 Se desplaza la cámara paralelamente a la superficie (manteniendo la profundidad)



Controles de calidad pre-tratamiento

Espesor del compensador en punto de cálculo



Controles de calidad pre-tratamiento

Planilla de cálculo

Acelerador lineal Siemens LIGA, 6 MV, FUESMEN MZA												
Nombre del paciente:				Fecha: 11-Jun-13								
Campo												
DFS, dist. fuente superficie, cm												
d, profundidad geométrica, cm												
d _p , camino radiológico, cm												
X=X1+X2, colimador cross plane, mm												
Y=Y1+Y2, colimador in plane, mm												
Filtro en cuña? cuña												
Excentricidad (real) cuña, mm												
Bandeja o factor filtro IMRT Bandeja												
Dosis en punto de interés (cGy)												
Dosis relativa, cGy												
Cómputo de campos irregulares.												
Magnificación respecto a isocentro												
R1, mm cross plane												
R2, mm cross plane												
R3, mm												
R4, mm												
Excentricidad radial, mm												
Resultados												
$D' = D_0 \times Sc(X,Y) \times ISL \times [D/\Psi]_{rel}(d, X(d), Y(d)) \times ftr, cuña(d,X,Y) \times ftr, bandeja(X,Y) \times fconf$												
D ₀ (cGy/UM)	0,8419	0,8419	0,8419	0,8419	0,8419	0,8419	0,8419	0,8419	0,8419	0,8419	0,8419	0,8419
Sc(X,Y)	0,9188	0,9188	0,9188	0,9188	0,9188	0,9188	0,9188	0,9188	0,9188	0,9188	0,9188	0,9188
ISL	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!
[D/Ψ] _{rel} (d, X(d), Y(d))	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
ftr, cuña(d,X,Y)	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
ftr, bandeja(X,Y) o de filtro IMRT	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
Factor inhomog, off axis y campo irreg	DFS!	DFS!	DFS!	DFS!	DFS!	DFS!	DFS!	DFS!	DFS!	DFS!	DFS!	DFS!
D', Tasa de dosis (cGy/UM)	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!
Unidades Monitoras (UM)	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####	#####
D ₀ : Tasa de dosis en condiciones de referencia, DFS=90 cm, d=10cm, campos X=Y=100 mm en isocentro.												
X, Y: Lados de campo rectangular, definidos por los colimadores secundarios, tambien llamados campo del colimador. Sus dimensiones valen en isocentro.												
X(d), Y(d): Lados de campo rectangular, definidos por los colimadores secundarios en fantoma. Sus dimensiones valen en la profundidad d.												
ISL=[100/(DFS+d)] ² Corrección de fluencia en aire por cuadrado de distancia.												
Sc: Head scatter factor, en aire, determinado con minifantoma, a 100 cm de la fuente nominal.												
[D/Ψ] _{rel} (d, X(d), Y(d)): Función de dispersión en fantoma.												
fconf: factor de campo irregular, de heterogeneidad y de excentricidad.												

Controles de calidad pre-tratamiento

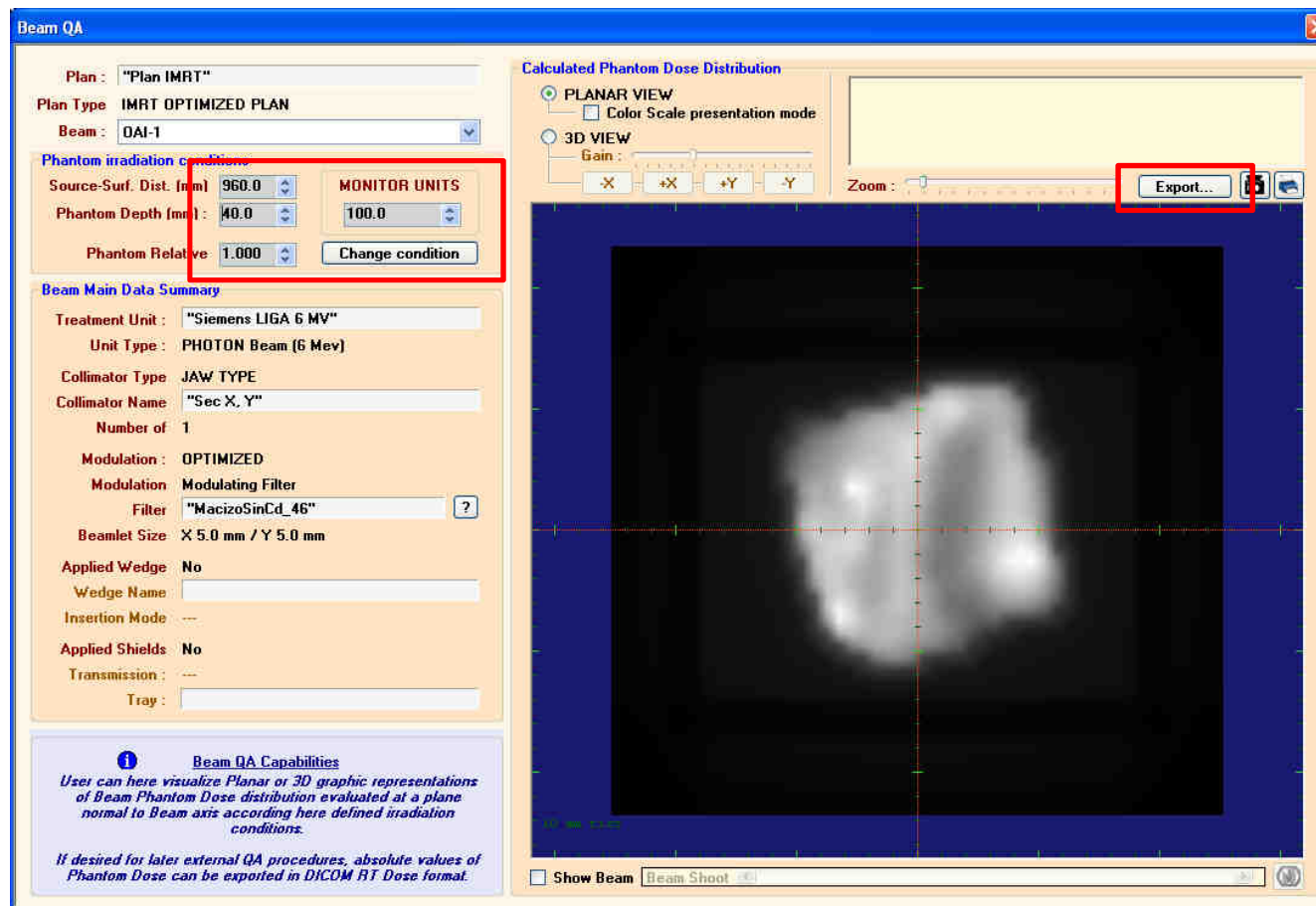
Planares con matriz de diodos

- MapCheck2® (*Matriz de diodos*)
 - Haz único
 - Composición de haces o colapsado
- Datos a tener en cuenta
 - Tamaño de campo por haz
 - UM por haz → 100 UM
 - Distancia fuente-Detectores (diodos) → $DFS = 96\text{ cm}$
 - Profundidad de medición → $d = 4,0\text{ cm}$
 - Criterio de aceptación *espacial – dosimétrico* → índice gamma
 - Haz único → $DTA = 3\text{ mm}$ - $Dif = 4\%$ - $TH = 10\%$
 - Composición de haces → $DTA = 3\text{ mm}$ - $Dif = 3\%$ - $TH = 10\%$
 - Normalización generalmente a D_{max}
 - (Configuración y calibración del MapCheck)



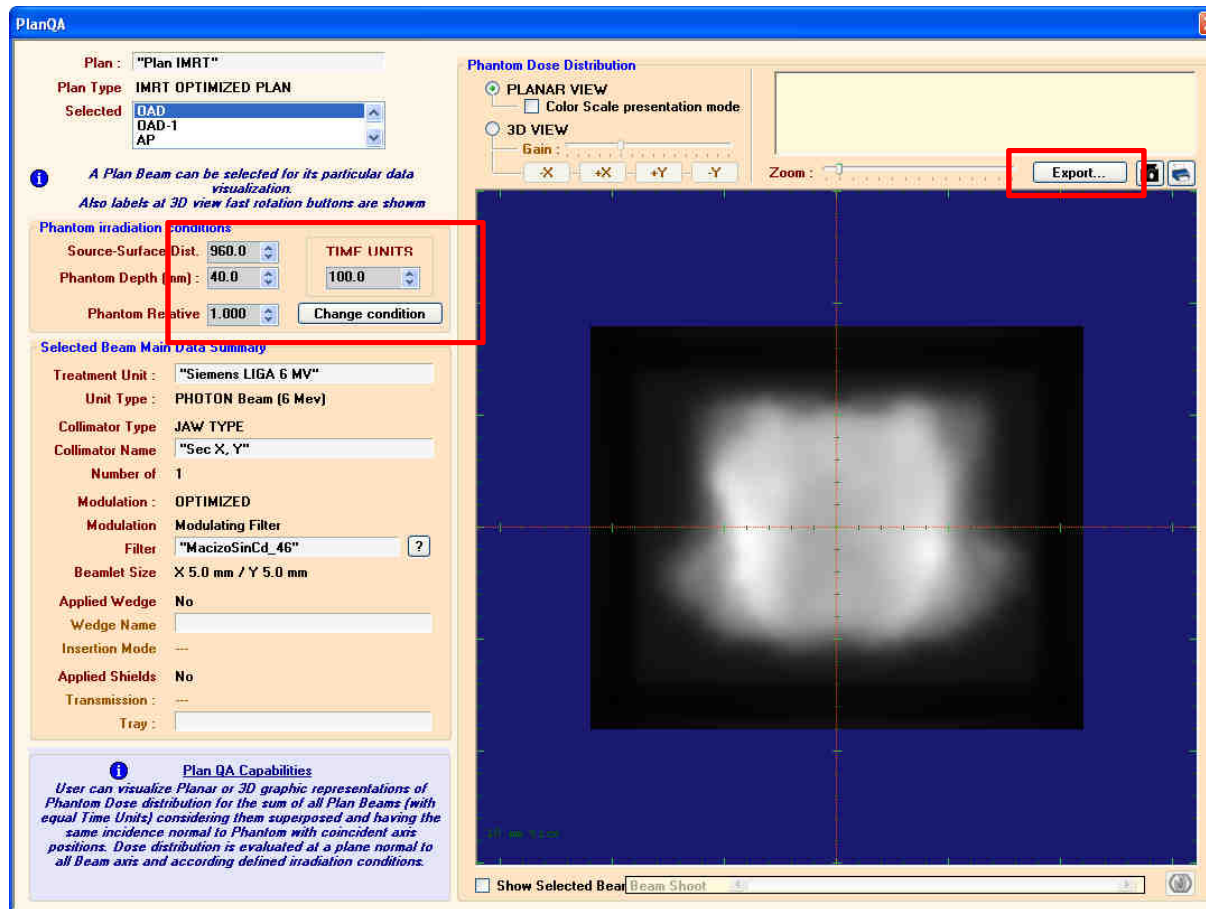
Controles de calidad pre-tratamiento

MIRS Beam QA



Controles de calidad pre-tratamiento

MIRS Plan QA



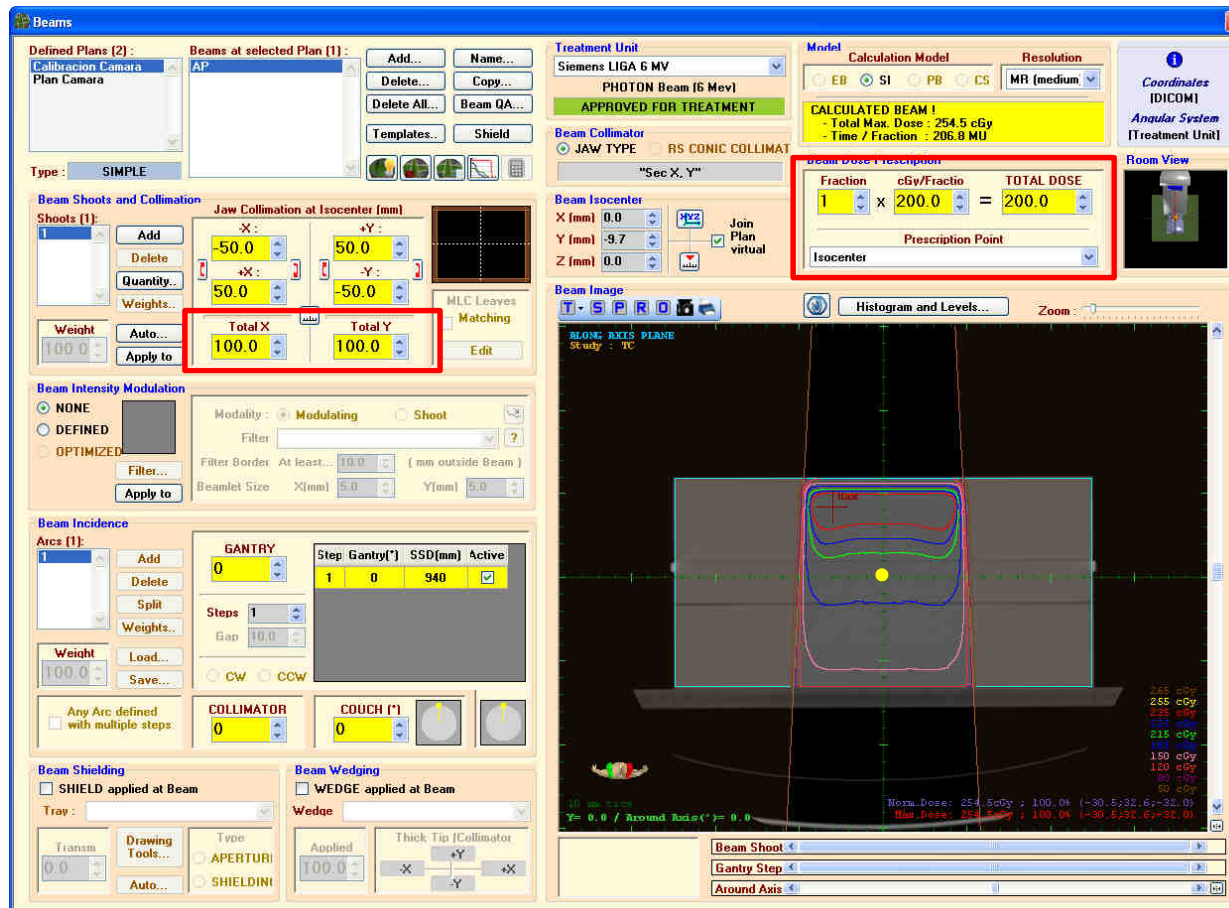
Controles de calidad pre-tratamiento

Ionométrico (puntual) con cámara de ionización

- Generar una nueva planificación
- Seleccionar un punto de calibración
 - Tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $d \approx 5 \text{ cm}$, dosis = 200 cGy
- Importar todos los datos del paciente al nuevo plan
 - Configurar cada uno de los haces (Tamaño de campo, dosis, etc.)
 - Importar compensadores de cada haz
- *Evaluar y seleccionar* un punto de medición
- Materiales
 - Fantoma de poliestireno claro
 - Sistema dosimétrico
 - Cámara de ionización – electrómetro
- Criterios de aceptación $((D_{\text{Medida}} - D_{\text{TPS}})/D_{\text{TPS}}) * 100$
 - IMRT $\rightarrow \pm 5\%$

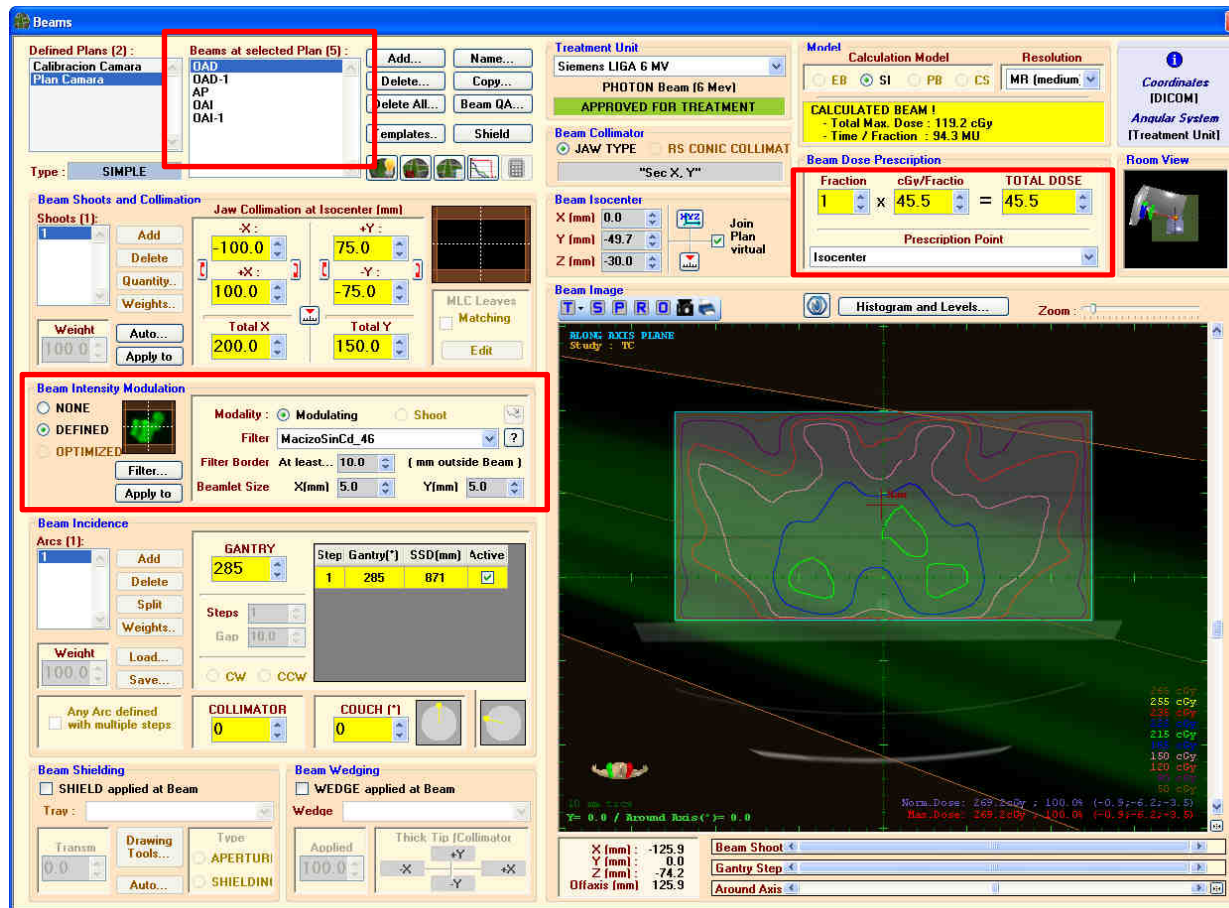
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación - Calibración



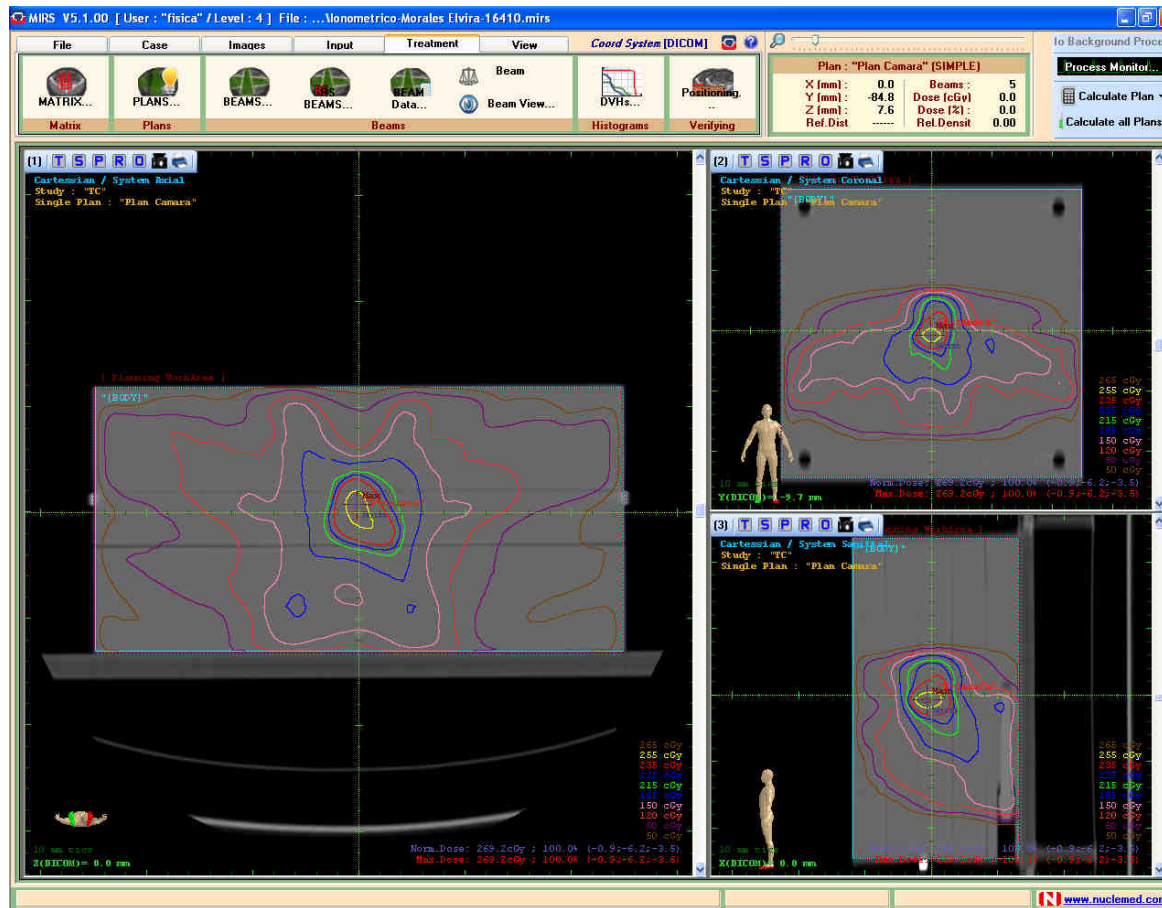
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación - Datos Paciente



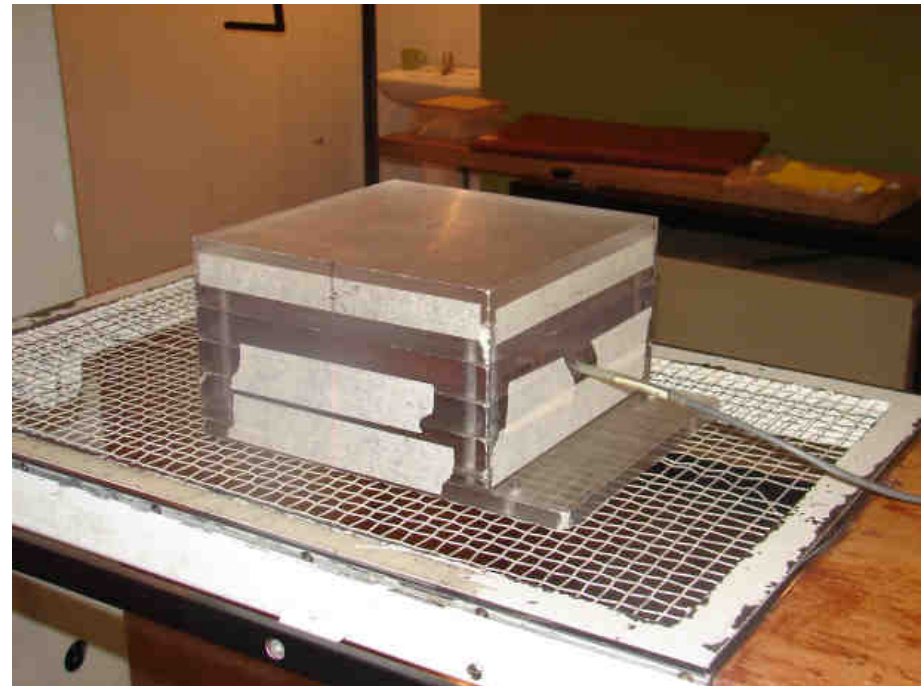
Controles de calidad pre-tratamiento

Evaluación del punto de medición



Controles de calidad pre-tratamiento

Configuración en el equipo



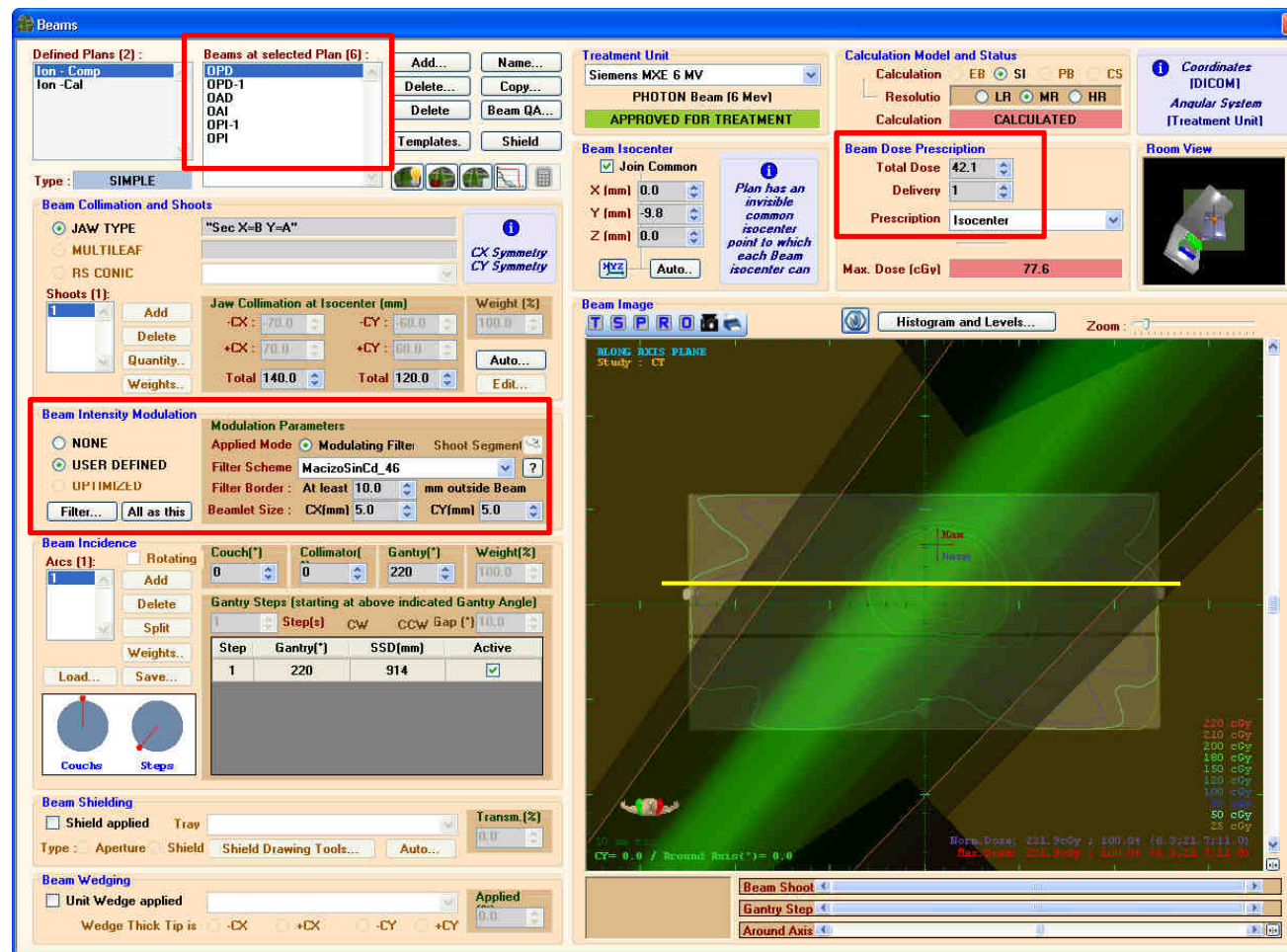
Controles de calidad pre-tratamiento

Película Radiocrómica

- Generar una nueva planificación
- Importar todos los datos del paciente al nuevo plan
 - Configurar cada uno de los haces
 - Importar compensadores de cada haz
- Seleccionar el plano de medición
 - *Ubicar en ese plano la película radiocrómica*
- Materiales
 - Fantoma de poliestireno claro
 - Películas radiocrómicas EBT2, scanner, programas asociados, etc.
- ***Protocolo para calibración, manipulación y uso de películas radiocrómicas***

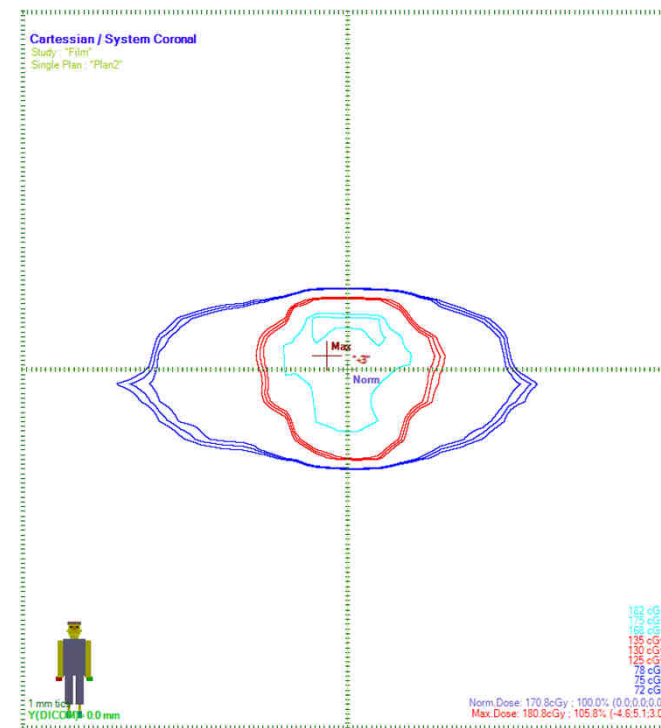
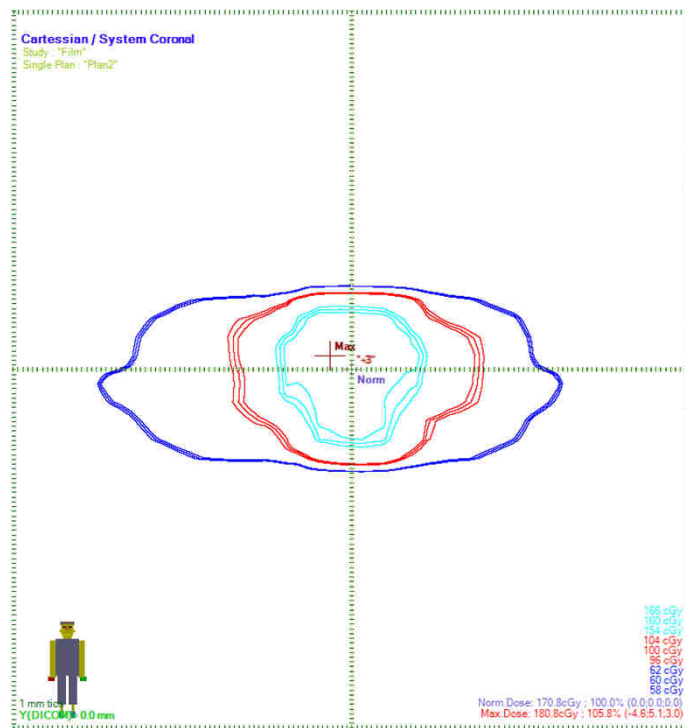
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación - Datos Paciente



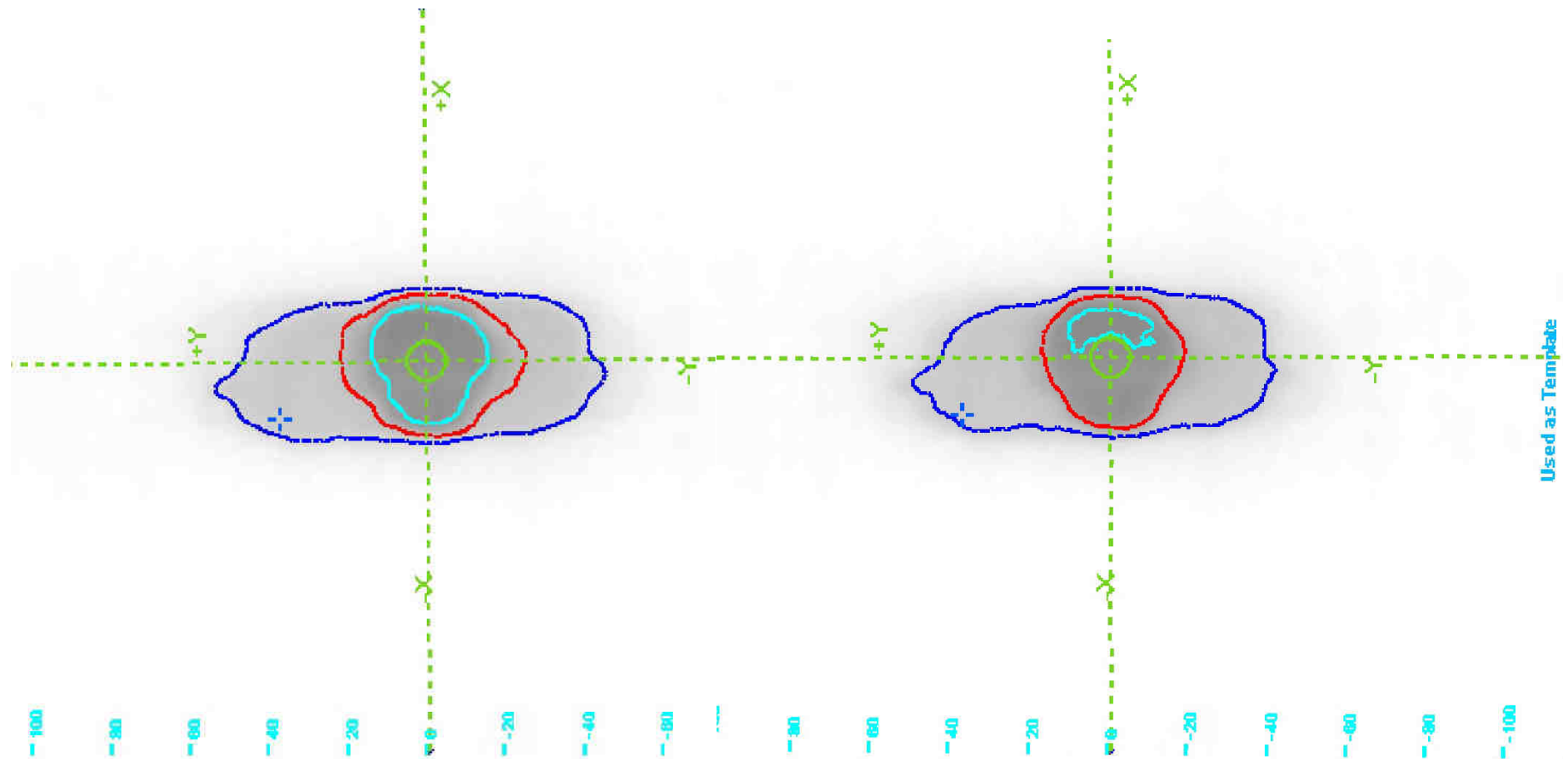
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación – Resultado MIRS



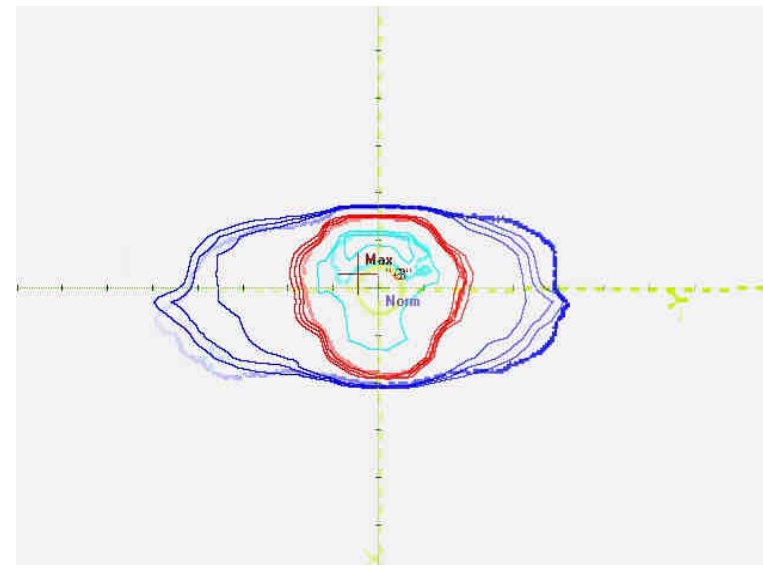
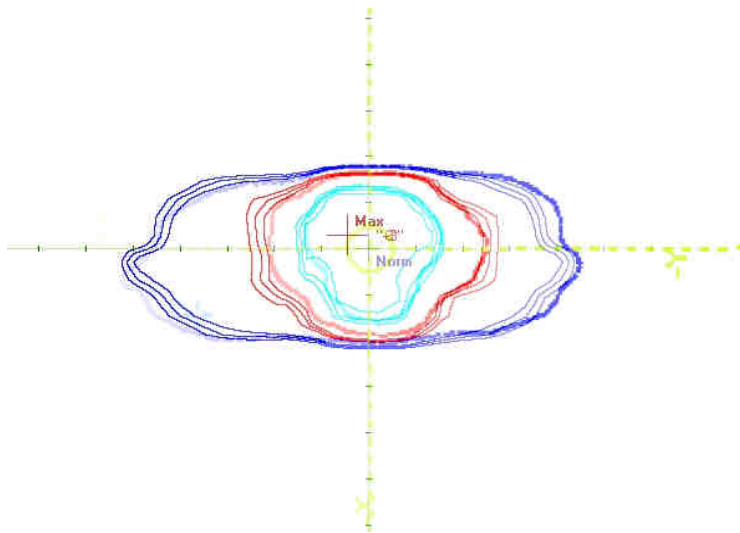
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación – Resultado Dmax



Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación – Comparación



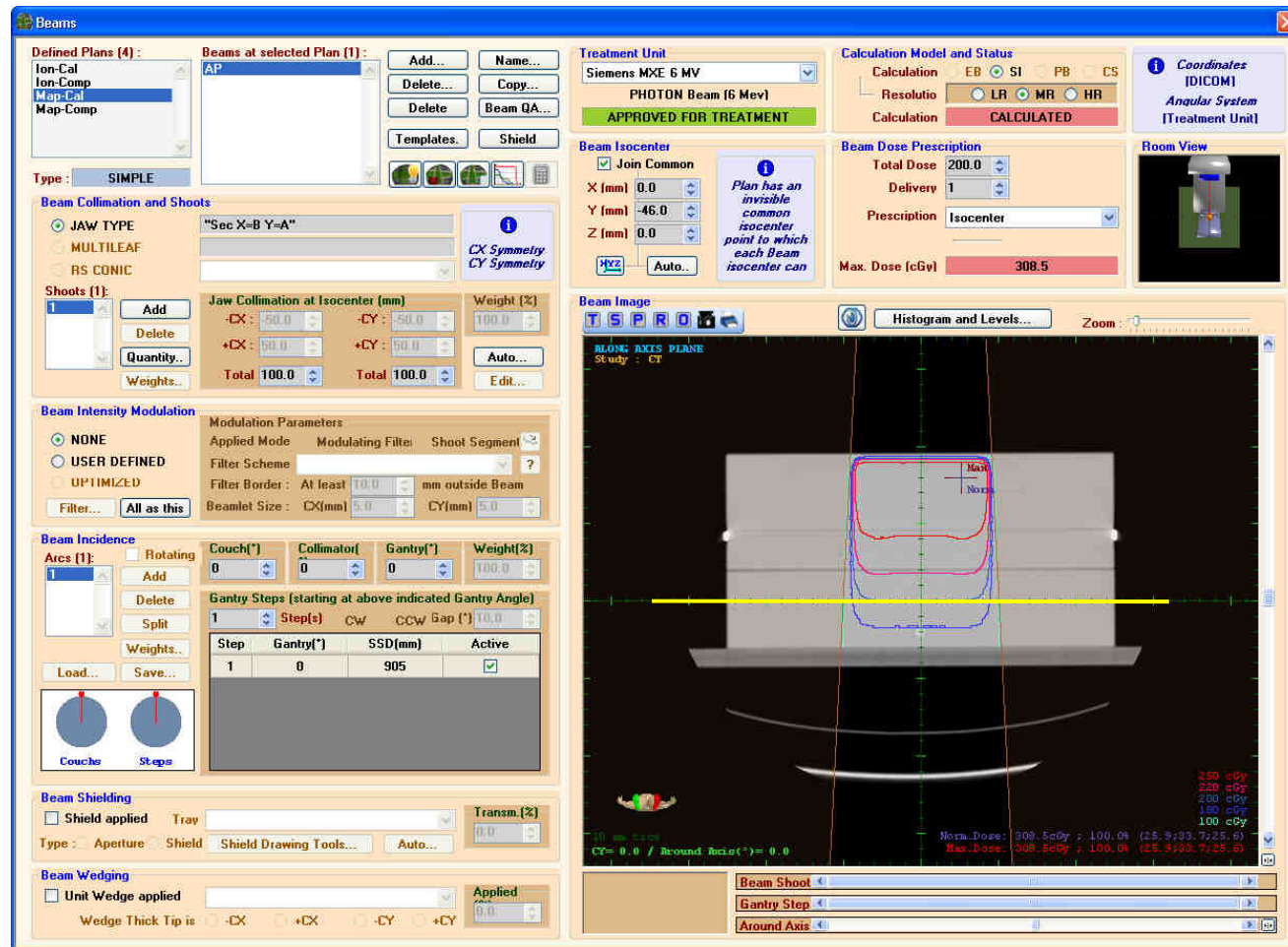
Controles de calidad pre-tratamiento

3D MapCheck

- Generar una nueva planificación
- Seleccionar un plano de calibración y medición
 - Tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $d \approx 10 \text{ cm}$, dosis = 200 cGy
- Importar todos los datos del paciente al nuevo plan
 - Configurar cada uno de los haces
 - Importar compensadores de cada haz
 - Seleccionar nuevas incidencias en función del número de campos
- Materiales
 - Fantoma de poliestireno claro
 - MapCheck2®

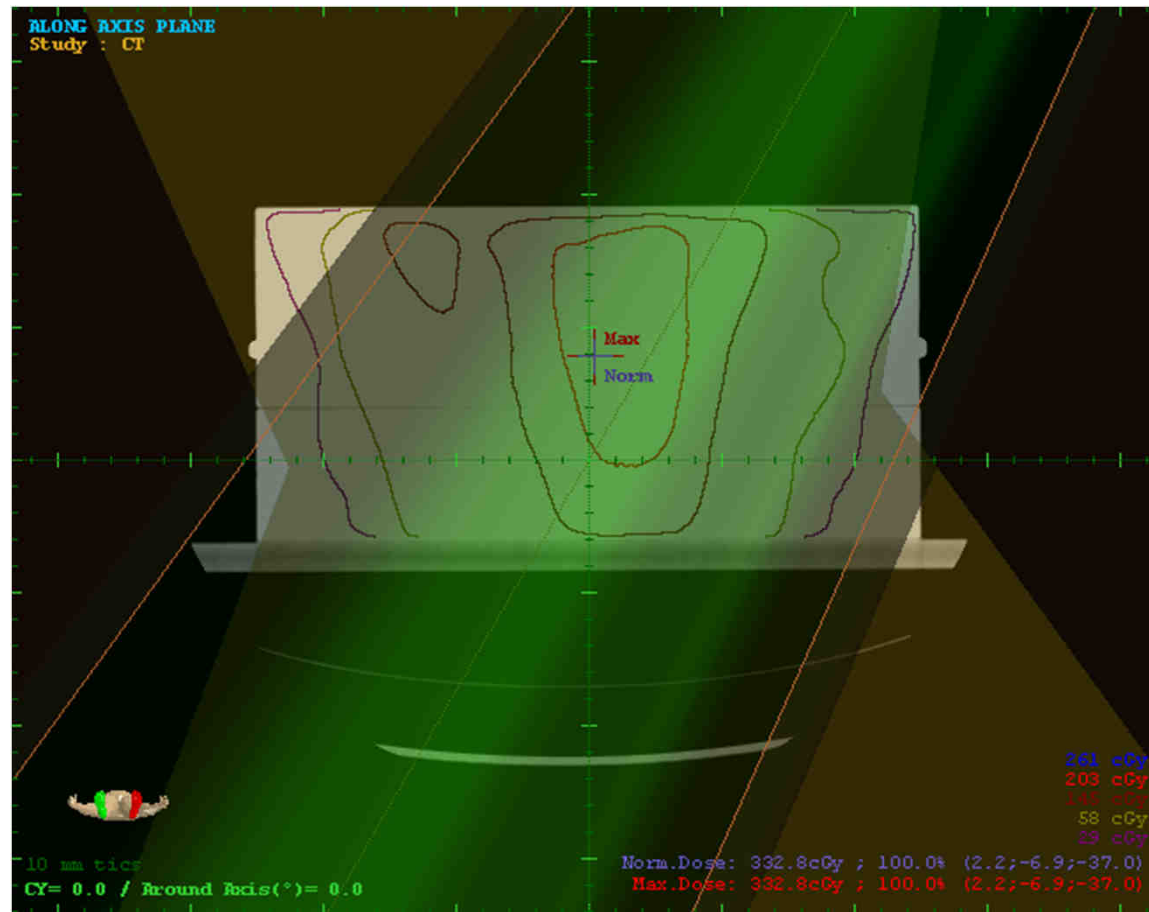
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación - Calibración



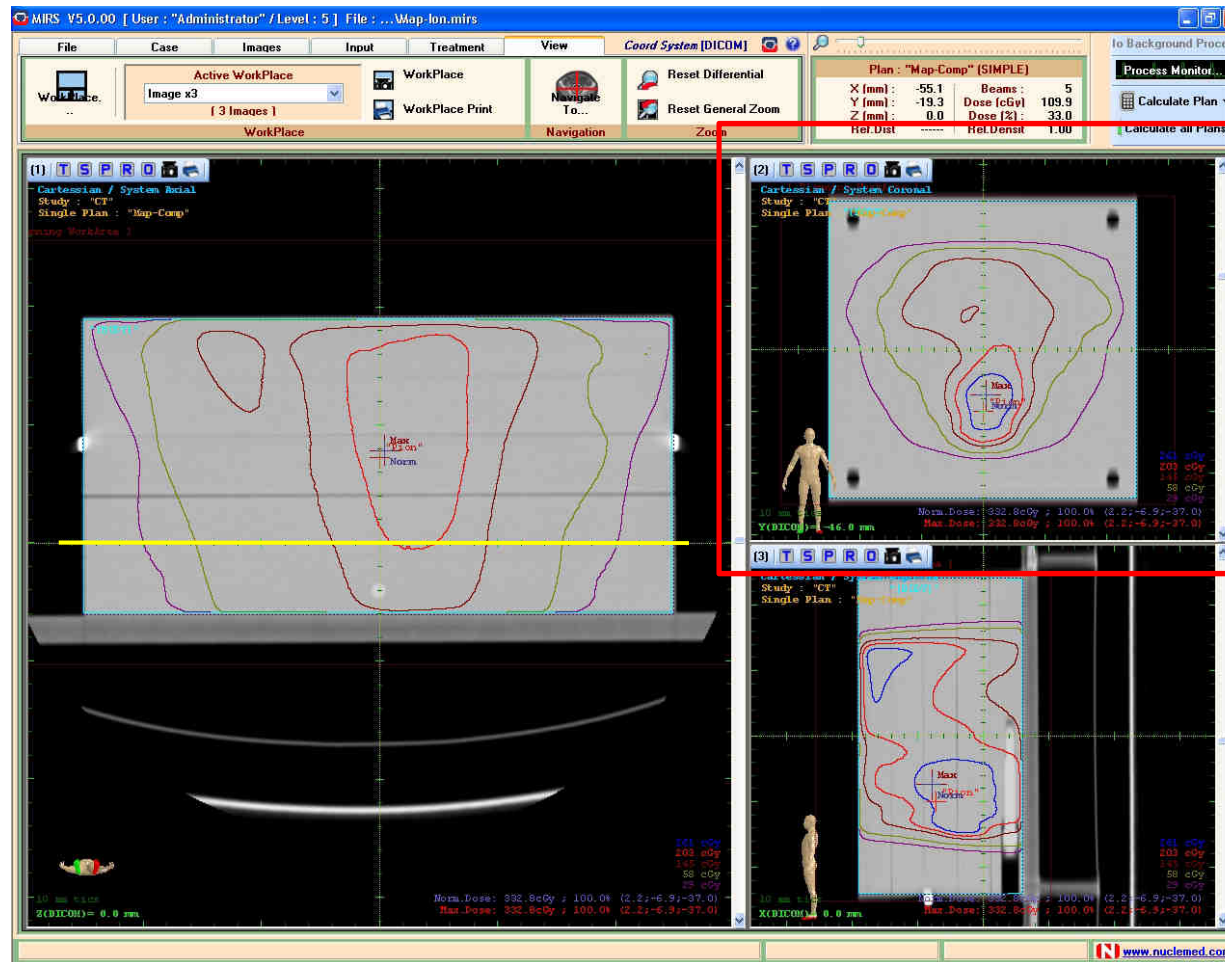
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación - Datos Paciente



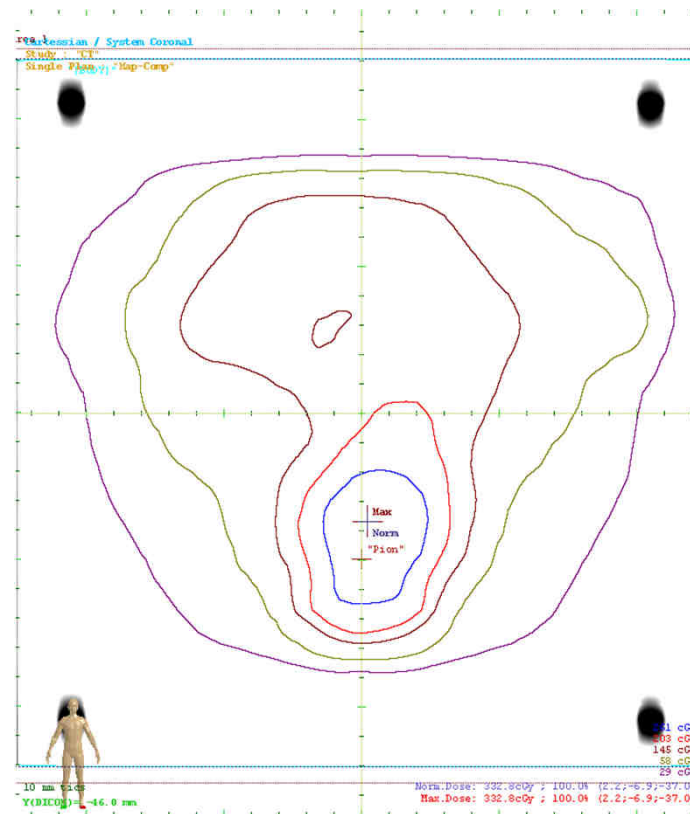
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación - Isodosos



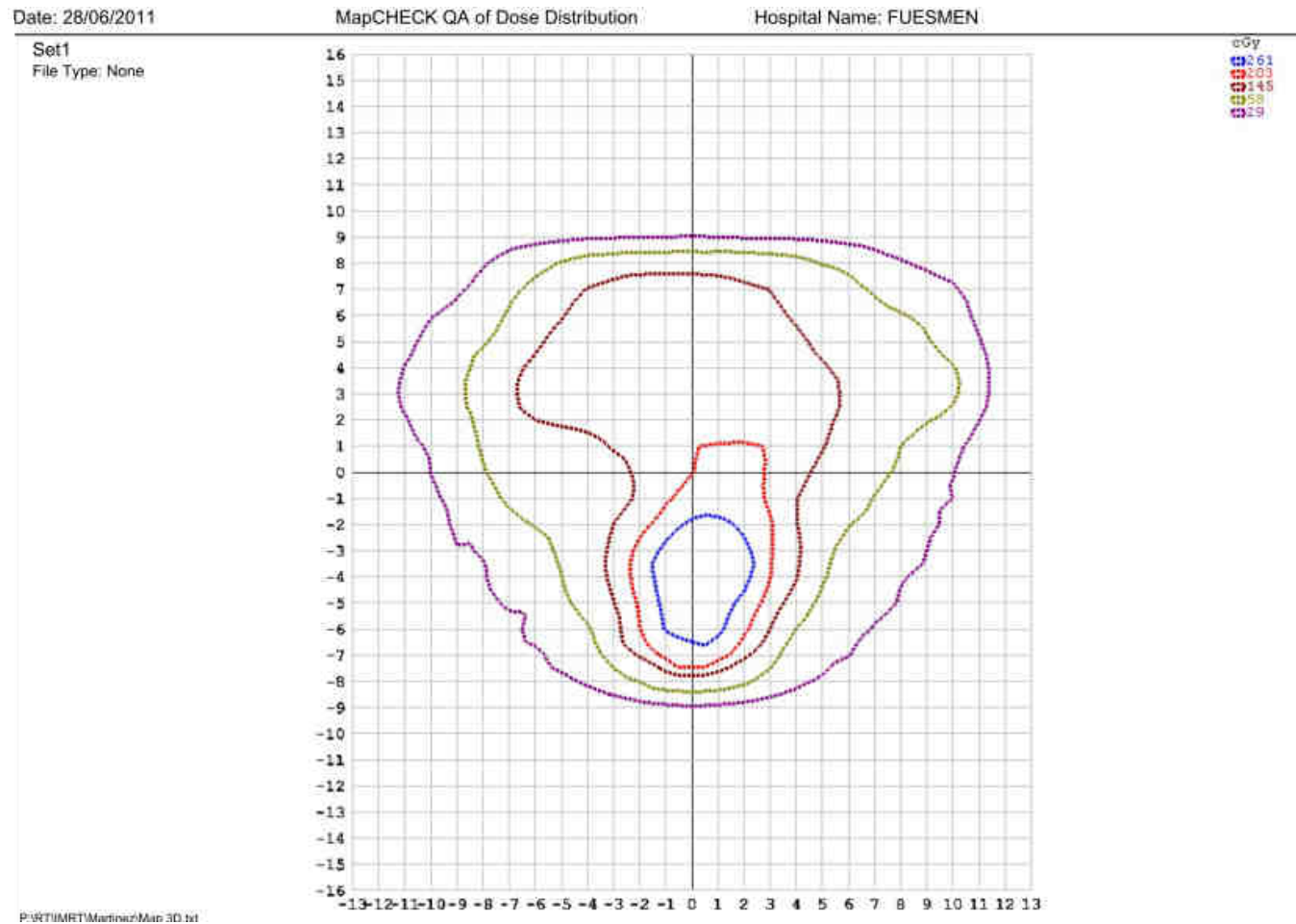
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación – Resultado MIRS



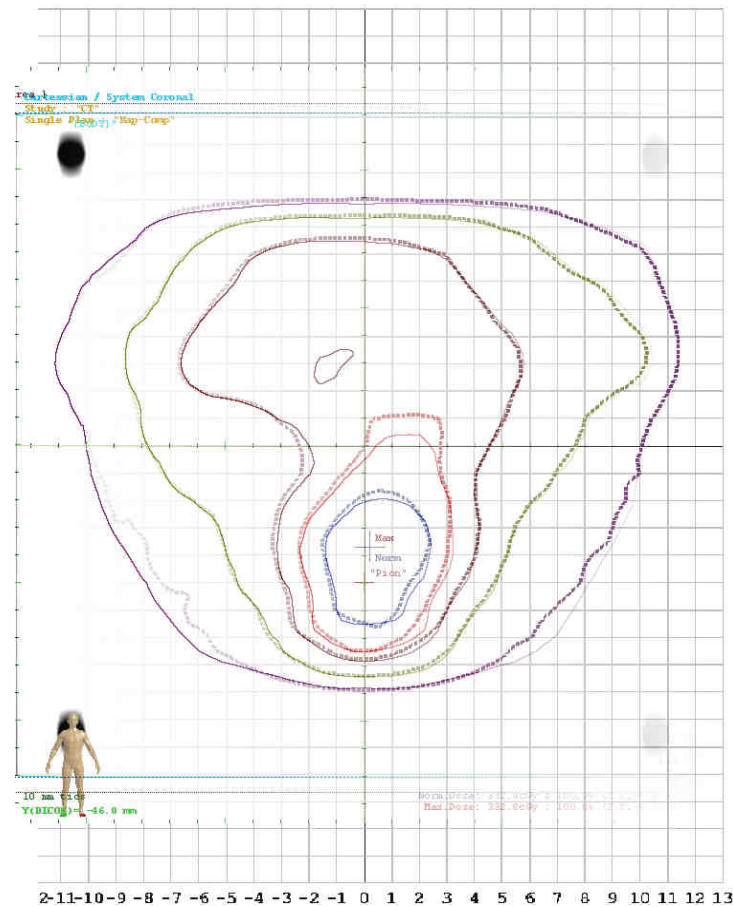
Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación – Resultado MapCheck

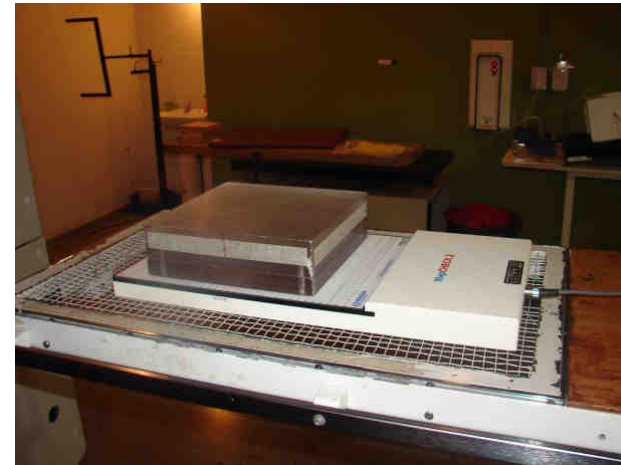


Controles de calidad pre-tratamiento

Nueva planificación – Comparación



Controles de calidad pre-tratamiento



Controles de calidad durante el tratamiento

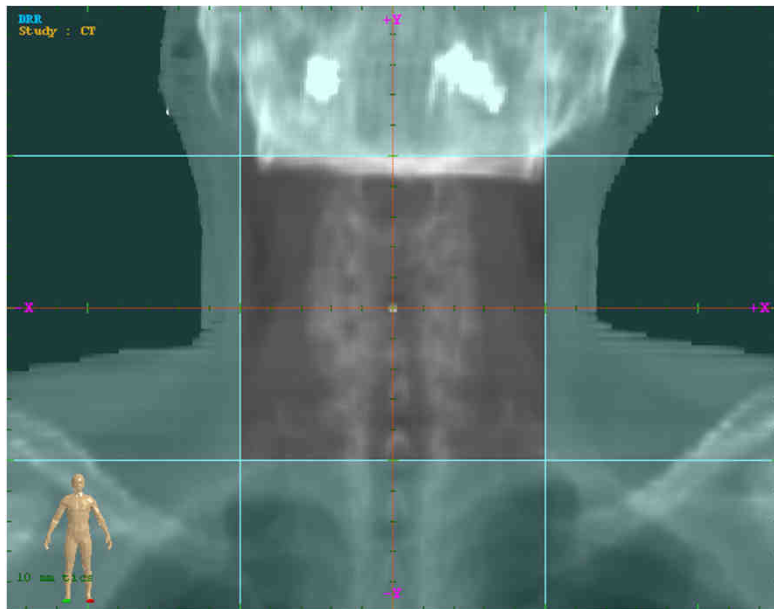
Monitoreo in-vivo

- **Objetivo:**
 - *Conjunto de acciones tendientes a verificar los parámetros de un dado tratamiento, de manera independiente, con cálculo de la dosis impartida a través de observaciones físicas sencillas, sin alterar la secuencia de la sesión.*
- **Datos:**
 - Adquiridos por un físico y durante las primeras 5 sesiones
 - Dependientes en cierta medida del algoritmo de cálculo
 - Tiempo de adquisición = Tiempo de tratamiento
 - Tiempo de procesamiento $\approx$ 1 hora
- **Criterios de aceptación $((D_{CalRed} - D_{TPS})/D_{TPS}) * 100$**
 - 3DCRT y 2D $\rightarrow$ 5% de diferencia entre la dosis prescrita y calculada
 - IMRT $\rightarrow$ 10% de diferencia entre la dosis prescrita y calculada

Controles de calidad durante el tratamiento

Imágenes Portales - Posicionamiento

Incidencia AP (DRR) - TPS



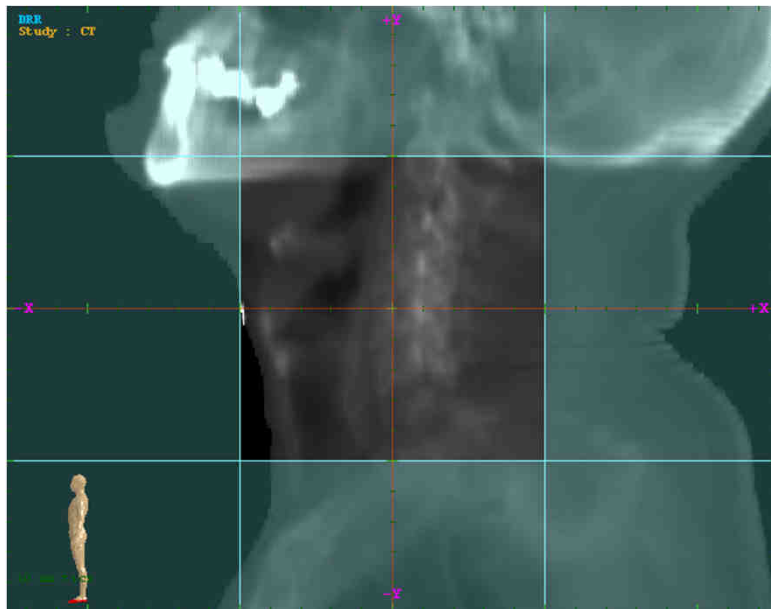
Incidencia AP (MV) - Equipo



Controles de calidad durante el tratamiento

Imágenes Portales - Posicionamiento

Incidencia LAT (DRR) - TPS



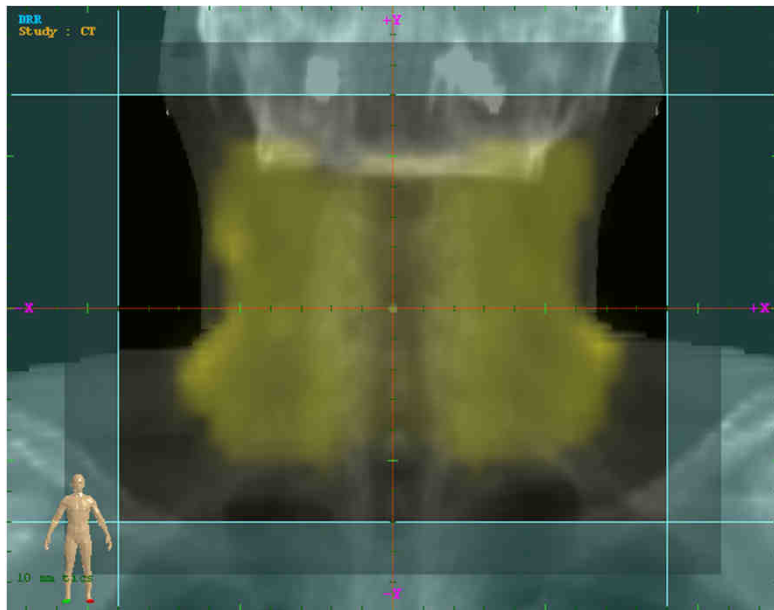
Incidencia LAT (MV) - Equipo



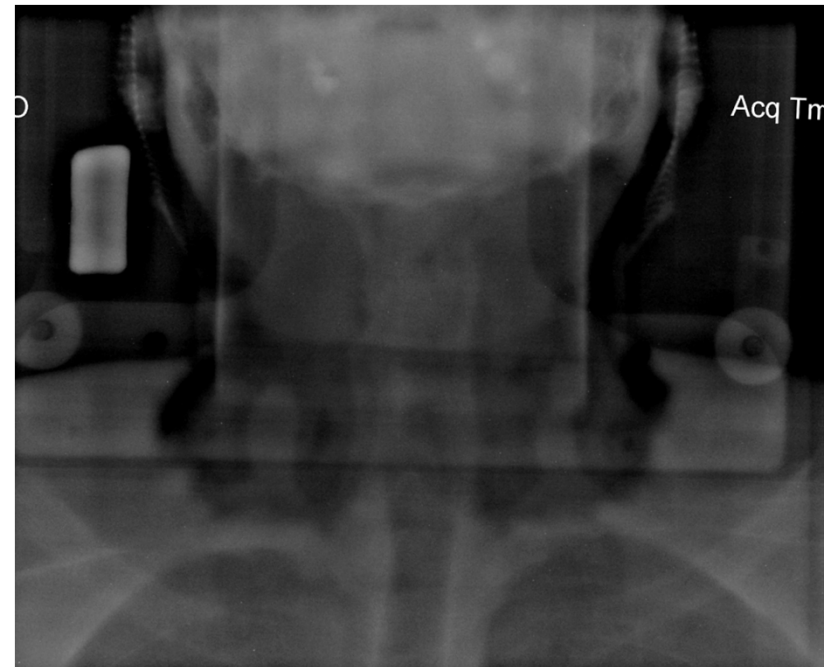
Controles de calidad durante el tratamiento

Imágenes Portales - Compensadores

Incidencia AP (DRR) - TPS



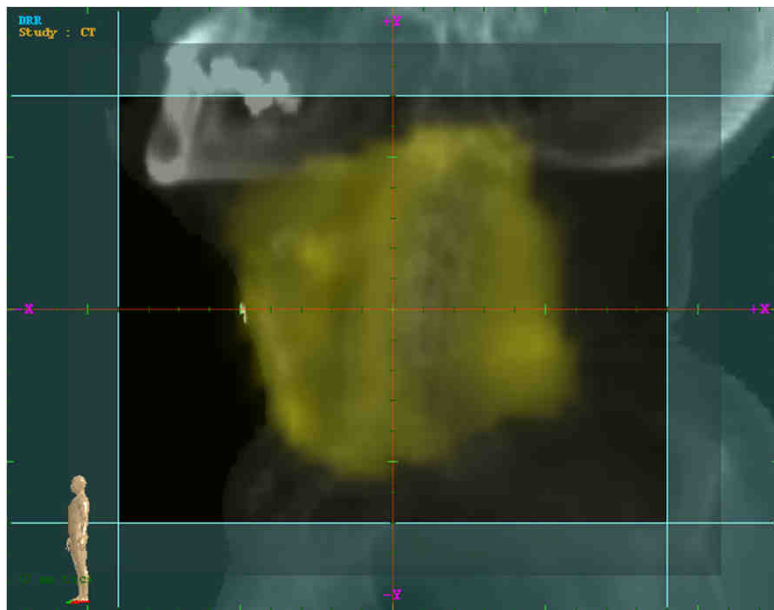
Incidencia AP (MV) - Equipo



Controles de calidad durante el tratamiento

Imágenes Portales - Compensadores

Incidencia OAI (DRR) - TPS



Incidencia OAI (MV) - Equipo



Conclusiones

- Recordar:

Garantía de calidad en RT

Monitoreo sistemático, objetivo y documentado de todas las etapas del tratamiento radiante

Objetivo: Logro **seguro** de la prescripción médica, minimizando (a) dosis en órganos de riesgo, (b) exposición de personal y público

Incluye aspectos médicos, físicos y administrativos

- El mínimo valor aceptado para un filtro modulador individual es 85% $\Gamma < 1$, siempre y cuando el test compuesto arroje mas del 90%. Se analiza la fuente y el impacto de esa discrepancia.
- Es importante analizar tanto los controles ionométricos y de mapcheck de campos individuales como sus colapsados.

Conclusiones

- Se observa la importancia de las imágenes portales paciente específico para la evaluación del posicionamiento intra-tratamiento del paciente
- El dispositivo MapCheck 2 ha resultado confiable y cómodo. No obstante, se recomiendan otros sistemas de control paralelos
- A pesar de que los ensayos arrojen resultados dentro de las tolerancias, se debe analizar la distribución de dosis y zonas de fallas siempre
- Incorporar recurso humano destinado a este tipo de controles
- *Cumpliendo las tolerancias no implica que un plan de IMRT es seguro para su dispensa. La experiencia y conocimiento de un físico medico calificado es esencial para determinar si un plan es seguro o no*

Gracias!!!!