Radioterapia de Intensidad Modulada IMRT con colimador multiláminas

Curso de Actualización en Protección Radiológica

Córdoba, 7 al 9 de Abril 2016

Dr. Daniel Venencia, Físico Medico

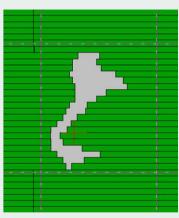
Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie Córdoba, ARGENTINA



IMRT



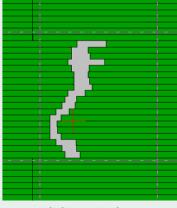
 Tratamiento que utiliza haces de radiación de intensidad no uniforme generados a partir de un proceso de optimización con planificación inversa



Step & shoot

IMRT con MLC

- Estático (Step&Shoot)
 - entrega de secuencia de posiciones estáticas de MLC
- Dinámico (Sliding windows)
 - movimiento continuo de pares de laminas durante la irradiación.



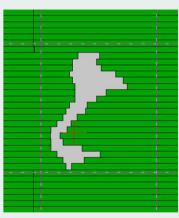
Sliding windows



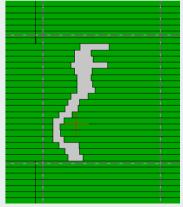
IMRT



- Tratamiento que utiliza haces de radiación de intensidad no uniforme generados a partir de un proceso de optimización con planificación inversa
- Porque es necesario que la intensidad del haz NO se uniforme?



Step & shoot

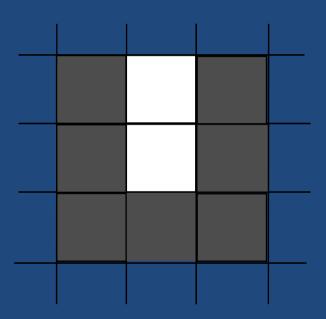


Sliding windows



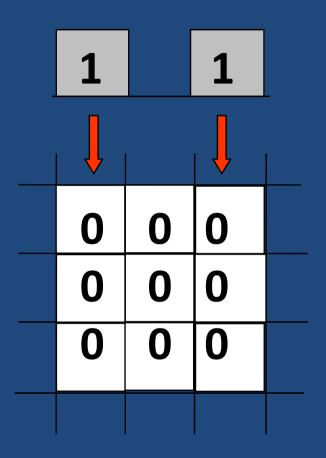
2. Niveles de intensidad

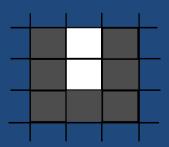
Objetivo:

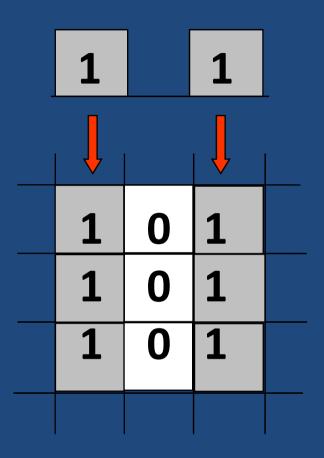


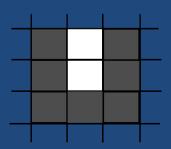
Consideremos:

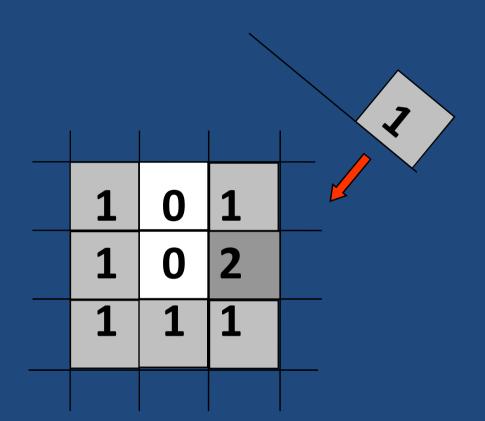
- Colimación estándar = colimación binaria
- Supongamos que nuestro haz no tiene atenuación.

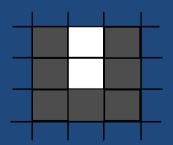


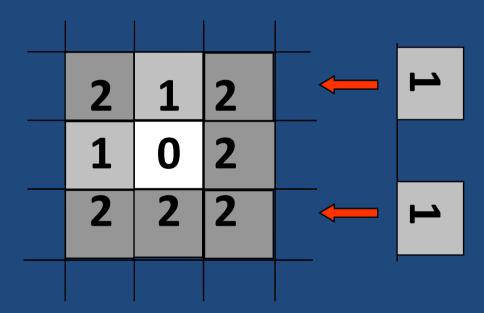


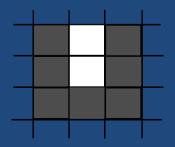


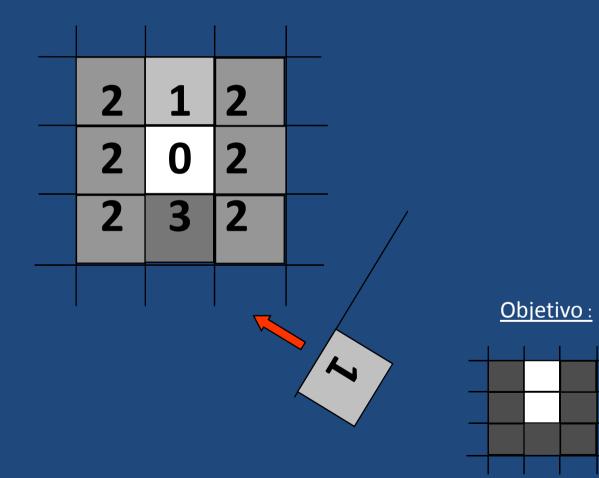


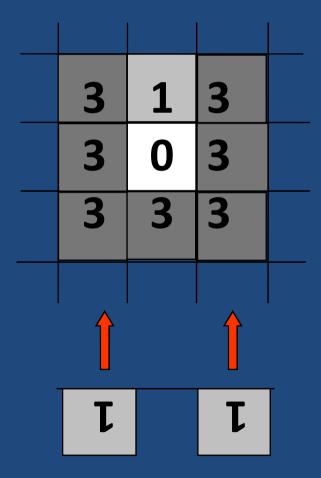


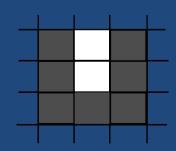


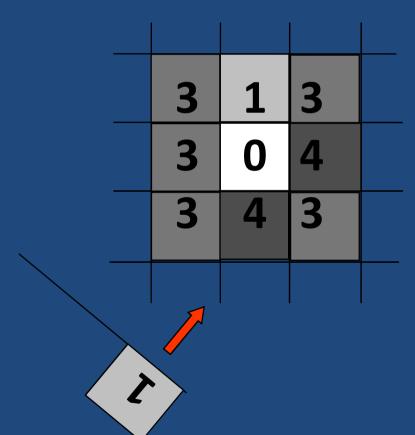


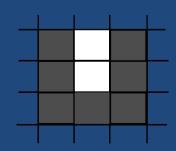


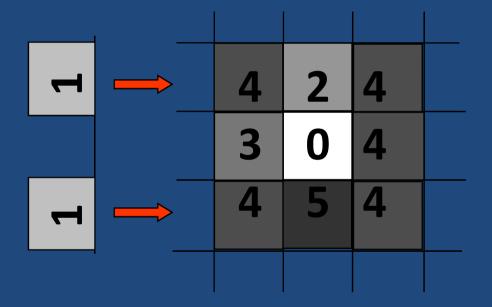




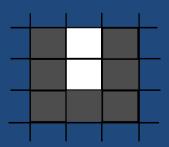




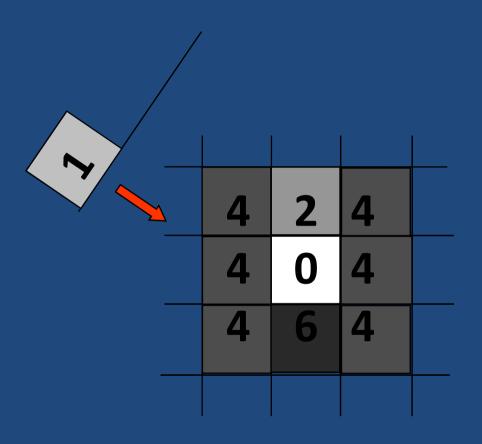




<u>Objetivo :</u>



G. Birkhoff 1940, estableció que un dibujo 2D de forma arbitraria podría ser descrito por la superposición de una serie de líneas rectas desde diferentes direcciones y con diferentes niveles del oscuridad. Pero para obtener una solución algunas de las líneas debían tener oscuridad negativa.

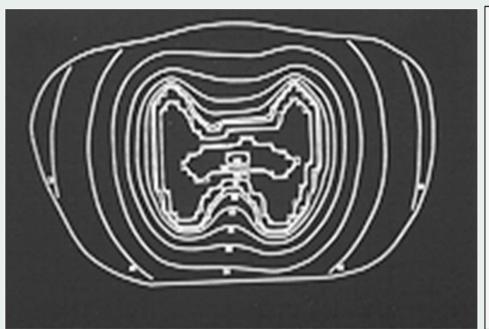


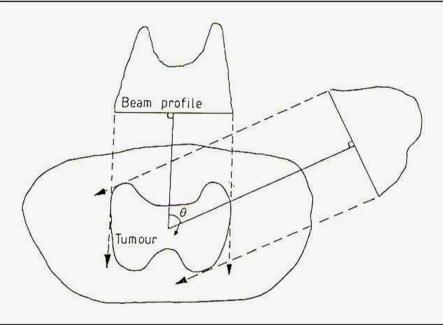


RT no existen niveles negativos y NO todas las incidencias son posibles!

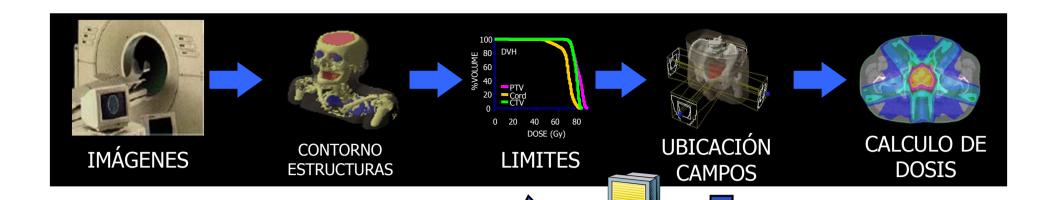


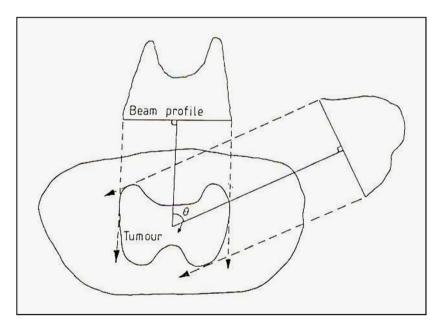
En 1988 Brahme demostró que campos de radiación con intensidad modulada pueden conducir a distribuciones de dosis cóncavas, lo cual podrían proteger mas los tejidos sanos.











Brahme, A. "Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques", Radiother. Oncol. 12:129-140, (1988)

OPTIMIZACIÓN COMPUTADA (inversa)

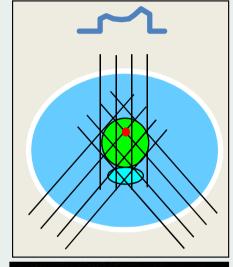
FUNCION OBJETO tipo cuadrática

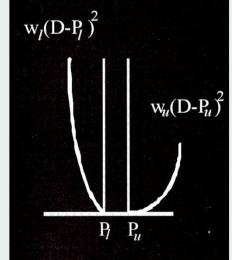
$$F_{PTV} = \frac{1}{N_t} \left[\sum_{i=1}^{N_t} (D_i - D_{presc})^2 + w_{t,\min} \cdot \sum_{i=1}^{N_t} (D_i - D_{\min})^2 + w_{t,\max} \cdot \sum_{i=1}^{N_t} (D_i - D_{\max})^2 \right]$$

Suma sobre todos los elementos de volumen (voxel)

donde	PTV N_t	volumen blanco de planificación es el numero de puntos en el volumen de tratamiento.
	D_i	es la dosis en el voxel i como función de la intensidad del elemento del haz
	$D_{presc} \ D_{min}$ y D_{max}	es la dosis prescripta. son las dosis de tolerancia máxima y mínima.
	$W_{t,min}$ y $W_{t,max}$	son penalidades (factores de peso)

asociadas a la dosis máxima y mínima.







FUNCION OBJETO tipo cuadrática

$$F_{OAR} = \frac{1}{N_{OAR}} \left[w_{OAR, \text{max}} \cdot \sum_{i=1}^{N_{OAR}} (D_i - D_{\text{max}})^2 + w_{OAR, dv} \cdot \sum_{i=1}^{N_{dv}} (D_i - D_{dv})^2 \right]$$

Suma sobre todos los elementos de volumen (voxel)

donde	OAR	órgano de riesgo
aoriao	O/ 1/ 1	organo do noogo

 N_{OAR} es el numero de puntos en el

órgano de riesgo.

 D_{dv} dosis de restricción dosis

volumen

N_{dv} numero de voxels cuya dosis

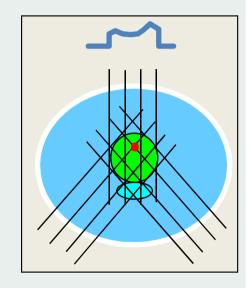
debe estar por debajo de D_{dv}

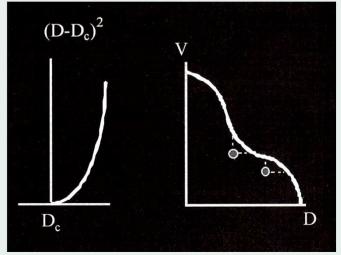
penalidades relativas.

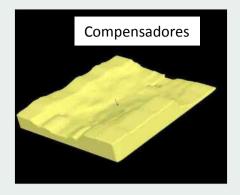
La cobertura del volumen blanco (PTV) compite con la protección de los organos de

W_{OAR.max} y W_{OAR.dv}















Tipos de IMRT









Tomoterapia helicoidal

Otros...

IMRT con MLC

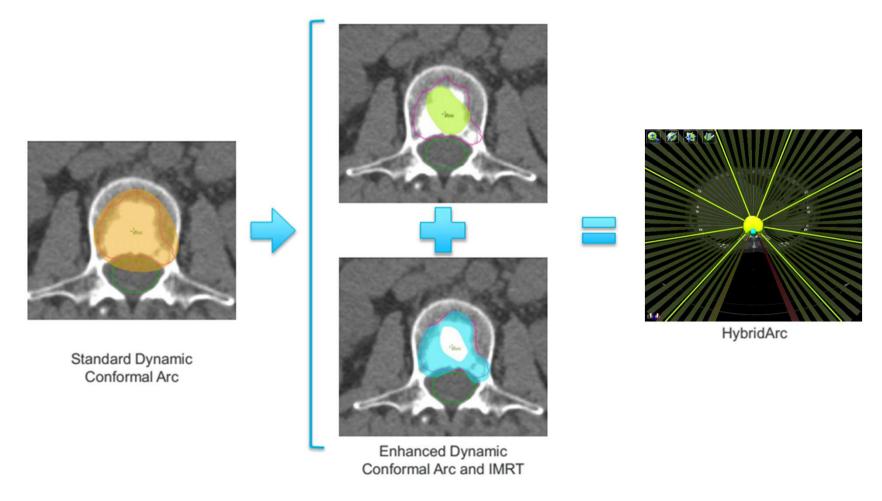






HybridARC con MLC





VMAT/RapidARC



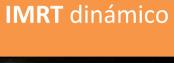




Campos CRT3D - IMRT

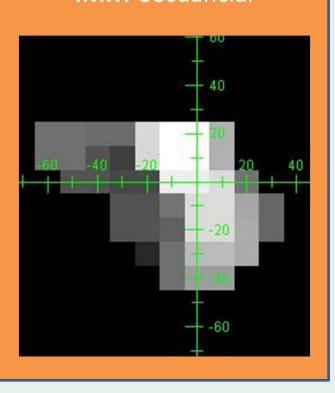
CRT 3D





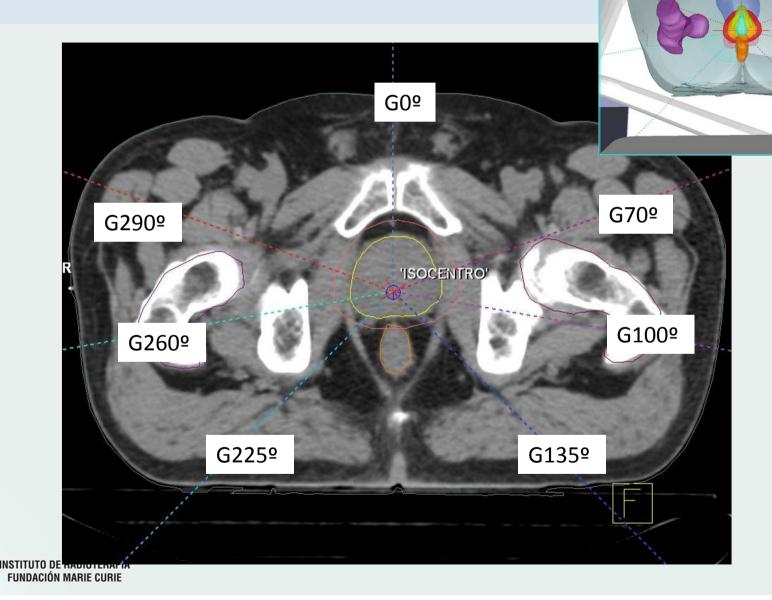


IMRT Secuancial





Campos de tratamiento

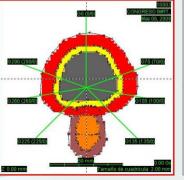


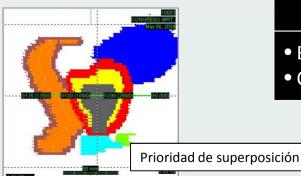
Restricciones Dosis Volumen – Ejemplo

Los valores de dosis pueden variar según criterio medico.

Volumen blanco

- Próstata (CTV₁)
 - D_{mínima} = Dosis prescripta (80Gy)
 - D _{máxima} < 110 % Dosis prescripta
 - Nº de fracciones = 40
- PTV
 - D95 = 80Gy
 - D _{máxima} < 110% Dosis prescripta
- D _{máxima} alejado de uretra región central



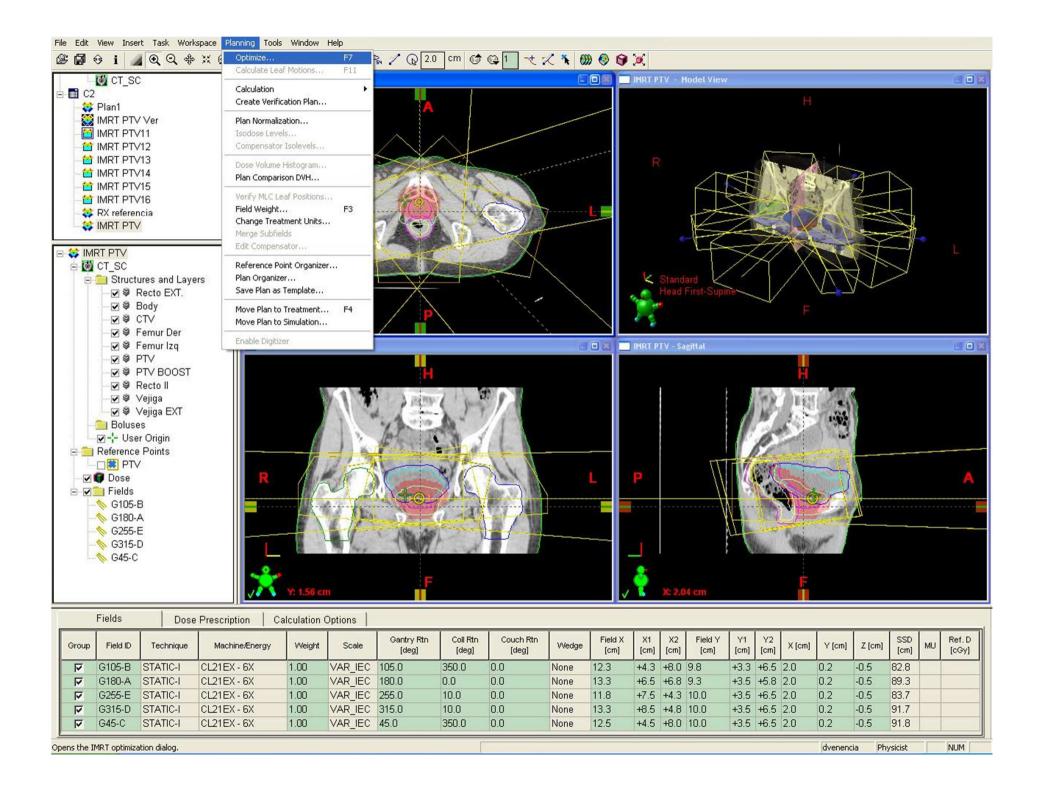


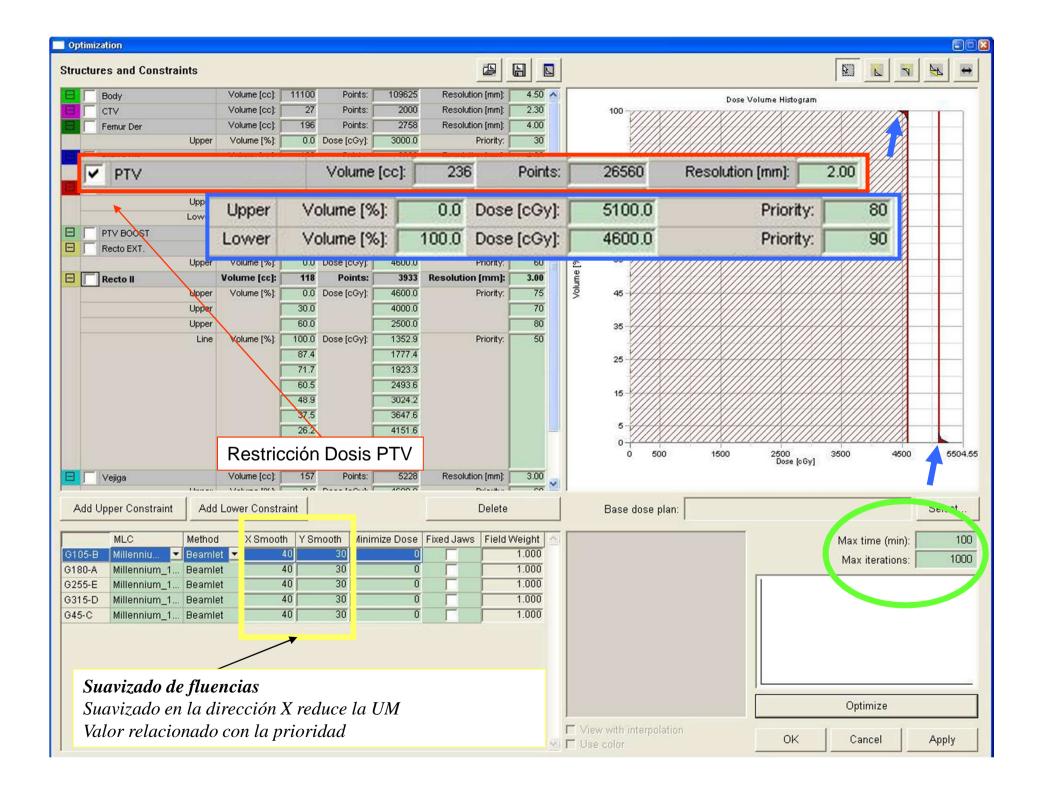
Organos de riesgo

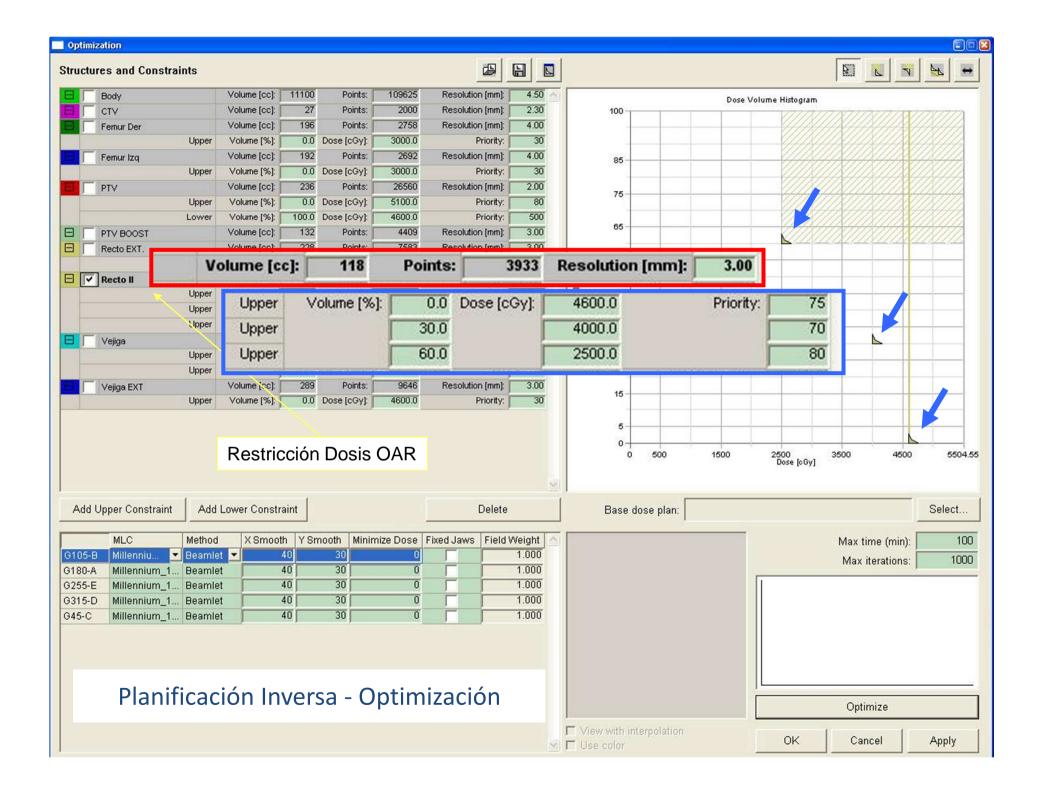
- Recto
 - V40 entre 35% 45%
 - V65 < 20%
 - Pared Posterior < 44Gy
- Vejiga
 - V40 < 40%
 - D25 < 65Gy
- Cabezas femorales
 - V50 < 10%
- Bulbo peneano
- Cuerpos cavernosos

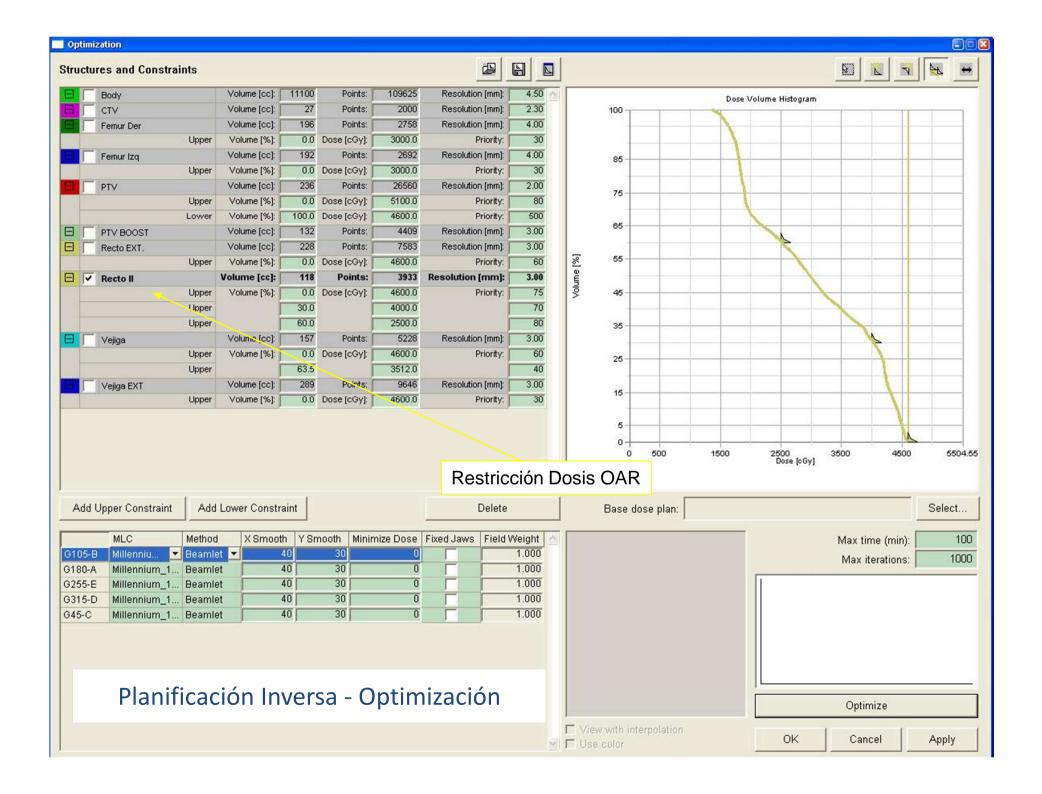


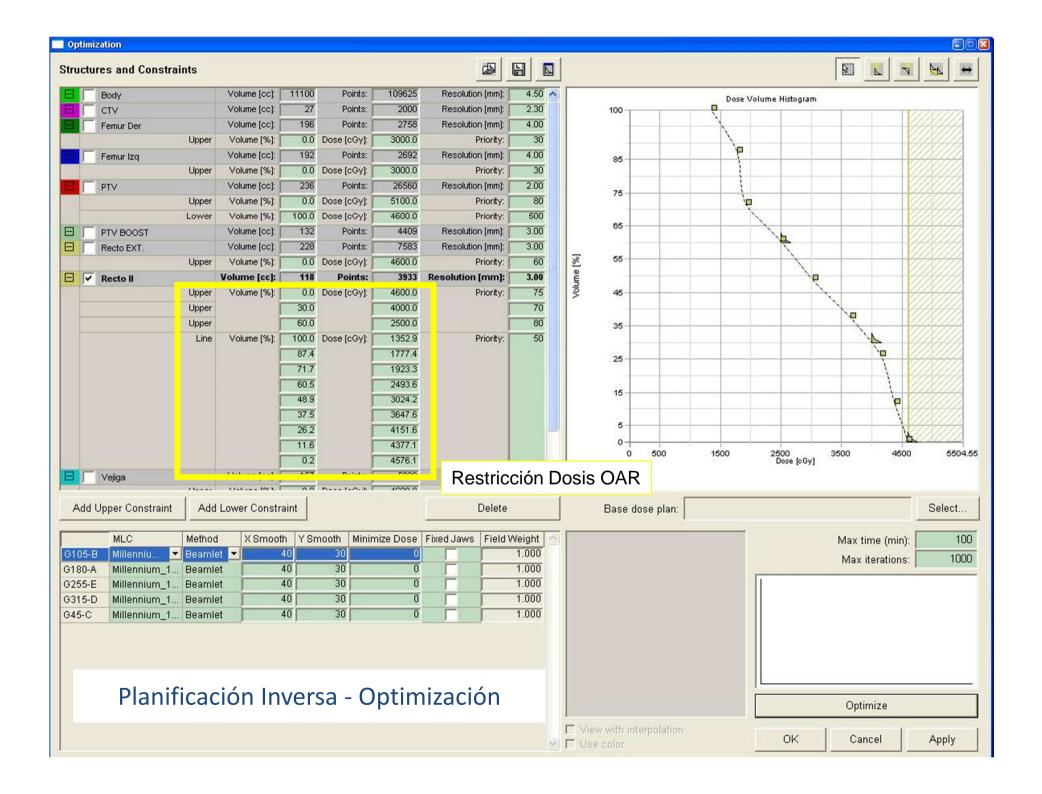






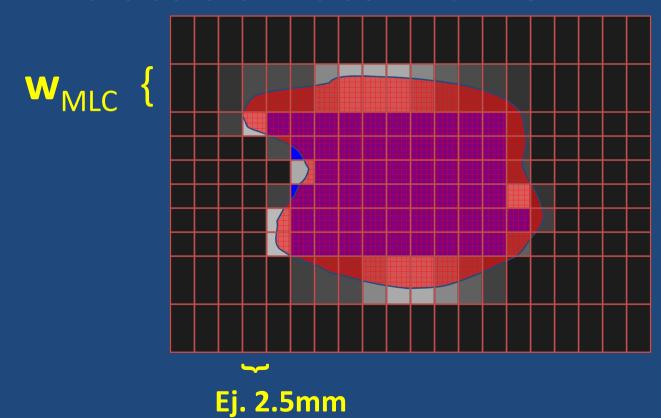






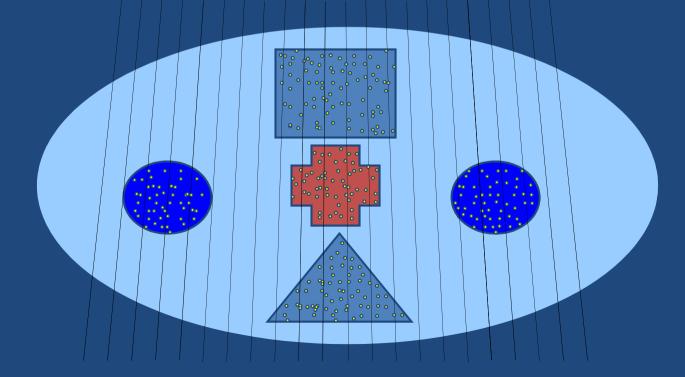
Pre-Optimización

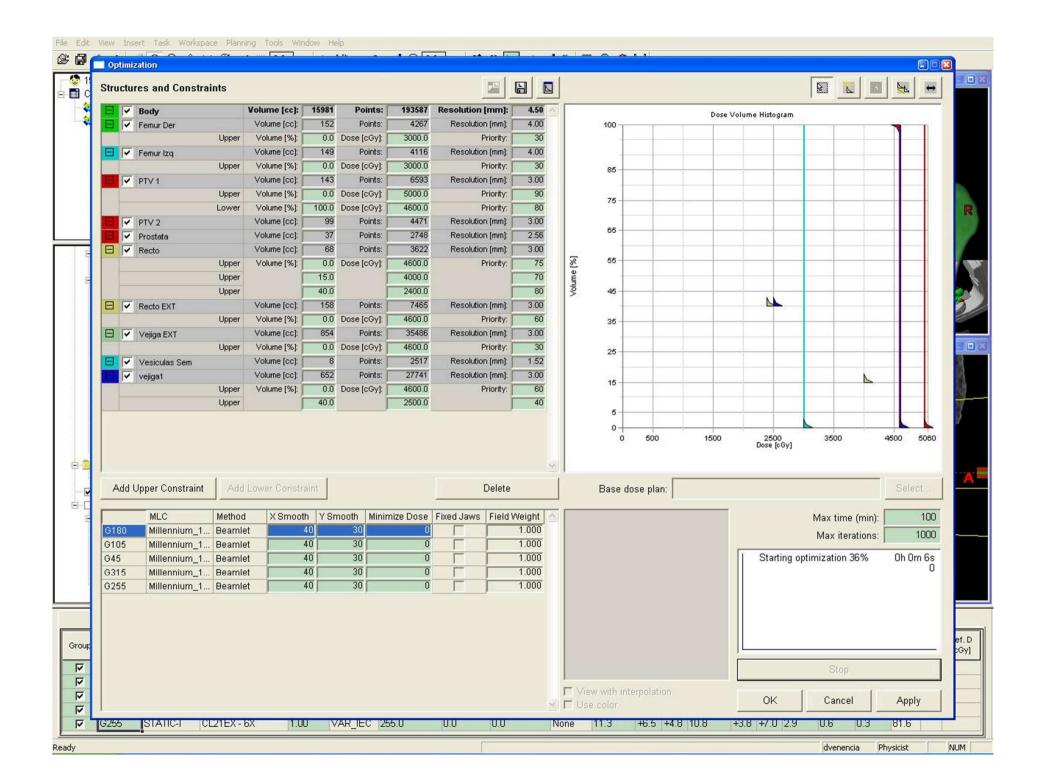
- Cada haz se divide en beamlets
 - Ancho de la lamina del MLC x 2.5mm

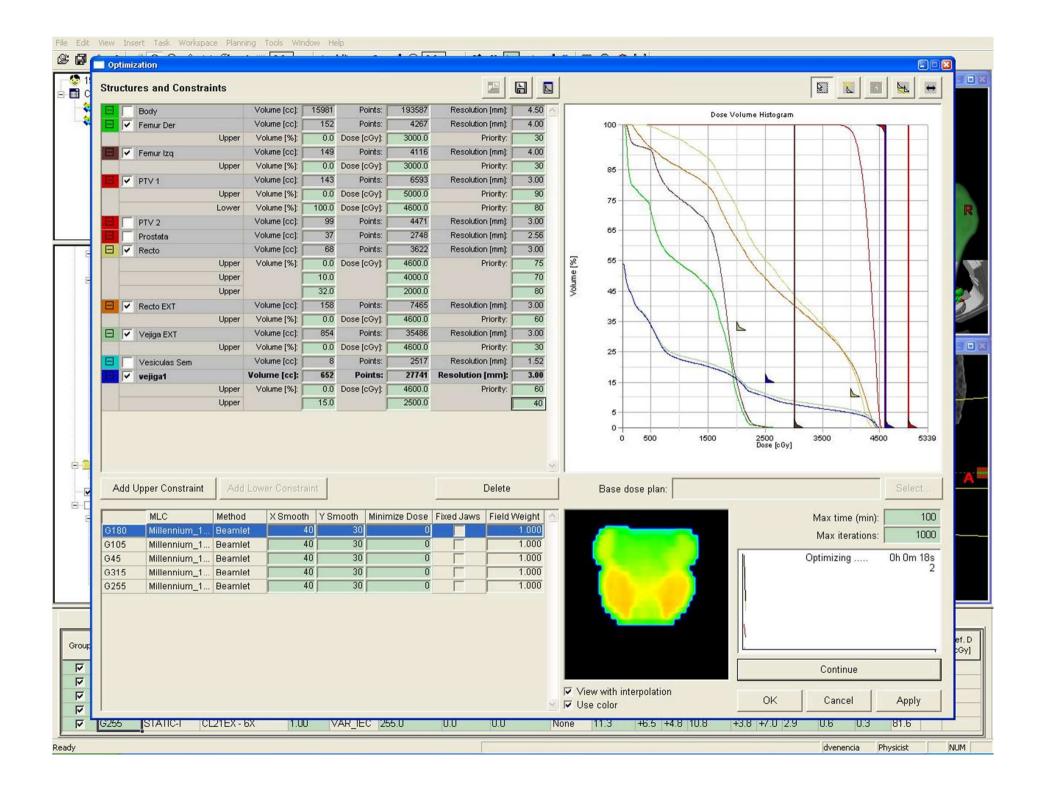


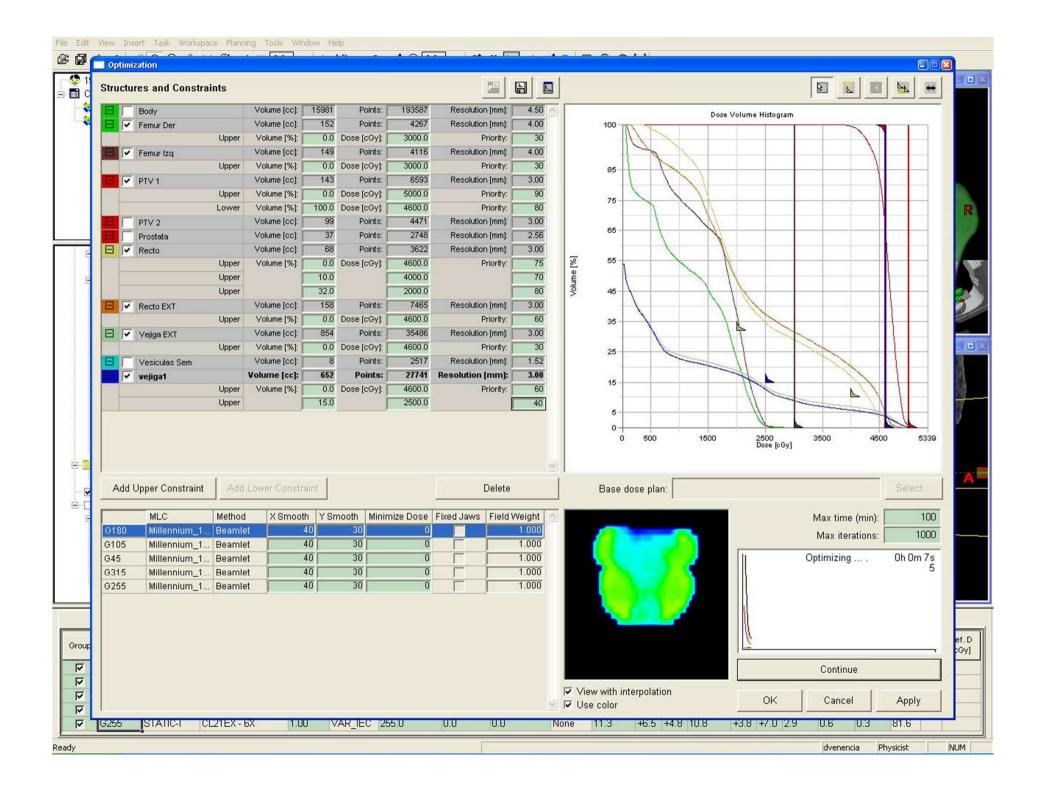
Pre-Optimización

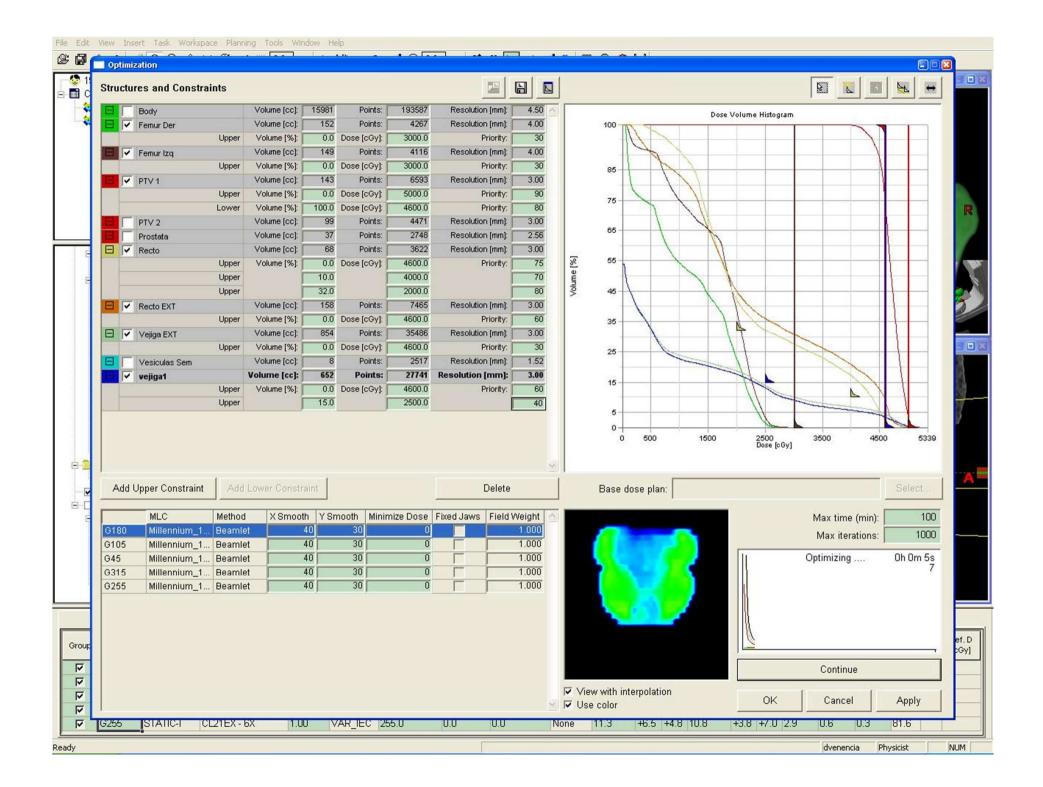
- Puntos de dosis distribuidos aleatorios
- Grilla de beamleat (ancho de lamina × paso)
- Calculo de dosis en puntos dentro de cada fanline (Matriz de coeficientes para optimización)

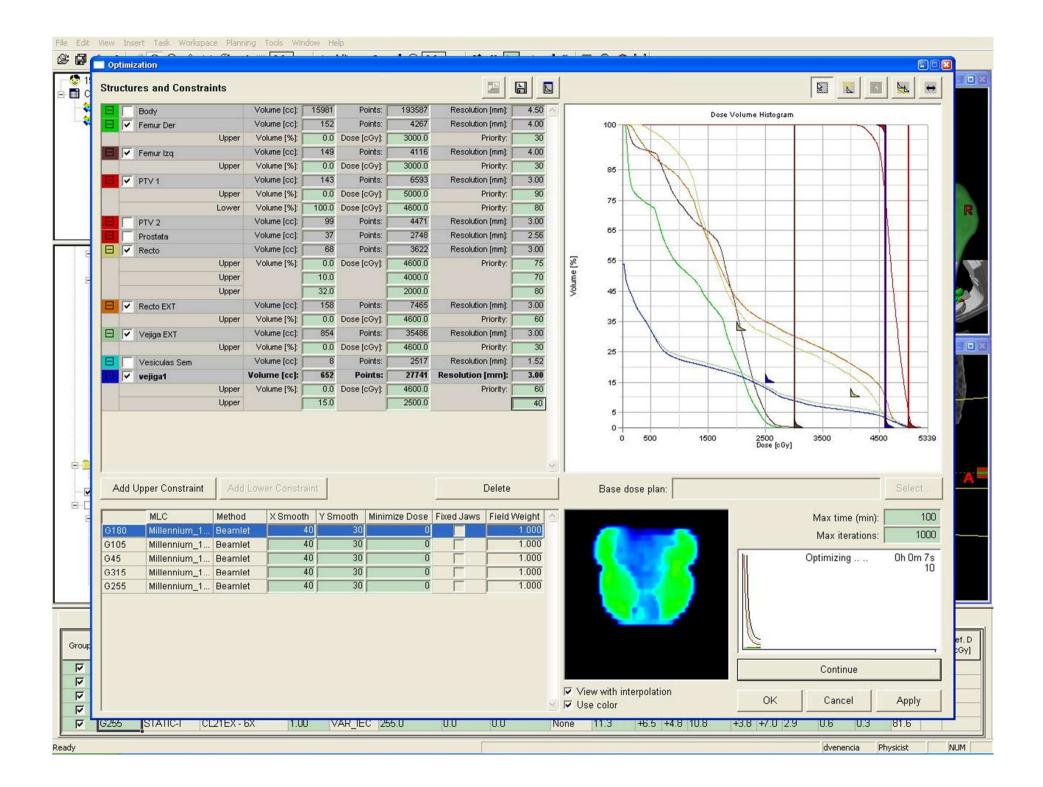


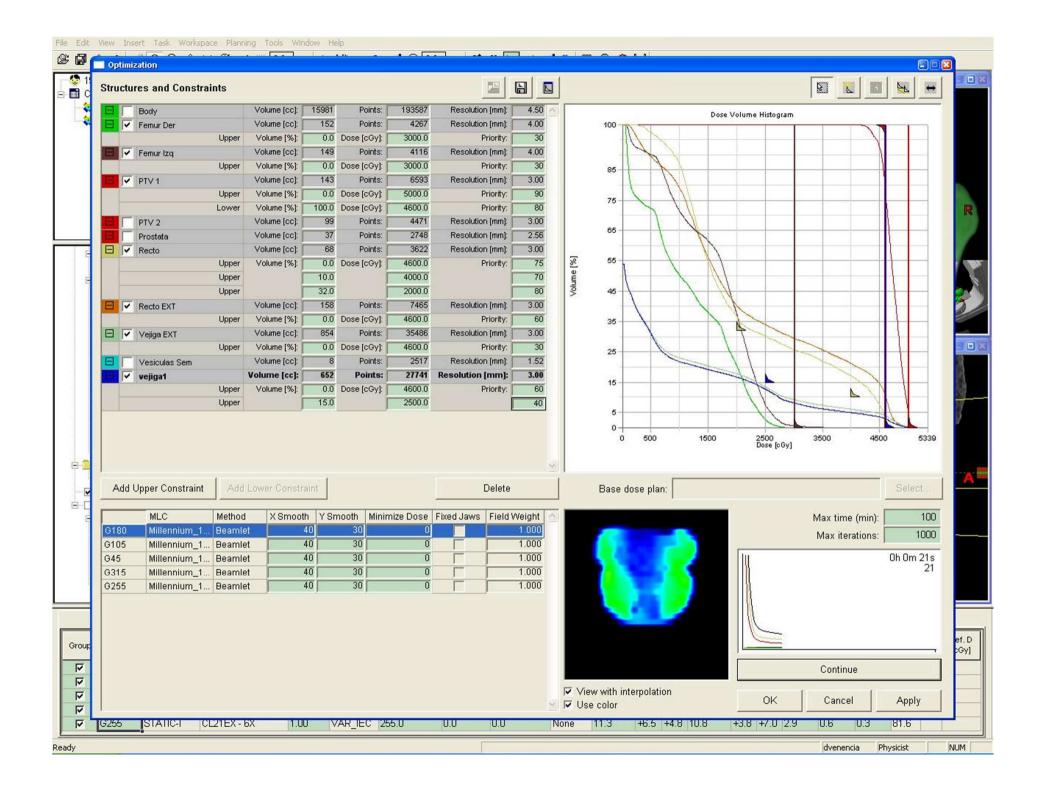


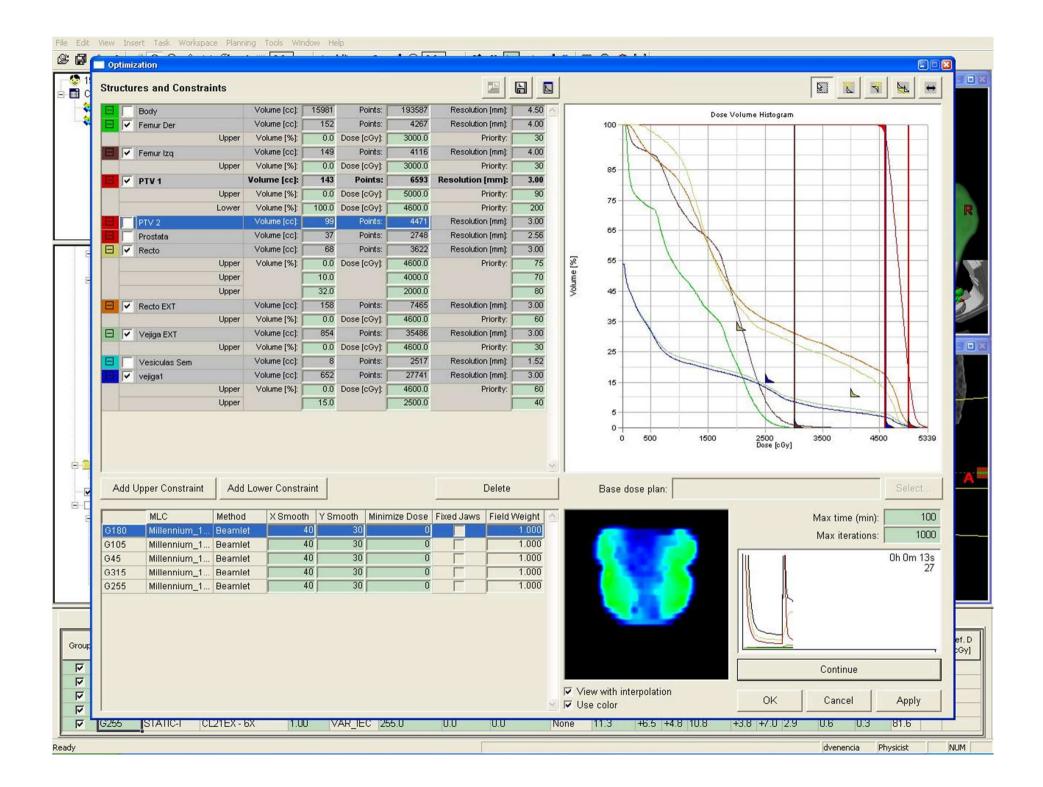


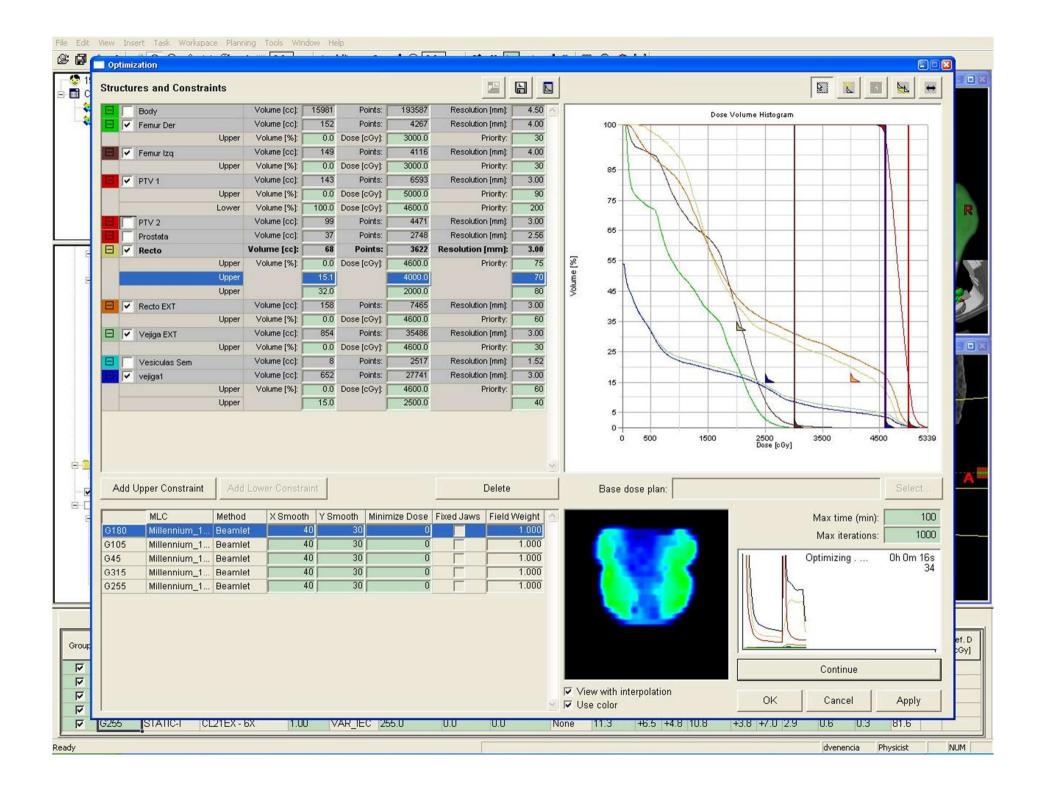


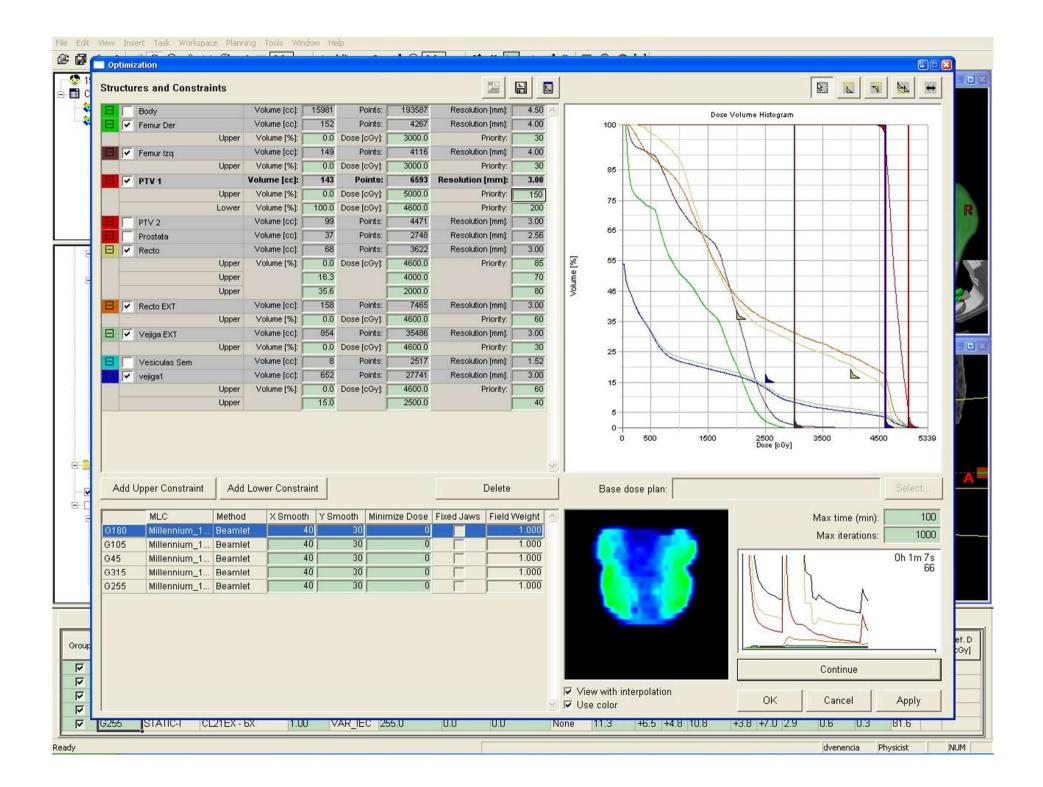


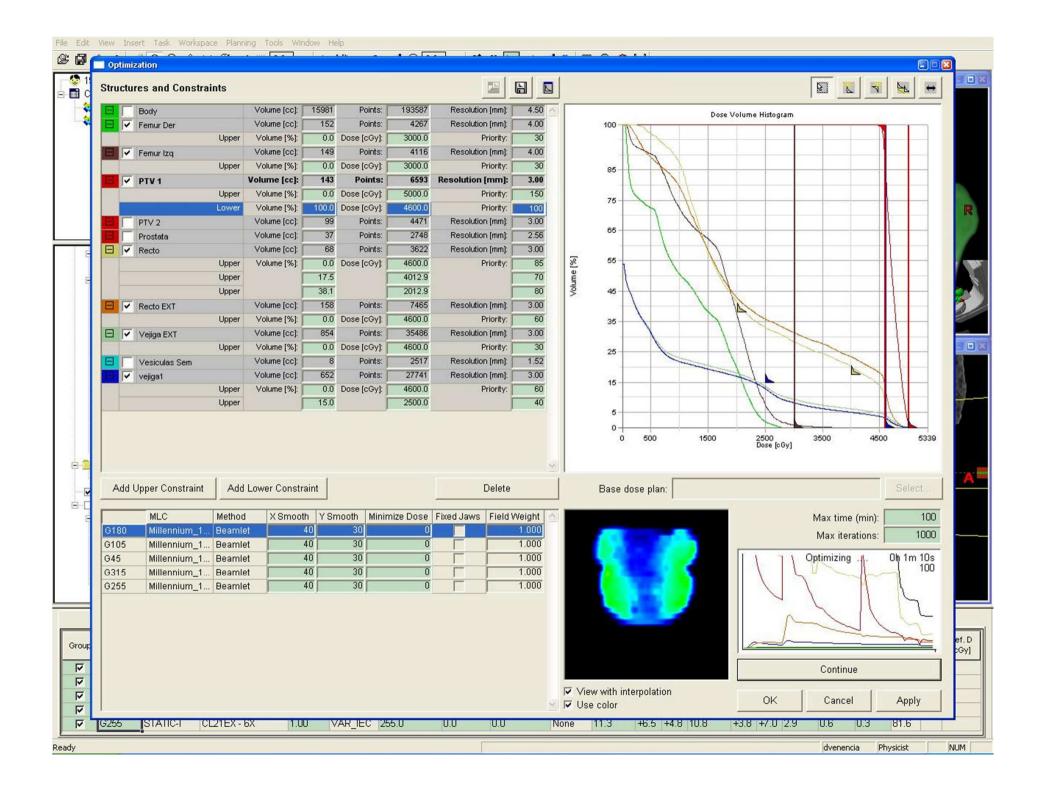


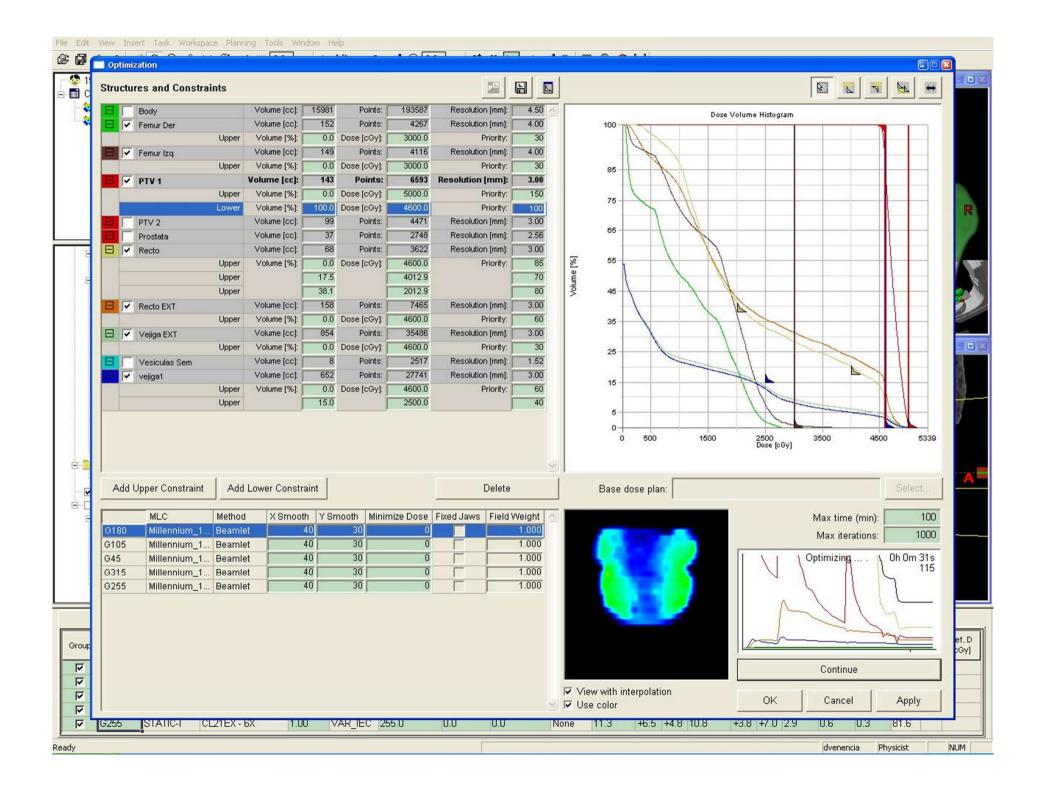


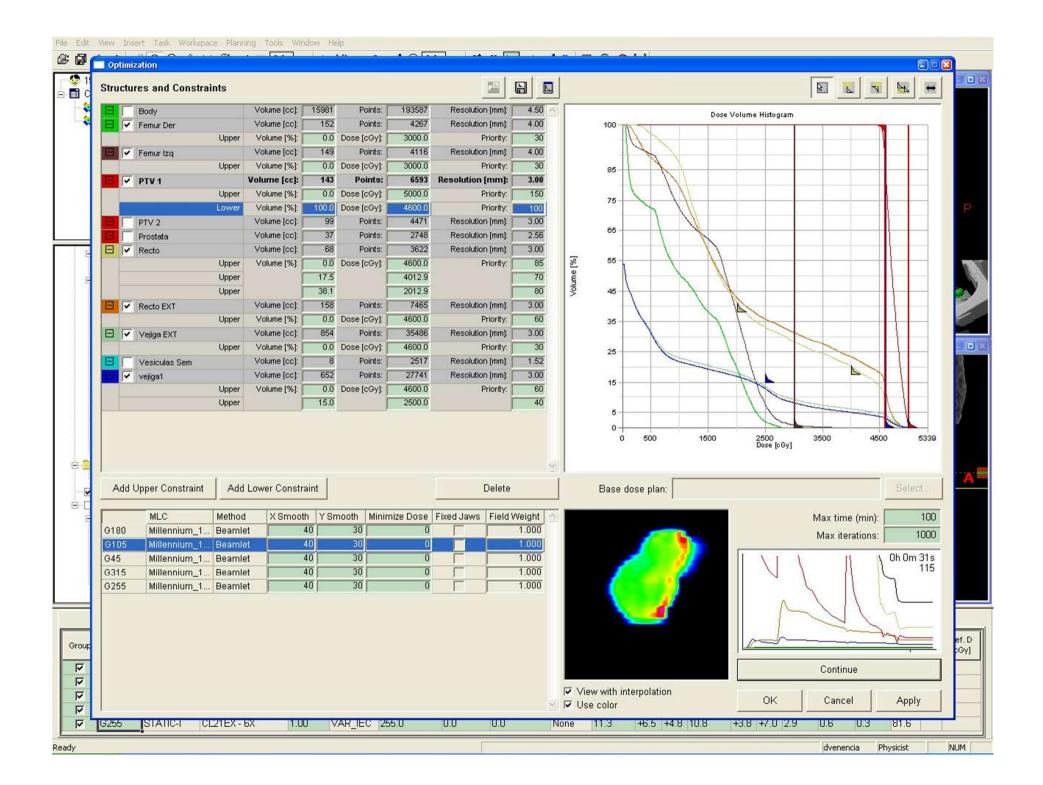


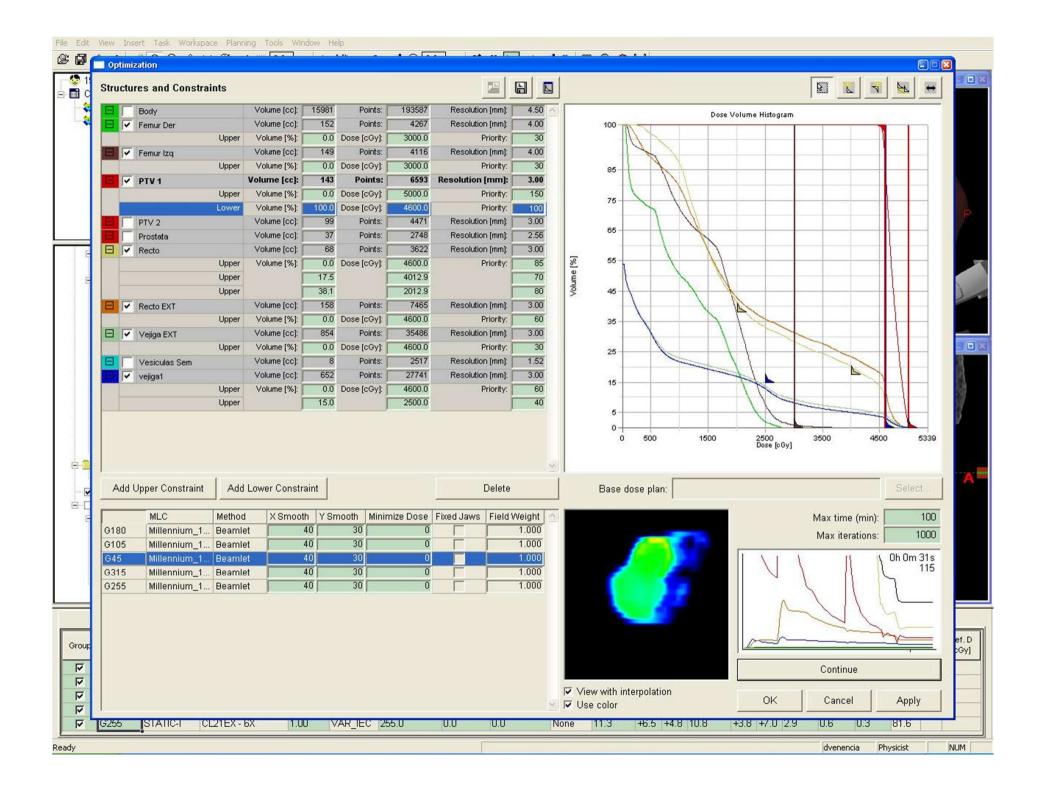








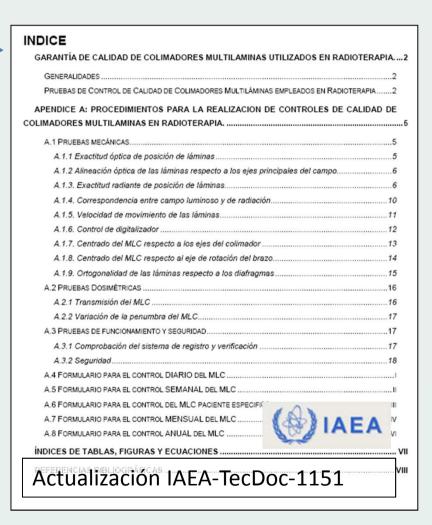






Control de calidad del Acelerador

- QA MLC
- IMRT con MLC
 - Integridad mecánica del sistema de tratamiento
 - Preciso posicionamiento
 espacial y temporal del MLC
 - Mayor desgaste en IMRT versus CRT3D
 - Estabilidad del haz de radiación para pequeñas numero de UM (step&shoot)

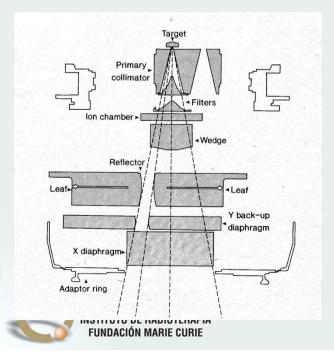


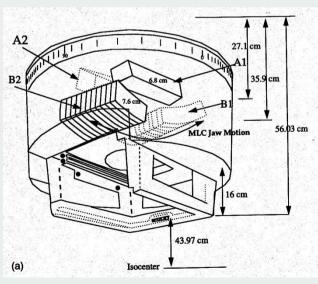


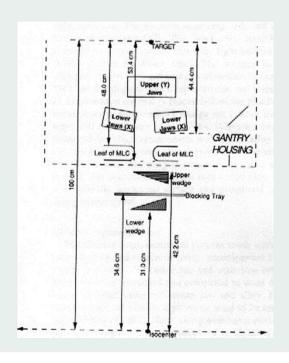
Control de calidad del Acelerador

• MLC – componente mas critica

- Exactitud y reproducibilidad del posicionamiento de las laminas
- Exactitud de la velocidad de movimiento de laminas (solo dMLC)



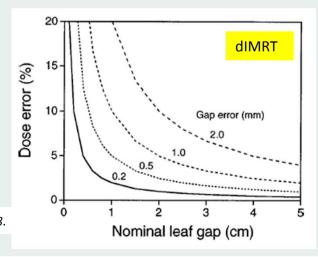




Exactitud de **posicionamiento** de laminas

 Los errores en la posición de las láminas producen un error en la dosis entregada proporcional a:

Error Dosis α [Error del GAP / Ancho de GAP]





Exactitud de **posicionamiento** de laminas

Tolerancia:

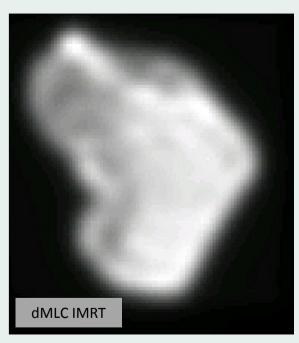
- 3DCRT / IMRT S&S

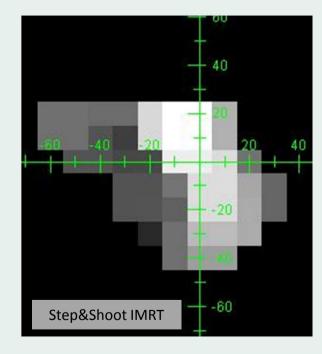
±1.0mm

dIMRT

±0.2mm



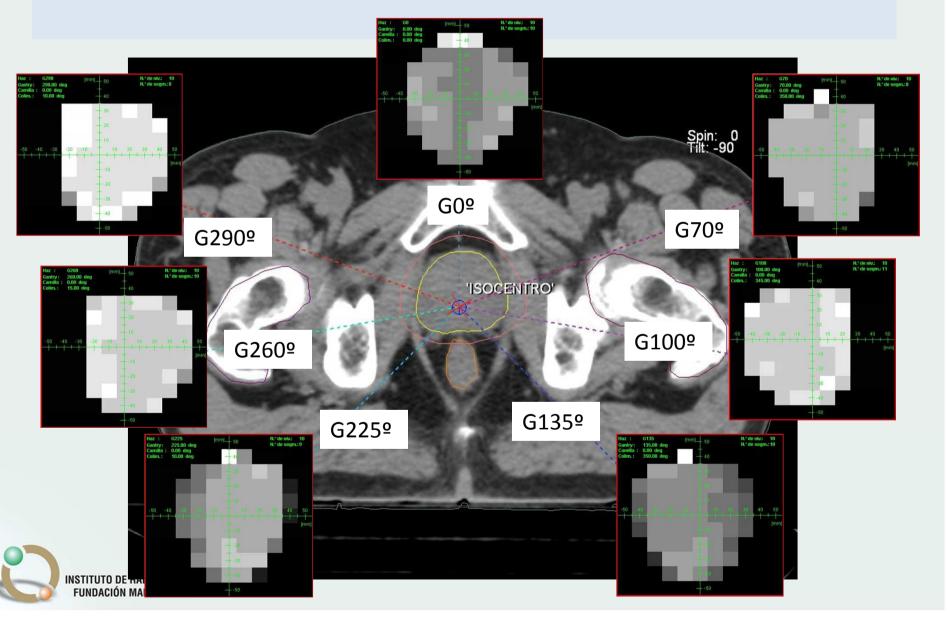




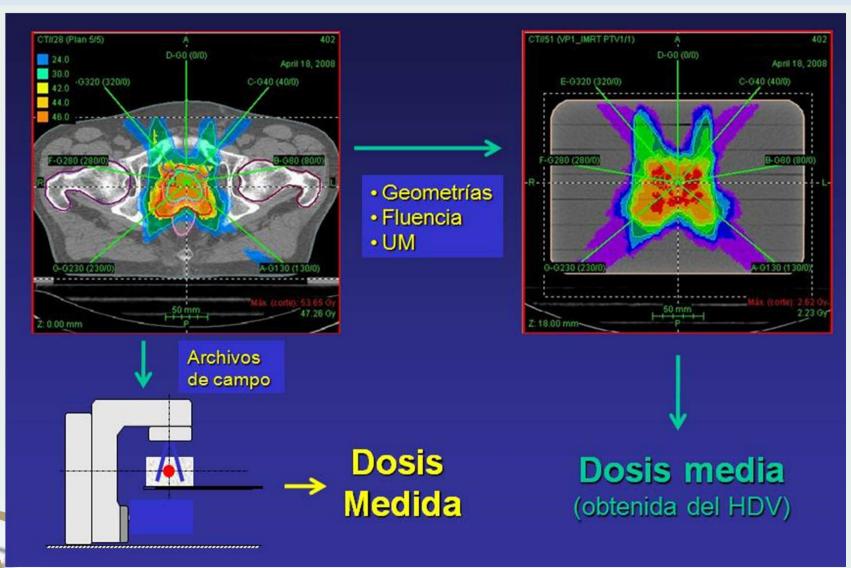


Como verificamos la dosis entregada por cada campo ?

Fluencias - Niveles de intensidad



2. Medición de la dosis total para el PLAN





2. Medición de la dosis total para el PLAN

Criterio de tolerancia

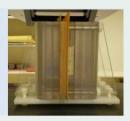
- Dosis calculada vs medida < 3%
- Dosis calculada vs medida 3%-5% se debe analizar la discrepancia
- Dosis calcula vs medida > 5% el plan debe ser rechazado

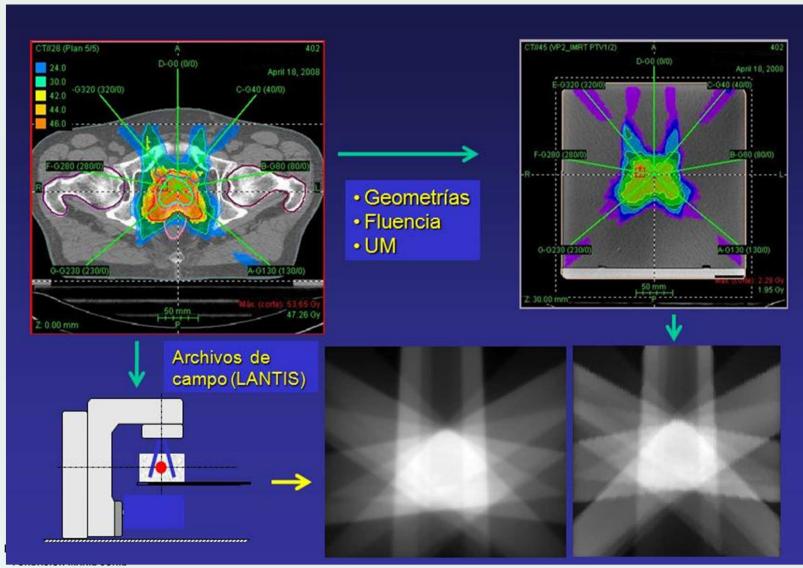






3. Medición de distribución de dosis total para el PLAN

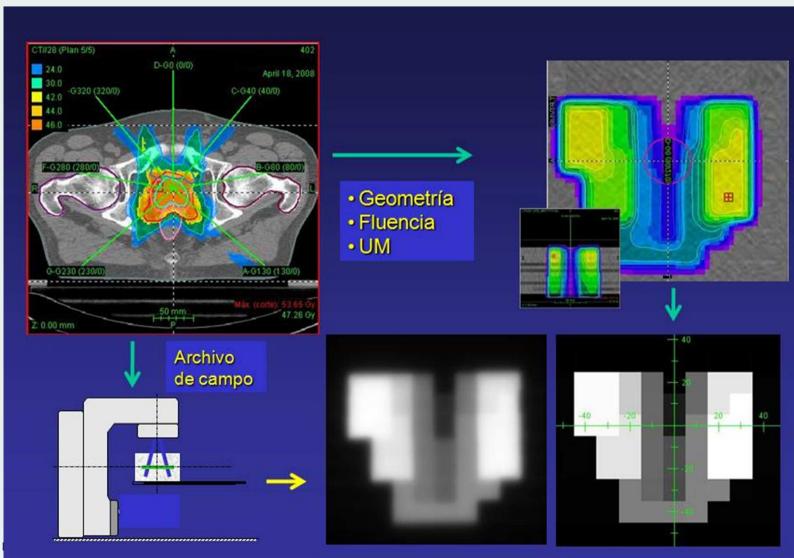




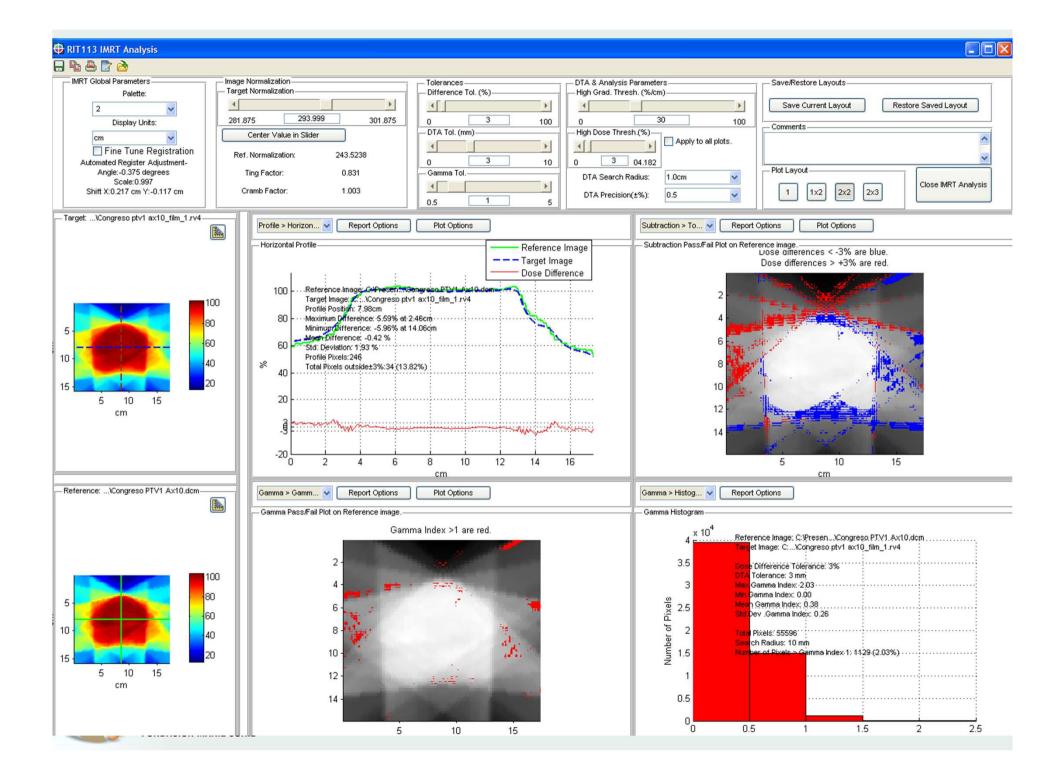


4. Medición de distribución campo independiente









Proceso IMRT

Imágenes - Volúmenes



Geometría de haces



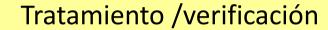
Optimización

(Fluencia optima)



Conversión para dMLC / Niveles de intensidad

(Fluencia real)





Creación de verificación



Aprobación de plan



Evaluación de Plan



Calculo de dosis



Algunas conclusiones...

- Las 2 modalidades de IMRT con ángulos fijos de gantry son "step&shoot" y "sliding windows"
- IMRT requiere de un estricto control de calidad del equipo de tratamiento y cada planificación
- El control de calidad paciente especifico es un proceso indirecto y debe ser realizado en forma independiente debido a que la intensidad de los campos es variable no siendo posible un calculo sencillo en forma independiente
- El control de calidad de un plan de IMRT debe ser finalizado previo al inicio del tratamiento del paciente.
- IMRT utiliza haces de radiación de intensidad no uniforme generados a partir de un proceso de optimización

