Factores físicos de Tratamientos de Radioterapia por Intensidad Modulada (IMRT) en forma dinámica y secuencial con colimadores multihojas

Carlos Daniel Venencia

Presentado ante la Facultad de Matemática, Astronomía y Física como parte de los requerimientos para la obtención del grado de Doctor en Física

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA

Octubre, 2012

FaMAF – UNC 2012



Director: Yakov Pipman, PhD

Co-Director: Raul Mainardi, PhD

“International Atomic Energy Agency - Coordinated Research Project E2.40.15”

Quality Assurance of the Physical Aspects of Advanced Technology in Radiotherapy

Research Contract No. 14869



IAEA
International Atomic Energy Agency

INDICE

1. **Objetivo del trabajo**
2. **Introducción**
   - 2.1 Aspectos básicos de la IMRT
   - 2.2 Planificación directa e inversa
   - 2.3 Modalidades de entrega de haces con intensidad modulada
     - 2.3.1 IMRT Step&Shoot (S&S)
     - 2.3.2 IMRT dinámica (dMLC)
   - 2.4 Comparaciones entre IMRT dinámico e IMRT Step&Shoot
3. **Métodos y materiales**
4. **Revisión de los sistemas de colimación multihojas (MLC) y sus procedimientos de calibración**
   - 4.1 Descripción de los sistemas existentes.
     - 4.1.1 MLC con reemplazo de colimadores superiores. Elekta MLCi2.
     - 4.1.2 MLC con reemplazo de colimadores inferiores. Siemens Optifocus 82.
     - 4.1.3 MLC terciario. Varian Millenium 120.
5. **Control de calidad (QA) de sistemas MLC**
   - **5.1 Compilación de procedimientos de QA**
   - **5.2 Diseño de Protocolo y procedimientos de control de calidad de MLC**
     - 5.2.1 Pruebas de funcionamiento y seguridad
       - 5.2.1.1 Seguridad
       - 5.2.1.2 Comprobación del sistema de registro y verificación (R&V)
     - 5.2.2 Pruebas Mecánicas
       - 5.2.2.1 Exactitud óptica de posición de las láminas
       - 5.2.2.2 Exactitud del posicionamiento de las láminas
         - I. Prueba 1: Bandas adyacentes *(Picket fence)*
         - II. Prueba 2: Bandas paralelas gruesas *(Slit pattern)*
         - III. Prueba 3: Bandas paralelas fina *(Garden fence)*
       - 5.2.2.3 Correspondencia entre campo lumínico y de radiación
       - 5.2.2.4 Velocidad de movimiento de láminas
       - 5.2.2.5 Centrado del MLC respecto al eje del colimador
       - 5.2.2.6 Centrado del MLC respecto al eje de rotación del gantry
       - 5.2.2.7 Ortogonalidad de las láminas respecto a los diafragmas
     - 5.2.3 Pruebas dosimétricas
       - 5.2.3.1 Transmisión del MLC
       - 5.2.3.2 Verificación de la penumbra del MLC
   - **5.3 Trabajos adicionales relacionados**
     - 5.3.1 Influencia de la calibración del MLC en la concordancia entre dosis medida y calculada para patrones típicos de IMRT secuencial.
       - 5.3.1.1 Introducción
       - 5.3.1.2 Objetivo
       - 5.3.1.3 Materiales y métodos
       - 5.3.1.4 Resultados
       - 5.3.1.5 Conclusiones
     - 5.3.2 Influencia en la dosis debido a errores en la distancia entre láminas (“gap”) en una banda móvil en IMRT dinámico. Factor de banda móvil

5.3.2.1 Introducción
5.3.2.2 Métodos
5.3.2.3 Resultados
5.3.2.4 Conclusiones
5.3.3 Control de calidad del MLC con arreglo 2D de cámara de ionización

6. Comisionamiento del proceso de IMRT

6.1 IMRT dinámico

6.1.1 Caracterización dosimétrica de haces del acelerador lineal
6.1.1.1 Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.1.1.2 Perfiles de dosis
I. Objetivo
II. Materiales y método
III. Resultados
IV. Conclusión
6.1.1.3 Factores de campo totales
I. Objetivo
II. Materiales y método
III. Resultados
IV. Conclusiones
6.1.2 Transmisión de la radiación a través del MLC
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.1.3 Separación efectiva entre láminas del MLC
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.1.4 Parámetros de configuración del TPS
6.1.5 Investigación del efecto de parámetros en tratamientos de IMRT dinámico
6.1.5.1 Efecto *"tongue and groove"*
I. Objetivo
II. Materiales y método
III. Resultados
6.1.5.2 Efecto de la tasa de dosis
I. Objetivo
II. Materiales y método
III. Resultados
6.1.5.3 Estabilidad de velocidad de movimiento de las láminas. Aceleración y desaceleración
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.1.5.4 Control de la unidad de control de MLC (dosis segmentada)
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
6.1.5.5 Control de interrupción de tratamientos
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.1.5.6 Comportamiento dosimétrico en tests cualitativos de control
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.1.6 Verificación integral del sistema de IMRT dinámico

I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados

6.2 IMRT Step&Shoot

6.2.1 Caracterización dosimétrica de haces del acelerador lineal
6.2.1.1 Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.2.1.2 Perfiles de dosis
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.2.1.3 Factores de campo totales
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.2.2 Transmisión de la radiación a través del MLC
6.2.3 Investigación del efecto de parámetros en tratamientos de IMRT secuencial
6.2.3.1 Efecto *"tongue and groove"*
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.2.3.2 Número mínimo de UM por segmento
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.2.3.3 Medición de la transmisión de la mesa de tratamiento
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados
6.2.4 Parámetros de configuración del TPS
6.2.5 Verificación integral del sistema de IMRT S&S
6.2.6 Armonización de haces entre aceleradores lineales (*"beam matching"*)

7 Planificación de tratamientos en IMRT

7.1 Optimización

7.1.1 Numero de campos
7.1.2 Incidencia de campos
7.1.3 Energía
7.1.4 Fluencia
7.1.5 Restricciones dosis volumen
I. Objetivo
II. Materiales y métodos
III. Resultados

7.2 Comparación dosimétrica en casos clínicos

7.2.1 Irradiación del cáncer de Próstata

7.2.1.1 Simulación virtual del cáncer de Próstata
7.2.1.2 Planificación tratamiento IMRT S&S
7.2.1.3 Planificación tratamiento IMRT dMLC
7.2.1.4 Comparación dosimétrica IMRT S&S y dMLC
7.2.1.5 Discusión
7.2.1.6 Otras modalidades de tratamiento
7.2.1.6.1 Radioterapia conformada 3DCRT - TPS PCRT
7.2.1.6.2 IMRT S&S con micro MLC - TPS iPlan
7.2.1.6.3 IMRT S&S con MLC – TPS iPlan

7.2.1.6.4 IMRT S&S con MLC – TPS Eclipse
7.2.1.6.5 IMRT S&S con MLC – TPS PCRT
7.2.1.6.6 IMRT rotacional con MLC RapidARC – TPS Eclipse
7.2.1.6.7 IMRT rotacional con Tomoterapia
7.2.1.7 Comparación dosimétrica y radiobiológica entre modalidades
7.2.1.7.1 PTV`s
7.2.1.7.2 Recto
7.2.1.7.3 Pared Recto
7.2.1.7.4 Vejiga
7.2.1.7.5 Cabeza femoral
7.2.1.8 Conclusiones parciales
7.2.2 Irradiación del cáncer de Cabeza y Cuello
7.2.2.1 Simulación virtual del cáncer de cabeza y cuello
7.2.2.2 Planificación tratamiento IMRT S&S
7.2.2.3 Planificación tratamiento IMRT dMLC
7.2.2.4 Comparación dosimétrica IMRT S&S y dMLC
7.2.2.5 Discusión
7.2.2.6 Otras modalidades de tratamiento
7.2.2.6.1 IMRT S&S con MLC – TPS Eclipse
7.2.2.6.2 IMRT S&S con MLC – TPS PCRT
7.2.2.6.3 IMRT rotacional con MLC RapidARC – TPS Eclipse
7.2.2.7 Comparación dosimétrica entre modalidades
7.2.2.7.1 PTV`s
7.2.2.7.2 Parótidas Izquierda y Derecha
7.2.2.7.3 Oídos Izquierdo y Derecho
7.2.2.7.4 Medula y tronco
7.2.2.8 Conclusiones parciales
8 Controles de calidad paciente especifico en tratamientos de IMRT
8.1 Verificación de la dosis del plan integral
8.1.1 Verificación de dosis integral IMRT S&S e IMRT dMLC
8.1.2 Resultados en casos clínicos
8.2 Verificación de la distribución de dosis de campos individuales
8.2.1 Films radiográficos
8.2.1.1 Verificación de dosis de campos individual en IMRT S&S e IMRT dMLC.
8.2.1.2 Resultados en casos clínicos
8.2.2 Arreglo 2D de cámaras de ionización
8.3 Verificación de la distribución de dosis del plan integral
8.3.1 Verificación de dosis de plan integral de IMRT S&S e IMRT dMLC.
8.3.2 Resultados en casos clínicos
9 Conclusiones
10 Reconocimientos
11 Apéndices
- APENDICE 1. A method to enhance spatial resolution of a 2D ion chamber array for quality control of MLC. R. Díaz Moreno, D. Venencia, E. Garrigó, Y. Pipman. JACMP, Vol. 12, Nº4, 2011.
- APENDICE 2. Influencia del tamaño de la cámara de ionización en el modelado de haces de IMRT. D. Venencia, F. Somarriba, P. Besa. SU-FF-T-153. Medical Physics, 32, 1985 (2005)

- APENDICE 3. Commissioning and quality assurance for intensity modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator. D. Venencia and P. Besa. Journal of Applied Medical Physics, Vol. 5, Nº3, 2004.
- APENDICE 4. Design of an alignment method for calculated and measured dose distributions with registration points generated by the multileaf collimator (MLC) in intensity modulated radiotherapy (IMRT). Daniel Venencia and Pelayo Besa. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Sydney, Australia, August de 2003, oral presentation.
- APENDICE 5. Medida de factores de campo total (S_{cp}) para tamaños de campo pequeños. D. Venencia, E. Garrigó y A. Germanier. II Congreso de Radioquimioterapia, Braquiterapia y V Jornadas de Física Médica. Córdoba, Argentina 13 al 15/6/2009
- APENDICE 6. Beam matching of Primus linacs for step and shoot IMRT. D. Venencia[1], E. Garrigó[1], C. Descamps[1], E. Gomez[1], R. Mainardi[2], Y. Pipman[3]. International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS) Vienna Austria, 2010.
- APENDICE 7. Advantages of non-coplanar intensity modulation radiation therapy (IMRT) technique for brain tumors. D. Venencia and P. Besa. Centro del Cáncer, Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago, Chile. 46th Annual Meeting, American Association on Medical Physics. Pittsburg, USA, 25 al 29 de Julio del 2004.
- APENDICE 8. Influence of the Multileaf Collimator Step Size in Step&shoot IMRT for Head&neck treatments. M. Almada[1], D. Venencia[1], C. Descamps[1], E. Garrigo[1] and Y. Pipman[2]. 54th Annual Meeting, American Association on Medical Physics, Joint AAPM/COMP Meeting. July 31 - August 4, 2011, Vancouver, Canada.
- APENDICE 9. Influence of the Multileaf Collimator Step Size in Step&shoot IMRT for prostate treatments. C. Descamps, E. Garrigó and D. Venencia. 52th Annual Meeting, American Association on Medical Physics, July 18-22, 2010, Philadelphia, Pennsylvania, USA.
- APENDICE 10. Effects of the number of intensity levels in step&shoot IMRT for prostate cancer. E. Garrigo[1], D. Venencia[1], M. J. Almada[1], C. Descamps[1] and Y. Pipman[2] . [1] Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie, Córdoba, ARGENTINA, [2] Long Island Jewish Medical Center, NY, USA. 54th Annual Meeting, American Association on Medical Physics, Joint AAPM/COMP Meeting, July 31 - August 4, 2011, Vancouver, Canada.
- APENDICE 11. Optimización del control de calidad a los planes paciente especifico de IMRT, basado en el arreglo bidimensional de cámaras de ionización. R.M. Diaz Moreno, D. Venencia, E. Garrigo y Y. Pipman.

A mi familia

1. Objetivo del trabajo

El objetivo de este trabajo es explorar los factores físicos que intervienen en el proceso de Radioterapia por Modulación de Intensidad (IMRT).

Se diseñarán y ejecutarán pruebas cuantitativas para cada una de las componentes y se investigarán la influencia relativa de cada uno de los parámetros intervinientes.

Se analizarán los procesos de comisionamiento, control de calidad, planificación, distribución de dosis y de tratamiento de IMRT.

Se establecerán resultados cuantitativos viables, sustanciados por mediciones en varias combinaciones de sistemas de colimadores multihojas (MLC), algoritmos de cálculo y sistemas de planificación.

Se pretende que esta compilación sea suficientemente detallada y comprensiva, de manera que pueda ser utilizada como referencia por físicos médicos que se inician en el proceso de implementación de IMRT o que desean mejorar la estructura de procesos de control de calidad existentes.

La aplicación de los métodos y recomendaciones a desarrollar tienen como objetivo contribuir a reducir la probabilidad de ocurrencia de errores con impacto clínico serio.

Se espera que este trabajo constituya un documento de utilidad práctica futura con enfoques sobre los parámetros y procesos de importancia en las diferentes modalidades de IMRT.

2. Introducción

2.1 Aspectos básicos de la IMRT

La Radioterapia por Modulación de Intensidad – IMRT (*"Intensity-modulated radiation therapy"*) es una forma moderna de tratamiento radiante que ha evolucionado rápidamente en los últimos años. Con la IMRT se ha introducido en la práctica clínica formas de planificación y entrega de los haces de radiación de intensidad libres de la restricción clásica de uniformidad, aumentando así los grados de libertad de la planificación. Con esta libertad se posibilita la generación de distribuciones de dosis con regiones de alta dosis y de bajo gradiente con curvaturas cóncavas o convexas, de acuerdo la geometría de los volúmenes de tratamiento. Distribuciones de estos tipos permiten en muchas condiciones clínicas una mayor protección de los órganos a riesgo (OAR) disminuyendo la toxicidad de los tratamientos de radioterapia, lo cual conduce a una mayor utilización de esta modalidad de tratamiento. La pregunta sería entonces ¿porque es necesario modular la intensidad del haz?, o lo que es equivalente, ¿por qué la intensidad del haz debe ser no uniforme?

Supongamos que nuestro haz uniforme puede tener solamente dos valores, representado por un código binario, donde cero (0) corresponde al haz bloqueado y uno (1) a un haz abierto; y que nuestro objetivo sea la obtención de una distribución de dosis cóncava uniforme irradiada con ocho (8) haces incidentes en diferentes direcciones, tal como puede verse en la Figura 1. Por simplicidad si subdividimos el volumen en 9 pixeles, ignorando como primera aproximación la atenuación de cada haz. Conceptualmente se podría dividir la intensidad de cada haz en mini haces de sección aproximadamente igual al de los pixeles que conforman el volumen.

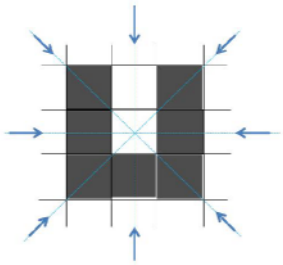


Figura 1. Distribución de haces en relación al volumen pixelado con el objetivo de irradiar pixeles oscuro

La distribución de dosis generada por el haz superior, considerando las suposiciones antes señaladas puede verse en la Figura 2. Solo tendremos pixeles llenos en las columnas laterales ya que en los pixeles centrales tenemos planteado como objetivo la protección de 2 pixeles y la irradiación de 1.

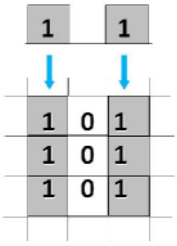


Figura 2. Distribución de dosis producida por irradiación del haz superior

Con la irradiación de los demás haces se irá sumando dosis al volumen de tratamiento hasta concluir en la distribución de dosis representada por la Figura 3.

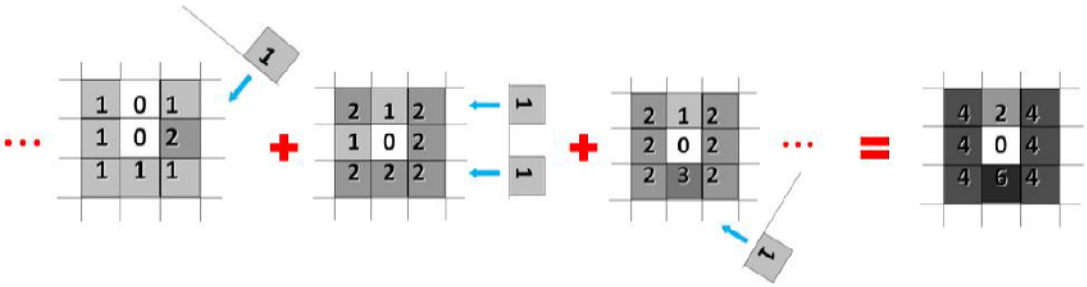


Figura 3. Secuencia de haces utilizados para la irradiación de un volumen y distribución de dosis final.

Dado que no es posible obtener niveles negativos de dosis y considerando además que no todas las incidencias son posibles en los tratamientos, se concluye que no es posible alcanzar el objetivo propuesto utilizando haces de irradiación uniforme. Este concepto matemático fue introducido por Garrett Birkhoff en 1940 donde 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 de oscuridad; pero para obtener una solución algunas de las líneas debían tener intensidad negativa, situación imposible cuando hablamos de distribución de dosis producida por un haz de radiación.

El concepto de IMRT fue recién introducido en 1988 por Anders Brahme quien demostró que campos de radiación con intensidad modulada pueden conducir a distribuciones cóncavas homogéneas en dosis [(1)]. Actualmente IMRT ha crecido hasta convertirse en un estándar de la Radioterapia moderna.

2.2 Planificación directa e inversa

La radioterapia conformada 3D (3DCRT) utiliza haces de radiación con intensidad uniforme o haces con intensidad modificada monótonamente en una o dos direcciones mediante el uso de atenuadores en cuña. El proceso de la planificación de tratamientos de 3DCRT, ver Figura 4, comienza con la adquisición de imágenes del paciente, definición de volúmenes de tratamiento, elección de haces de irradiación (direcciones, formas, pesos, atenuadores en cuña, etc.) y cálculo de la distribución de dosis final. La distribución de dosis resultante es analizada utilizando diversas herramientas en particular mediante los Histogramas Dosis Volumen (HDV).



Figura 4. Proceso de planificación de tratamientos de 3D CRT.

La planificación de tratamientos en IMRT puede ser realizada en forma directa o inversa. La planificación directa utiliza una metodología similar a la empleada en la planificación de tratamientos de 3DCRT. En este método, quien planifica establece las direcciones de los haces, sus formas y pesos; y a partir de allí un programa de computación calcula la distribución de la dosis final. En la IMRT por planificación directa, cada incidencia resulta en la superposición de diversos segmentos con variadas intensidades dependiendo del peso de cada uno de ellos. La forma de cada segmento corresponde a la irradiación de una porción de la proyección del volumen de tratamiento. La optimización es manual a partir de modificar la intensidad, los pesos, las formas y las incidencias de los campos. Si los objetivos de dosis volumen no son satisfechos las variables antes señaladas son ajustadas basadas en la experiencia del operador. El resultado de la planificación es altamente dependiente de quien realiza la misma además de contar con una limitada cantidad de niveles de intensidad. Esta modalidad de tratamiento genera por lo general distribuciones de dosis homogéneas dentro del volumen de tratamiento, es simple y eficiente pero sus limitados grados de libertad impiden muchas veces cumplir con las restricciones dosis volumen correspondientes al objetivo del tratamiento si los volúmenes involucrados y sus tolerancias dosimétricas son medianamente complejas.

Un paso más hacia la planificación inversa consiste en la generación semiautomática de los segmentos, basados en la proyección del Volumen Blanco de Planificación (PTV) y/o OAR o curvas de isodosis sobre el punto de vista del haz (BEV). El ajuste de los pesos de cada segmento puede ser manual o mediante un sistema computacional. Mediante esta modalidad se obtiene por lo general planes simples de IMRT, con pocos segmentos y bajas cantidad de unidades de monitor del acelerador (UM). Las fluencias obtenidas son por lo general intuitivas ya que reflejan baja intensidad en la proyección de los OAR.

El proceso de planificación inversa comparte con la 3DCRT la obtención de las imágenes, realización de contornos y ubicación de haces. A partir de allí el operador elije las restricciones de volumen y límites de dosis al PTV y a los OAR. Luego un sistema computacional mediante un algoritmo iterativo determina las distribuciones de intensidad de cada uno de los haces para producir una distribución de dosis que se aproxime a la deseada, ver Figura 5.

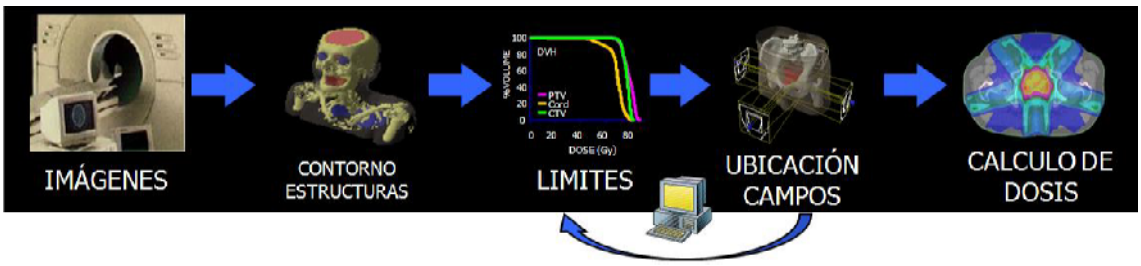


Figura 5. Proceso de planificación inversa de tratamientos.

El optimizador divide primeramente cada haz en pequeños pixeles (*"beamlets"*) y ajusta la intensidad de cada uno de ellos con la finalidad de lograr el objetivo propuesto. Este debería incluir la finalidad clínica de la planificación idealmente basado en criterios biológicos de maximizar la probabilidad de control tumoral (TCP) y minimización de las probabilidades e complicaciones en tejidos normales (NTCP); sin embargo dado que los modelos radiobiológicos que permiten predecir el resultado de un tratamiento a partir de una distribución de dosis tienen muchas limitaciones y no son aun ampliamente aceptados, es que la función objetivo estará basada en cantidades físicas medibles y bien definidas como son la dosis y el volumen.

La función objetivo basada en parámetros físicos de dosis y volumen debe incluir la dosis deseada o prescripta al PTV, términos que cuantifiquen la homogeneidad de la dosis, la dosis máxima y restricciones dosis-volumen a los OAR.

Este objetivo del plan es dirigido al PTV y OAR de manera distinta. En el caso del PTV el objetivo es la obtención de una dosis prescripta (D_{presc}) con un cierto rango aceptable de inhomogeneidad en la dosis, entre un valor mínimo (D_{min}) y un valor máximo (D_{max}). Si consideramos que un cierto volumen está compuesto por una suma de elementos de volúmenes (voxels) entonces podemos expresar la función objetivo para un PTV de la siguiente forma [2]:

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

Donde N_t es el número total de voxels en el volumen de tratamiento, D_i es la dosis en el voxel i como función de la intensidad del elemento del haz y $w_{t,min}$ y $w_{t,max}$ representan penalidades numéricas relativas (factores de peso) asociadas a la dosis máxima y mínima (ver Figura 6). La función objeto es entonces una suma cuadrática (independizándonos de esta forma del signo de la diferencia) sobre todos los elementos del PTV. Esta función objeto es una evaluación cuantitativa de la calidad del plan.

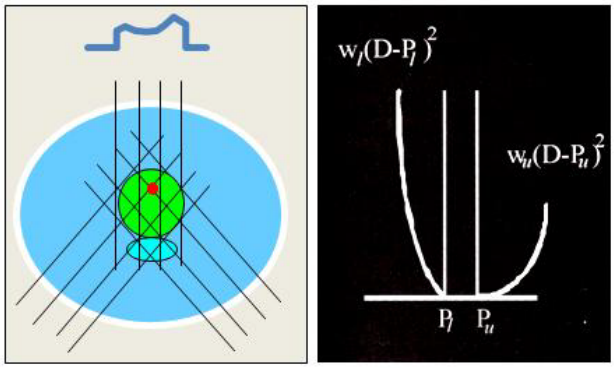


Figura 6. Izquierda: voxels formando un volumen blanco y haces de radiación compuesto por mini haces (pencil beams). Derecha: funciones de costo para D_{min} y D_{max}.

La diferencia en la forma de los brazos de esta función refleja la mayor importancia aplicada a entregar un mínimo de dosis en el PTV necesaria para eliminar células cancerosas, en comparación a sobredosar estas células por encima del valor máximo establecido.

La función objeto para un OAR se puede expresar como la indicada en la Ecuación 2. Donde N_{OAR} es el número total de voxels en el OAR, D_i es la dosis en el voxel i como función de la intensidad del elemento del haz y $w_{OAR,max}$ y $w_{OAR,dv}$ son penalidades relativas (factores de peso) asociadas a la dosis máxima y a un porcentaje de volumen especifico, ver Figura 7.

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

Esta función es una suma cuadrática de un primer término que corresponde a una restricción sobre la dosis máxima la cual tiene especial sentido en el caso de aquellos OAR tipo seriales donde las complicaciones están relacionadas al valor de D_{max}. El segundo término corresponde a restricciones porcentaje de volumen que pueden recibir una determinada dosis especialmente importante para los OAR tipo paralelas.

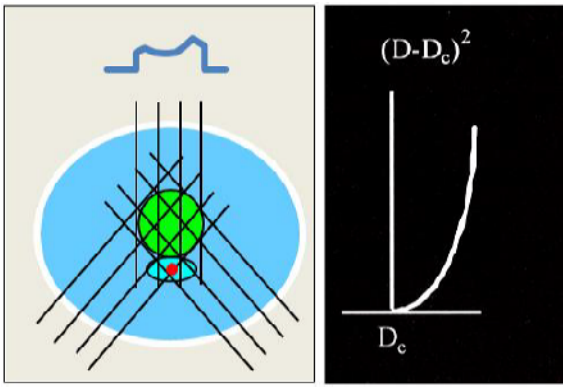


Figura 7. Izquierda: voxels formando un OAR y haces de radiación formado por mini haces (pencil beams). Derecha: función de costo para calcular la penalización en un OAR.

La solución al problema de optimización consistirá en encontrar el mínimo de las funciones objeto (Ec. 1 y 2) mediante la obtención de adecuados valores de intensidad de cada uno de los mini haces que componen los haces de radiación. La minimización de las funciones objeto puede ser realizada mediante la utilización de métodos estocásticos (*"simulating annealing")* o de dirección de búsqueda aleatoria donde dentro del proceso de optimización es posible aceptar valores de la función objeto mayores con la finalidad de obtener el mínimo global de la función. Sin embargo estos métodos son muy lentos y por lo general se utilizan métodos determinísticos como el método del gradiente los cuales convergen más rápidamente a una solución [(3)].

La optimización de un plan tiene que balancear el cumplimiento de ambas funciones objeto (Ec. 1 y 2) lo cual crea una competencia ente la adecuada cobertura de dosis al volumen blanco y la protección de los OAR.

En la práctica las restricciones dosis sobre el PTV, requiere la introducción de un valor de dosis mínima y dosis máxima con sus correspondientes ponderaciones en el sistema de planificación de tratamientos (TPS), ver Figura 8.

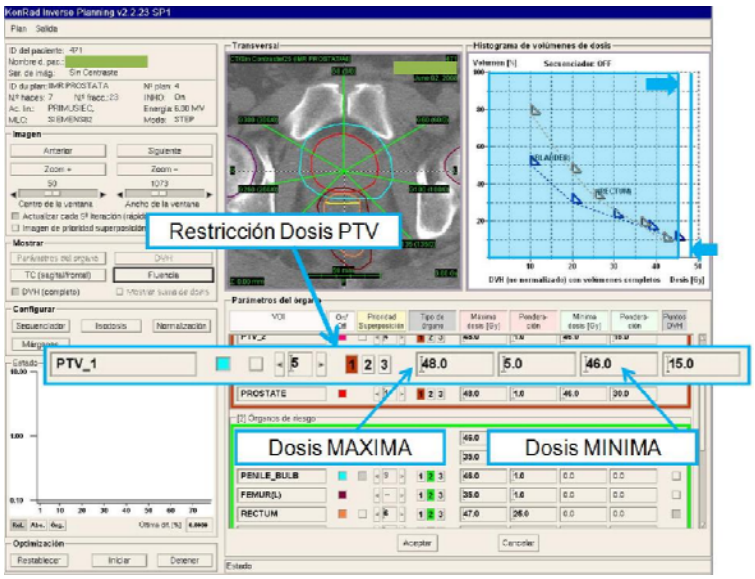


Figura 8. Selección de restricciones dosis volumen sobre el PTV en el TPS KonRAD, Siemens.

De la misma forma las restricciones de dosis sobre los OAR requieren establecer una dosis máxima (importante para OAR tipo serie) con su ponderación y restricciones de dosis sobre porcentajes del volúmenes (importante para OAR tipo paralelo), ver Figura 9.

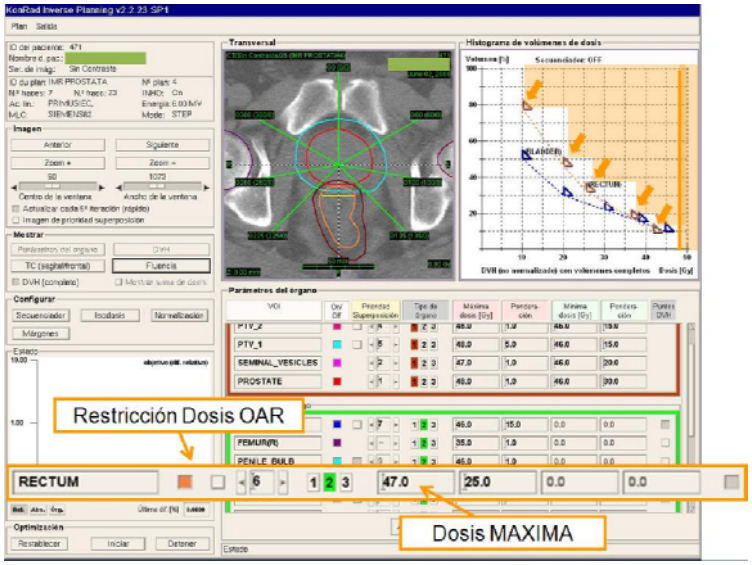


Figura 9. Determinación de restricciones dosis volumen sobre el OAR en el TPS KonRAD, Siemens.

Durante el proceso de optimización de la intensidad de haces en las IMRT es posible considerar ciertas consideraciones básicas las cuales permiten obtener soluciones adecuadas para encontrar el mínimo de una función objeto, las mismas establecen que:

- Las funciones objeto simples no tienen mínimos locales
- La selección de un buen punto de partida cerca al mínimo global evita quedar atrapado en mínimos locales
- La selección de un buen punto de partida permite que el valor de la función objeto en mínimos locales no difiera mucho del valor de la función en el mínimo global.

Si los objetivos dosis volumen requeridos son imposible de alcanzar el plan resultante carecerá de la adecuada calidad. La realización de planificaciones inversas requiere que el operador

desarrolle una relación entre restricciones dosis volumen y distribuciones de dosis resultantes, lo cual es dependiente del sistema. Este proceso de aprendizaje es, en la práctica, menos intuitivo que la planificación directa o la planificación inversa basada en aperturas. El sistema computacional que comanda el proceso de planificación inversa se conoce con el nombre de sistema de optimización.

2.3 Modalidades de entrega de haces con intensidad modulada

Una vez que el sistema de optimización a través del proceso de planificación inversa ajustó la intensidad deseada de cada uno de los elementos del haz (*"beamlet"*) es necesario elegir algún sistema que nos permita la entrega de este patrón de intensidades del haz. Los métodos de entrega de haces por IMRT pueden categorizarse en dos grandes grupos de modulación de intensidad [(4)]. En haces abanico (*"fan beam"*) o cónicos (*"cone beam"*). La modulación de intensidad por fan beam puede ser dividida en Tomoterapia Serial (MIMIC) o Tomoterapia Helicoidal (*Tomotherapy*), ver Figura 10.



Figura 10. Izquierda: Tomoterapia serial, MIMIC. Derecha: Tomoterapia helicoidal, Tomotherapy.

En ambas modalidades se parte de un haz en abanico fino, colimado, modulando la intensidad a medida que el gantry del equipo rota utilizando un colimador tipo binario.

En el sistema de cone beam el haz de radiación puede realizarse mediante posiciones estáticas de gantry, rotaciones continuas o combinación de ambas. La forma de modular la intensidad de cada haz puede ser realizada mediante la interposición de un filtro compensador metálico o mediante la utilización de un colimador multihojas (MLC), el cual está conectado a un sistema de control que permite cambiar la forma del mismo durante el tratamiento. En el caso particular de posiciones estáticas de gantry y modulación de intensidad mediante MLC podemos distinguir dos sub tipos: IMRT secuencial o "*Step&Shoot*" (S&S) e IMRT dinámico o "*sliding windows*" (dMLC). En este trabajo nos limitamos a las diferentes variantes dentro de los sistemas de cone beam de gantry estático con MLC.

2.3.1 IMRT Step&Shoot (S&S)

La IMRT S&S es un método de irradiación en el cual el haz modulado es entregado en una secuencia de posiciones estáticas de MLC, esto implica que mientras las láminas se mueven no hay radiación. En este tipo de IMRT cada dirección de haz posee una secuencia de formas de campos llamados segmentos cada uno con intensidad uniforme. En la IMRT S&S la posición de las láminas y la cantidad de radiación respectiva, medida en unidades de monitor (UM), son controladas por una computadora y cada segmento es asociado a una determinada dosis. Cada segmento es verificado en forma independiente por el sistema de registro y verificación (R&V).

Si consideramos un patrón de fluencia de variación espacial continua (fluencia óptima) el cual pretendemos sea reproducido por movimiento de láminas de un MLC, este tendrá una resolución espacial discreta determinada por el ancho de la lámina. El hecho de que los MLC estén construidos por un número finito de láminas determina una discretización en la dirección perpendicular al movimiento de las mismas. Este ancho de lámina depende del modelo de MLC. En la práctica, debido a que la caída de la dosis alrededor de los bordes de la láminas no es abrupta, la reducción de ancho de las láminas deja de mejorar la resolución por debajo de aproximadamente 3mm. En la dirección de movimiento del MLC existirá también una resolución espacial discreta dado por un paso mínimo de las láminas.

El mínimo elemento de intensidad conformado por el MLC es llamado “beamlet”, ver Figura 11.

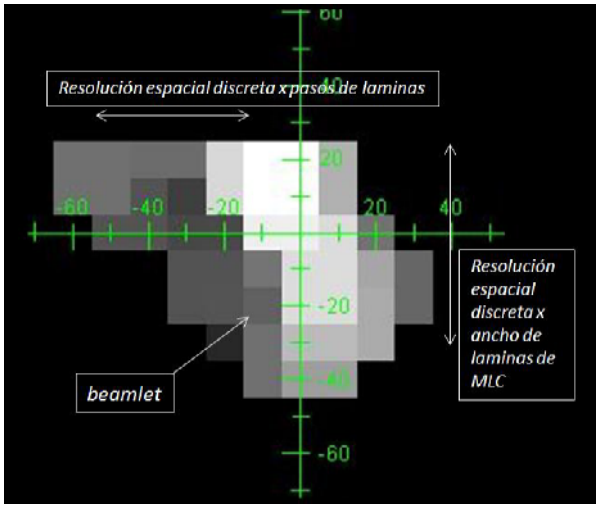


Figura 11. Patrón de intensidad típico en IMRT S&S el cual tiene resolución espacial discreta tanto en la dirección de movimiento de láminas como perpendicular al mismo. El beamlet de la figura es de 10x10mm^2 correspondiente a un MLC de ancho de lámina de 10mm y pasos de láminas de 10mm.

La utilización de IMRT S&S requerirá la conversión de un patrón continuo de niveles de intensidad en un patrón discreto, donde por lo general los pasos discretos entre niveles tienen la misma magnitud. El aumento en la cantidad de niveles discretos mejora la aproximación al patrón continuo (Figura 12) siendo el número de segmentos aproximadamente proporcional al número total de niveles de intensidad.

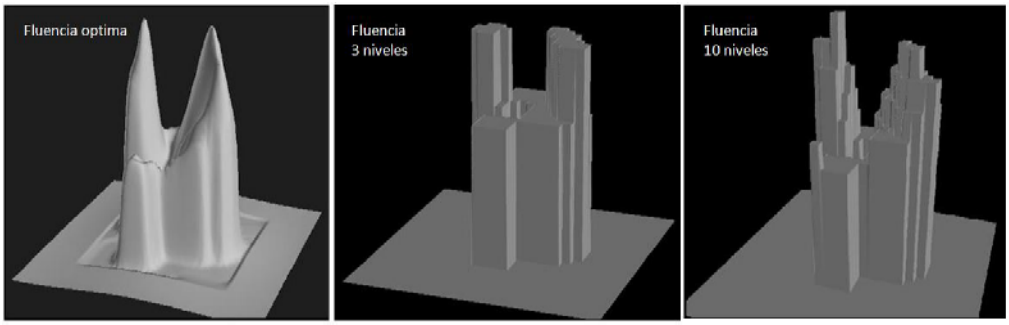


Figura 12. Aproximación a patrón continuo de intensidad (fluencia óptima) con 3 y 10 niveles discretos de intensidad

Un sistema denominado "secuenciador" es el encargado de diseñar la cantidad de segmentos necesarios para obtener la mejor aproximación a una fluencia continua o fluencia óptima. Existen diferentes formas de generar un patrón de intensidad a través de la suma de segmentos. La cantidad de segmentos resultantes dependerán de la complejidad de la fluencia, de la cantidad de niveles de intensidad, como así también de las consideraciones del algoritmo de segmentación. Este puede también considerar factores como minimizar la cantidad de segmentos, el tiempo de irradiación o la distancia recorrida por las láminas. Un ejemplo de un patrón de intensidad con 7 niveles formado por 7 segmentos generado por el sistema de planificación KonRAD v2.2 (Siemens) puede verse en la Figura 13.

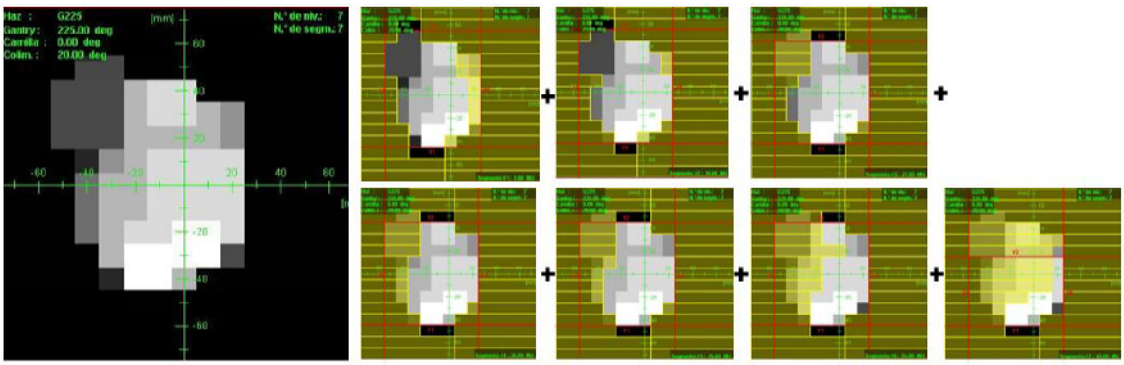


Figura 13. Ejemplo de patrón de intensidad con 7 niveles de intensidad con sus respectivos segmentos. En cada segmento el área no irradiada esta demarcada por la parte amarilla correspondiente a las posiciones de las láminas.

Supongamos que consideramos dos láminas opuestas del MLC de un haz de IMRT S&S y queremos analizar el patrón de movimiento de las mismas en ejes cartesianos. La coordenada horizontal corresponde a la distancia de desplazamiento y la vertical al tiempo de irradiación, como vemos en la Figura 14. Las líneas de puntos muestran las trayectorias de la lámina izquierda y la lámina derecha. Los segmentos horizontales serán los pasos en que las láminas se mueven y no hay irradiación ($\Delta x>0$ y $\Delta T=0$). Por otro lado los segmentos verticales corresponden a los pasos en que el equipo irradia y las láminas no se mueven ($\Delta x=0$ y $\Delta T>0$). En la porción ascendente de la resultante solo es necesario el movimiento de la lámina izquierda mientras que en los descendentes solo el de la lámina derecha.

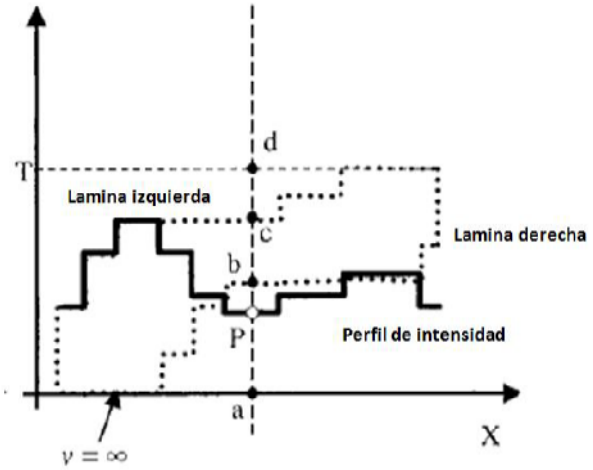


Figura 14. Esquema de movimiento de un par de láminas opuestas en IMRT S&S

La discretización de patrones de intensidad continuos generada en un tratamiento de IMRT S&S podría conducir a una degradación de la distribución de dosis final, efecto que debe ser analizado en relación a la cantidad de niveles de intensidad y resolución espacial de los beamlets.

La información del proceso que controla la ejecución de un campo de IMRT S&S son por lo general accesibles en formato ASCII o DICOM-RT y el formato de los mismos depende del TPS. Este archivo contiene información sobre cada segmento relacionada al número total de segmentos o puntos de control, posición de las láminas izquierdas y derechas, posición de los colimadores primarios, fracción de UM del segmento, índice de control de modificaciones y posiciones de gantry, colimador y mesa. La Figura 15 muestra un ejemplo de un archivo correspondiente a la fluencia de un campo de 20x20mm^2 de un TPS KonRad v2.2 (Siemens) con un solo punto de control. Cada segmento con sus correspondientes aperturas es entregado hasta que las UM totales son completadas. Durante la entrega de un haz de IMRT S&S un archivo tipo log se guarda en la entrega de esta secuencia conteniendo información de las desviaciones entre la apertura planeada y la entregada por el segmento. Este archivo también contiene cualquier información causada por error en el sistema o interrupción por el operador.

```
<IMRTPlan:NumberOfControlPoints val="2">
  <IMRTPlan:ControlPointNumber val="1">
    <IMRTPlan:XJawPositions x1="-10.0" x2="10.0"/>
    <IMRTPlan:YJawPositions y1="-10.0" y2="10.0"/>
    <IMRTPlan:DoseData>
      <IMRTPlan:MUWeight val="0"/>
    </IMRTPlan:DoseData>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="41" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="40" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="39" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="38" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="37" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="36" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="35" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="34" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="33" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="32" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="31" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="30" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="29" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="28" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="27" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="26" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="25" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="24" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="23" x1="0" x1offset="0" x2="0.0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="22" x1="-10.0" x1offset="0" x2="10.0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="21" x1="-10.0" x1offset="0" x2="10.0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="20" x1="-10.0" x1offset="0" x2="10.0" x2offset="0"/>
    <IMRTPlan:MLCLeafPosition val="19" x1="0" x1offset="0" x2="0" x2offset="0"/>
```

Figura 15. Archivo de fluencia de un haz de IMRT S&S correspondiente a un campo de 20x20mm^2 de un TPS KonRad v2.2, Siemens. Este contiene 1 punto de control.

En caso de contar con más de un campo, por lo general se cuenta con un sistema de secuencia de campos donde la información de cada uno es transferida en forma automática al controlador del acelerador lineal posibilitando un movimiento automático del gantry y colimador. Esta sistema mejora la eficiencia operacional del proceso de entrega de un campo de IMRT S&S.

2.3.2 IMRT dinámica (dMLC)

IMRT dinámica consiste en entrega de un haz con posiciones del MLC que cambian durante la irradiación. Un tratamiento de IMRT dinámico requiere el conocimiento de posiciones de láminas y la fracción de UM a ser entregadas en distintos puntos de control que representan al haz. Se puede considerar que IMRT dMLC es un método de irradiación en el cual el haz es modulado mediante una modificación continua de la forma del haz de tratamiento durante la irradiación. Este tipo de modulación permite generar haces de radiación con fluencias de intensidad variables en forma continua. Estas fluencias poseen, al igual que en tratamiento de S&S, resolución espacial discreta dado por el ancho de las láminas. En el sentido de movimiento de las láminas, dado que las mismas se mueven en forma continua, la fluencia lineal puede aproximarse por pequeños beamlets (tamaño típico 2.5mm) los cuales representan la fluencia del haz para un haz de IMRT dMLC (Figura 16).

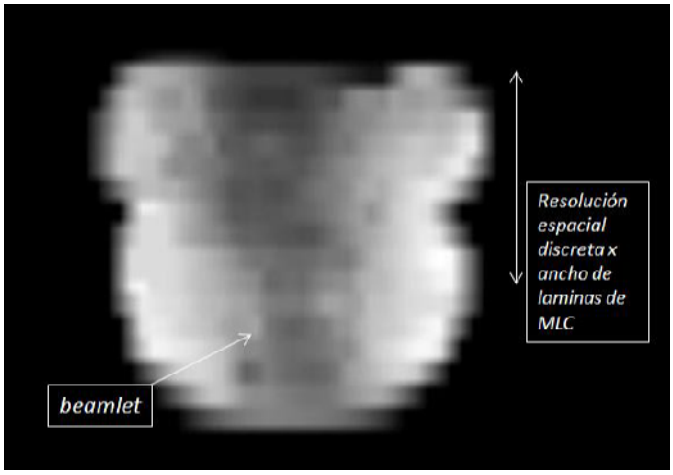


Figura 16. Patrón de intensidad típico en IMRT dMLC el cual tiene resolución espacial discreta en la dirección perpendicular al movimiento de las láminas. El beamlet de la figura es de 5x2.5mm^2 correspondiente a un MLC de ancho de lámina de 5mm y pasos de láminas de 2.5mm.

Un archivo de IMRT dMLC puede describirse como un conjunto de posiciones de láminas cada una de ellas en función de las UM acumuladas. Cada posición de lámina o puntos de control de un archivo de IMRT dinámico pueden pensarse como segmentos en semejanza con tratamientos de IMRT S&S. La cantidad de estos puntos de control son generados por el TPS para representar el tratamiento dinámico. En particular los archivos del sistema TPS CadPlan (Varian) poseían 320 segmentos y en el caso del TPS Eclipse estos pueden fijarse en un valor fijo (máximo 320) o depender de la complejidad del patrón de fluencia (por ejemplo entre 70 y 120 segmentos).

La correlación entre las posiciones de las láminas y UM acumuladas es una pieza clave en esta modalidad de tratamiento, la misma depende de la sincronización entre el controlador del MLC y la consola controladora del acelerador lineal con respecto a las UM totales entregadas y tasa de dosis. La comunicación entre la consola del MLC y el acelerador tiene un retraso típico de 50 msec, lo cual hace que la sincronización pueda tener un retraso que puede verse evidenciado si la tasa de dosis es alta y el haz tiene pocas UM.

Supongamos que consideramos dos láminas opuestas del MLC en un haz de IMRT dMLC y queremos analizar el patrón de movimiento de las mismas en ejes cartesianos donde la coordenada horizontal corresponde a la distancia de desplazamiento y la vertical al tiempo de irradiación, ver Figura 17. En este esquema el movimiento se restringe a una dirección, de izquierda a derecha.

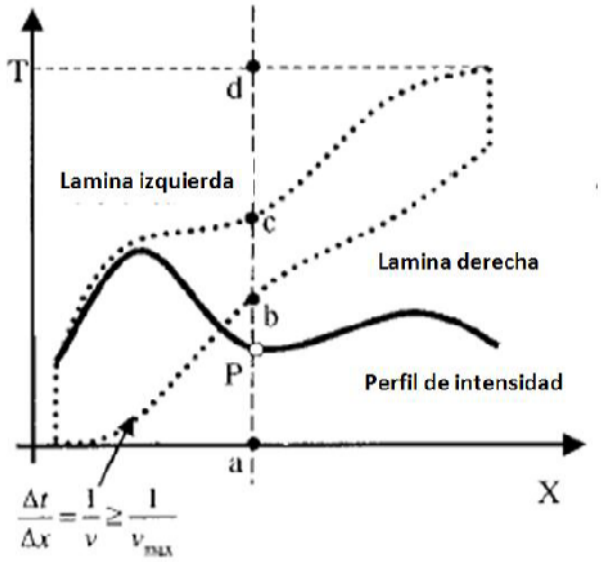


Figura 17. Esquema de movimiento de láminas opuestas en IMRT dMLC

Las líneas de puntos muestran la trayectoria de las láminas derecha e izquierda. Un punto "P" estará expuesto a radiación entre los puntos b y c. El intervalo de tiempo debajo de la lámina derecha y por encima de la lámina izquierda representa el tiempo que un punto permanecerá bloqueado por las láminas derecha e izquierda respectivamente. La pendiente $\Delta t/\Delta x$ a lo largo de la trayectoria de movimiento es la inversa de la velocidad. La máxima diferencia entre segmentos estará limitada por la velocidad máxima de las láminas y por la mínima tasa de dosis. Un aumento en la velocidad de movimientos de las láminas implica una disminución del tiempo.

Cada par de láminas tiene su propio perfil de intensidad, de allí la distancia de movimiento requerida para cada lámina es diferente dentro de un intervalo de UM. Para lograr obtener que todas las láminas se muevan a la posición deseada, tanto la tasa de dosis como la velocidad de movimiento debe ser variable. La velocidad de movimiento de cada par de láminas es diferente pero constante dentro de cada segmento. En relación a la tasa de dosis, el máximo valor es utilizado siempre que sea posible alcanzar una entrega eficiente; pero cuando la lámina debe moverse grandes distancias requiriendo superar la velocidad máxima la tasa de dosis debe ser reducida.

El sistema que calcula el movimiento de láminas (LMC) permite transformar una fluencia ideal en una fluencia real capaz de ser entregada mediante el MLC. El LMC genera el movimiento de láminas de forma tal de minimizar el tiempo total de tratamiento y disminuir la transmisión y fuga de las láminas. Para lograr este objetivo los pares de láminas que entreguen en su trayectoria bajas dosis deben permanecer debajo de los colimadores primarios hasta tanto se inicie su movimiento. El motivo de ello es que existe una mínima distancia entre láminas opuestas cerradas o *"minimum leaf gap",* y una separación dosimétrica efectiva entre láminas o *"dosimetric leaf gap".* Para el cálculo del movimiento de láminas es necesario tener en cuenta las limitaciones físicas del MLC en relación a la velocidad, *"minimum leaf gap"* y múltiples posiciones de carros para campos grandes. De allí la estrategia general empleada por el LMC contempla que

- Al inicio los pares de láminas se encuentren a la izquierda

- Pares de láminas que entreguen dosis importantes permanecen abiertas y aquellas que entreguen baja dosis permanecen cerradas bajos los colimadores primarios (*minimum leaf gap y dosimetric leaf separation*)
- Al final los pares de láminas se encuentran a la derecha del área a ser irradiada
- Al menos un par de láminas se mueve a máxima velocidad

Un arreglo unidimensional equi-espaciados de valores de intensidad o "beamlets" en la dirección de movimiento de un par de láminas se denomina fila o *"slice"*. De allí entonces un patrón de intensidad corresponderá a una matriz donde las filas serán los slice. A modo de ejemplo una matriz de fluencia de 5x3 correspondiente a 3 filas y 5 beamlets en cada una de ellas, tendrá una expresión similar a la expresada en la Tabla 1.

Fila 0	**0**	**0.5**	**1**	**0.6**	**0.8**
Fila 1	0.2	0.5	0.7	0.5	0.2
Fila 2	0	0	0.4	0.6	0.3

Tabla 1. Matriz de fluencia correspondiente a 3 arreglos unidimensionales de intensidad con valores de intensidad asociado a cada beamlet

Podemos definir entonces una variable a la que llamaremos complejidad de la fila (Σ) la cual será igual a la suma de los incrementos de variaciones de intensidad. De allí entonces en el valor de la complejidad solo serán consideradas las variaciones positivas de las intensidades, y donde la fila más compleja corresponde al par de láminas que se mueve a la máxima velocidad

$$\Sigma_{\text{Slice 0}} = 0.5 + 0.5 + 0.2 = 1.2$$
$$\Sigma_{\text{Slice 1}} = 0.2 + 0.3 + 0.2 = 0.7$$
$$\Sigma_{\text{Slice 2}} = 0.4 + 0.2 = 0.6 \qquad \text{Ec. 3}$$

El movimiento de las láminas derecha e izquierda correspondiente de la fila 0 para beamlet de de 2.5mm en la dirección de movimiento de las láminas, considerando un comportamiento lineal entre elementos de la matriz puede graficarse como en la Figura 18.

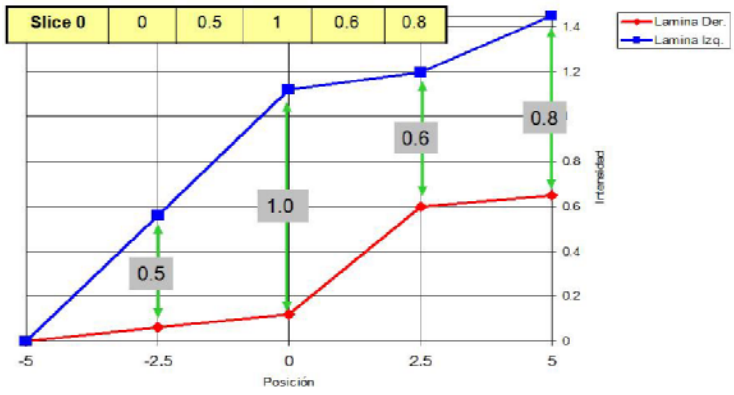
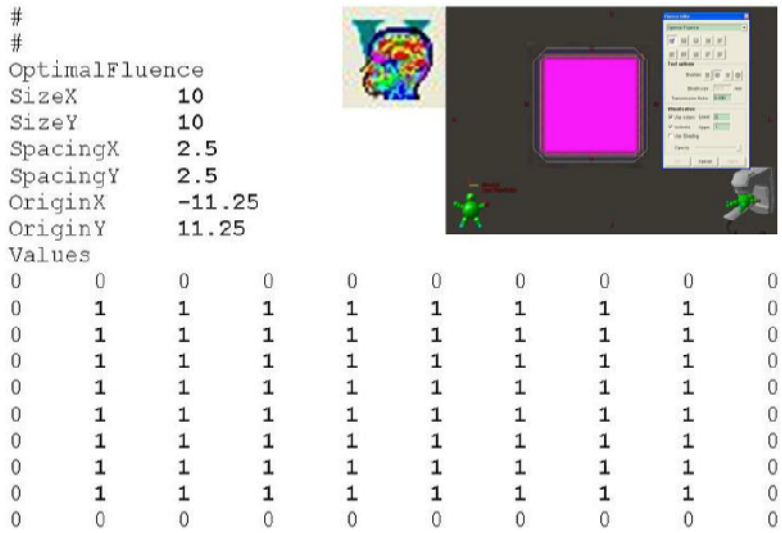


Figura 18. Movimiento de láminas derecha e izquierda correspondiente a un par de láminas de acuerdo al patrón unidimensional de intensidad de la fila 0.

La información de la fluencia correspondiente a un patrón óptimo de intensidad está representada por un archivo que contiene toda la información del mismo. En particular para el

TPS Eclipse v6.5 (Varian) este archivo contiene información sobre el numero de beamlets (elementos de fluencia) en la dirección X que corresponde al sentido de movimiento de las láminas (*Size X*), el numero de beamlets en la dirección Y perpendicular al movimiento de las láminas (*Size Y*), la resolución de los beamlets en la dirección X (*Spacing X*), la resolución de los beamlets en la dirección Y (*Spacing Y*), la localización del primer beamlet en la dirección X en relación al eje del campo (*Origin X*) y la localización del primer beamlet en la dirección Y en relación al eje del campo (*Origin Y*), ver Figura 19. Cada beamlet tendrá una intensidad entre 0 y 1.



```
#
#
OptimalFluence
SizeX        10
SizeY        10
SpacingX     2.5
SpacingY     2.5
OriginX      -11.25
OriginY      11.25
Values
0    0    0    0    0    0    0    0    0    0
0    1    1    1    1    1    1    1    1    0
0    1    1    1    1    1    1    1    1    0
0    1    1    1    1    1    1    1    1    0
0    1    1    1    1    1    1    1    1    0
0    1    1    1    1    1    1    1    1    0
0    1    1    1    1    1    1    1    1    0
0    1    1    1    1    1    1    1    1    0
0    1    1    1    1    1    1    1    1    0
0    0    0    0    0    0    0    0    0    0
```

Figura 19. Archivo de fluencia optima correspondiente a un campo de 20x20mm^2

La posición (X, Y) de cualquier elemento dentro de esta matriz está caracterizada por las siguientes ecuaciones

$$\text{Pos X} = \text{Origin X} + \text{Spacing X} * [(n-1) \bmod \text{Size X}]$$
$$\text{Pos Y} = \text{Origin Y} - \text{Spacing Y} * [(n-1) \operatorname{div} \text{Size X}] \qquad \text{Ec.4}$$

2.4 Comparaciones entre IMRT dinámico e IMRT Step&Shoot

Existe una gran discusión en relación a la ventajas y desventajas del uso de IMRT dinámico o IMRT step&shoot. Actualmente solo dos empresas ofrecen la posibilidad de realizar tratamientos de IMRT dMLC, BrainLAB (Alemania) y Varian (Palo Alto, CA, USA) en ambos casos mediante la utilización de un sistema de colimación terciario. Por otro lado Elekta (Inglaterra) y Siemens (Alemania) si bien sus sistemas son capaces técnicamente de realizar IMRT dMLC para uso clínico, comercialmente solo tienen disponible tratamientos de IMRT S&S. Existen un sinnúmero de argumentos de favor y en contra de uno y de otro modo de entrega de un tratamiento de IMRT y sin embargo al día de la fecha ambas modalidades de tratamiento subsisten debido a que no hay una ventaja clínica clara a favor de ninguna de ellas. Los que están a favor de IMRT S&S argumentan que los tratamientos de IMRT dMLC poseen:

- dificultades técnicas en la interface entre un MLC y el sistema de control de entrega de dosis del acelerador.
- limitaciones en la comunicación y tasa de muestreo.
- artefactos en la entrega de dosis con láminas que se mueven a alta velocidad.

Además los campos de IMRT S&S:

- son una extensión de campos conformados y por lo tanto más fáciles de entender
- no requieren control individual de velocidades de las láminas simplificando de esta forma los sistemas de control de calidad del MLC
- son fáciles de resumir en caso de que el tratamiento sea interrumpido
- menos demandantes en términos de control de calidad

Por otra parte, los que están a favor de los tratamientos de IMRT dMLC argumentan que:

- los perfiles de intensidad entregados se ajustan mejor a los perfiles deseados, preservando resolución espacial y de intensidad
- reducción de errores introducidos por IMRT S&S debido a la discretización de un perfil de intensidad continuo
- en los tratamientos de IMRT S&S un perfil deseado debe ser aproximado por niveles discretos (numero de niveles de intensidad y resolución espacial) que podrían conducir a una degradación de la distribución de dosis.
- La velocidad de la lámina agrega una grado de libertad adicional posibilitando que la fluencia deseada sea mejor reproducida. Bajo este concepto IMRT S&S es un IMRT dMLC con velocidad cero o infinito.

En el año 2001, Chui et al. (2001) [5] realizó un estudio tendiente a comparar ambas modalidades de tratamiento, con el estudio de 9 casos clínicos correspondiente a 3 tipos de tratamiento (próstata, nasofaringe y mama). Tomando en consideración el numero de niveles de intensidad y resolución espacial concluyeron que en general IMRT S&S con 5 a 10 niveles producen planes comparables a IMRT dMLC. Las UM son un 20% menos y los tiempos de tratamiento son aproximadamente el doble en IMRT S&S. Otro estudio realizado por Agazaryan et al (2002) [6] se evaluaron tratamientos con gatillado respiratorio y se concluyó que los tratamientos dinámicos producen errores de entrega de dosis mayores que en IMRT S&S.

Los argumentos a favor y en contra de IMRT dMLC o IMRT S&S son variados, sin embargo es claro que las diferencias a las que hacemos referencia son despreciables cuando comparamos los mismos con otros errores en Radioterapia. Ambas modalidades de IMRT han sido aplicadas con éxito clínico y ambas modalidades se han mostrado superiores en obtener distribuciones de dosis más conformadas para una gama de casos clínicos que las alcanzables con 3DCRT sin modulación.

En los últimos años se ha producido un aumento acelerado en el uso de IMRT en los países desarrollados así como en los en vía de desarrollo, motivados por razones dosimétricas, de prestigio y económicas. Sin embargo existe clara evidencia de que los tratamientos de IMRT no son siempre tan exactos como asumen los usuarios.

En el año 2008, el *Radiological Physics Center* (RPC, MD Anderson, TX, USA), presento los resultados de auditorías a 168 Instituciones en USA para tratamientos de IMRT de cabeza y cuello [7]. Dicha auditoria fue realizada sobre un fantoma antropomórfico de cabeza y cuello

con un criterio de aceptabilidad de variación en la dosis de 7% y distancia de coincidencia (DTA) 4mm (estos criterios son algo más relajados que los considerados clínicamente deseables). En este estudio se analizaron 212 irradiaciones de las cuales 168 irradiaciones pasaron el criterio de aceptabilidad, 59 no pasaron y solamente el 70% de los participantes pasaron la auditoria en la primera irradiación. Del análisis de las fallas, 37 fallaron en la dosis absoluta, 15 en el DTA y 15 en ambas. Este alarmante resultado indicó que existen errores en el proceso de comisionamiento de IMRT tanto del sistema de planificación como del sistema de entrega de radiación. Los autores concluyen que es necesario contar con recomendaciones para el proceso de comisionamiento de IMRT basado en MLC.

Es necesario entonces que el proceso de comisionamiento, la dosimetría, el control de calidad, la planificación, las distribuciones de dosis y los procesos de tratamiento para IMRT dinámico y secuencial sean analizados y comparados detalladamente. Las limitaciones, ventajas y desventajas de cada técnica de tratamiento así como la influencia de parámetros de configuración, tales como la tasa de dosis y exactitud necesaria en la dosimetría de campos pequeños deben ser minuciosamente analizadas.

3. Métodos y Materiales

En este trabajo se estudiaron y analizaron los Protocolos y Métodos existentes sobre implementación y control de calidad de IMRT. También se implementaron las recomendaciones y procedimientos de dichos documentos para IMRT dMLC e IMRT S&S.

En la implementación se utilizaron diferentes herramientas de hardware y software existentes y en casos específicos se diseñaron y desarrollaron sistemas propios con el objeto de mejorar los sistemas existentes. Los diferentes parámetros físicos que afectan al proceso de IMRT fueron analizados y se estudio el impacto de variaciones de estos parámetros sobre la implementación, control de calidad y resultado de planificaciones de IMRT.

Para IMRT dMLC se utilizó un haz de 6MV generado por un acelerador lineal Clinac 21EX equipado con un MLC Millenium de 120 láminas (*Varian Medical System*, Inc. Palo Alto, CA, USA). Se utilizo el sistema de planificación (TPS) Eclipse v8 (Varian), con algoritmo de cálculo de dosis de pencil beam (PB) y analítico anisotrópico (AAA). Este trabajo fue realizado en la Pontificia Universidad Católica de Chile. Para IMRT S&S se utilizo un haz de 6MV de un acelerador lineal Primus equipado con un MLC Optifocus de 82 láminas (Siemens). Se utilizo un TPS KonRAD v2.2.23 (Siemens) con algoritmo de cálculo de Pencil Beam (PB). Este trabajo fue realizado en el Instituto de Radioterapia de Córdoba.

Para sistemas de medición se utilizaron diferentes equipos. Entre ellos un fantoma computarizado *3D Blue Phantom Wellhofer* (IBA, Alemania) y *Mephysto* (PTW, Alemania), cámaras de ionización, diodos semiconductores, arreglos 2D de cámaras de ionización, dosimetría fílmica y TLD. Se utilizaron fantomas de diferentes composiciones. Entre ellos, fantomas de agua solida y acrílico, fantoma de cráneo, etc. En el desarrollo del trabajo se detallan los equipamientos específicos utilizados en cada experimento.

En base a los estudios en este trabajo se propusieron tests de control de calidad para todo tipo de sistemas de MLC. Para los estudios de control de calidad de los MLC se desarrollo un método de medición basado en el efecto dosimétrico de irradiación de volumen parcial, implementado con software desarrollado en MatLAB y aplicado específicamente para un arreglo de cámaras de ionización 2D (PTW 729). Este método esta detallado en la publicación en el Apéndice 1.

Para la comparación clínica de tratamientos de IMRT se seleccionaron casos de cáncer de próstata y de “cabeza y cuello”, los cuales corresponden a los tratamientos más frecuentes con IMRT. En la planificación de estos tratamientos se utilizaron, además de los ya detallados, otros TPS, sistemas de colimación y modalidades de IMRT, algunos de estos en colaboración con otros Centros de Radioterapia. Para IMRT S&S se utilizaron adicionalmente los TPS iPlan (BrainLAB, Alemania), PCRT3D (Técnicas Radiofísicas, España), Eclipse v8 (Varian, USA) y planificación con sistema MLC de mayor resolución Moduleaf (Siemens) con TPS iPlan. Las otras modalidades de IMRT incluidas fueron Tomotherapy (USA) y RapidARC (Brasil).

Para el control de calidad de los planes paciente especifico, se diseñaron y construyeron fantomas dedicados a simular las condiciones clínicas. Para las mediciones y comparaciones de distribuciones de dosis de campos individuales se desarrollo software de convolución de la distribución calculada con la respuesta espacial del detector del arreglo de cameras de ionización 2D.

Los resultados de cada sección de este trabajo están incluidos en cada uno de sus capítulos.

4. Revisión de los sistemas de colimación multihojas (MLC) y sus procedimientos de calibración

4.1 Descripción de los sistemas existentes

La utilización de MLC en radioterapia se ha incrementado en los últimos años hasta convertirse en la actualidad en un estándar.

La utilización de MLC en radioterapia tiene por objeto el reemplazo de los bloques de protección en 3DCRT, la conformación del campo de radiación en forma dinámica (DCRT) y/o la modulación de la intensidad para IMRT.

La utilización de un MLC nos permite la realización de tratamientos de 3DCRT con campos fijos o utilizando múltiples formas de campos o segmentos. Todo este proceso es controlado por un sistema de control de MLC en forma automática. También es posible la realización de tratamientos con modificación continua de la forma del campo ajustándose a la proyección del volumen de tratamiento de acuerdo al ángulo de gantry, colimador o mesa utilizada (BEV, *"beam-eye view"),* conocido por la sigla DCRT.

La utilización de MLC en el reemplazo de bloques de protección en 3DCRT tiene importantes ventajas relacionadas con ahorro de tiempo de fabricación, no manipulación de materiales tóxicos (Pb, Cd, Bi y Telgorpor), evitar peligro en la manipulación de protecciones pesadas, almacenamiento, facilidad en la modificación de protecciones, aumento en la eficiencia en la entrega de tratamientos evitando reiteradas entradas a la sala de tratamiento, aumento en la distancia libre entre el cabezal y el colimador, disminución de la dosis por dispersión en el porta bandeja y posibilidad de aumento en el número de pacientes tratados. Sin embargo, aun con esta tecnología disponibles, muchos piensan que las actuales generaciones de MLC no son adecuados y que la conformación y modulación de intensidad de campos debe seguir siendo realizada con bloques o filtros compensadores.

Las ventajas de los bloques pueden resumirse en la posibilidad de total focalización al blanco, no existe compromiso en la forma del volumen de tratamiento, no posee pasos discretos, no genera procedimientos extras de control de calidad, no hay un incremento en la forma de la penumbra ni hay limitación en el tamaño de campo y la modulación de intensidad es totalmente continua.

El aumento de la penumbra generada por campos conformados simples con MLC (ancho de láminas de 1cm y 0.5cm) en relación a bloques de cerrobend depende del ángulo de la protección y ha sido estudiado [8], ver Figura 20.

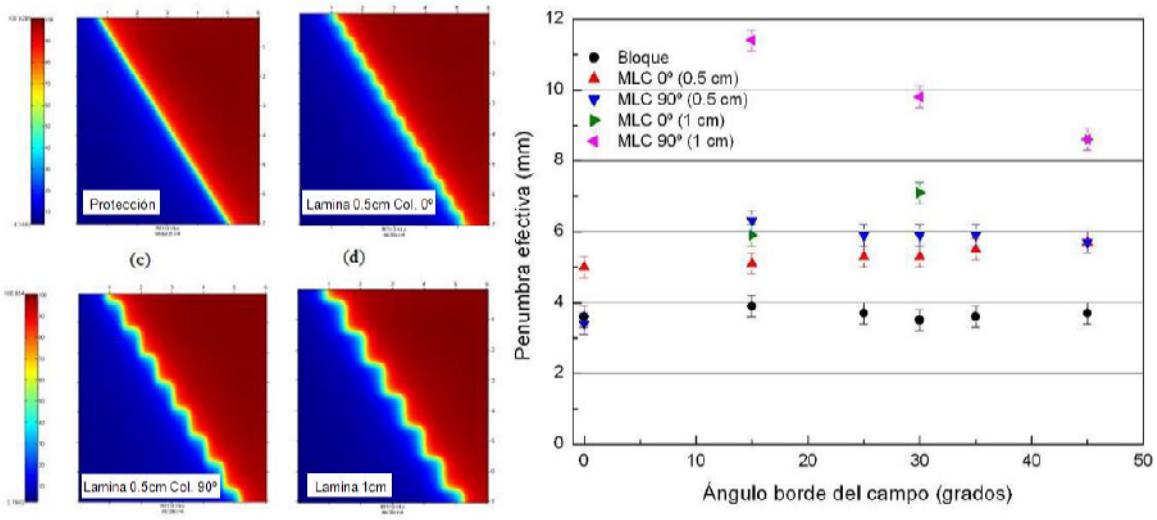


Figura 20. Izquierda: comparación entre distribuciones de dosis de campos conformados con bloque de cerrobend, láminas de 0.5cm con colimador a 0º y 90º y láminas de 1cm. Derecha: aumento del tamaño de la penumbra para campos conformados con ángulos entre 0º y 45º.

La unidad básica de un MLC es la lámina, Figura 21, la cual fue diseñada con el objeto de proveer un aceptable nivel de atenuación, ser capaz de conformar distintos tamaños de campo y estar integrado al resto del sistema de colimación del equipo de tratamiento.

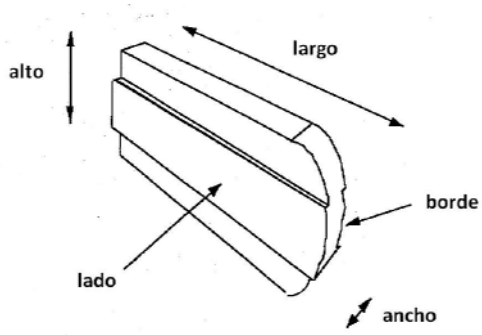


Figura 21. Figura esquemática de una lámina de un MLC con sus terminologías. La figura representa una lámina de borde curvo y lado escalonado

Los diferentes diseños disponibles comercialmente de MLC pueden clasificarse de acuerdo si los mismos reemplazan los diafragmas superiores (Elekta), los inferiores (Siemens, Scanditronix, GE) o forman parte de una colimación terciaria (Varian, BrainLAB, Siemens y otros micros MLC). Ventajas y desventajas sobre la posición del MLC respecto al paciente han sido analizadas por J. Galvin [9].

Los bordes de las láminas pueden ser redondeados con focalización simple (movimiento de láminas perpendicular al eje del colimador en línea recta) o rectos con doble focalización (movimiento en arco siguiendo la divergencia del haz), ver Figura 22. En el caso de láminas con borde redondeados el campo lumínico será levemente mayor al campo radiante, efecto que deberá ser considerado como una separación dosimétrica efectiva.

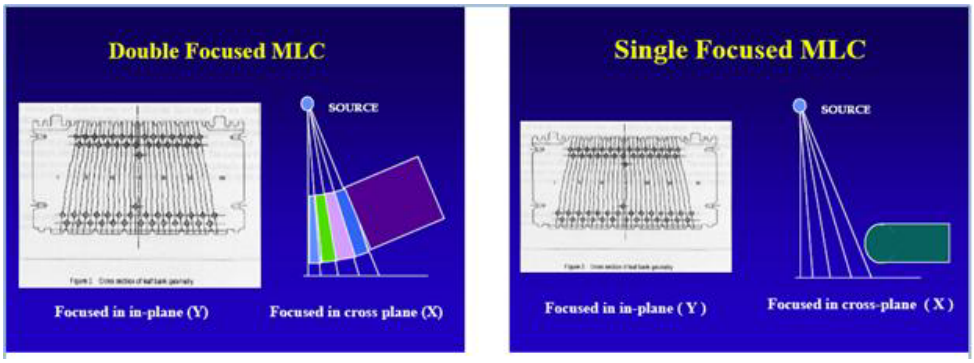


Figura 22. Diseño de borde de lámina con simple y doble focalización, P. Xia, AAPM 2008

Los lados de las láminas pueden tener diferentes diseños, Figura 23, tendientes a disminuir la transmisión de dosis entre láminas. La unión de campos entre lados de láminas opuestas del MLC genera una disminución de la dosis, efecto conocido como *"tongue and groove"*.

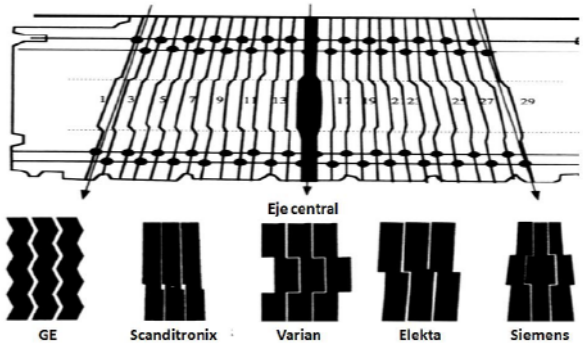


Figura 23. Diferentes diseños de lado de láminas disponibles comercialmente, los cuales buscan disminuir la transmisión entre láminas.

Otras características de los MLC que deben ser consideradas son su transmisión, tamaño y numero de láminas, tamaño de campo máximo conformado, tamaño de campo máximo con intensidad modulada, recorrido, tipo de enfrentamiento entre láminas, distancia libre entre cabeza e isocentro, distancia entre el blanco y la lámina, mecanismo de posicionamiento, exactitud de posicionamiento, restricciones en el posicionamiento y velocidad de movimiento.

4.1.1 MLC con reemplazo de colimadores superiores. Elekta MLCi2

Numerosos trabajos [(10), (11), (12)] han sido publicados en la literatura sobre el funcionamiento, características técnicas y propiedades dosimétricas del MLC con reemplazo de colimadores superiores; diseñado originalmente por Philips, actualmente Elekta. Este sistema ha sido pensado para producir haces conformados simples o complejos sin ningún compromiso en el uso del acelerador para terapia de rayos X o electrones. El colimador con MLC es directamente un reemplazo del colimador superiores convencional manteniendo todas sus características externas, ver Figura 24. En la dirección Y *(crossplane)* el tamaño de campo está definido por las láminas. En el eje X *(inplane)* el campo está definido por los diafragmas convencionales. Existen además colimadores de back-up los cuales se mueven linealmente debajo de las láminas diseñados para reducir la transmisión entre ellas.

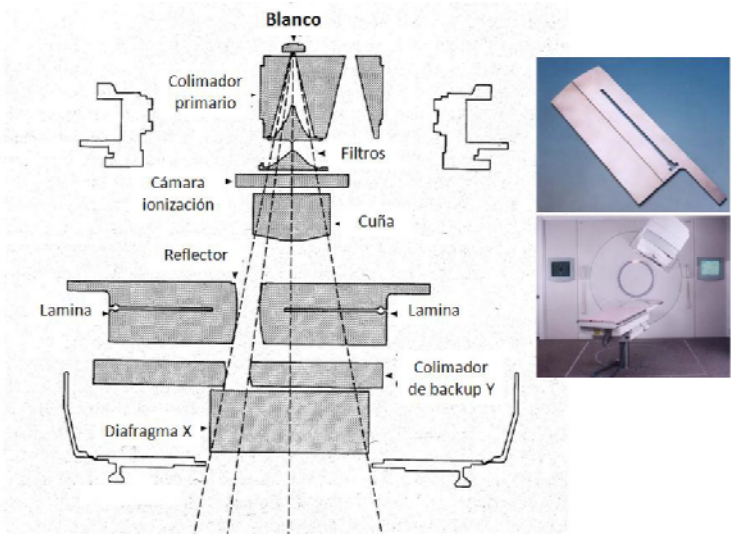


Figura 24. Representación gráfica de la posición del MLC en el colimador de un linac Elekta. Foto de la lámina y linac Precise.

Algunas de las principales características mecánicas del mismo se resumen en la siguiente Tabla 2

Fabricante	Numero de láminas (Modelo)	Espesor de láminas	Distancia isocentro (porta bandeja)	Alto de lámina	Tamaño de campo máxima	Tamaño de campo máximo IMRT	Precisión de posición	Rango de movimiento
Elekta	80 (MLCi2)	1cm	45cm (35.3cm)	7.5cm	40x40cm^2	40x40cm^2	0.01cm	+20cm -12.5cm

Tabla 2. Características mecánicas MLC Elekta.

El sistema de control de posición de las láminas está formado por un servo mecanismo que utiliza una técnica video-óptica. Esta censa la posición de cada lámina cuando son movidas por motores de corriente continua (DC) en forma independiente. Dado que las láminas no están focalizadas, las mismas se mueven en dirección perpendicular al eje del colimador con borde curvo. La curvatura de las láminas está determinada por el ángulo de divergencia del haz en los extremos de su posición, su altura y el porcentaje de transmisión elegido. La curvatura de la lámina produce una falta de linealidad entre el borde radiante del campo y la posición de las mismas, lo cual genera la necesidad de una tabla de corrección de posición y causa una degradación de la penumbra comparada a colimación convencional de 1.5mm aproximadamente. La distancia mínima entre láminas enfrentadas es de 1cm y no está permitida la inter digitación de láminas. Los valores de transmisión promedio de dosis para haces de 6MV y campo de 10x10cm^2 (7), son de 1.8% y 2% respectivamente, 11% para el colimador de backup solo, <0.5% para las láminas mas el colimador de backup, entre 4 y 4.5% entre láminas y entre 50-60% entre láminas enfrentadas. La reproducibilidad en el posicionamiento de las láminas, medido para distintos ángulos de gantry, incrementando y reduciendo el tamaño de campo produce un error menor a 0.5mm y no mayor a 0.75mm. En la comparación para un linac Elekta con sistema de colimación convencional respecto a un colimador con MLC se puede ver que la diferencias de calidad del haz medida con el porcentaje de dosis en profundidad es menor al 3% y no se modifica el rendimiento.

Este MLC presenta sus mayores problemas de funcionamiento en relación al sistema óptico de posicionamiento el cual ha ido evolucionando en los últimos años disminuyendo el tiempo de parada del equipo en relación al MLC.

La calibración de la posición de las láminas se inicia con una comprobación de la posición de los reflectores de referencia ubicados en la parte superior de la lámina de referencia (numero 20). Luego se procede a un ajuste de las líneas de video y posteriormente la determinación de los desplazamientos de cada una de las láminas respecto a la de referencia, ver Figura 25.

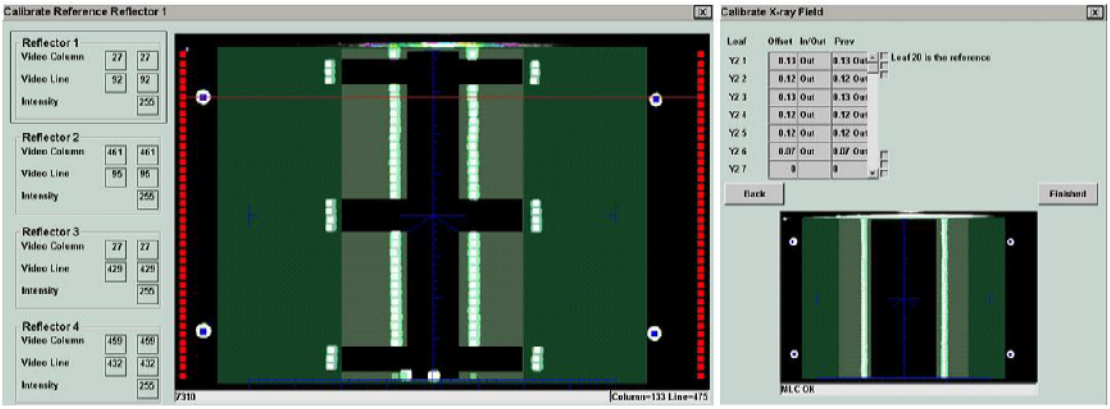


Figura 25. Software de calibración de posición de láminas. Izquierda: calibración de reflector de referencia. Derecha: determinación de desplazamientos (offset) de cada lámina respecto a la referencia.

4.1.2 MLC con reemplazo de colimadores inferiores. Siemens Optifocus 82.

La modalidad de reemplazo de colimadores inferiores fue implementada en aceleradores lineales General Electric (GE) [13], Scanditronix [14] y Siemens [15]. En particular analizaremos las características técnicas y dosimétricas del modelo Optifocus de 82 láminas. Este MLC es doblemente focalizado, es decir que las láminas con borde plano se mueven en un arco circular siguiendo la divergencia del haz en todas sus posiciones, ver Figura 26.

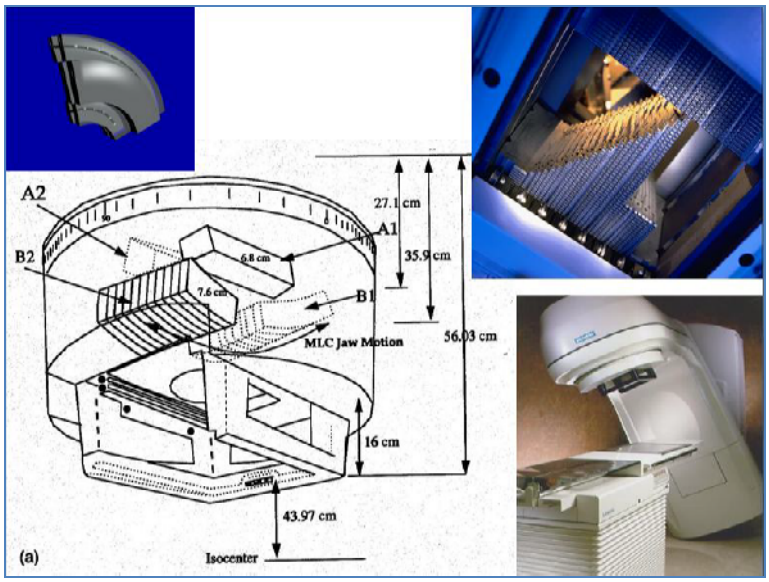


Figura 26. Representación grafica de la posición del MLC en el colimador de un linac Siemens. Foto de la lámina y linac Primus.

Este MLC provee un campo máximo conformado de 40x40cm^2 con ancho de láminas proyectado en el isocentro de 1cm. Las láminas están provistas con un sistema de bolillos para evitar la fricción en sus movimientos y no existe ninguna vinculación entre ellas. Algunas de las principales características mecánicas del mismo se resumen en la siguiente Tabla 3. Dado que el portabandeja es parte del diseño del cabezal y no puede ser retirado, el espacio libre al isocentro es de 43cm.

Fabricante	Numero de láminas (Modelo)	Espesor de láminas	Distancia isocentro (porta bandeja)	Alto de lámina	Tamaño de campo máxima	Tamaño de campo máximo IMRT	Precisión de posición	Rango de movimiento
Siemens (Toshiba)	82 (Optifocus)	1cm	43cm (43cm)	7.6cm	40x40cm^2	40x20cm^2	0.1cm	+20cm -10cm

Tabla 3. Características mecánicas MLC Optifocus 82, Siemens.

El sistema de control de posición de las láminas utiliza dos sensores de posición, un potenciómetro y un encoder relativo. El potenciómetro tiene un valor absoluto para determinar la posición de la lámina y el encoder es relativo y se inicializa cada vez que el MLC es encendido. Dado que la posición del encoder es cercana a la lámina este tiene una alta tasa de muestreo. El muestreo en el encoder es cada 20ms y en el potenciómetro cada 100ms. El valor del encoder es utilizado para operación normal y el del potenciómetro es utilizado como un sensor secundario, ver Figura 27

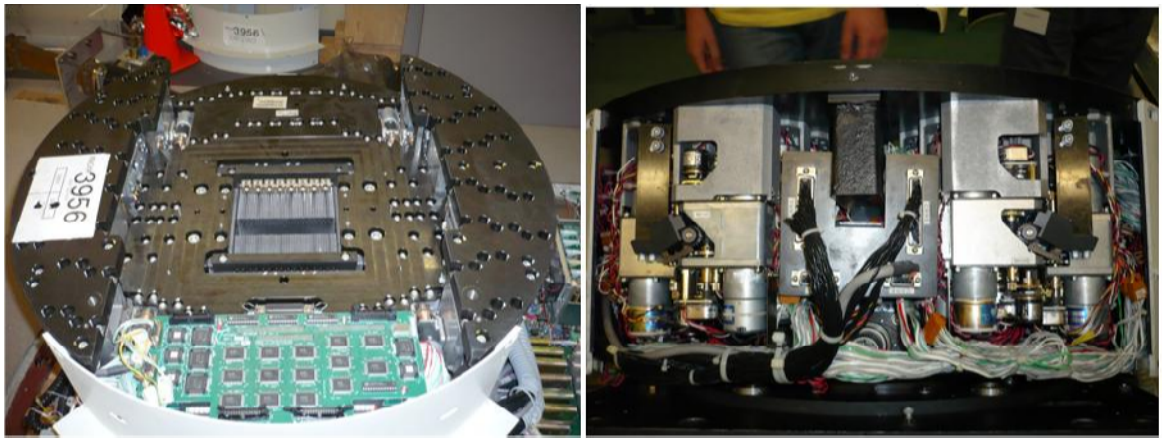


Figura 27. Componentes electrónicos presentes en MLC Optifocus 82, Siemens.

Los estudios dosimétricos en este tipo de MLC no evidencian ningún cambio comparado a colimadores convencionales en relación a factores de campo totales y de colimador (variación de factores de campo <1% para 6MV), porcentaje de dosis en profundidad (Δ<0.5% para 6MV) y penumbra (Δ<0.5% para 6MV). Los valores de transmisión promedio para 6MV son de 1%, para 10MV son de 1.2% aproximadamente y menores a 1.5% entre láminas.

La calibración del MLC es un procedimiento óptico y consiste en el posicionamiento de cada lámina (lado X1 y X2) sobre una plantilla en 4 puntos de referencia: 0, +20cm, +10cm y -10cm respecto al eje del colimador. Durante un proceso de calibración del MLC la falta de alineación es visualmente detectable mediante la luz de campo proyectada sobre la plantilla de calibración, ver Figura 28.

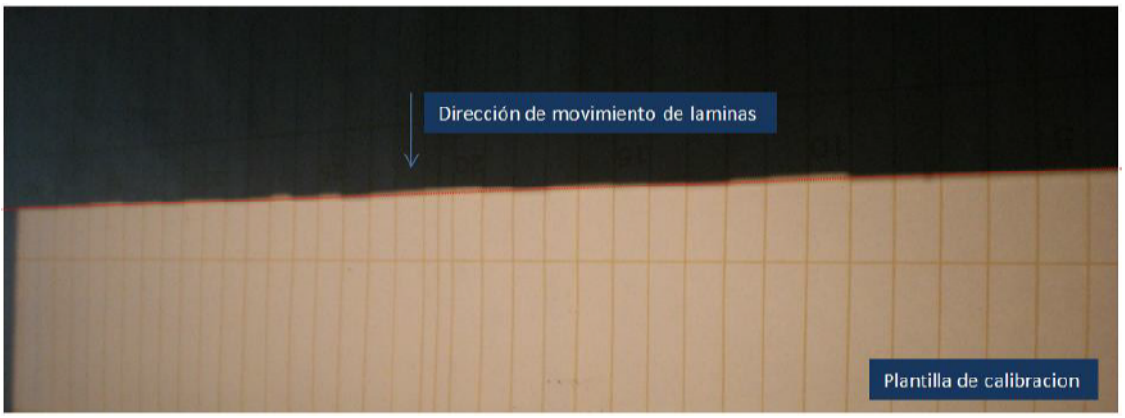


Figura 28. Proyección de luz de campo sobre plantilla de calibración de MLC Optifocus 82, Siemens.

Para la calibración del MLC se utiliza una computadora conectada a la unidad de control del MLC la cual tiene un software (EPAC, Figura 29) que permite la selección, movimiento y captura de cada posición de las láminas. Si bien se utilizan 4 puntos de calibración de las láminas, el sistema puede utilizar 4, 7 o 13 puntos para minimizar de la falta de linealidad de los potenciómetros. El sistema también permite la utilización de un segundo software (*MLC Check Tool)* el cual permite entre otras funciones el desplazamiento completo del banco de láminas distancias conocidas *(offset)*.

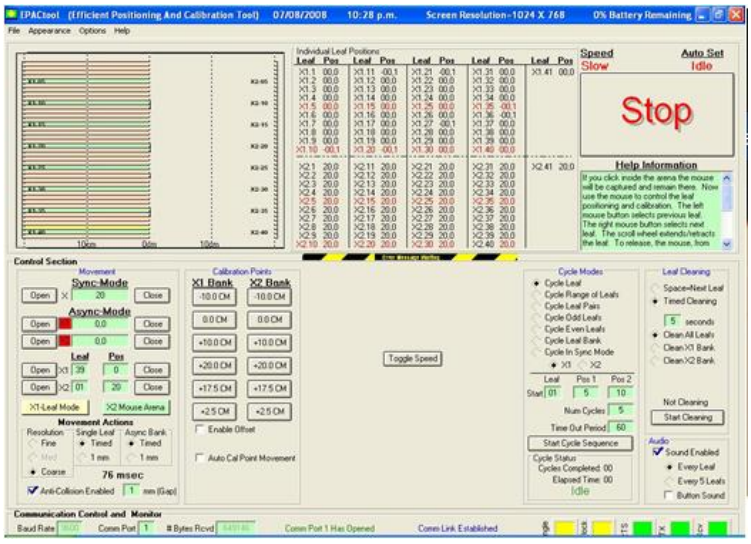


Figura 29. Pantalla de software EPAC de calibración de posición de láminas del MLC Optifocus 82, Siemens.

4.1.3 MLC terciario. Varian Millenium 120

Entre los sistemas MLC de colimación terciaria debemos diferenciar entre los MLC y micro MLC. En relación a los MLC tenemos MLC160 Artiste u Oncor (Siemens), MLC 120HD Novalis (BrainLAB) y los modelos Millenium 80 y 120 (Varian). En este trabajo nos referiremos al modelo Millenium 120. Numerosos trabajos han sido publicados en la literatura en relación a los MLC tipo Millenium y su predecesor Mark I y Mark II [(16), (17), (18), (19)]. En el diseño de este MLC incluyeron condiciones de que este sea ubicado debajo del colimador convencional existente, que sea capaz de reemplazar protecciones convencionales y hacer tratamientos dinámicos,

que tenga la capacidad de retraerse completamente en caso de falla y que tenga un diseño simple de movimiento lineal.

Las láminas se mueven en forma perpendicular al eje del haz y poseen bordes con dos porciones planas. La tangente de la superficie de las láminas es aproximadamente 8º lo cual corresponde aproximadamente al ángulo desde el blanco a un punto situado a 14cm del eje central a una distancia fuentes superficie (SSD) de 100cm. La posición de este MLC en relación a los sistemas de colimación primarios puede verse en la Figura 30.

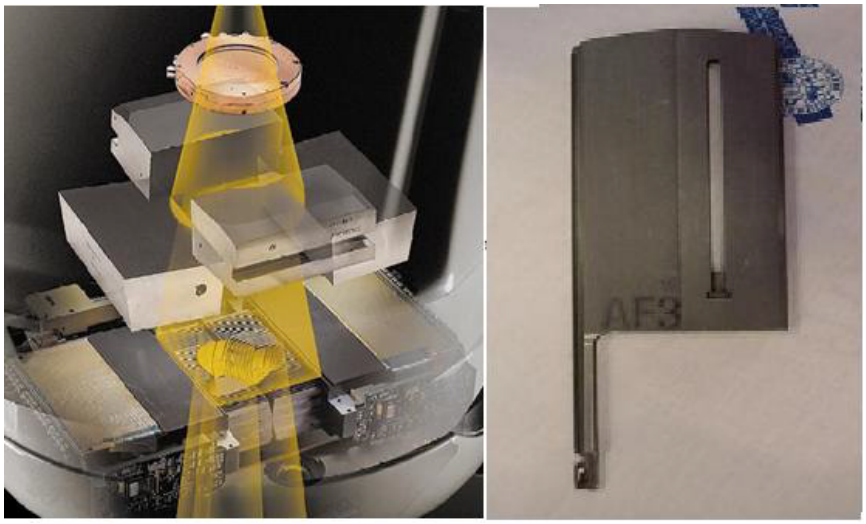


Figura 30. Izquierda: posición de láminas de MLC Millenium 120 en relación a colimadores principales. Derecha: lámina con borde cuasi redondeado

El MLC Millenium 120 posee 40 pares de láminas centrales de 0.5cm de ancho y 10 pares de láminas a cada lado de 1cm de ancho a la distancia del isocentro. Algunas de las principales características mecánicas del mismo se resumen en la siguiente Tabla 4.

Fabricante	Numero de láminas (Modelo)	Espesor de láminas	Distancia isocentro (porta bandeja)	Alto de lámina	Tamaño de campo máximo	Tamaño de campo máximo IMRT	Precisión de posición	Rango de movimiento
Varian	120 (Millenium)	0.5cm y 1cm	42cm (35cm)	6.13 cm	$40x40cm^2$	$40x32cm^2$	0.01cm	+20cm -20cm

Tabla 4. Características mecánicas MLC Millenium, Varian

Cada lámina está conectada al motor a través de una tuerca plástica, un tornillo sin fin y un resorte metálico. El diseño de los mismos difiere en tamaño para láminas de proyección de 1cm o 0.5cm, ver Figura 31.

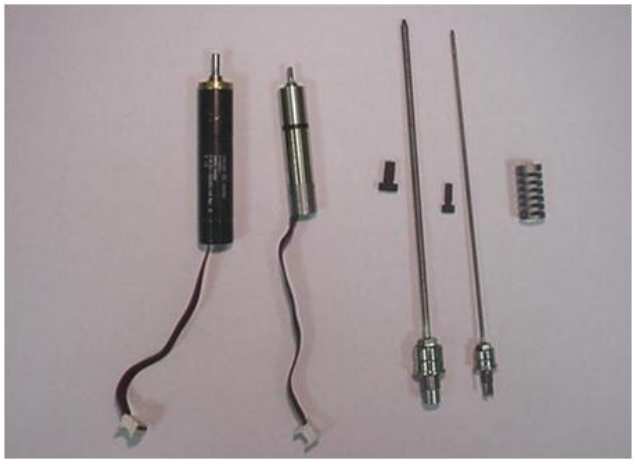


Figura 31. Motores, tuercas plásticas, tornillos sin fin y resortes son las componentes necesarias para el movimiento de las láminas del MLC Millenium, Varian.

Las láminas están montadas sobre un carro que debe desplazarse cuando la máxima distancia entre láminas adyacentes supera los 14.5cm. Estos carros se mueven mediante unos motores que trasmiten su movimiento a través de tornillos paralelos al mismo. Cada lámina posee un motor con un encoder que determina posición de la misma la cual es verificada por un sistema secundario que consiste en una bolilla plástica sobre un resorte, la cual genera una presión en un potenciómetro lineal por encima de la misma (*soft pot*), ver Figura 32.

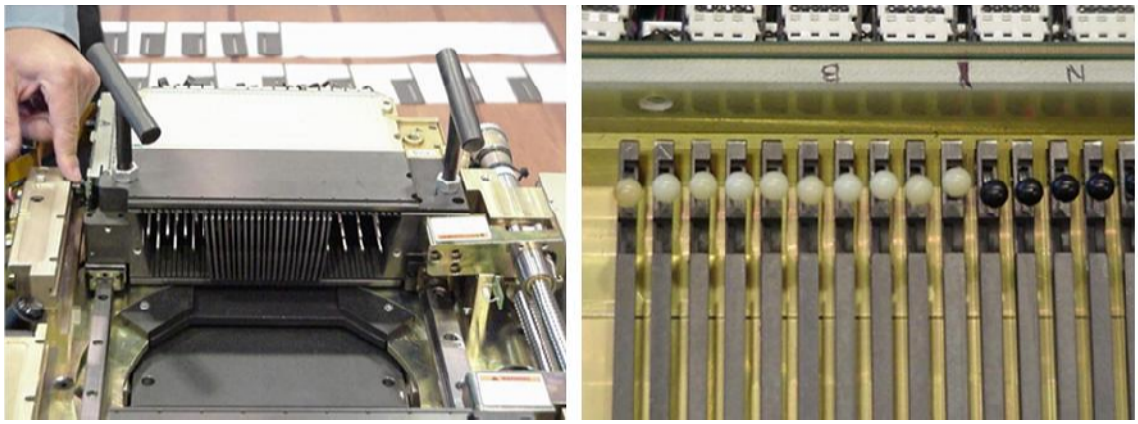


Figura 32. Izquierda: carros donde están montadas las láminas. Derecha: sistema de verificación de posición secundario de láminas

Trabajos previos de comparación de parámetros dosimétricos de aceleradores lineales Varian con colimador convencional divergente y MLC con láminas redondeadas encontraron que: el aumento del ancho de la penumbra es de aproximadamente 1mm y este es independiente de la posición de la lámina respecto al eje del colimador, que los tamaños de penumbra de ambos lados de las láminas son equivalentes y que la curvas de PDD tienen una variación < 1%. Los valores de transmisión promedio están entre 1.5% y 2.5%, transmisión máxima entre láminas entre 2% y 3.5% y transmisión entre láminas enfrentadas entre 12% y 28%.

La calibración de la posición de las láminas del MLC se realiza utilizando una herramienta metálica, la cual fija mediante pernos al colimador quedando en una posición perpendicular al movimiento de las mismas. Mediante una plancha de sondeo de espesor conocido (*"feeler gauge")* se verifica la distancia de la lámina respecto a la herramienta así como la inclinación

del banco de láminas, ver Figura 33. Un software de calibración permite corregir estos parámetros. Cada vez que MLC es encendido o durante su inicialización la posición de las láminas es calibrada verificando el cruce de un haz de luz infrarroja (en una posición de referencia) para cada lámina con un movimiento de la misma cercano a su posición de máxima extensión.



Figura 33. Izquierda: herramienta de calibración de láminas en MLC Millenium, Varian fija al colimador. Derecha: herramienta de calibración de láminas junto con plancha de sondeo

Una vez realizada la calibración de las láminas un desplazamiento en bloque o inclinación de las mismas es posible a través de la utilización de un software que forma parte del sistema de control del MLC.

5. Control de calidad (QA) de sistemas MLC

5.1 Compilación de procedimientos de QA

En este trabajo se realizó una revisión de los métodos y procedimientos de controles de calidad del MLC en la literatura de publicaciones científicas, protocolos internacionales, recomendaciones de los fabricantes y recomendaciones de profesionales en el campo. Este capítulo resume y sintetiza toda esta información. Las recomendaciones realizadas aquí fueron aplicadas a varios modelos de MLC.

La componente principal para el control de calidad de un equipo de tratamiento en IMRT corresponde al control del MLC. El control de calidad del MLC debe considerar aspectos dosimétricos, mecánicos y de seguridad. En particular cada uno de los mismos debe considerar aspectos particulares tal como se detalla a continuación.

- Dosimétricos
    - Transmisión en las láminas
    - Penumbra del MLC
    - Rendimiento dinámico
- Mecánicos
    - Exactitud en el posicionamiento de las láminas
    - Alineación de las láminas respecto a los ejes principales del haz (gantry y colimador)
    - Ortogonalidad de láminas respecto a diafragmas
    - Correspondencia entre campo luminoso y radiante
    - Velocidad de movimiento de láminas (dIMRT especifico)
    - Control de posición de láminas por digitalizador
- Seguridad
    - Verificación de sistema de registro y verificación
    - Control de enclavamientos

Numerosos artículos [20], [21], [22], [23], [24] han estudiado los aspectos relacionados al control de calidad de los MLC y consecuencia de los mismos, diversas Asociaciones de Física Médica [25], [26], [27], [28] han propuesto Protocolos de control de calidad de esta tecnología. Los Tests y tolerancias realizados a un sistema MLC dependen del tipo de tratamientos para el cual va a ser utilizado y por lo general los estudios antes señalados están orientados a la utilización de los mismos como reemplazo de bloques conformadores para 3DCRT.

Los distintos aspectos involucrados en el control de calidad de un MLC publicados en los diversos Protocolos internacionales han sido analizados en este trabajo. El mismo está siendo considerado para ser incluido en la Actualización del TecDoc 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)

5.2 Diseño de Protocolo y procedimientos de control de calidad de MLC.

Este capítulo establece los controles del MLC, frecuencias (diaria, mensual y anual) así como un control paciente específico. También se establecen pruebas de seguridad, mecánicas y dosimétricas y se detallan las tolerancias correspondientes, Tabla 5. Cada test desarrollado incluye los métodos, materiales, tolerancias y resultados de su aplicación en este trabajo como ejemplo.

Frecuencia	Prueba	Tolerancia
Para cada paciente	**Seguridad**	
	Comprobación del sistema R&V	Funcional
	Mecánico	
	Comprobación de la forma de campo	2 mm
Diario	**Mecánico**	
	Exactitud óptica de posicionamiento de láminas	2 mm
Mensual	**Seguridad**	
	Comprobación de enclavamientos (clínico)	Funcional
	Mecánico	
	Exactitud de posicionamiento de láminas	1 mm (SRS mMLC 0.5mm)
	Alineación óptica de láminas respecto a ejes principales del campo	1 mm
	Correspondencia campo luminoso y radiación	2 mm
	Velocidad de movimiento de láminas	2%
	Control de digitalizador	2 mm
Anual	**Mecánico**	
	Centrado del MLC respecto al eje del colimador	1 mm
	Centrado del MLC respecto al eje del brazo	1 mm
	Ortogonalidad de láminas respecto a colimadores	0.5º
	Dosimétrico	
	Transmisión de láminas	5% (máximo)
	Variación de la penumbra del MLC	< 1.5 mm

Tabla 5. Protocolo propuesto de control de calidad de MLC

5.2.1 Pruebas de funcionamiento y seguridad

5.2.1.1 Seguridad

Objetivo: El objetivo de esta prueba es verificar el correcto funcionamiento de los sistemas de software y hardware que controlan la posición de las láminas en el acelerador.

Método:

- Verificar que la falta de comunicación entre el MLC y acelerador inhibe la irradiación. Para esta prueba es necesario cortar la comunicación entre el MLC y el acelerador.
- Verificar que cuando el sistema MLC no está en modo tratamiento es imposible administrar una irradiación con láminas. Para esto deberá colocarse el MLC en modo de servicio.
- Verificar que la posición de las mandíbulas mostrada en el ordenador de control asegura una cobertura de las láminas
- Verificar que la presencia de una lámina en el campo cuando el MLC está en posición estacionario corta la irradiación. Se deberá colocar el MLC en condición estacionaria y verificar que las láminas se retraigan.
- Verificar en la unidad de tratamiento que el campo coincide con el creado por el sistema de conformación con láminas (TPS u otro). Se utilizara una plantilla con forma de campo conocida.
- Verificar que se inhibe la irradiación en campos de electrones con MLC. Se colocara un cono de electrones y se verificara que el MLC se retraiga no interponiéndose en el haz de electrones.

Tolerancia: Funcional

5.2.1.2 Comprobación del sistema de registro y verificación (R&V)

Durante el proceso de comisionamiento de un MLC es necesario comprobar que los sistemas de registro y verificación (R&V) cumplen con los estándares internacionales de seguridad para los equipos médicos (IEC 62274*, Medical electrical equipment - Safety of radiotherapy record and verify systems).* Esto está íntimamente relacionado con los aspectos de seguridad de uso de los MLC.

Objetivo: El objetivo de esta prueba es el de verificar las vías de transferencia según las cuales las posiciones de las láminas son transferidas al sistema de control del acelerador. Todo software utilizado para crear formas irregulares de campos (TPS, sistema de control independiente y digitalizador) debe ser verificado. Una vez definida la forma de campo a verificar esta debe ser impresa y verificar la proyección de la luz de campos sobre la plantilla. Para cada paciente cada forma de campo individual debe ser verificada antes de iniciar tratamiento.

Método:

- Generar formas de campo irregulares con MLC
- Transferirlas a la consola de tratamiento mediante el sistema de R&V
- Verificar la coincidencia de la forma de campos definida por la luz del sistema de colimación con su correspondiente plantilla impresa

Tolerancia: Diferencia entre campo de la plantilla impresa y campo lumínico < 2mm

5.2.2 Pruebas Mecánicas

5.2.2.1 Exactitud óptica de posición de las láminas

Objetivo: El objetivo de esta prueba es verificar la proyección de posiciones de las láminas lumínicamente. Esta prueba se debe realizar con una frecuencia diaria sobre una plantilla patrón, impresa, que incluya todas las láminas del MLC. En la Figura 34 se muestra un ejemplo de plantilla patrón donde todas las láminas pueden ser controladas al mismo tiempo. El patrón utilizado incluye el posicionamiento de láminas en 3 posiciones que se repiten a lo largo de todo el banco de láminas; el banco opuesto tiene un patrón similar en posiciones pero desfasado para una mejor visualización. Es conveniente que las láminas no estén en su posición de máxima extensión para evitar errores de proyección generados por los colimadores primarios o los límites mecánicos de posición de las mismas. Por otro lado, también deben controlarse las proyecciones de las láminas sobre las plantillas impresas de los campos conformados de cada paciente, previo al inicio del tratamiento.

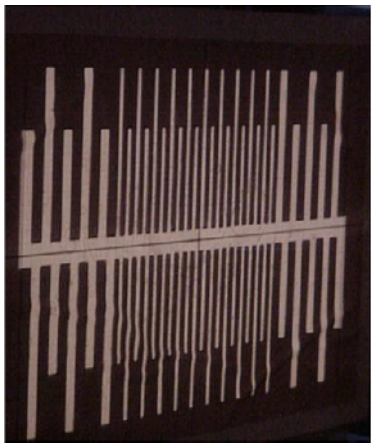


Figura. 34. Ejemplo de plantilla patrón para control diario de posición de láminas del MLC

Materiales:

- Plantilla de posición de láminas impresa.
- Plantillas de conformación de campos de paciente.

Procedimiento:

- Colocar el equipo de tratamiento con el gantry y colimador en ángulo de 0º
- Posicione la plantilla a verificar sobre la mesa de tratamiento alineando los ejes de la misma con los ejes principales del equipo de tratamiento.
- Modifique la altura de la mesa hasta que la distancia fuente superficie coincida con la distancia a la que fue impresa la plantilla
- Ingrese la forma de campo con MLC utilizando el R&V
- Compruebe la posición de la proyección lumínica de cada lámina del campo de tratamiento.

Tolerancia: 2.0mm

5.2.2.2 Exactitud de posicionamiento de las láminas

Objetivo: El objetivo de esta prueba es verificar la exactitud de posicionamiento radiante de las láminas sobre su rango completo de movimiento. Para este control existen varias pruebas basadas en la irradiación de bandas, aprovechando el hecho de que en los bordes de campo la cantidad de dosis es muy sensible a pequeñas variaciones en la posición de las láminas. De allí que errores tan pequeños como 0.5mm pueden ser verificados visualmente. Estas pruebas pueden entonces, tener un carácter cuantitativo o cualitativo. Se debe verificar, además, la estabilidad de la posición de las láminas con la gravedad por lo cual es necesario realizar esta prueba con ángulos de brazo de 90º y/o 270º.

Materiales:

- Película dosimétrica (tamaño adecuado para abarcar todas las láminas) [1]
- Material dispersor *(buildup)*
- Software de análisis de película dosimétrica

I. Prueba 1: Bandas adyacentes *(Picket fence – Abutment field)* [29]

Esta prueba consiste en la irradiación de una secuencia de campos rectangulares (bandas de 5cm de ancho) contiguos, a lo largo del campo. La exactitud de posicionamiento de las láminas es verificada a través de un análisis dosimétrico en la unión de los campos adyacentes. Este procedimiento se sugiere como control con frecuencia mensual y el análisis de sus resultados tiene un valor cualitativo.

[1] El control de exactitud de posicionamiento de láminas puede realizarse también con otro tipo de detectores 2D, tales como EPID y arreglos bidimensionales de diodos o cámaras de ionización.

Procedimiento:

- Colocar el equipo de tratamiento con el gantry y colimador en ángulo de 0º
- Ubicar una película radiográfica perpendicular al eje del haz, sobre una base de acrílico apoyada en la mesa de tratamiento, a la distancia de referencia (ver Figura 35)
- Marcar en la película los ejes principales
- Colocar sobre la película material acrílico de dispersión.
- Crear en la consola del acelerador o TPS un plan compuesto por la secuencia de campos rectangulares en forma de bandas de 5cm de ancho utilizando el sistema de R&V.
- Irradiar la película con una dosis adecuada de forma que no haya saturación de dosis
- Analizar la variación de la dosis en la unión de campos para cada par de láminas, obteniendo los perfiles de dosis en la dirección del desplazamiento de las láminas, para cada par de láminas enfrentadas
- En el caso ideal de un posicionamiento exacto de las láminas en todo su recorrido, el perfil obtenido no debería presentar picos ni valles. La presencia de un pico en el perfil es indicio de que las láminas se están quedando algo retraídas respecto a la posición correcta; la presencia de valles implica que las láminas analizadas están quedando adelantadas.

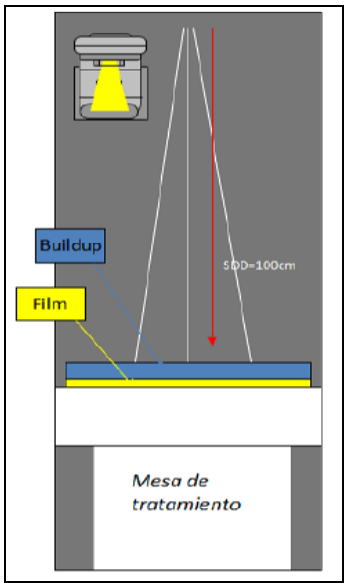
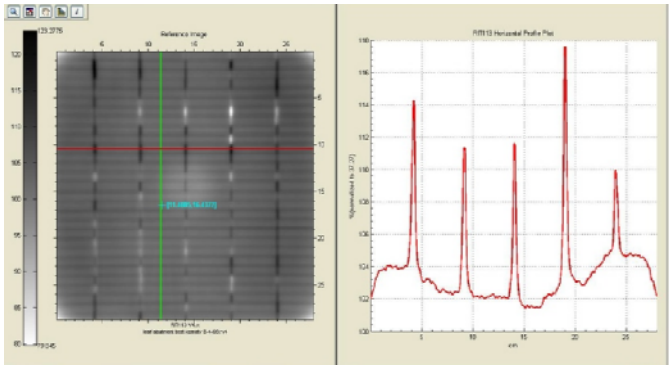
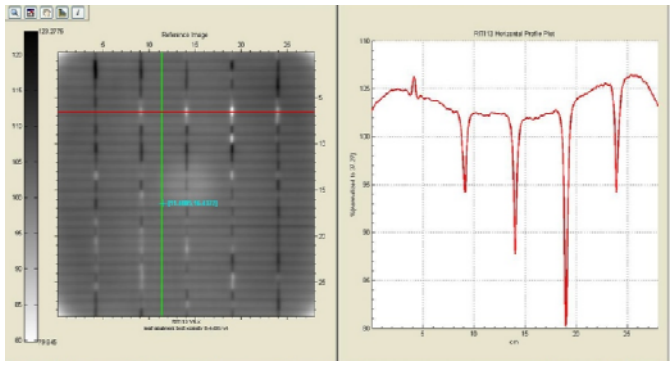


Figura 35. Configuración para realizar prueba de bandas adyacentes

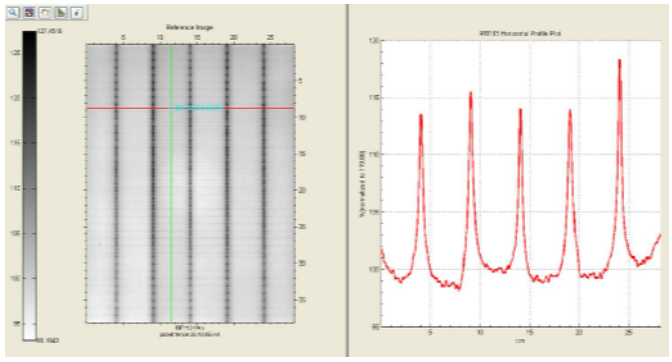
En la Figura 36 se muestran los resultados de la prueba de bandas adyacentes aplicada a MLC Optifocus 82, Siemens y MLC Millenium 120, Varian)



A



B



C

Figura 36. Prueba de bandas adyacentes. A: MLC Optifocus 82, Siemens con pares de láminas retraídas. B: MLC Optifocus 82, Siemens con pares de láminas adelantadas. C: MLC Millennium 120, Varian láminas retraídas.

Tolerancia: La variación de la dosis en la zona de unión de campos rectangulares adyacentes debe ser menor al 20% de la dosis respecto a la dosis en el centro de un campo rectangular. Esta variación corresponde a una tolerancia de posicionamiento de 1mm.

II. Prueba 2: Bandas Paralelas gruesas *(Bayouth Test - Slit Pattern Test)* [30]

Esta prueba consiste en la irradiación de una secuencia de bandas rectangulares gruesas (ancho 10mm) separados una distancia fija (10mm) cada una. La exactitud de posicionamiento de las láminas es verificada a través de un análisis dosimétrico de la posición de los máximos y mínimos de dosis en la secuencia de bandas. Este procedimiento se sugiere como control con frecuencia mensual y el análisis de sus resultados tiene un valor cualitativo.

Procedimiento:

- Colocar el equipo de tratamiento con el gantry y colimador en ángulo de 0º
- Ubicar una película dosimétrica perpendicular al haz, sobre una base de acrílico apoyada sobre la mesa de tratamiento, a la distancia de referencia
- Marcar en la película los ejes principales
- Colocar sobre la película material de dispersión
- Irradiar la película con una dosis adecuada.
- Analizar film con software de análisis que permita determinar la posición de los bordes de campo de cada banda para cada par de láminas. La Figura 37 muestra un histograma con la variación entre la posición real versus la posición planificada para ambos bancos de láminas (X1, azul y X2, rojo).

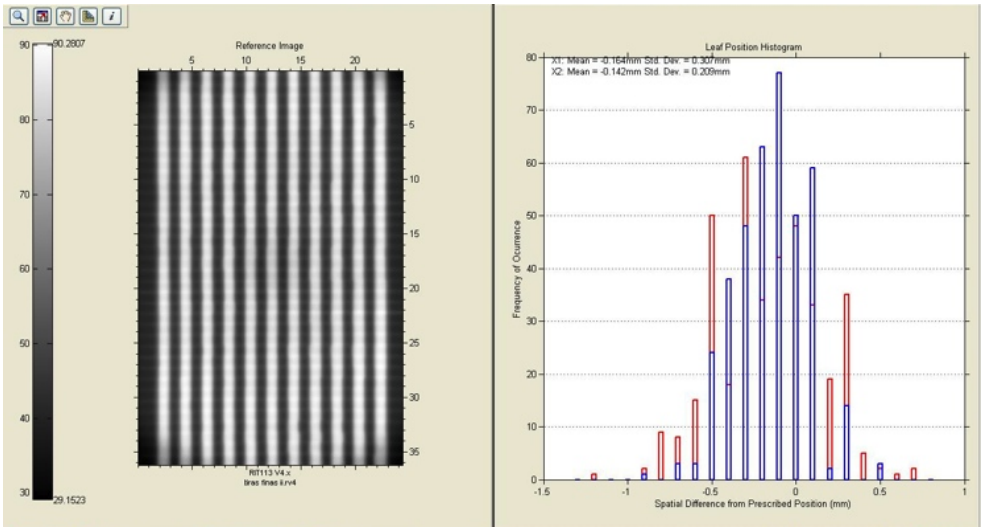


Figura 37. Análisis del Test de bandas paralelas gruesas con un MLC Optifocus 82, Siemens.

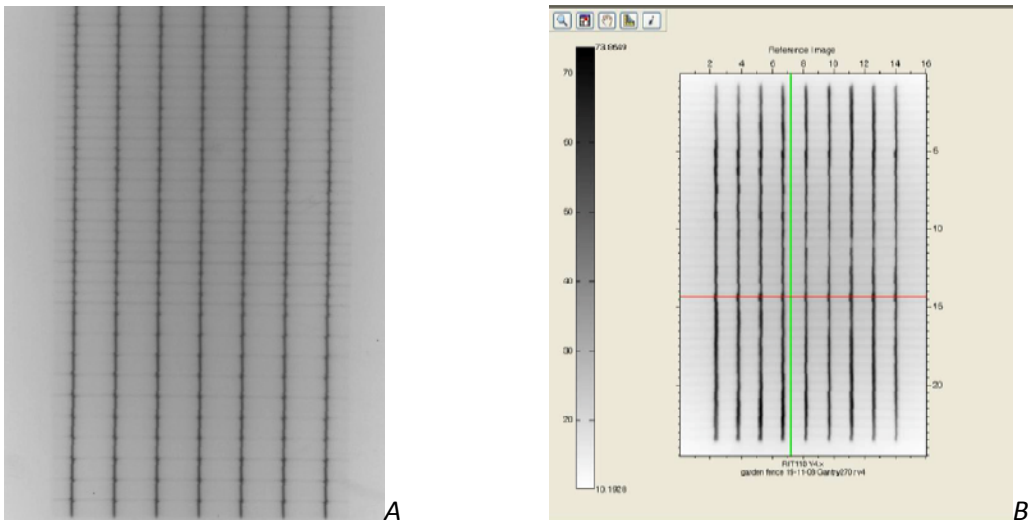
Tolerancia: La variación de posición de láminas máxima aceptada es de 1mm. El centro de ambos histogramas debe ser el mismo con una tolerancia de 0.5mm.

III. Prueba 3: Bandas paralelas finas (*Garden fence – Continuous stripes – Abutment leaf*)[31]

Esta prueba consiste en la irradiación de una secuencia de bandas rectangulares angostas (2mm) separadas una distancia de 2cm cada una, como se muestra en la Figura 38. Un caso particular de esta prueba es el denominado "láminas enfrentadas" ("A*butment leaf")* donde el ancho de cada banda es cero[2]. Por su alta sensibilidad visual a variaciones de posición

[2] Algunos tipos de MLC no permiten que las láminas opuestas alcancen una separación "cero", como el MLCi de Elekta, que permite una separación mínima entre láminas opuestas de 5mm; en este tipo de MLC esta prueba no puede ser realizada.

este procedimiento se sugiere como control cualitativo, el cual podría ser realizado con una frecuencia mayor, es este documento se sugiere una frecuencia semanal, variando cada vez el ángulo de gantry.



A *B*

Figura 38. Prueba de bandas paralelas finas. A: MLC Millennium120, Varian. B: MLC Optifocus 82, Siemens.

Previo a la realización de esta prueba, es conveniente hacer una simulación de errores (±0.5mm) en los movimientos programados de láminas que permitan identificar el impacto de los mismos en el resultado; un ejemplo de ello se muestra en la Figura 39.

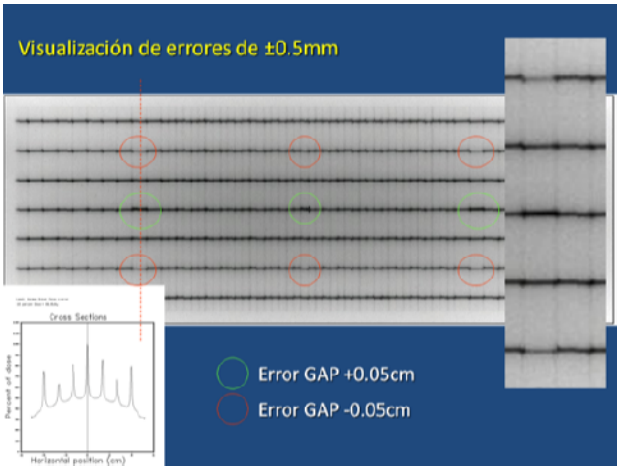


Figura 39. Simulación de errores de ±0.5mm sobre el Test de bandas paralelas finas con MLC Millenium 120, Varian

<u>Procedimiento:</u>

- Colocar el equipo de tratamiento con el gantry a 90º o 270º
- Ubicar el colimador en posición de máximo esfuerzo por gravedad en el movimiento del MLC
- Colocar una película sobre el porta bandeja
- Irradiar la película
- Analizar cualitativamente la variación en el ancho de campo de cada lámina en relación al resto de las láminas.

Tolerancia: Este test es de análisis cualitativo. Variaciones de 1mm son visibles claramente.

5.2.2.3 Correspondencia entre campo de luz y de radiación

Objetivo: El objetivo de esta prueba es verificar la coincidencia luz-radiación para campos definidos por las láminas del MLC. Es importante realizar esta prueba para ángulos de brazo de 90º y 270º, verificando el efecto de la gravedad.

Materiales:

- Película dosimétrica
- Plantilla con forma de campo impresa
- Material dispersor *(buildup)*

Procedimiento:

- Colocar una película radiográfica perpendicular al eje del haz y en el plano de referencia
- Marcar sobre la película los ejes principales y límites del campo
- Colocar el material dispersor
- Irradiar la película con una dosis adecuada
- Analizar la película
- Reportar la desviación máxima y promedio de la coincidencia
- Repetir el procedimiento para otros ángulos de brazo

Tolerancia: 2 mm

5.2.2.4 Velocidad de movimiento de las láminas

Objetivo: Esta prueba se aplica en el caso de realizar técnicas de tratamientos dinámicos como por ejemplo IMRT dMLC o VMAT. Se debe verificar el rango de velocidades de movimiento de las láminas. Cada lámina debe moverse en un movimiento suave en todo su recorrido. Para ello es necesario desplazar láminas una distancia conocida con distintas UM lo cual generara patrones de movimiento de láminas con diferente velocidad produciendo bandas de varias dosis uniformes en la dirección del movimiento, como el mostrado en la Figura 40.

Materiales:

- Película dosimétrica
- Material de dispersión *(buildup)*

- Software de análisis de película

Procedimiento:

- Colocar el equipo de tratamiento con el gantry y colimador en ángulo de 0º
- Ubicar una película radiográfica sobre la mesa de tratamiento a la distancia de referencia
- Marcar en la película los ejes principales
- Colocar sobre la película material dispersor
- Irradiar la película
- Analizar la variación de la dosis sobre cada banda de dosis uniforme y comparar con planicidad de campo abierto

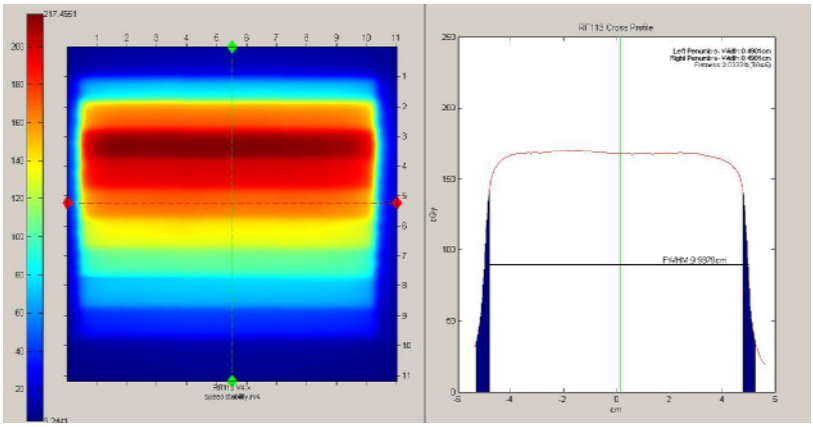


Figura 40. Análisis de película para control de velocidad de desplazamiento de láminas.

Tolerancia: Variación de la planicidad de perfiles respecto a campos abiertos <2%.

5.2.2.5 Centrado del MLC respecto al eje de rotación del colimador

Objetivo: El objetivo de esta prueba es el de verificar la alineación del MLC respecto al eje de rotación del colimador tanto en el aspecto mecánico como óptico. La alineación de los ejes fundamentales (colimador, gantry y mesa de tratamiento) debe ser verificados en caso de que el MLC (o micro MLC) sea añadido al colimador, debido al aumento en el peso del cabezal. Esto podría requerir una nueva alineación del equipo. La alineación de los ejes ópticos y de radiación es más susceptible a variación en aquellos sistemas MLC más cercanos a la fuente.

Materiales:

- Película dosimétrica
- Material dispersor *(buildup)*
- Software de análisis de película

Procedimiento:

- Colocar el equipo de tratamiento con el gantry y colimador en ángulo de 0º
- Formar un campo de 20cm x 2cm donde los 2cm estén definidos por las láminas del MLC
- Colocar la película y marcar el isocentro óptico
- Colocar material dispersor
- Realizar irradiaciones con al menos 5 ángulos de colimador cubriendo el rango de movimiento del mismo. Utilizar las UM necesarias en cada irradiación de forma que la intersección de las líneas no sature la película.
- Analizar la película

La Figura 41 muestra el resultado de este test realizado sobre un MLC Optifocus 82, Siemens. En este ejemplo la imagen digitalizada ha sido analizada mediante un software de dosimetría fílmica, el cual calcula los ejes de cada uno de los campos utilizados y la intersección de los mismos en relación a la marca de la posición del centro del retículo; este procedimiento puede realizarse de forma manual, requiriendo una mayor experticia del evaluador.

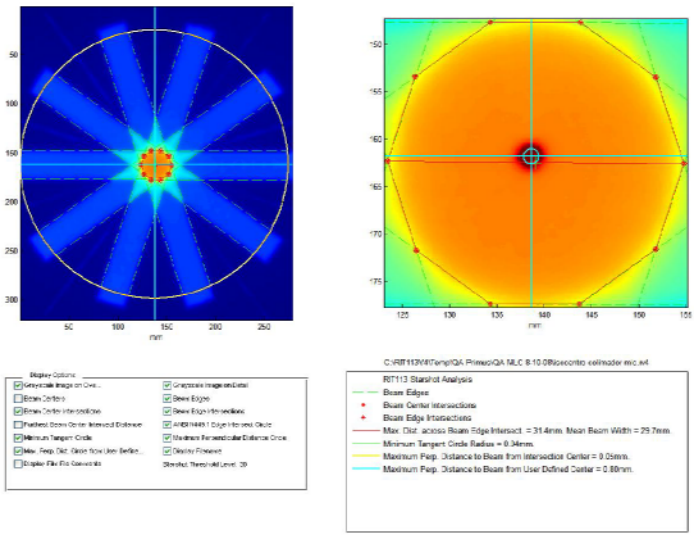


Figura 41. Análisis de la alineación de las láminas del MLC respecto al eje del colimador.

Tolerancia:

- Máxima distancia entre intersecciones de los centros de los haces al eje de colimador < 1mm

5.2.2.6 Centrado del MLC respecto al eje de rotación del gantry

Objetivo: El objetivo de esta prueba es verificar el grado de coincidencia entre el centro del MLC y eje de rotación del gantry comprobando el efecto de la gravedad

sobre el centrado del MLC. Para la realización de esta prueba los láseres del acelerador lineal deben estar bien alineados. La frecuencia sugerida de esta prueba es anual, sin embargo en el caso de un micro MLC, esta debería ser realizada cada vez que el sistema sea coloca en posición (*Winston-Lutz Test*).

Materiales:

- Película dosimétrica
- Material dispersor *(buildup)*
- Software de análisis de películas

Procedimiento:

- Formar un campo de 20cm x 2cm con el menor lado definido por el MLC, elongado perpendicular la posición de la película.
- Colocar una película vertical con el centro a la altura del isocentro entre dos láminas del maniquí, como se muestra en la Figura 42.
- Realizar irradiaciones con al menos 5 ángulos de gantry cubriendo el rango de movimiento del mismo. Utilizar las UM necesarias en cada irradiación de forma que la intersección de las líneas no sature la película.
- Marcar la película el isocentro a través de las proyecciones de los láseres.
- Analizar película



Figura 42. Película insertada en maniquí sólido para determinar la alineación del MLC respecto al gantry.

Tolerancia:

- Máxima distancia entre el centro de las intersecciones de los centros de los haces al eje lumínico del gantry < 1mm

5.2.2.7 Ortogonalidad de las láminas respecto a los diafragmas

Objetivo: El objetivo de esta prueba es verificar el paralelismo de los bancos de láminas con respecto a los diafragmas principales.

Materiales:

- Película dosimétrica
- Material dispersor *(buildup)*
- Software de análisis de películas

Procedimiento:

- Colocar un campo abierto con dos láminas alejadas cerradas, como se muestra en la Figura 43.
- Medir la distancia entre el borde de la lámina y el colimador principal en dos posiciones conocidas alejadas a partir de un perfil de dosis perpendicular
- Calcular la diferencia de distancia entre ambas posiciones y de allí determinar el ángulo

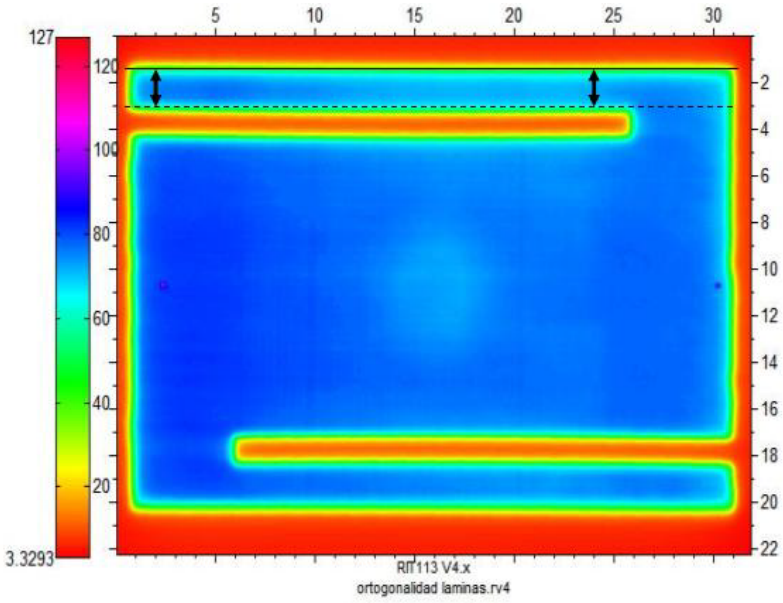


Figura 43. Película para verificación de ortogonalidad del banco de láminas respecto al diafragma principal.

Tolerancia:

- El ángulo formado por la variación de la distancia del borde de la lámina al borde del diafragma principal debe ser < 0.5º

5.2.3 Pruebas dosimétricas

5.2.3.1 Transmisión del MLC

Objetivo: El objetivo de esta prueba es verificar la constancia de la transmisión del MLC respecto al valor de referencia. La transmisión de un MLC posee tres componentes: transmisión a través de las láminas, transmisión a través de láminas adyacentes y transmisión entre los extremos de láminas enfrentadas. Al utilizar campos con segmentos adyacentes se produce un efecto de sub-dosificación (*tongue and groove*), el cual debe ser cuantificado como parte del proceso de comisionamiento.

Materiales:

- Película dosimétrica, cámara de ionización o diodo de escaneo para medición de transmisión promedio
- Película dosimétrica para medición de transmisión máxima entre láminas adyacentes y enfrentadas
- Material dispersor *(buildup)*

Procedimiento utilizando película:

- Colocar el equipo de tratamiento con el gantry y colimador en ángulo de 0º
- Colocar una película dosimétrica sobre la mesa de tratamiento perpendicular al haz de radiación
- Colocar sobre la película material dispersor
- Realizar una irradiación de campo abierto
- Repetir el procedimiento anterior realizando una irradiación de un campo con todas las láminas del MLC cerradas con las caras internas enfrentadas fuera de la zona a medir, ver Figura 44.
- Analizar la película
    - Transmisión promedio de láminas: se utiliza un campo abierto simétrico definido por los colimadores primarios de 10x10cm^2 y el mismo campo cerrado sólo por el MLC (la unión de láminas enfrentadas debe quedar bajo el colimador primario). El valor de dosis del campo cerrado debajo de las láminas debe ser promediado con la dosis entre láminas y el resultado dividido por la dosis del campo abierto correspondiente.
    - Transmisión máxima entre láminas: se utiliza el mayor campo simétrico abierto rectangular que abarque todas las láminas del MLC y el mismo campo cerrado solo por el MLC (la unión de láminas enfrentadas debe quedar bajo el colimador primario). El valor de dosis máximo debajo de las láminas en un eje perpendicular al movimiento de las mismas debe ser dividido por la dosis en el centro del campo abierto correspondiente.
    - Transmisión entre láminas enfrentadas: se utiliza un campo simétrico abierto rectangular que abarque todas las láminas y el mismo campo

cerrado con la zona de unión de láminas en el eje central del mismo. El valor de dosis máxima en la unión de láminas.

Procedimiento utilizando una cámara de ionización para transmisión promedio entre láminas:

- Colocar el equipo de tratamiento con el gantry y colimador en ángulo de 0º
- Colocar la cámara de ionización en un maniquí de agua o plástico, en la condición de referencia
- Medir la dosis para una irradiación de campo abierto
- Medir la dosis para una irradiación de un campo con las láminas del MLC cerrada con las caras internas enfrentadas fuera de la zona a medir (realizar mediciones en diferentes puntos y obtener la transmisión promedio).

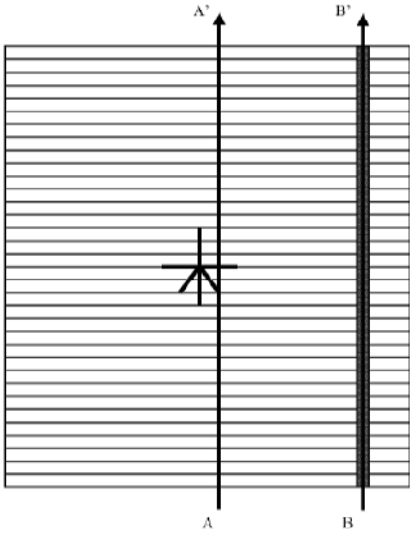


Figura 44: Campo con láminas cerradas utilizado para la medición de la dosis del haz bloqueado. La región de láminas enfrentadas se desplaza del eje del haz, donde se realiza la medición.

Tolerancias:

- Transmisión promedio de láminas: <0.5%[3]
- Transmisión máxima entre láminas adyacente < 5%
- Transmisión entre láminas enfrentadas < 25%

5.2.3.2 Variación de la penumbra del MLC

Objetivo: El objetivo es verificar la constancia de la penumbra de las láminas del MLC respecto a su valor de referencia.

[3] La transmisión promedio entre láminas considera la componente de transmisión debajo y entre láminas. El valor de la transmisión debajo de la lámina depende del diseño de la misma (alto, material, posición y energía del haz). El valor de la transmisión entre láminas depende del diseño de la cara de las láminas así como también de la energía del haz utilizado.

Materiales:

- Sistema analizador de haz
- Detector para medición de penumbra (micro cámara de ionización o diodo)

Método:

- Realizar medidas de la penumbra de cada banco de láminas del MLC en al menos 3 posiciones abarcando el rango de movimiento del mismo.

Tolerancia:

- Variación de la penumbra (80%-20%) < 1.5mm en todo el recorrido de la láminas.

5.3 Trabajos adicionales relacionados

En estos capitulos se investiga la influencia de varios aspectos físicos sobre los resultados de QA propuestos anteriormente. También se desarrollo un método cuantitativo de QA de posicionamiento de láminas para reemplazar películas radiográficas.

5.3.1 Influencia de la calibración del MLC en la concordancia entre dosis medida y calculada para patrones típicos de IMRT secuencial.

5.3.1.1 Introducción

La imprecisión de posicionamiento de las láminas del MLC conduce a una imprecisión en la entrega de la dosis en tratamientos radiantes. En 3DCRT la falta de precisión en el posicionamiento de las láminas afecta la zona periférica de la región de alta dosis, sin embargo en IMRT imprecisiones en el posicionamiento pueden potencialmente comprometer la distribución de dosis a través de todo el volumen irradiado. La exactitud de posicionamiento de las láminas puede estar afectado por limitaciones mecánicas, fatiga de los motores, fallas en el sistema de soporte, efectos de gravedad debido a ángulos de gantry y/o colimador, diferencias entre la luz de campo e irradiación, retraso en la comunicación entre la unidad de control y el MLC y por errores en la calibración. Independientemente de cuál fuera la causa, el resultado final será un deterioro de la distribución de dosis deseada. Si hablamos de imprecisiones en el posicionamiento de láminas debemos diferenciar entre errores aleatorios de una lámina especifica (puede ser tan grande como la tolerancia del controlador del MLC lo permita) y errores sistemáticos correspondientes a un corrimiento (offset) de todas las láminas los cuales provienen principalmente de problemas en la calibración del MLC. Algunos trabajos han estudiado el impacto de errores del posicionamiento de las láminas dl MLC sobre planes de IMRT dMLC [(32)] y IMRT S&S [(33)]. Ambos estudios concluyeron que errores aleatorios de hasta 2mm no producen cambio en planes clínicos y que errores sistemáticos, de 0.5mm podrían producir cambios dosimétricos cuya importancia aumentan con la complejidad del plan. Planes

simples de IMRT (IMRT S&S <50 segmentos) son menos sensibles a errores de posición de láminas que planes complejos (IMRT S&S > 100 segmentos).

5.3.1.2 Objetivo

El efecto dosimétrico de errores sistemáticos generados por la calibración del MLC Optifocus 82, Siemens, sobre patrones estándares de IMRT fue estudiado sobre patrones estándares de IMRT.

5.3.1.3 Materiales y método

Se utilizó un haz de 6MV de un acelerador lineal Primus con MLC Optifocus 82, Siemens el cual fue calibrado siguiendo el procedimiento recomendado por el fabricante y descripto en el capitulo 4.1.2. La posición de las láminas fue verificada mediante el Test de Bandas Paralelas Gruesas, capitulo 5.2.2.2, Prueba II, irradiando un film radiográfico el cual fue analizado siguiendo el procedimiento descripto por Bayouth et.al [30] implementado en el software RIT v5.3 (*Radiological Imaging Technology Inc., CO, USA*). La dispersión de errores de posicionamiento de láminas del banco X1 y X2 luego de que el MLC es calibrado se puede ver en la Figura 45 y es considerada nuestro resultado de referencia.

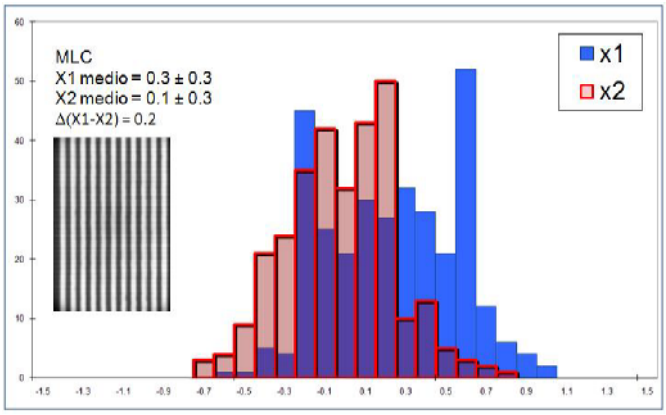


Figura 45. Dispersión de errores y valor medio de posición de láminas del banco X1 y X2 para MLC Optifocus luego de que el mismo ha sido calibrado.

Se seleccionaron dos patrones estándares de IMRT S&S, “pirámide” y “silla”, los cuales fueron utilizados para producir distribución de dosis calculadas y medidas. Las distribuciones de dosis fueron calculadas en un plano coronal perpendicular a la incidencia del haz utilizando un sistema de planificación KonRad v2.2 (Siemens). Utilizando las mismas condiciones del cálculo, la distribución de dosis fue medida utilizando un film radiográfico X-OmatV *(Eastman Kodak Company, Rochester, NY)*, Figura 46. La comparación entre las distribuciones de dosis calculadas y medidas fue realizada utilizando el software RIT v5.3 mediante substracción de dosis y análisis gamma. Para el registro de ambas distribuciones de dosis se utilizaron puntos de registros con posiciones fijas en relación al eje del colimador.

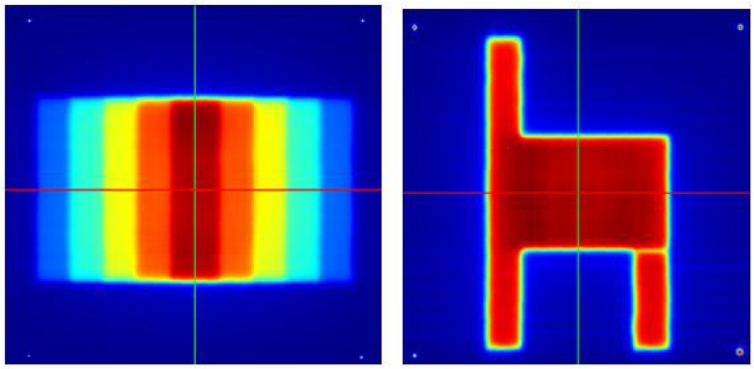


Figura 46. Distribuciones de dosis medida con films radiográficos correspondientes a patrones estándares de IMRT S&S “pirámide” y “silla”

5.3.1.4 Resultados

La calibración del MLC fue modificada introduciendo errores sistemáticos de ±0.5mm y ±1mm mediante la utilización del software *MLC Check Tool,* Siemens. La corroboración de que la calibración fue modificada fue verificada repitiendo el Test de Bandas Paralelas Gruesas de la Figura 47 y comparando la dispersión de errores con el valor de referencia. Tal como puede verse en la Figura 47, existe un corrimiento de los valores medios de ambos histogramas que demuestra la introducción del error sistemático introducido, indicando el impacto de la introducción de errores sistemáticos en el Test de control de posición de láminas del MLC.

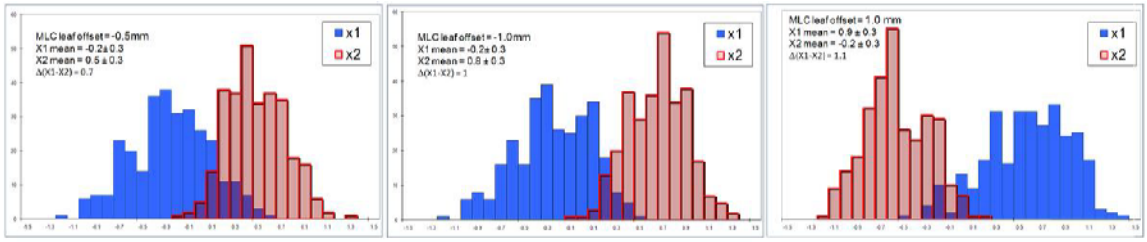


Figura 47. Distribuciones de errores de posiciones de láminas en Test de Bandas Paralelas Gruesas con introducción de errores sistemas en la calibración del MLC.

El impacto en resultado de Test de controles de calidad de posición ante la introducción de errores sistemáticos en la calibración del MLC también fue analizada mediante la realización del Test de campos adyacentes *(“Abutment field”).* El Test establece que la variación de la dosis en la unión de campos definidos por el MLC debe ser menor a 20% de la dosis debajo de las láminas en la zona central del campo, de allí que la introducción de errores sistemáticos tan pequeños como de ±0.5mm produce un aumento de la dosis que superan esta tolerancia, ver Figura 48.

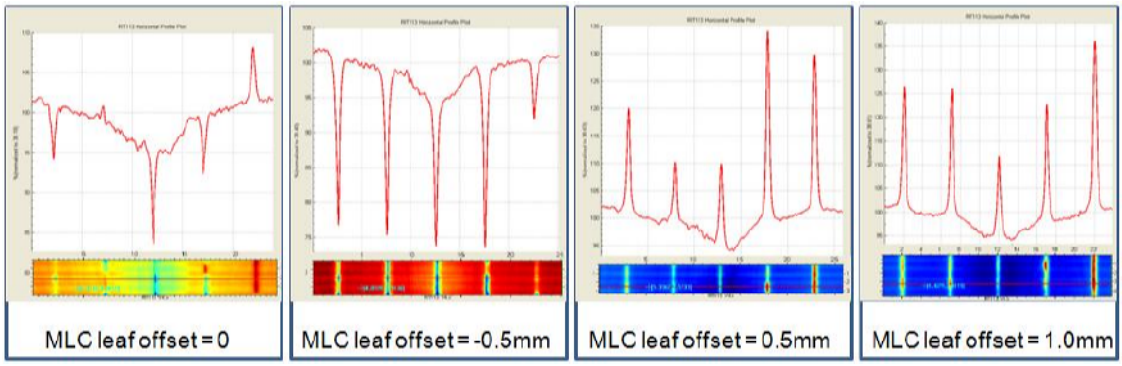


Figura 48. Variación de dosis en la unión de campos correspondientes al Test de campos adyacentes para la calibración de referencia y calibraciones con errores sistemáticos de ±0.5mm y 1mm

Para cada error sistemático introducido y verificado por el Test de control de posición de láminas se repitió la irradiación de los patrones estándares de IMRT seleccionados sobre los films radiográficos y se repitió la comparación de distribuciones medidas respecto a la distribución de dosis calculada correspondiente a posiciones correctas del MLC. En la comparación del patrón de IMRT piramidal, ver Figura 49, se observa que errores sistemáticos de ±0.5mm de magnitud no producen variaciones apreciables las cuales recién son visibles para errores de 1mm.

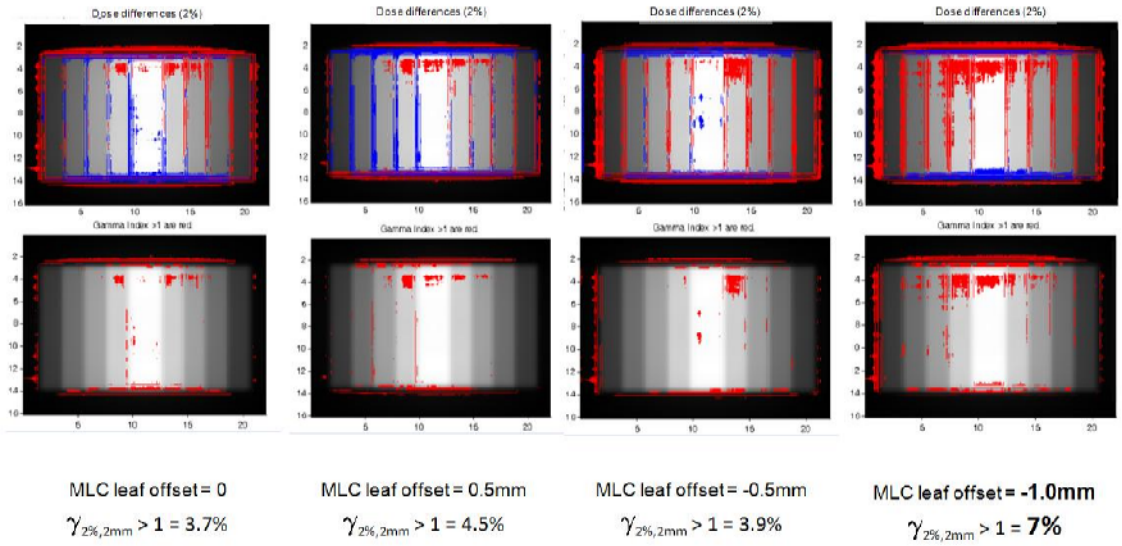


Figura 49. Variación entre distribuciones de dosis medida y calculada para el patrón de IMRT cuña con calibración de referencia del MLC y calibraciones con errores sistemáticos de ±0.5mm y 1mm

En la comparación del patrón de IMRT de silla, ver Figura 50, se observa que errores sistemáticos de ±0.5mm de magnitud producen variaciones apreciables en particular en la región correspondiente a las patas de la silla donde la distancia entre láminas enfrentadas (*"gap"*); dicha diferencia se intensifica cuando el error sistemático introducido aumenta a 1mm.

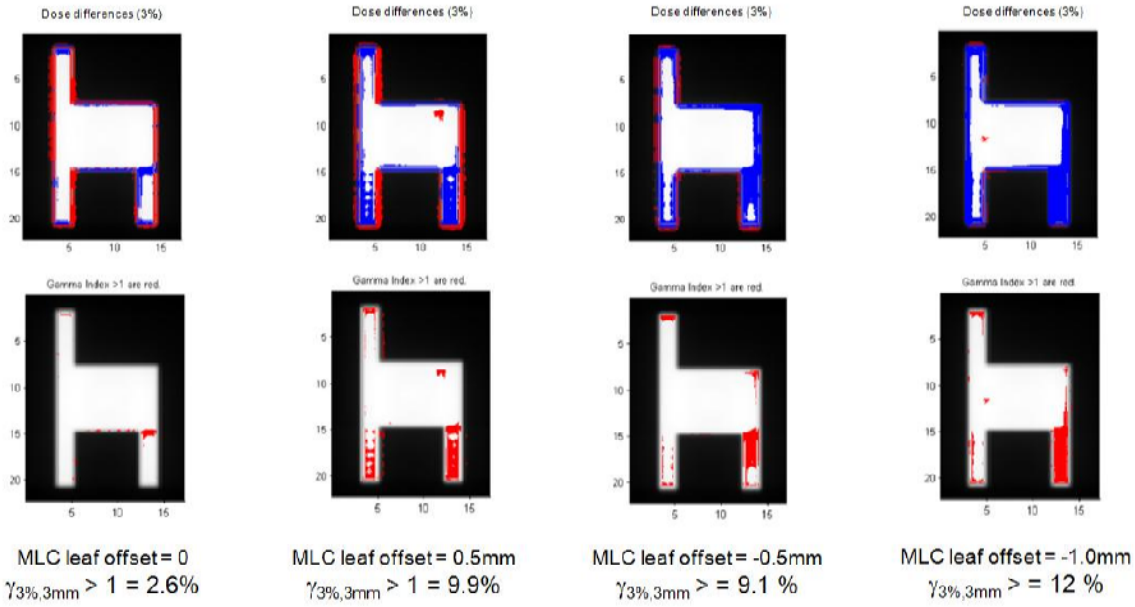


Figura 50. Variación entre distribuciones de dosis medida y calculada para el patrón de IMRT S&S silla con calibración de referencia del MLC y calibraciones con errores sistemáticos de ±0.5mm y 1mm

5.3.1.5 Conclusiones

Este estudio nos permite concluir que errores sistemáticos de 1mm producen un impacto fácilmente detectable en patrones estándares simples de IMRT. En ciertas condiciones en las cuales se presentan segmentos con distancias pequeñas entre láminas errores tan pequeños como 0.5mm son detectables. Esta conclusión coincide con los estudios clínicos antes mencionados donde para planes de IMRT dMLC y IMRT S&S errores sistemáticos de 0.5mm pueden conducir a cambios dosimétricos más evidentes en planes complejos de IMRT los cuales se caracterizan por segmentos con cortas distancias entre láminas.

5.3.2 Influencia en la dosis debido a errores en la distancia entre láminas *("gap")* en una banda móvil en IMRT dMLC. Factor de banda móvil.

5.3.2.1 Introducción

Los errores en la posición de las láminas producen un error en la dosis entregada el cual es inversamente proporcional al gap entre láminas y directamente proporcional al error del gap. Para campos con gap entre láminas grandes y errores de posición de láminas pequeños en relación al gap entre las láminas, el error en la dosis resultaría difícilmente detectable. Por ejemplo si tenemos un gap entre láminas de 100mm un error de 1mm corresponde a 1% del tamaño de campo, sin embargo si el gap entre láminas es de 10mm un error de 1mm corresponde a un 10%.

Los campos de IMRT S&S y en especial IMRT dMLC se caracterizan por tener porciones de campo con pequeños gap entre láminas. En IMRT S&S estos pequeños gap se evidencian en

algunos segmentos y en el caso de IMRT dinámico por pequeñas distancias entre láminas opuestas a medida que las mismas se mueven a través del campo. La importancia en la exactitud del ancho del gap entre láminas opuestas en IMRT dMLC fue ampliamente estudiado por LoSasso et.al [34], quien relacionó el error en la entrega de la dosis con el error en el gap entre láminas opuestas (para distintos gap), ver Figura 51. Este gráfico muestra que el error en la dosis es mayor para pequeños anchos de gap y errores de gap grandes, demostrando la necesidad de precisión en el posicionamiento de láminas del orden de 0.1mm para IMRT dinámico.

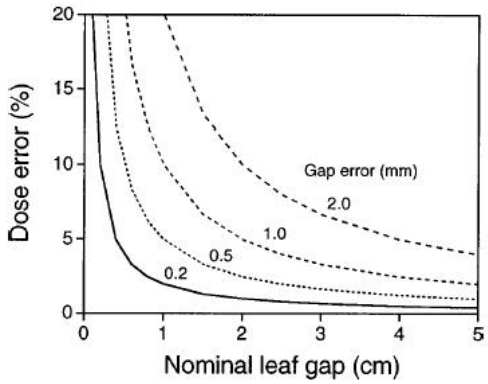


Figura 51. Relación entre el error en la dosis entregada en relación al error en el gap entre láminas para distintos anchos de gap, presentado por T. LoSasso et.al [34]

5.3.2.2 Método

Se creó entonces un archivo dinámico correspondiente a una banda móvil de 10mm de ancho cubriendo un ancho de campo total de 100mm. Para ello es necesario editar el archivo de movimiento de láminas y generar el número de verificación CRC correspondiente al mismo, Figura 52. Este puede ser visualizado por el software MLC Shaper, Varian.

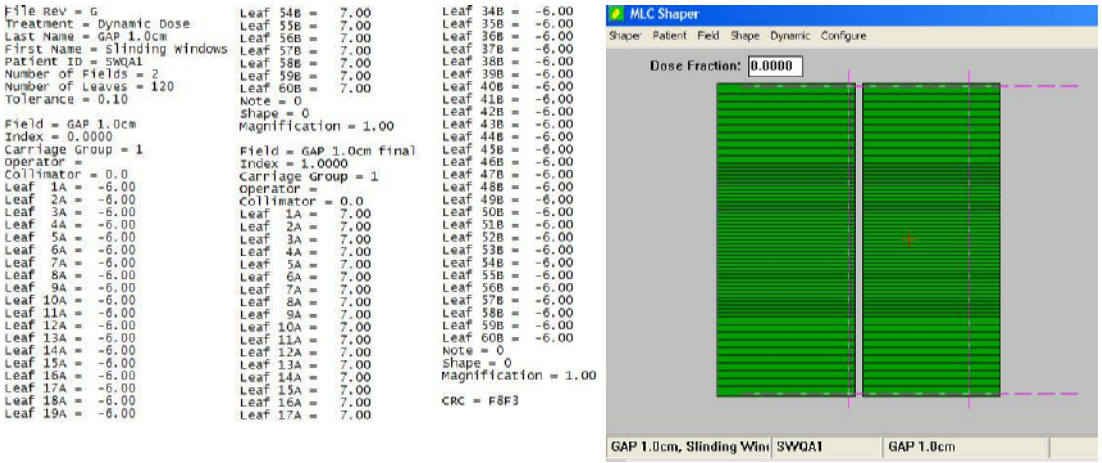


Figura 52. Archivo de movimiento de láminas correspondiente a una banda móvil de 10mm de ancho. Software de visualización y simulador de movimiento de archivos de campo de IMRT dMLC, MLC Shaper.

Se utilizo una cámara de ionización tipo Farmer ubicada en la condición de referencia (SSD=95cm y d=5cm) en un fantoma de agua solida y se procedió a la determinación de la

dosis correspondiente a la banda móvil de 10mm y dicho valor de dosis fue considerado el valor de referencia. Luego se crearon otros archivos de banda móvil de 9.8mm, 10.2mm, 10.6mm y 11mm de ancho respectivamente y se procedió de la determinación de la dosis mediante el mismo procedimiento antes descripto y se calculó la variación de las mismas respecto al valor de referencia correspondiente a la banda móvil de 10mm.

La alta sensibilidad en la dosis respecto a pequeñas variaciones en la posición de las láminas permite utilizar la medición de la misma en una banda móvil como una verificación de la calibración de posición de láminas. Para independizarnos de la variación diaria del rendimiento del acelerador se propone en este trabajo establecer un factor de referencia para IMRT dMLC definido como:

$$C_{\text{Banda móvil}} = L_{\text{Banda 1cm}} / L_{\text{REF}} \qquad \text{Ec.5}$$

Donde $L_{\text{Banda 1cm}}$ corresponde a la dosis medida para una banda móvil de 10mm de ancho y L_{REF} es la dosis para el campo de referencia. Si consideramos que los factores de corrección para determinación de la dosis son las mismas para ambos campos, el factor de banda móvil (Ec. 5) se reduce a un cociente de cargas entre un campo dinámico y uno estático

5.3.2.3 Resultados

La variación porcentual del factor de banda móvil respecto a la variación del ancho de la misma se puede ver en la Figura 53. Estas mediciones, tal como fue demostrado por LoSasso et.al [(34)] confirman que para bandas móviles con ancho de gap entre láminas de 10mm variaciones de 0.2mm producen variaciones de dosis cercanas al 2%.

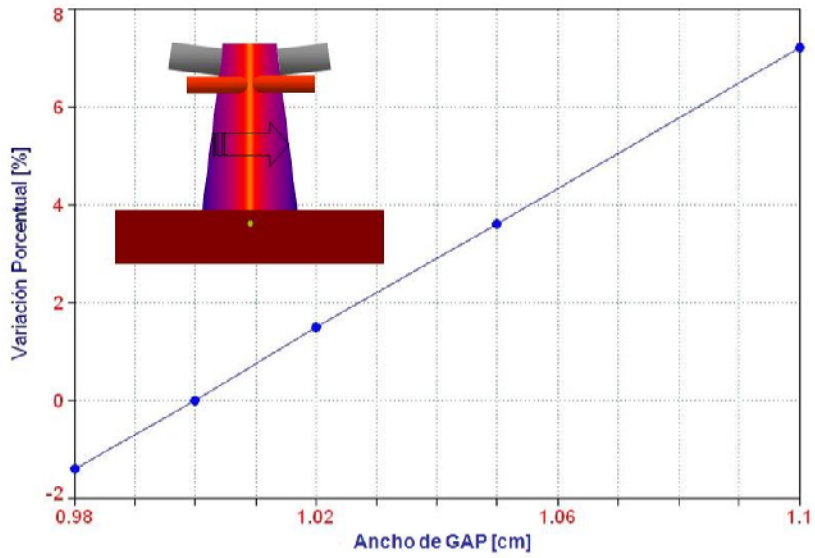
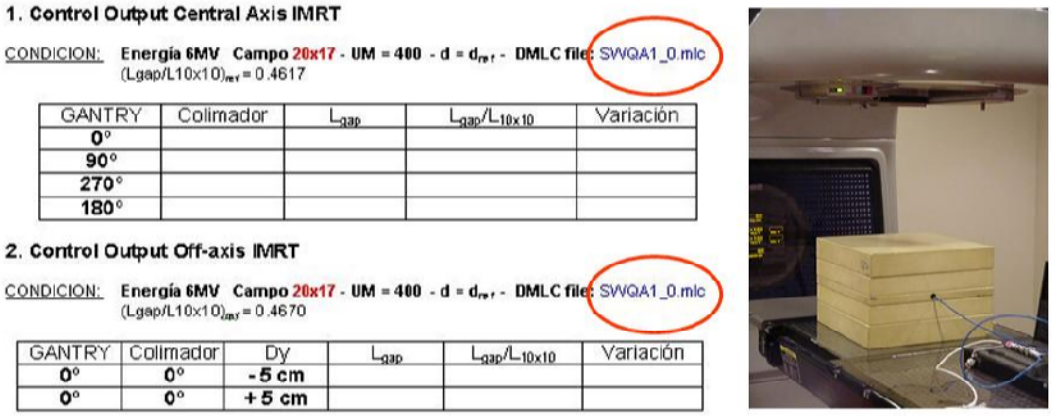


Figura 53. Variación porcentual de la dosis de una banda móvil con el ancho del gap entre láminas.

La determinación del factor de banda móvil en IMRT dMLC es propuesta en la verificación de la correcta posición de las láminas del MLC para:

- Control de calidad semanal del MLC
  - Determinación del factor de banda móvil en el eje central
- Control de calidad mensual del MLC (ver Figura 54 ejemplo de planilla de control de calidad mensual de acelerador lineal Cl21EX, Varian)
  - Determinación del factor de banda móvil en posiciones fuera del eje
  - Constancia del factor de banda móvil con la gravedad
- Control de calidad paciente especifico
  - Determinación del factor de banda móvil en el eje central
- Calibración del MLC.
  - Durante el proceso de calibración del MLC Millenium posteriormente al uso de la herramienta de calibración la determinación de este factor asiste al ajuste fino del gap entre láminas. Una modificación del error del gap de láminas (*"LfGapErr"* parámetro del software de alineación del campo del MLC, Varian) permite modificar el gap entre láminas y así obtener el factor de banda móvil igual al valor de referencia, ver Figura 55.



1. Control Output Central Axis IMRT

CONDICION: **Energía 6MV Campo 20x17 - UM = 400 - d = d_{mr} - DMLC file: SWQA1_0.mlc**
$(Lgap/L10x10)_{rev} = 0.4617$

GANTRY	Colimador	L_{gap}	L_{gap}/L_{10x10}	Variación
0°				
90°				
270°				
180°				

2. Control Output Off-axis IMRT

CONDICION: **Energía 6MV Campo 20x17 - UM = 400 - d = d_{mr} - DMLC file: SWQA1_0.mlc**
$(Lgap/L10x10)_{inv} = 0.4670$

GANTRY	Colimador	Dy	L_{gap}	L_{gap}/L_{10x10}	Variación
0°	0°	-5 cm			
0°	0°	+5 cm			

Figura 54. Planilla de control de calidad mensual de MLC de un acelerador Cl21EX, Varian para IMRT dMLC. El archivo dinámico dMLC SWQA1_0.mlc corresponde a una banda móvil de 10mm de ancho

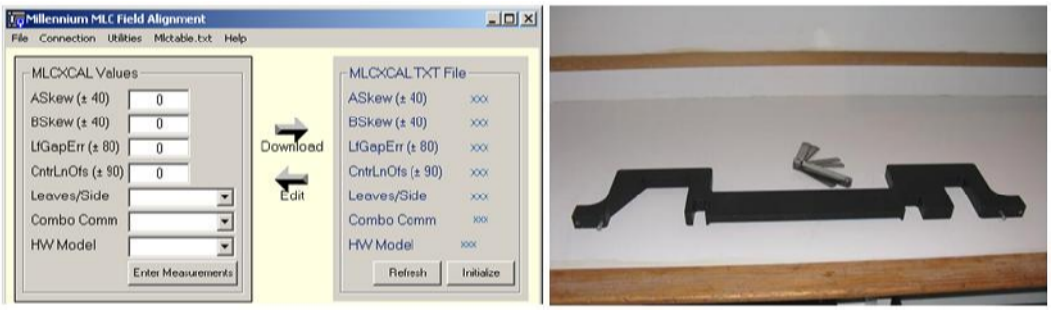


Figura 55. Derecha: software de alineación del campo del MLC, Varian y posibilidad de ajuste de error de gap luego de determinación de factor de banda móvil. Izquierda: herramienta mecánica de calibración del MLC Millenium.

5.3.2.4 Conclusiones

Una tolerancia en el factor de banda móvil de 2% equivale a un error en el posicionamiento de las láminas de 0.2mm. La determinación del factor de banda móvil puede ser utilizada también para verificar el efecto de la gravedad sobre las láminas, variaciones de posición de láminas fuera del eje así como de guía durante el proceso de calibración de las láminas de un MLC Millenium 120, Varian.

5.3.3 Control de calidad del MLC con arreglo 2D de cámara de ionización [35]

MORENO RD, VENENCIA D, GARRIGO E and PIPMAN Y. "An enhanced spatial resolution implementation of a 2D ion chamber array for quality control of MLC`s", Journal of Applied Clinical Medical Physics, American College of Medical Physics, Vol. 13, Nº 3 (2011).

La exactitud de posicionamiento de las láminas del MLC es crítica en IMRT y especialmente en su modalidad dinámica. Tal como hemos desarrollado en el capítulo 5.2.2.2, la literatura describe diferentes procedimientos para evaluar la exactitud mecánica y reproducibilidad de posicionamiento del MLC. La mayoría de las mismas se basan en la irradiación de films radiográficos con campos de diversas geometrías.

Entre los procedimientos de control encontramos el Test de Bandas paralelas gruesas, capitulo 5.2.2.2 Prueba II, desarrollado por Bayouth et.al [30]. Como hemos visto este Test consiste en la irradiación de una secuencia de haces en forma de bandas rectangulares gruesas de 10mm de ancho separadas por una distancia fija de 10mm cada una sobre un film radiográfico. Definiendo el eje central de haz sobre la imagen radiográfica es posible obtener perfiles de dosis horizontales a lo largo de cada par de láminas, ver Figura 56.

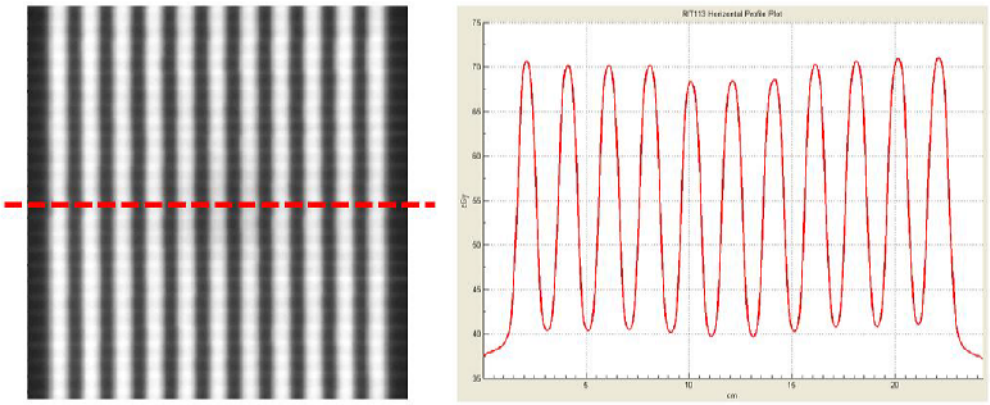


Figura 56. Imagen de Test de bandas paralelas gruesas con perfil de dosis para un par de láminas opuestas

A partir de los perfiles de dosis horizontales es posible inferir que la región izquierda de cada pico es definida por las láminas del banco X1 y las derechas por las del banco X2. A partir de una función que represente el perfil de dosis, es posible determinar la posición de cada lámina localizando el 50% del valor de dosis dentro de cada pico y valle de dosis. Este algoritmo de determinación de puntos es el utilizado por el software RITv5.3 (*Radiological*

Imaging Technology, CO, USA) como una de sus aplicaciones de control de calidad de posición de láminas del MLC.

La utilización de films radiográficos es uno de los sistemas de medición más difundidos en el control de calidad del MLC debido a su alta resolución espacial. Actualmente hay una marcada tendencia a la utilización de imágenes digitales debido a la creciente escasez de películas y sistemas reveladores. Esta situación nos lleva a buscar métodos alternativos para realizar este tipo de controles. Los arreglos 2D de cámaras de ionización son una alternativa, sin embargo su baja resolución limitan su aplicación. Se realizó un estudio en el cual este problema puede ser resuelto tomando en cuenta el efecto de que la cobertura parcial de un detector volumétrico da una respuesta proporcional al volumen irradiado del mismo, tal como fue descripto por Yang et.al [(36)] y Spezi et.al [(37)].

En el APENDICE 1 hay una copia completa del trabajo desarrollado y publicado donde se demuestra que el método propuesto provee una herramienta efectiva y fácil de usar para un control cuantitativo del control de calidad del MLC con excelente resolución espacial.

6. Comisionamiento IMRT

La implementación clínica de IMRT requiere de procedimientos especiales de garantía de calidad y comisionamiento relacionados a la máquina de tratamiento y al paciente, adicionales a los realizados en tratamientos de 3DCRT con MLC. IMRT utiliza todas las herramientas de 3DCRT y agrega un gran número de características novedosas (hardware y software) de las cuales los errores potenciales son aun desconocidos. Tal como hemos mencionado anteriormente IMRT busca conformar aun más la distribución de dosis modulando la intensidad del haz a partir de lo cual surgen la necesidad de incluir procedimientos de comisionamiento de: la máquina de tratamiento, sistema de colimación, sistema de planificación y algoritmo de cálculo de dosis así como procedimientos de evaluación de planes de tratamientos. De allí entonces surge la pregunta "¿que se necesita saber y hacer para implementar IMRT en forma segura y eficiente?". Algunas publicaciones describen procedimientos para la implementación de IMRT [44], [45], [46], [47], [48], [49] y existen algunos reportes que proveen una guía en el proceso introductorio de IMRT [44]. El objetivo de este capítulo es el de describir todos los aspectos relacionados al proceso de comisionamiento de IMRT dMLC e IMRT S&S y las experiencias adquiridas en el proceso.

La inexactitud de posicionamiento de las láminas del MLC puede causar grandes incertezas en la entrega de dosis, siendo esencial en IMRT el conocimiento preciso del borde del haz de radiación. Todos los aspectos de precisión de posicionamiento de láminas del MLC así como los controles de calidad asociados han sido discutidos en el capítulo 5.

6.1 IMRT dinámico

El comisionamiento y la garantía de calidad para IMRT dinámico fueron analizados y publicado por el autor [50] (Apéndice 2). Muchos de los conceptos desarrollados allí se mantienen vigentes y otros serán actualizados y completados en el transcurso del presente capítulo.

Para IMRT dMLC se utilizo el siguiente equipamiento (*Varian Medical System, Inc. Palo Alto, CA, USA)*:

- Haz de fotones de 6MV
- Acelerador lineal Clinac 21EX
- MLC Millenium de 120 láminas
- Sistema de planificación (TPS) Eclipse v8
- Algoritmo de cálculo de dosis de pencil beam (PB) y analítico anisotrópico (AAA).

Este trabajo fue realizado en la Pontificia Universidad Católica de Chile, Chile.

En un tratamiento de IMRT dMLC las láminas de un campo de tratamiento se desplazan de izquierda a derecha, tal como fue descripto en el capitulo 2.3.2. Durante la entrega de cada campo de tratamiento de IMRT dinámico el controlador del MLC crea y graba un registro de cómo fue realizada la irradiación en un archivo llamado *"Dynalog file"*. Este archivo contiene información cada 50ms de la real posición de las láminas respecto a la fracción de dosis total así como las señales de haz encendido *("Beam on")* o haz detenido *("Beam hold off").*

6.1.1 Caracterización dosimétrica del haz del acelerador lineal

El proceso de comisionamiento comienza con la adquisición de datos básicos del acelerador lineal. Este proceso común para 3DCRT requiere de especial atención en IMRT debido a la necesidad de contar con datos dosimétricos del haz para tamaños de campos pequeños. Al igual que ocurre en haces para radiocirugía la dosimetría de campos pequeños requiere de cuidados especiales relacionados al tamaño del detector y sistema de medición [60]. La utilización de detectores de pequeño volumen presentan por lo general una mayor relación señal ruido lo cual requiere generalmente de mayores tiempos de medición y mayor suavizado de los datos experimentales en relación a mediciones para 3DCRT.

La caracterización de datos básicos del haz del acelerador lineal es común a IMRT dMLC e IMRT S&S, por lo tanto en el desarrollo de estos capítulos se demuestra los resultados de la adquisición de datos en equipos para las dos modalidades de IMRT estudiadas.

6.1.1.1 Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia fue el de medir los PDD en función del tamaño de campo para un haz de 6MV el cual será modelado por un TPS con algoritmo de cálculo de PB y AAA.

II. Materiales y métodos

Los PDD fueron medidos experimentalmente para un rango de campo de 20x20 mm^2 a 400x400 mm^2. La profundidad máxima medida fue de 315mm. Las mediciones fueron realizadas con el tamaño de campo definido por los colimadores superiores. Tal como fue descripto en el capitulo 4.1.3 la variación de realizar las medidas con los campos definidos por el MLC es < 1%. Se realizó una comparación de medidas de PDD para campos definidos por el MLC y colimadores convencionales para campos de 100 x 100 mm^2 y 240 x 240 mm^2.

Para campos mayores a 30 x 30 mm^2 se utilizó como detector de campo una cámara de ionización IC-10 (Wellhofer) de 0.14cc, ubicada con su eje principal perpendicular a la incidencia del haz. Para estos tamaños de campos se utilizo una cámara de referencia para tomar en cuenta las fluctuaciones del haz del acelerador lineal. Para este rango de campos es conveniente utilizar un tiempo de medición por punto (mediciones por paso) o velocidad de movimiento (medición continua) lo suficientemente largo para evitar fluctuaciones de la misma.

Para el campo de 20x20 mm^2 se realizaron medidas utilizando dos micro cámaras de ionización IC-007 (Wellhofer) y PinPoint 31014 (PTW, 0.015cc), ubicadas con su eje principal paralelo al eje del haz de radiación. La posición del punto efectivo de medida fue determinada en ambos casos por comparación de medición de PDD para campo 100x100 mm^2 con cámara de ionización IC-10. Las mediciones fueron realizadas sin cámara de referencia integrando dosis con un número fijo de unidades del monitor (UM) del acelerador lineal por punto.

Todas mediciones fueron realizadas con detectores posicionados por un fantoma con control automático de posición en los 3 ejes principales (Blue phantom, Wellhofer, IBA, Alemania). Las mediciones de PDD se realizaron con pasos de 1mm hasta 30mm y de 5mm hasta la profundidad máxima.

III. Resultados

El sistema de medición propuesto brinda resultados libres de ruido. La comparación entre PDD para campos definidos por los colimadores primarios y MLC tienen una variación de acuerdo a lo publicado en la literatura, ver Figura 57. Las curvas de PDD muestran el comportamiento esperado para esta energía. Los datos deben ser suavizados de forma de eliminar el ruido en especial en medidas continuas. Los datos fueron importados desde el TPS. Mediante la función de extensión el TPS genera PDD extendidos hasta el tamaño de campo de 10x10 mm^2 y profundidad máxima de 400mm, ver Figura 58.

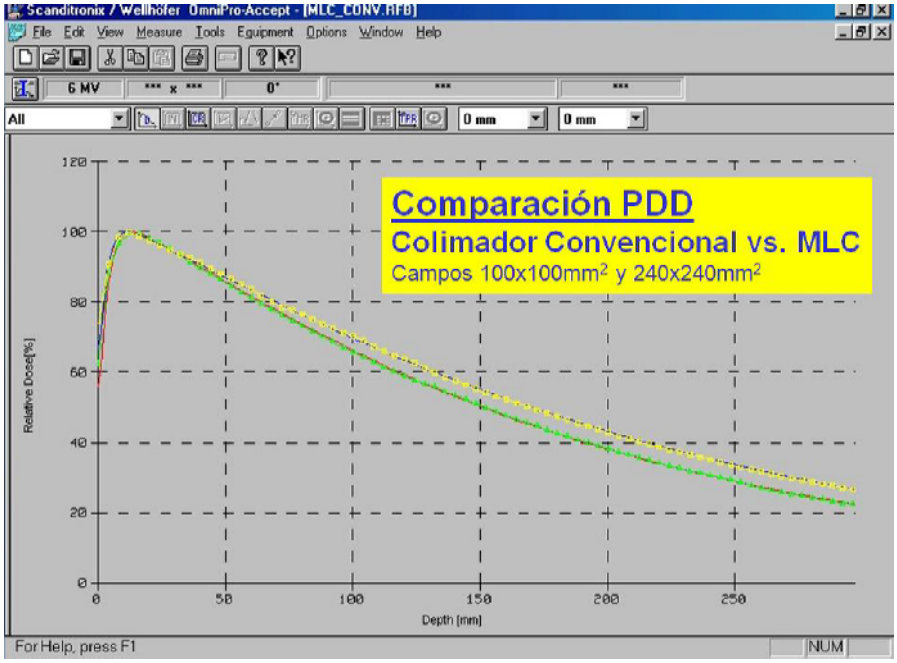


Figura 57. Variación del PDD para campos 100x100mm^2 y 240x240mm^2 con colimadores convencionales y MLC

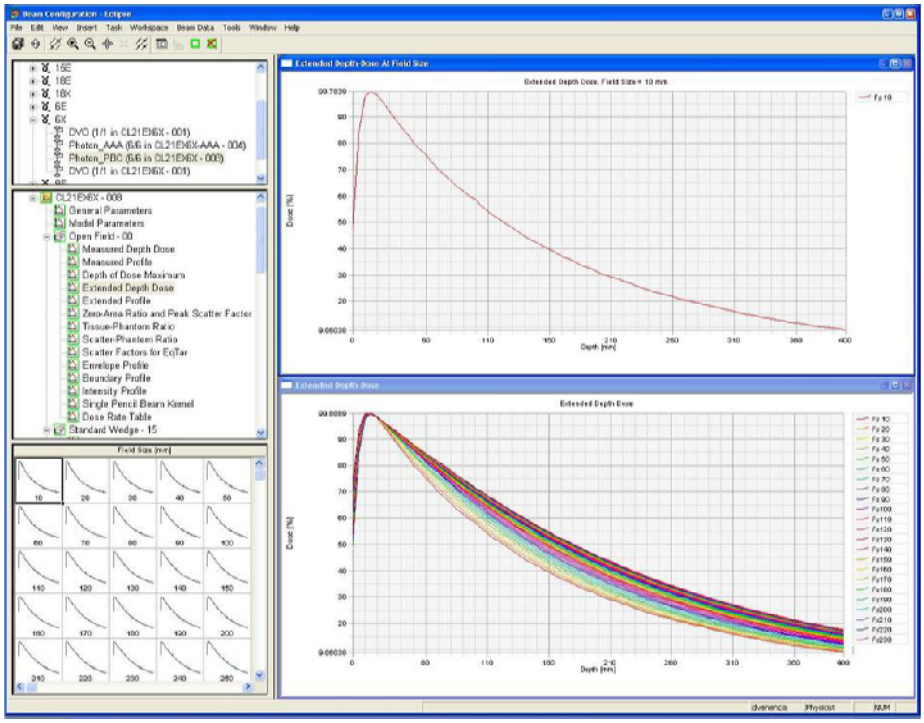


Figura 58. PDD extendidos generados a partir de medición experimental con cámara de ionización

6.1.1.2 Perfiles de dosis

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia fue el de medir los perfiles de dosis en dirección crossplane para distintos tamaños de campo y profundidades, a partir de los mismos se calcularan los kernel de convolución para calculo de dosis con algoritmo PB.

II. Materiales y métodos

Las medidas de perfiles de dosis fueron realizadas en el eje crossplane y se considero que los mismos eran idénticos al eje inplane. Los perfiles sobre el eje principal fueron medidos para un rango de tamaño de campo de 20x20 mm^2 a 400x400 mm^2, el perfil diagonal para el tamaño de campo máximo y las profundidades seleccionadas de 15mm, 50mm, 100mm, 200mm y 300mm. Las medidas fueron realizadas con una cámara de ionización PinPoint PTW 31014 (0.015cc). Para campos mayores a 50 x 50 mm^2 se realizo una corrección de los cuernos y colas de los perfiles por comparación con una cámara IC-10 debido al efecto del electrodo central de aluminio de la cámara PinPoint.

A los efectos de determinar la importancia de tamaño del detector se realizó una experiencia de determinación de un perfil de dosis utilizando 4 tipos de detectores; cámaras de ionización IC-007 (Wellhofer), IC-10 y semiflex 31010 (PTW, 0.125cc) y diodo PFD 3G (Scanditronix). Las medidas fueron ingresadas al TPS y se generaron los kernel de convolución para cálculo de dosis con algoritmo PB

III. Resultados

La Figura 59 muestra una representación grafica del conjunto de perfiles de dosis extendidos.

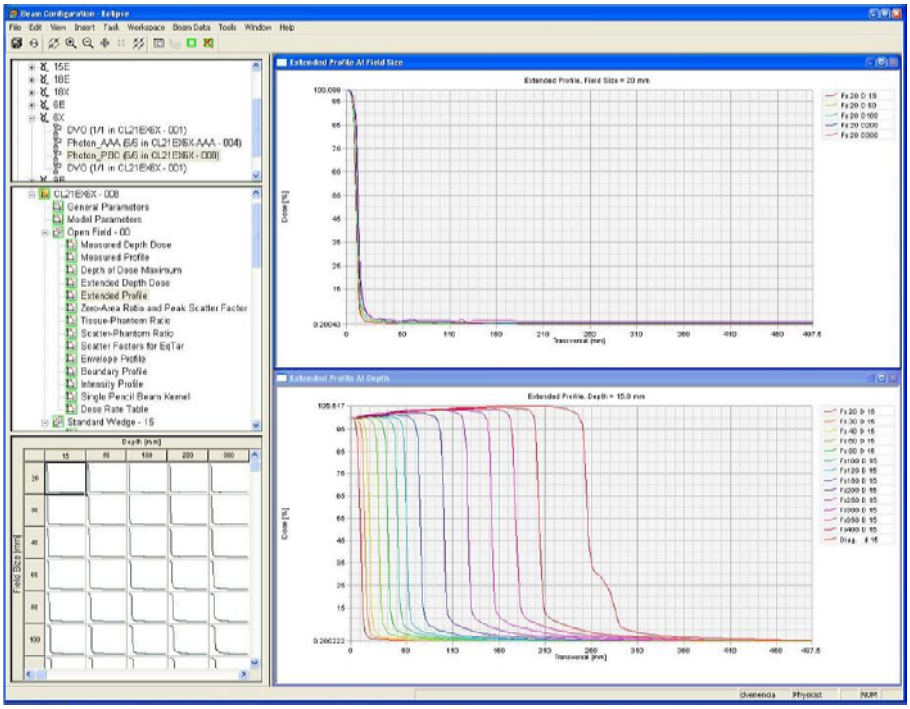


Figura 59. Perfiles de dosis extendidos generados a partir de medición experimental con cámara de ionización

La comparación de los 4 perfiles, ver Figura 60, evidencia la variación en el tamaño de la penumbra con el tamaño del detector de 4.2mm a 6.1mm, lo cual demuestra la necesidad de utilizar micro cámaras de ionización.

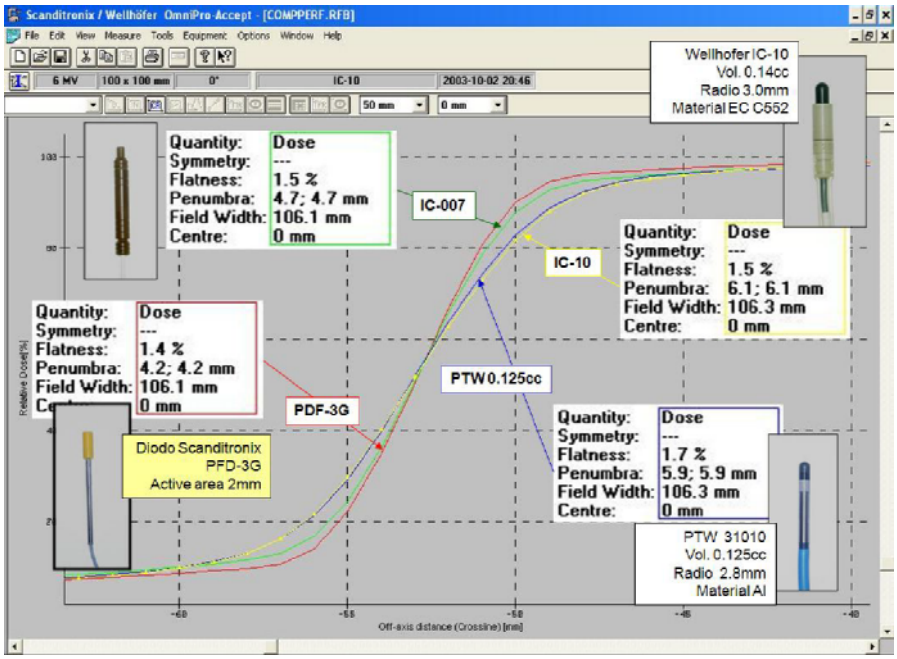
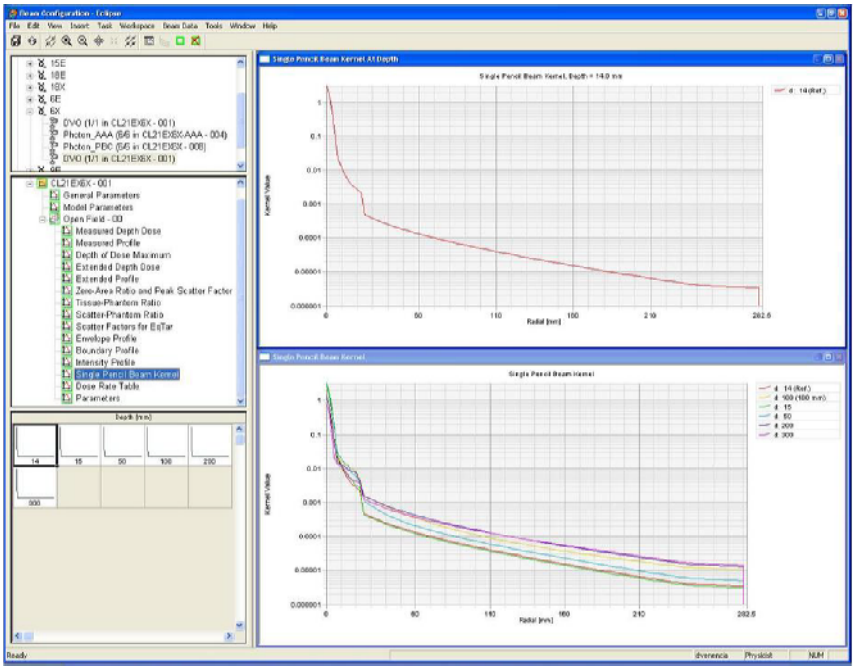


Figura 60. Influencia del tamaño del detector en la determinación de la penumbra del haz.

A partir de las medidas de perfiles de dosis de la Figura 60, con el TPS, se obtienen los kernel de convolución para el algoritmo de PB, ver Figura 61. La forma de los kernel de convolución depende del ancho de la penumbra determinada experimentalmente. La influencia de tamaño de la cámara de ionización en el modelado de haces para IMRT con algoritmo de cálculo PB fue estudiado y se describen en el APENDICE 3 [61].


Figura 61. Kernel de convolución generados a partir de mediciones experimentales de dosis para el algoritmo de PB.

IV. Conclusión

La medición de los perfiles de dosis requiere de una correcta determinación dosimétrica en todas las regiones del mismo, en particular la extensión del perfil fuera de la zona útil de haz. Esta región es muy sensible a la calidad del sistema de medición, ya que equipamiento con alto ruido puede generar lecturas erróneas de dosis. El tamaño del detector tiene un impacto directo sobre el tamaño de la penumbra medida.

6.1.1.3 Factores de campo totales

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia fue el de medir los factores de campos totales (Scp) para el TPS Eclipse v8 con el objeto de modelar un haz para IMRT dMLC. Se estudiara el efecto de sistema de detección en la determinación del Scp.

II. Materiales y método

La determinación experimental de los factores de campo totales (Scp) se realiza a partir de ubicar la cámara de ionización en la condición de referencia y registrar la variación de la dosis con el cambio del tamaño de campo. Para el sistema de planificación Eclipse v8 es necesario hacer una determinación experimental para campos cuadrados y rectangulares mayores a 20x20 mm^2 o sea debe medirse una matriz.

La determinación experimental de los Scp en IMRT requiere consideraciones especiales debido a que es necesario medidas para campos pequeños similares a las utilizadas en radiocirugía. La elección del tipo adecuado del detector y del posicionamiento es esencial. Para ejemplificar este problema realizamos una experiencia utilizando cámaras de ionización cilíndrica IC-007 (Wellhofer, 0.07cc) y 31010 (PTW, 0.125cc), cámara de ionización tipo plano paralela PTW Markus, diodo blindado PFD-3G (IBA) y un diodo sin blindaje EFD-3G (IBA).

En el APENDICE 5 se mostraran un estudio realizado sobre determinación de Scp con diversos sistemas de detección para un haz de 6MV para IMRT S&S cuyos resultados pueden aplicarse también para esta modalidad de cálculo.

III. Resultados

La Figura 62 muestra el comportamiento del Scp medido con los diferentes detectores.

La Figura 63 nos muestra la tabla de la tasa de dosis para entregar 100cGy la cual es obtenida a partir de las mediciones de Scp en Eclipse v8.

IV. Conclusiones

Para campos de 10x10 mm^2 los detectores de mayor tamaño subestiman la dosis, el diodo blindado produce una sobre estimación de la dosis. La microcámara al igual que el diodo sin blindaje, dan resultados aceptables los cuales deben promediarse para entregar el valor correcto.

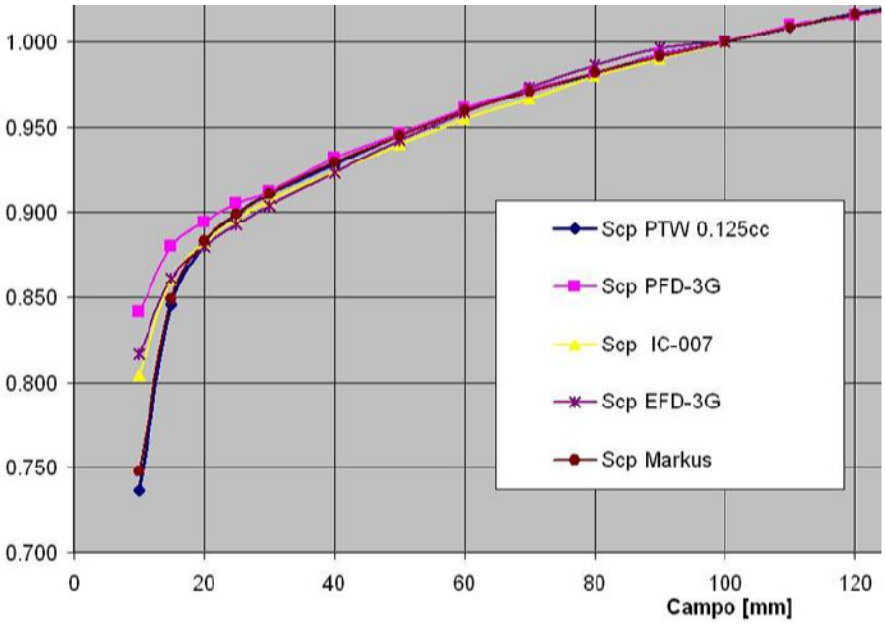


Figura 62. Scp medidos con diversos detectores

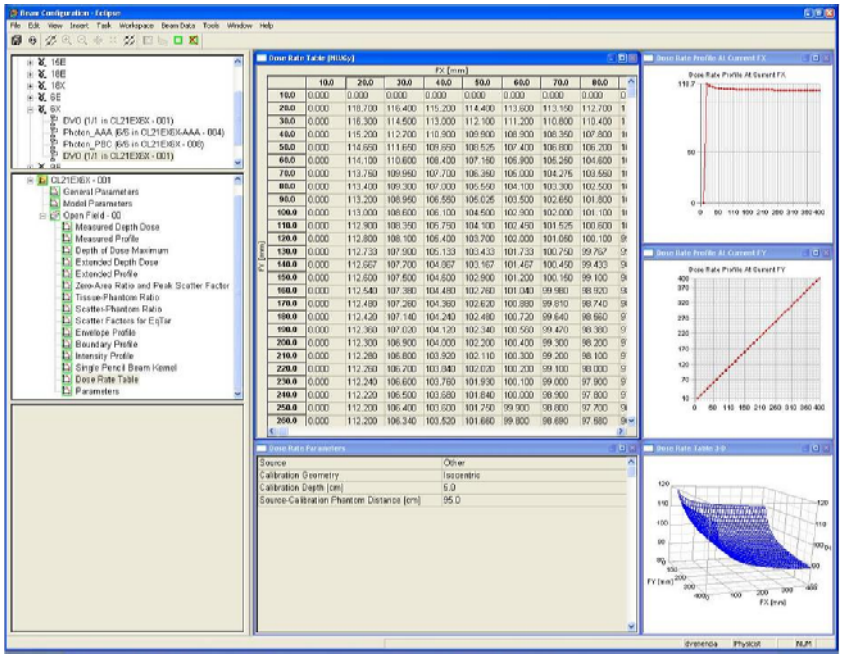


Figura 63. Tabla de tasa de dosis en función del tamaño de campo en Eclipse.

6.1.2 Transmisión de dosis del MLC

La transmisión de dosis del MLC es más importante en IMRT que en 3DCRT debido a que las láminas cubren el área de tratamiento en fracciones mayores del total de UM entregadas. La transmisión de dosis del MLC puede dividirse en: transmisión a través de las láminas, entre láminas y en láminas enfrentadas. El valor de la transmisión depende del tamaño de campo y de la profundidad en la que es medida [34]. Por lo general los sistemas de planificación no diferencian entre la transmisión a través y entre láminas y en su lugar requieren un valor promedio, el cual debe ser medido en la condición de referencia. La determinación de la transmisión promedio ha sido descripta en detalle en el capitulo 5.2.3.1.

Tal como descripto la transmisión del MLC se define como el cociente de la dosis del campo bloqueado respecto al campo abierto para la misma cantidad de UM del acelerador lineal, ver Figura 64.

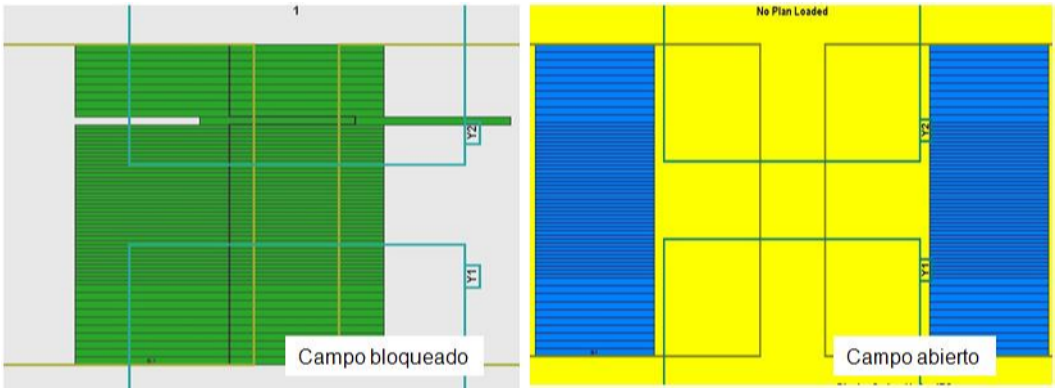


Figura 64. Campo bloqueado y campo abierto para determinación de factor de transmisión del MLC

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia el de determinar experimental del factor de transmisión promedio del MLC Millenium 120, Varian.

II. Materiales y métodos

La transmisión promedio fue medida para el tamaño 100x100 mm^2, en la condición de referencia, distancia fuente superficie (SSD) de 950mm y profundidad de 50mm. Se utilizaron dos sistemas de medición, cámara de ionización y films radiográficos.

Se utilizo una cámara de ionización tipo Farmer NE 2571. La medida del campo abierto fue realizada en el eje central del haz (CAX) y las medidas para el campo bloqueado se utilizaron distintas posiciones cercanas al eje central desplazando la cámara en sentido perpendicular al movimiento de las láminas.

Se utilizaron filmes radiográficos EDR2 (Kodak). Durante el mismo procedimiento se realizó una curva de conversión densidad óptica a dosis. La dosis del campo abierto se obtuvo a partir de valores promedio de densidad óptica en el centro del campo. La dosis del campo bloqueado se obtuvo a partir de la dosis integral en integración de perfiles de dosis en un eje perpendicular al movimiento de las láminas, ver Figura 65.

III. Resultados

El valor de transmisión promedio medido con cámara de ionización fue de 1.6%. El valor de transmisión promedio medido con films radiográficos fue de 1.4%. El valor adoptado fue de 1.5% correspondiente al promedio de ambos métodos. Es importante destacar que la transmisión promedio medida podría ser ajustada [48] con el objeto de mejorar la coincidencia entre distribuciones de dosis medidas y calculadas.

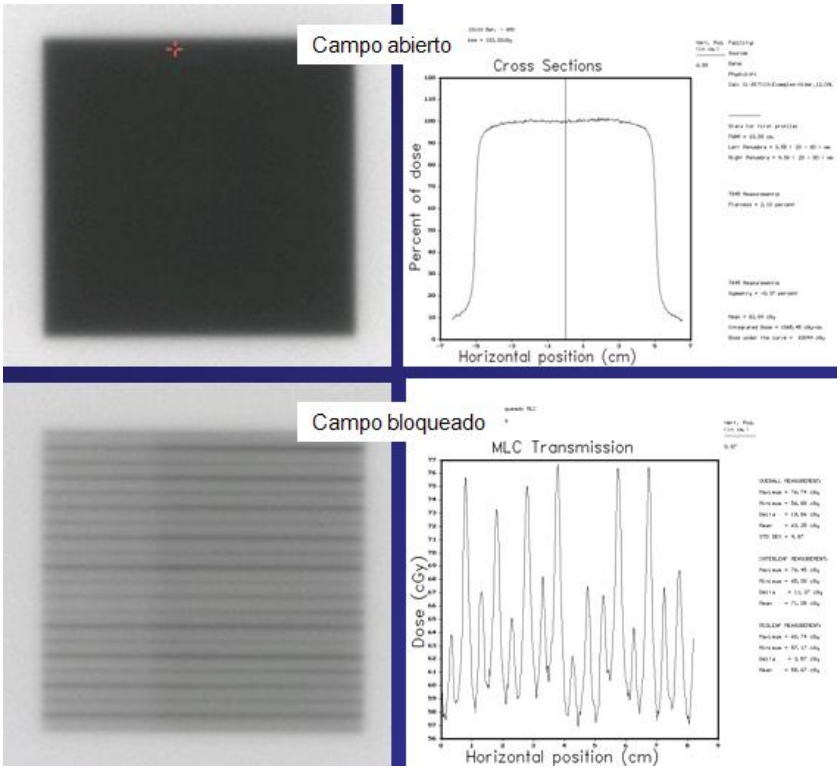


Figura 65. Film de campo abierto y campo bloqueado para determinación de factor de transmisión de MLC

6.1.3 Separación efectiva entre láminas del MLC

La utilización de MLC con diseño de láminas con movimiento lineal, perpendicular al eje del haz de radiación, requiere que el borde de las mismas sea redondeado. El objetivo de redondear el borde de las láminas es lograr que la penumbra del haz se mantenga constante independiente de la posición de la misma respecto al eje del colimador. El redondeado de las láminas implica que el borde lumínico definido por el MLC no corresponde al borde radiante del campo [66] (considerado como la posición con el 50% de la dosis respecto al eje central del haz), ver Figura 66. De allí entonces que si tenemos dos láminas opuestas cerradas, habrá transmisión de dosis a través de las mismas.

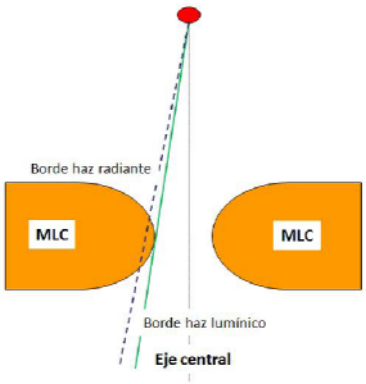


Figura 66. Láminas de MLC con bordes redondeados presentan falta de coincidencia entre borde haz radiante y haz lumínico

Si conocemos la descripción geométrica de la lámina (curvatura y alto), el material y energía del haz (coeficiente de atenuación lineal) podemos calcular, asumiendo una fuente puntual, la variación de la intensidad de un haz respecto a la distancia del eje del borde de la lámina y así determinar la separación dosimétrica efectiva de la misma. LoSasso et.al [34] calculo la separación efectiva para una lámina de 5.65cm de alto de un MLC Varian, con borde redondeado correspondiente a una circunferencia de 8cm de radio (11.5º), considerando una transmisión promedio de 2%, asumiendo una fuente puntual y un coeficiente de atenuación lineal $\mu = 0.692\ cm^{-1}$ obteniendo separación dosimétrica efectiva de 2mm. La determinación experimental mediante mediciones con cámara de ionización o filmes radiográficos, es el procedimiento recomendado ya que no realizan aproximaciones que pueden afectar el resultado final.

La separación efectiva entre láminas también puede obtenerse a través de la medición de dosis integral sobre perfiles de dosis de campos estáticos con anchos de gap entre láminas variables [34]. Hemos de considerar que la integración de dosis sobre un perfil de dosis incluirá tres componentes: 1) la fluencia transmitida a través de las láminas del MLC (transmisión del MLC), 2) la fluencia a través del gap entre láminas y 3) la fluencia transmitida a través de los bordes redondeados de las láminas, ver Figura 67. De allí entonces si substraemos la componente 1 antes mencionada a la dosis integral tendremos las componentes 2 y 3 lo cual es proporcional a la separación efectiva entre láminas.

El resultado de la separación efectiva podría ser ajustado empíricamente [48] con el objeto de mejorar la coincidencia entre distribuciones de dosis medidas y calculadas.

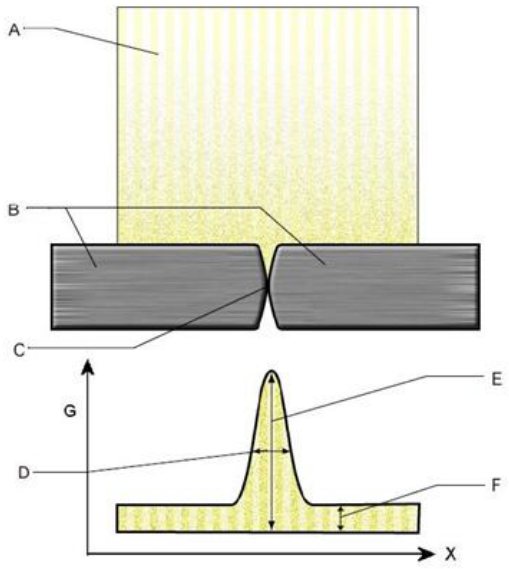


Figura 67. Representación grafica del efecto de separación dosimétrica efectiva de láminas. A: haz de radiación, B: láminas, C: borde de láminas, D: separación dosimétrica efectiva de láminas, E: perfil de transmisión de dosis de láminas enfrentadas, F: dosis transmitidas bajo láminas.

I. Objetivo

El objetivo de este trabajo será la determinación experimental de la separación efectiva entre láminas mediante cámara de ionización y films radiográficos.

II. Materiales y métodos

Para las mediciones con cámara de ionización se crearon planes de tratamiento (software *Shaper* v6.2, Varian) con un campo de radiación uniforme con idénticas UM (UM=100) generados a partir de bandas móviles con gap entre láminas de 1mm, 2mm, 4mm, 6mm, 14mm y 20mmcm. Las mediciones fueron realizadas con una cámara de ionización tipo Farmer (NE2571) en la condición de referencia del equipo SSD=95cm y d=5cm.

Para las mediciones con films radiográfico EDR2 (Kodak) se crearon campos estáticos de anchos 2mm, 5mm, 10mm, 20mm y 50mm. Estos fueron ubicados en un plano coronal de un fantoma de agua solida. Los films fueron irradiados para cada plan de tratamiento. Al mismo momento se irradiaron filmes para creación de una curva de calibración de densidad óptica versus dosis. Todos los films fueron revelados al mismo momento para evitar variaciones en la dosimetría fílmica. Los films fueron escaneados utilizando un scanner VIDAR VXR12 y analizados utilizando el software RIT v4.1. Cada film se obtuvo un perfil en la dirección de movimiento de las láminas y para un distancia fija respecto al eje central se obtuvo la dosis integral. Cada film fue analizado 10 veces con separación entre líneas de 1mm cubriendo una región de 10mm alrededor del eje central, lo cual nos permite incluir regiones debajo de las láminas y entre láminas. Substrayendo de esta dosis integral la transmisión del MLC es posible obtener el corrimiento o separación efectiva entre láminas, graficando este valor en relación al ancho nominal del campo definido por el MLC, y extrapolando el ajuste lineal de dicho grafico al valor de dosis cero, ver Figura 68.

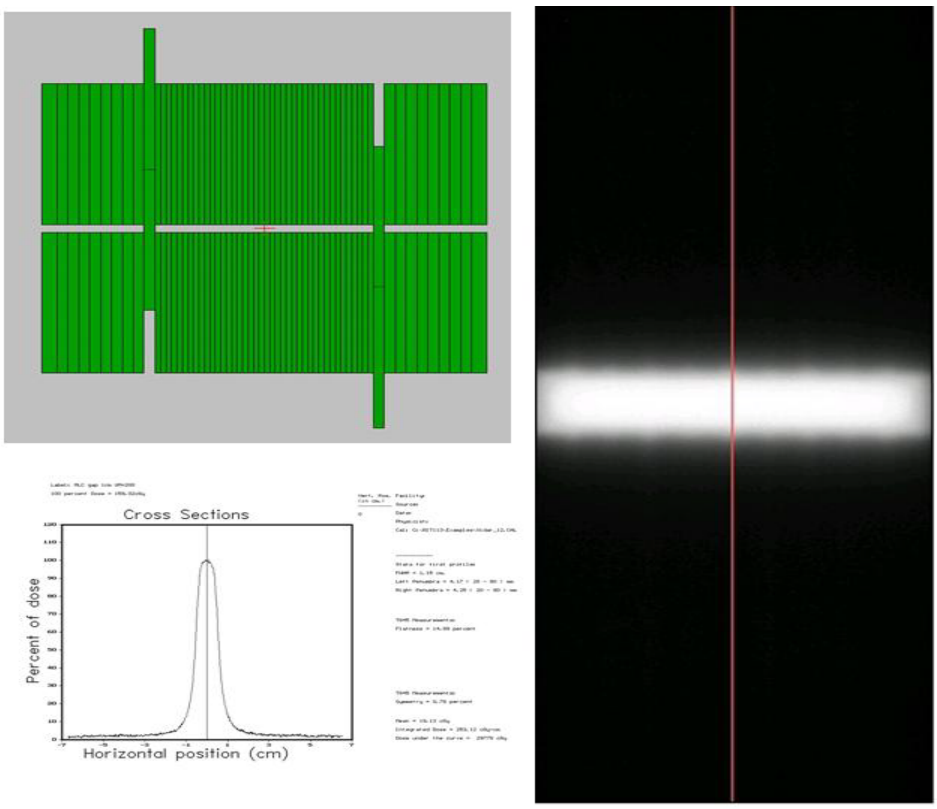


Figura 68. Campo, film y análisis de perfil resultante con RIT v4.1 para obtención de la separación efectiva entre láminas.

III. Resultados

A partir de las medidas con cámara de ionización se graficóó la dosis medida versus el gap entre láminas la cual fue ajustada por una recta. Se realizó una extrapolación a cero de la dosis donde la intersección con el eje horizontal nos da la separación efectiva entre láminas igual a 1.8mm, ver Figura 69. Del grafico de las mediciones con films, Figura 70, se obtiene un valor de 2mm.

El valor final adoptado fue de 2mm.

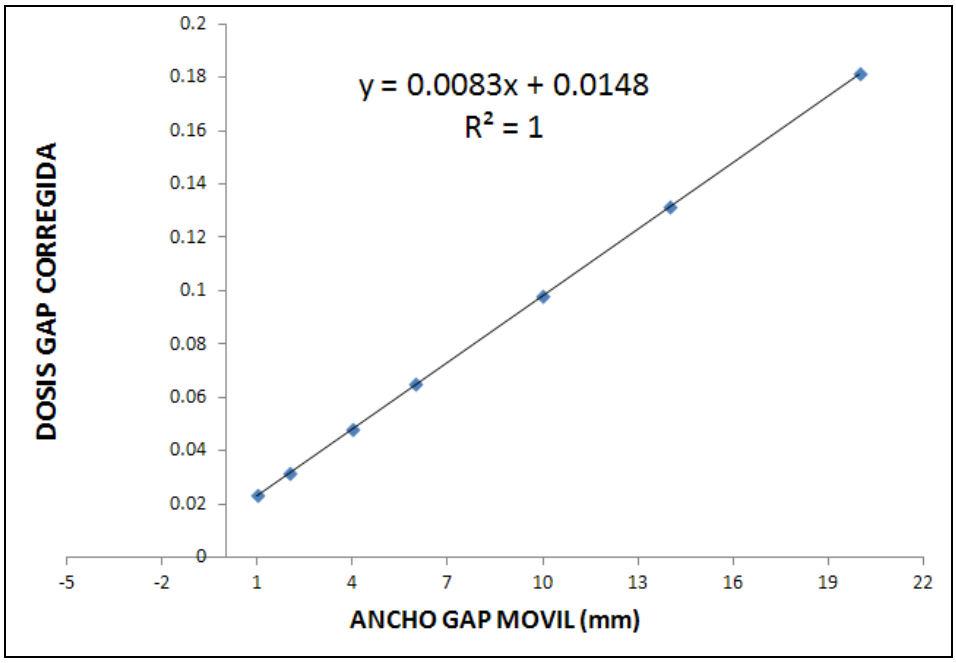


Figura 69. Separación dosimétrica efectiva medida con cámara de ionización obtenida con cámara de ionización

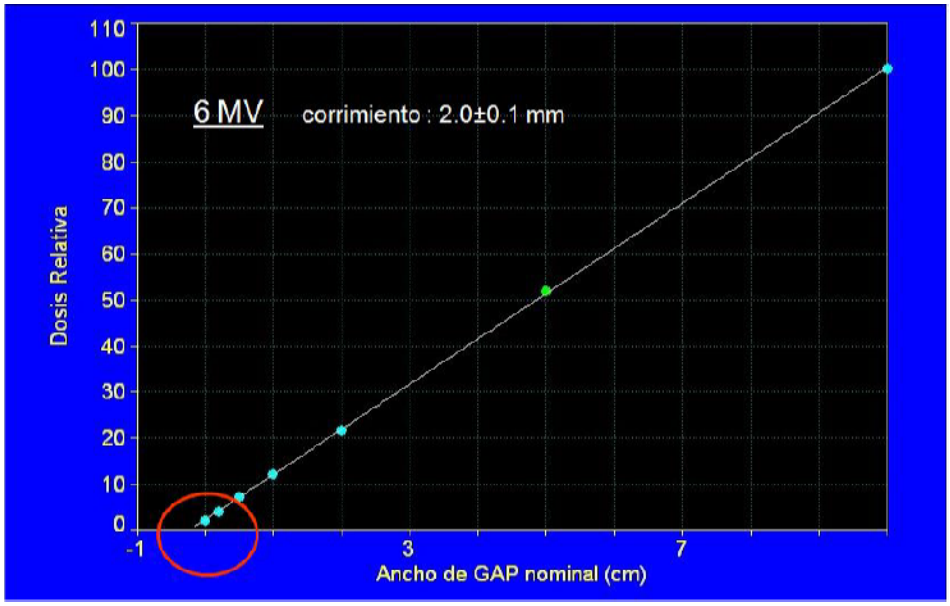


Figura 70. Separación dosimétrica efectiva medida con cámara de ionización obtenida con films radiográficos

6.1.4 Parámetros de configuración del TPS

El proceso de configuración del sistema de planificación (Eclipse v8) requiere determinar ciertos parámetros físicos, para cada acelerador. Estos son de suma importancia ya que serán utilizados luego por los algoritmos de cálculo de dosis. Los valores requeridos por el TPS utilizado son:

- Transmisión promedio del MLC (6.1.2)
- Separación efectiva entre láminas (6.1.3)
- Distancia mínima entre láminas *("Minimum dose dynamic leaf gap")*
- Tolerancia de posición de láminas ("*Dose dynamic leaf tolerance")*
- Tasa de dosis a ser utilizada

La distancia mínima es la que nos permite prevenir colisiones entre láminas opuestas y puede ser utilizada para limitar el tamaño del segmento en la dirección de movimiento de las mismas; de allí el controlador del MLC no permitirá planes con pares de láminas opuestas que se muevan con una distancia menor a la establecida.

La tolerancia de posición de láminas se refiere a que cuando tenemos un tratamiento de IMRT dMLC la posición de las láminas es especificada en función de la cantidad de UM totales del campo y la posición de las mismas es monitoreada cada 55msec. En caso de que una lámina no alcance la posición deseada para la fracción de UM correspondiente se produce una parada temporaria del haz de radiación (*"Beam hold off"*) hasta que la lámina alcance una posición dentro del valor de tolerancia. De allí entonces si disminuimos la tolerancia en posición aumentara el tiempo de tratamiento y aumento del error en la dosis debido a la inestabilidad del haz [34].

Los valores utilizados pueden verse en la Figura 71.

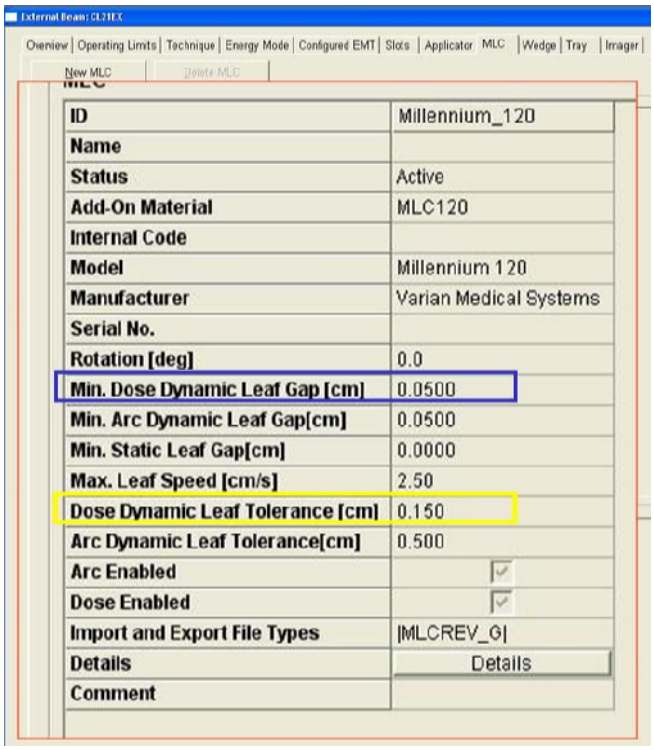


Figura 71. Parámetros de configuración del MLC para IMRT dinámico en Eclipse v8

6.1.5 Investigación del efecto de parámetros en tratamientos de IMRT dinámico

Durante la entrega de un tratamiento de un campo de IMRT dMLC es necesario considerar otros parámetros adicionales a los ya analizados. Estos son: efecto de lado (costado) de lámina (“*tongue and groove”)*, efecto de la tasa de dosis, estabilidad de velocidad de movimiento de las láminas, efecto de aceleración y desaceleración y efecto en la interrupción de tratamientos.

6.1.5.1 Efecto *“tongue and groove”*

Tal como fue descripto en el capítulo 3, el diseño del lado de las láminas posee caras y contracaras de forma tal de minimizar la cantidad de radiación que se pueda filtrar entre ellas. Este diseño genera una línea de baja dosis en la unión de campos adyacentes limitados por las caras de las láminas tal como puede verse en la Figura 72. Si bien este efecto puede ser minimizado en la combinación de campos en un plan de tratamiento en especial utilizando en cada uno diferentes ángulos de colimador, es necesario evaluar su efecto.

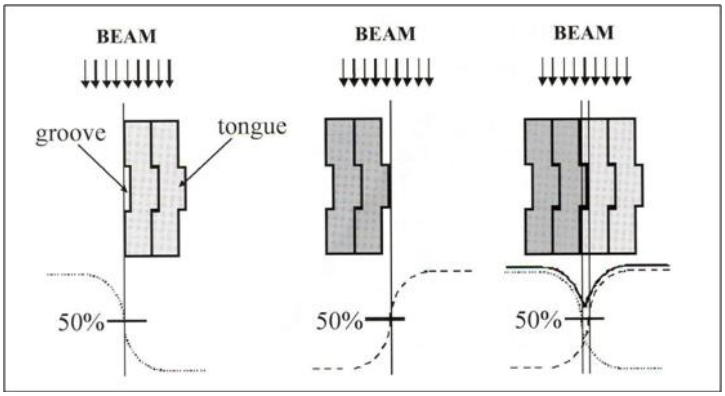


Figura 72. Subdosificación producida por efecto *“tongue and groove”* en campos adyacentes limitados por la cara de las láminas

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia fue el de evaluar el efecto de disminución de dosis en la unión de campos adyacentes conocido como efecto “*tongue and groove*”.

II. Materiales y métodos

Se utilizo un patrón de movimiento de láminas en modalidad secuencial correspondiente a los test con patrones y procedimientos de garantía de calidad en IMRT dinámica [55] (Test 8). La medición de la distribución de la dosis fue realizada con un film radiográfico Xomat-V (Kodak) ubicado en un plano perpendicular a la incidencia del haz en la condición de referencia. El films fue escaneado en un escáner VIDAR *Dosimetry Pro Advantage* y analizado con el software RIT v5.2.

III. Resultados

Los segmentos y distribución de dosis resultante pueden verse en la Figura 73. Allí puede apreciarse visualmente franjas de sub dosis correspondientes al efecto del lado de las láminas.

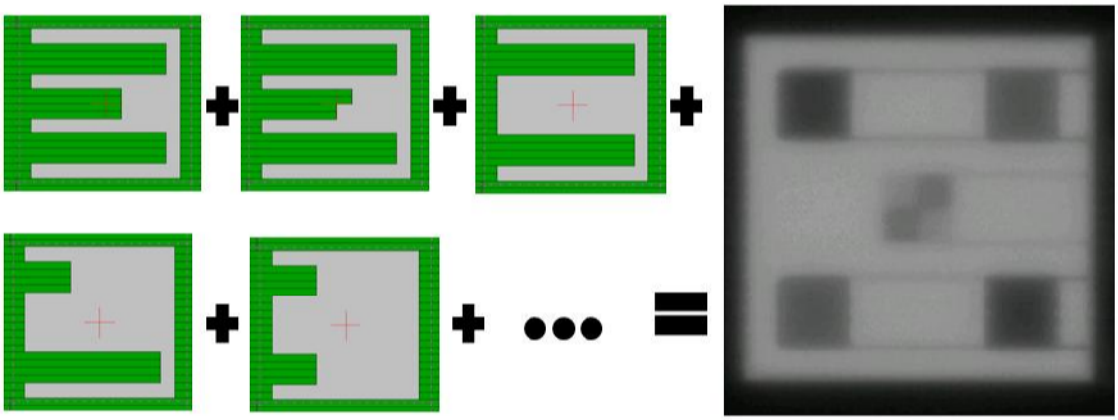


Figura 73. Segmentos de un campos de IMRT para evaluación de efecto *"tongue and groove"* y distribución de intensidad sobre un film radiográfico

Analizando dicho film puede observarse que la sub dosificación generada por el efecto *"tongue and groove"* es menor de un 10%, ver Figura 74.

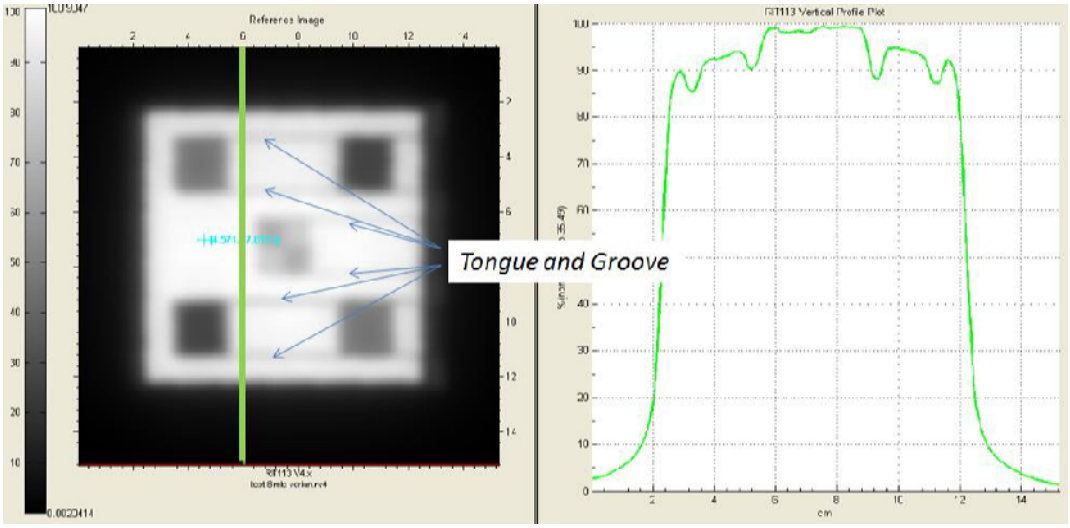


Figura 74. Evaluación de efecto *"tongue and groove"* sobre un film radiográfico analizado con dosimetría fílmica

6.1.5.2 Efecto de la tasa de dosis

Parámetros que han de influir en la velocidad de entrega de un campo de IMRT dinámico son principalmente la distribución de fluencias del campo, UM, tasa de dosis y velocidad de movimiento de las láminas. Estos dos últimos parámetros estarán muy relacionados y en el caso en que la velocidad máxima de movimiento de las láminas no sea suficiente o se presente algún problema para entregar la fracción de UM en una dada posición se generara, tal como hemos mencionado, una parada temporaria del haz o "*beam hold off*".

El aumento en el número de paradas temporarias del haz generara un aumento en las desviaciones de posición de las láminas lo cual puede ser representado por un RMS (desviación cuadrática media), que puede ser expresado por la Ec. 6.

$$LeafErrorRMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}\left(LeafPlanPos_i - LeafActualPos_i\right)^2}{n}} \qquad \text{Ec. 6}$$

Esta ecuación realiza una sumatoria sobre el número total de muestras (n) de la diferencia cuadrática entre la posición planificada de la lámina respecto a su posición real. El controlador del MLC grabara en forma continua cada tratamiento de IMRT dinámico hasta que el mismo finalice o sea interrumpido y los datos son grabados en un archivo *"Dynalog file"* en formato ASCII. Cada vez que se realiza un nuevo campo con tratamiento dinámico, el controlador del MLC sobrescribirá los archivos del campo de tratamiento dinámico anterior. Estos archivos pueden ser visualizados mediante el software *"Dynalog File Viewer"* (Varian) el cual nos permite mostrar gráficamente en forma de tabla o histogramas las desviaciones de las láminas y los valores de RMS de las desviaciones de las láminas, ver Figura 75.

El criterio de aceptación de un campo de IMRT dMLC propuesto en este trabajo corresponde a que el mismo debe cumplir con que:

- **el 95% de la cuentas de errores (Nº de desviaciones de posición de láminas) debe tener un desplazamiento menor a 0.1cm y error promedio menor a 0.3cm.**
- **El RMS aceptado como máximo es 0.05cm**
- **El Nº máximo de *"Beam hold off"* es de 2**

Si alguno de estos criterios no se cumplen esto puede ser debido a algún problema en las componentes del MLC y que sea necesario disminuir la tasa de dosis con la que fue entregado el campo de IMRT dMLC.

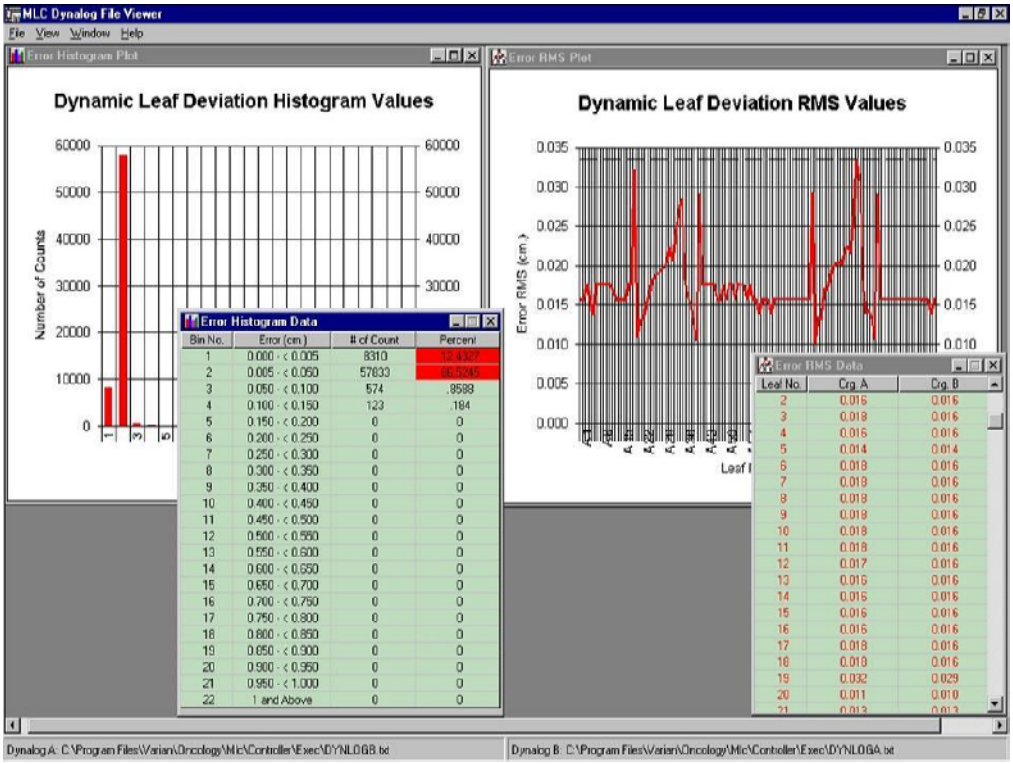


Figura 75. Visualización del programa *MLC Dynalog File Viewer*.

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia es de evaluar el efecto de la tasa de dosis sobre el número de paradas del haz, RMS e histograma de errores en un campo de IMRT dMLC.

II. Materiales y métodos

Se utilizaron dos campos de IMRT dMLC. Ambos fueron entregados con tasa de dosis de 200UM/min, 300UM/min, 400UM/min hasta 500UM/min. El primero $IMRT_1$ considerado simple, Figura 76, corresponde a un campo posterior de un tratamiento de próstata. El segundo $IMRT_2$ considerado complejo, Figura 77, corresponde a un campo anterior de un tratamiento de cabeza y cuello y requiere de dos posiciones de carro para su ejecución.

Como sistema de medición de la distribución de dosis resultante se utilizaron films radiográficos Xomat-V ubicados en un plano perpendicular a la incidencia del haz en la condición de referencia.

Se utilizo un tercer campo de $IMRT_3$ con 100UM, Figura 78, el cual fue medido sobre un film radiográfico con tasa de dosis de 200UM/min y 500UM/min. Los films fueron registrados con puntos externos de registro generados por el MLC. Las distribuciones de dosis fueron comparadas mediante la utilización del software RITv5.3 mediante de substracción de dosis y análisis gamma (ΔD=2% y DTA=2mm).

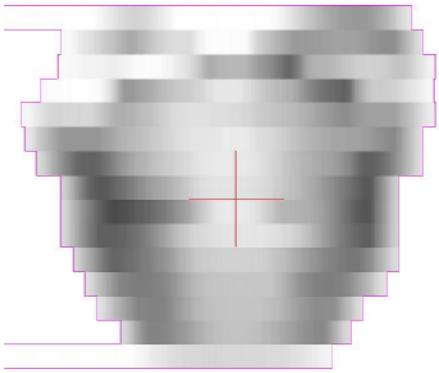


Figura 76. Fluencia de campo $IMRT_1$ simple correspondiente a incidencia posterior en próstata.

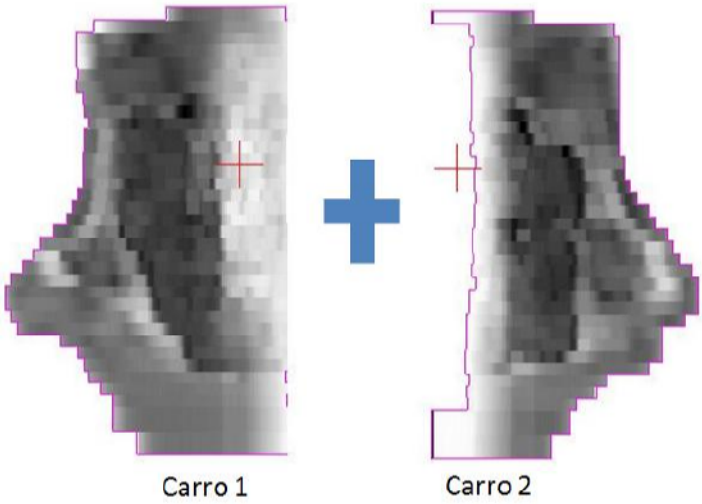


Figura 77. Fluencia de campo $IMRT_2$ complejo correspondiente a incidencia anterior en tratamiento de cabeza y cuello. La fluencia total es la suma de las fluencias de dos posiciones de carros.



Figura 78. Fluencia de un campo de $IMRT_3$ complejo sobre un film radiográfico con tasa de dosis de 200UM/min.

III. Resultados

La Figura 79 muestra los resultados del "*Dynalog File Viewer*" para el campo $IMRT_1$ con tasa de dosis de 200UM/min y la Figura 80 para tasa de dosis de 500UM/min.

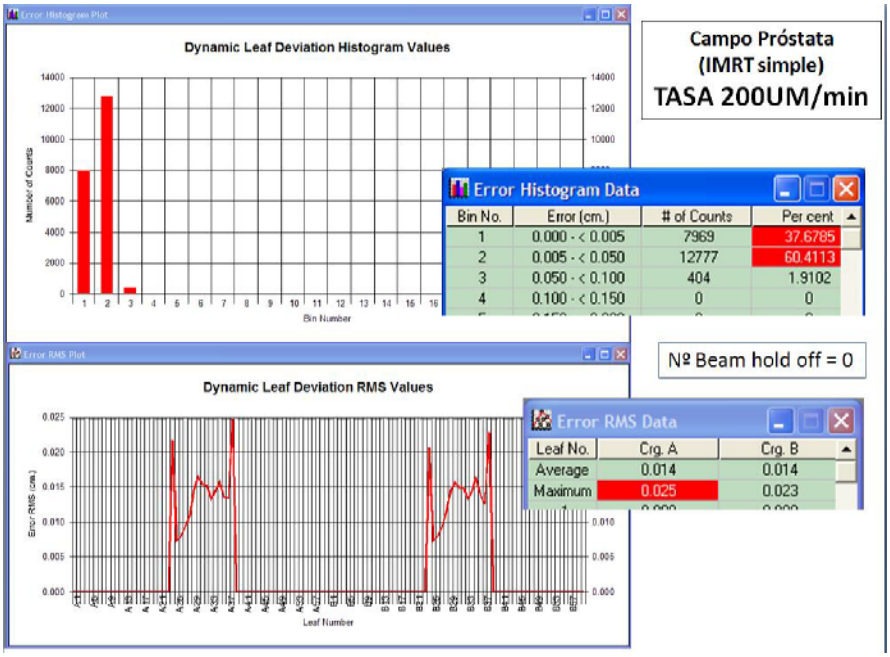


Figura 79. Resultado del software "*Dynalog File Viewer*" para un campo simple de $IMRT_1$ con tasa de 200UM/min

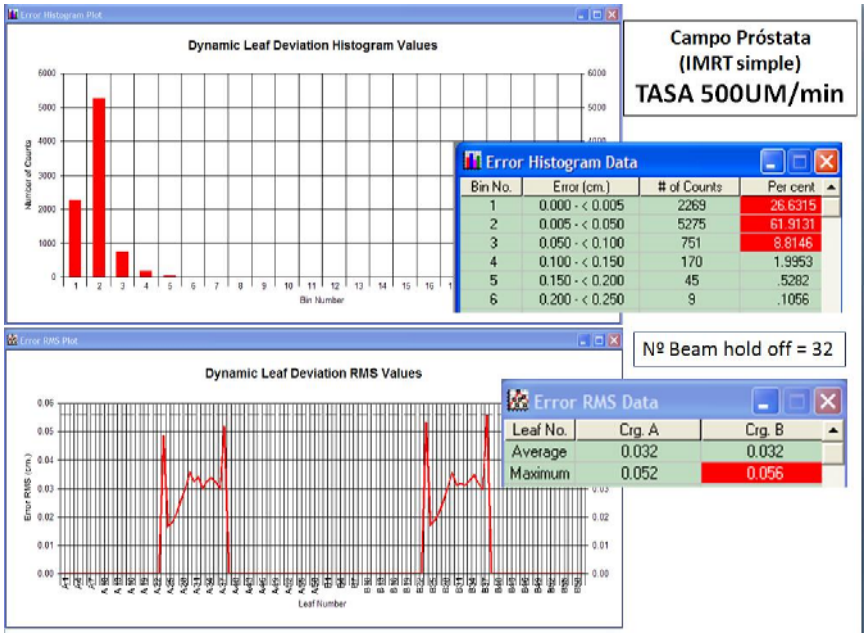


Figura 80. Resultado del software *Dynalog File Viewer* para un campo simple de $IMRT_1$ con tasa de 500UM/min

Esta Figura muestra un incremento de todos los errores con el aumento de la tasa de dosis. El efecto para el campo $IMRT_1$ con para todas las tasas de dosis estudiadas se resume en la Figura 81.

TASA	*Beam hold off*	RMS carro A Promedio [cm]	RMS carro A Máximo [cm]	RMS carro B Promedio [cm]	RMS carro B Máximo [cm]
200	0	0.14	0.25	0.14	0.23
300	0	0.21	0.36	0.21	0.37
400	13	0.27	0.45	0.27	0.45
500	32	0.32	0.52	0.32	0.56

	Histograma de Errores [%]				
TASA	0.000-0.005 [cm]	0.005-0.050 [cm]	0.050-0.100 [cm]	0.100-0.150 [cm]	0.150-0.200 [cm]
200	37.7	60.4	1.9	0	0
300	26.1	68.8	4.9	0.17	0
400	24.1	67.2	7.1	1.5	0
500	26.6	61.9	8.8	2.0	0.5

95% de las cuentas

Figura 81. Cuadro comparativo de la variación del Nº de paradas temporarias, RMS y errores con la tasa de dosis para un campo de $IMRT_1$ simple de próstata

La Figura 82 muestra los resultados del "*Dynalog File Viewer*" para el campo $IMRT_2$ con tasa de dosis de 200UM/min y la Figura 83 para tasa de dosis de 500UM/min.

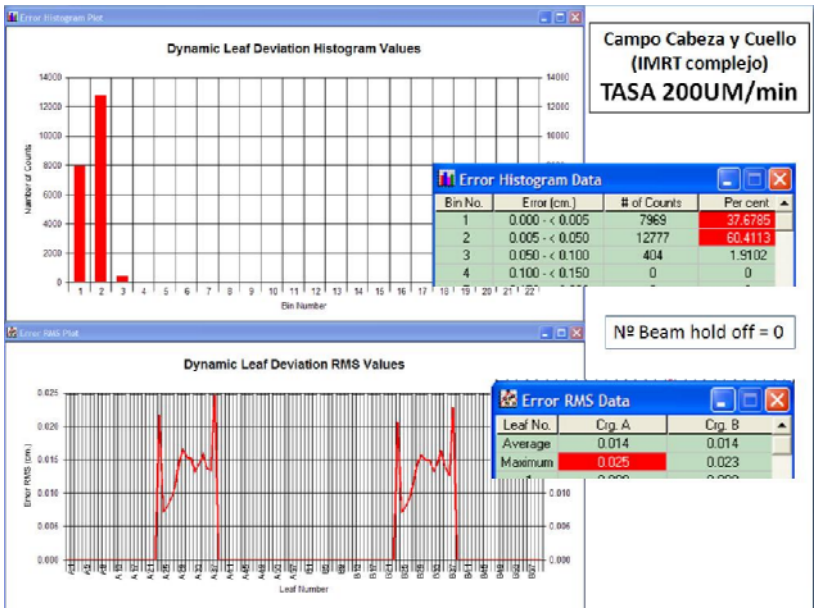


Figura 82. Resultado del software "*Dynalog File Viewer"* para un campo simple de $IMRT_2$ con tasa de 200UM/min

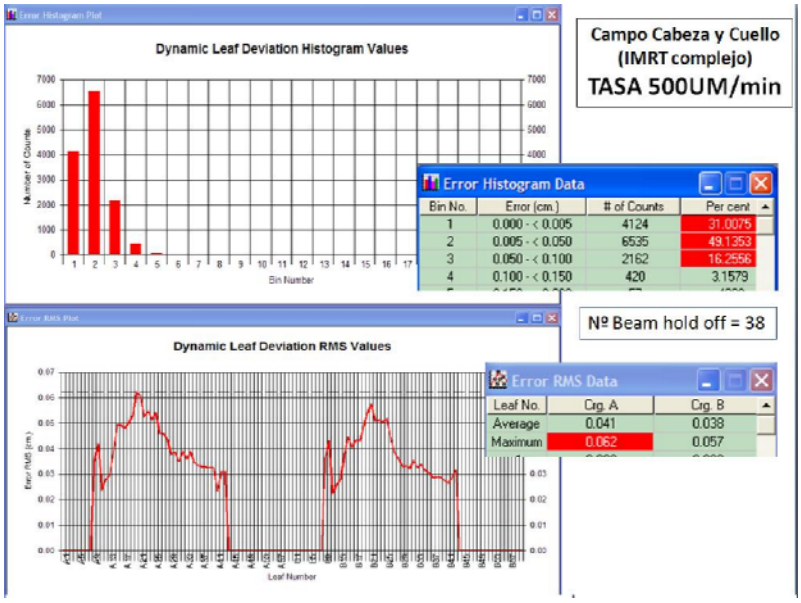


Figura 83. Resultado del software "*Dynalog File Viewer"* para un campo simple de $IMRT_2$ con tasa de 500UM/min

De la misma forma que con el campo simple, para un campo complejo de $IMRT_2$ vuelve a aparecer un aumento de todos los errores con el incremento de la tasa de dosis lo cual se ejemplifica mejor en la Figura 84.

TASA	*Beam hold off*	RMS carro A Promedio [cm]	RMS carro A Máximo [cm]	RMS carro B Promedio [cm]	RMS carro B Máximo [cm]
200	0	0.14	0.25	0.14	0.23
300	0	0.29	0.46	0.27	0.43
400	23	0.37	0.55	0.34	0.53
500	38	0.41	0.62	0.38	0.57

	Histograma de Errores [%]				
TASA	0.000-0.005 [cm]	0.005-0.050 [cm]	0.050-0.100 [cm]	0.100-0.150 [cm]	0.150-0.200 [cm]
200	23.9	73.9	2.2	0	0
300	17.8	71.9	9.9	0.3	0
400	24.5	58.5	15.2	1.7	0.2
500	31.0	49.1	16.3	3.2	0.4

95% de las cuentas

Figura 84. Cuadro comparativo de la variación del Nº de paradas temporarias, RMS y errores con la tasa de dosis para un campo de $IMRT_2$ complejo de cabeza y cuello

La comparación de los campos $IMRT_3$ con tasa de dosis de 200UM/min y 500UM/min puede verse en la Figura 85.

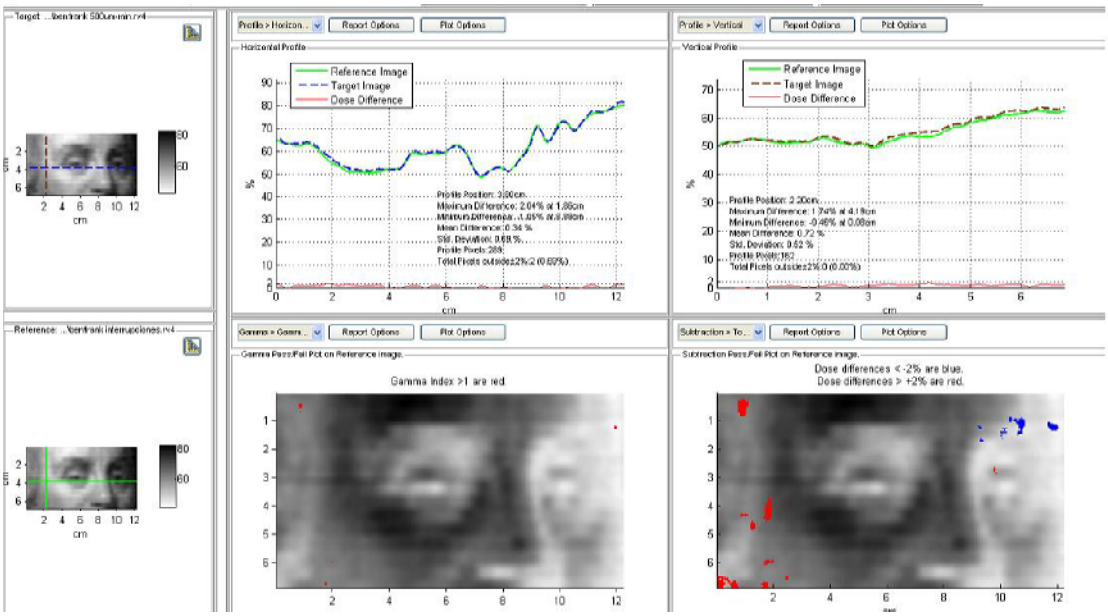


Figura 85. Comparación entre distribución de dosis generada por campo de $IMRT_3$ complejo con tasa de dosis 200UM/min y de 500UM/min.

Existe un claro aumento de la cantidad de paradas de una haz de IMRT dMLC a medida que aumenta la tasa de dosis. El número de paradas está relacionado con la complejidad de la fluencia del campo, de allí que campos complejos podría requerir ser entregados con tasas de dosis menores comparado a campos simples. Este aumento también se evidencia en el RMS e histogramas de errores.

6.1.5.3 Estabilidad de velocidad de movimiento de las láminas. Aceleración y desaceleración

La estabilidad en la velocidad de movimiento de las láminas es esencial en la entrega de un campo tratamiento de IMRT dMLC. Problemas en la velocidad de movimiento podrían generar variaciones en las distribuciones de dosis esperadas y/o aumentos de las paradas el haz. Las interrupciones a las que puede estar sometido un campo de IMRT dMLC puede generar diferencias con el campo planeado debido a la aceleración o desaceleración de las láminas, efecto que debe ser estudiado.

I. Objetivo

El de esta experiencia es de estudiar la estabilidad en la velocidad de movimiento de láminas y analizar el efecto de aceleración y desaceleración de las mismas.

II. Materiales y métodos

La verificación de la misma fue realizada considerando que un campo de intensidad uniforme puede ser simulado mediante un movimiento dinámico de láminas; de allí entonces el perfil de dosis en la dirección de movimiento de las láminas debería ser idéntico al del campo estático. Para verificar las distintas velocidades de movimientos se creó un patrón de intensidad de bandas generando pares de láminas opuestas moviéndose a distintas velocidades. Para la creación de este patrón se creó un archivo de fluencia óptima el cual fue convertido a fluencia real mediante el "*Leaf Motion Calculator"* del TPS. Este patrón de movimiento de láminas fue medido con film radiográfico Xomat V (Kodak) perpendicular a la incidencia del haz en la condición de referencia. Los perfiles de dosis obtenidos para cada banda de intensidad homogénea fueron comparados con los perfiles de un campo abierto estático de las mismas dimensiones. Se utilizaron 100UM para la entrega de este campo.

El control de la aceleración y desaceleración en el movimiento de láminas se estudio repitiendo el Test anterior pero introduciendo dos interrupciones, 30UM y 60UM, de la entrega del mismo.

La comparación de perfiles dinámico sin y con interrupciones con respecto al campo abierto fue realizada con el software RITv5.3.

III. Resultados

Los perfiles de dosis para cada par de láminas a distintas velocidades se pueden ver en la Figura 86. Los perfiles dosis para el mismo patrón con dos interrupciones se pueden ver en la Figura 87.

Los perfiles de dosis de cada velocidad estudiada fueron comparados con el perfil de campo abierto no encontrándose variación en la planicidad y simetría. Misma situación se observo en los patrones con interrupciones.

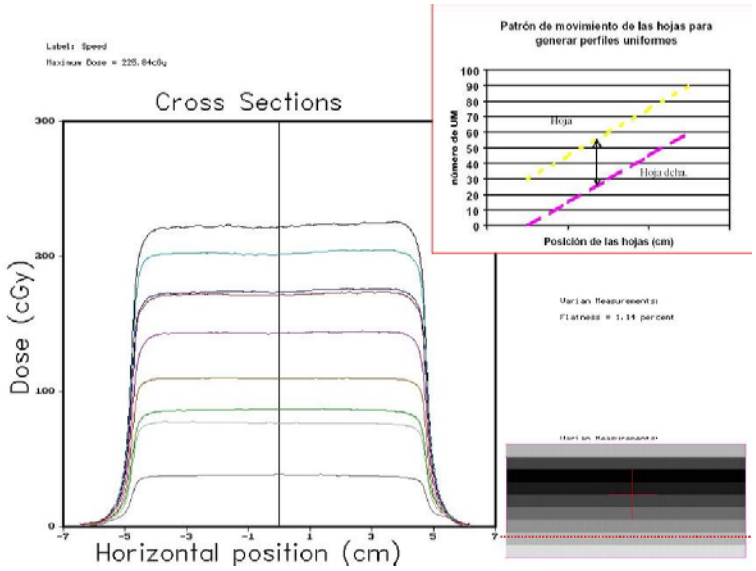


Figura 86. Perfiles de dosis obtenido por dosimetría fílmica, en la dirección de movimiento de las láminas sobre patrones de intensidad uniforme generado por movimiento de láminas a 10 velocidades diferentes

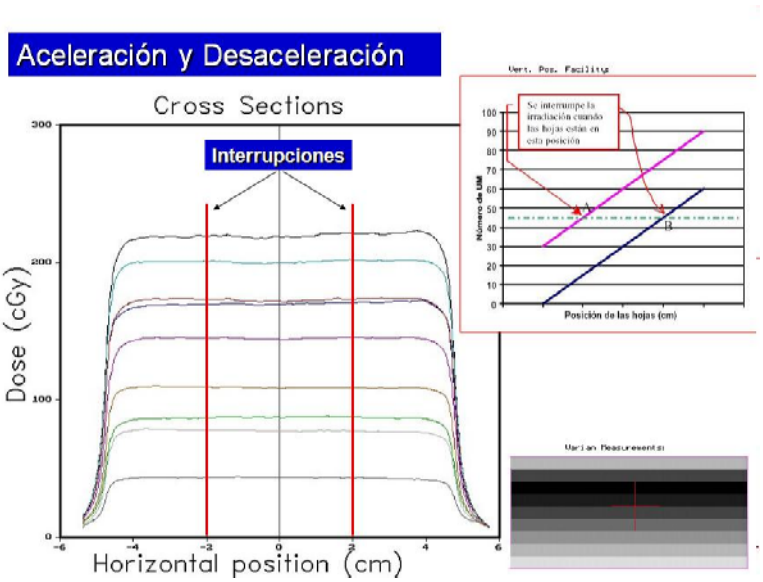


Figura 87. Estudio de aceleración y desaceleración en el movimiento láminas introduciendo dos interrupciones en la entrega de patrón de intensidad para control de velocidad de movimiento

6.1.5.4 Control del la unidad de control de MLC. Dosis segmentada.

Al producirse una interrupción en la entrega de un tratamiento de IMRT dMLC, la orden de parada es enviada por el sistema de control hacia el MLC la cual debe ser ejecutada en tiempo y forma, verificando de esta forma la velocidad del envío y recepción de la señal.

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia es el de generar un procedimiento de control de dosis segmentada para ser utilizado como parte del control de calidad.

II. Materiales y métodos

Se diseño un Test de control que consiste en la determinación dosimétrica de un segmento de dosis de un número determinado de UM normalizado a la lectura del campo de referencia. En la Figura 88, se esquematiza la irradiación, segmentos y adquisición de la lectura.

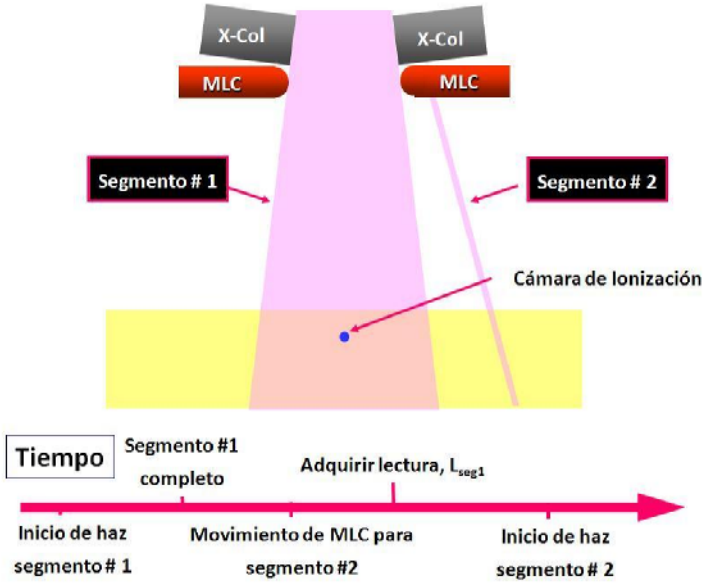


Figura 88. Secuencia de tiempo en Test de unidad de control de MLC.

El cociente entre la dosis del primer segmento y la dosis de referencia puede ser considerado como un parámetro de referencia para controles de calidad posteriores.

6.1.5.5 Control de interrupción de tratamientos

La interrupción voluntaria o involuntaria de un tratamiento de IMRT es parte de los tratamientos en radioterapia y se debe verificar cual es el efecto global de ocurrencia de las mismas. Dentro de una interrupción aparecen un sin número de factores que deben ser evaluados, entre ellos la aceleración y desaceleración, estudiada en 6.1.5.3 y velocidad de orden enviada por el sistema de control del MLC, estudiado en 6.1.5.4.

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia es el de verificar el impacto de las interrupciones en un campo de IMRT dMLC

II. Materiales y métodos

Se selecciono un patrón de movimiento complejo de un campo de IMRT irradiado con una tasa de dosis de 200UM/min y 100UM sin interrupciones el cual fue medido en un plano coronal con el film radiográfico Xomat-V (Kodak), ver Figura 78. La irradiación anterior fue repetida pero en esta oportunidad se introdujeron 3 interrupciones y se reinicio la irradiación hasta completar el tratamiento. Ambos films fueron registrados y comparados mediante la utilización del software RIT v5.2.

III. Resultados

Los resultados de la comparación entre la distribución de dosis sin interrupción y con interrupción se muestra en la Figura 89. La substracción de dosis muestra pequeñas diferencias no evidentes en el análisis gamma.

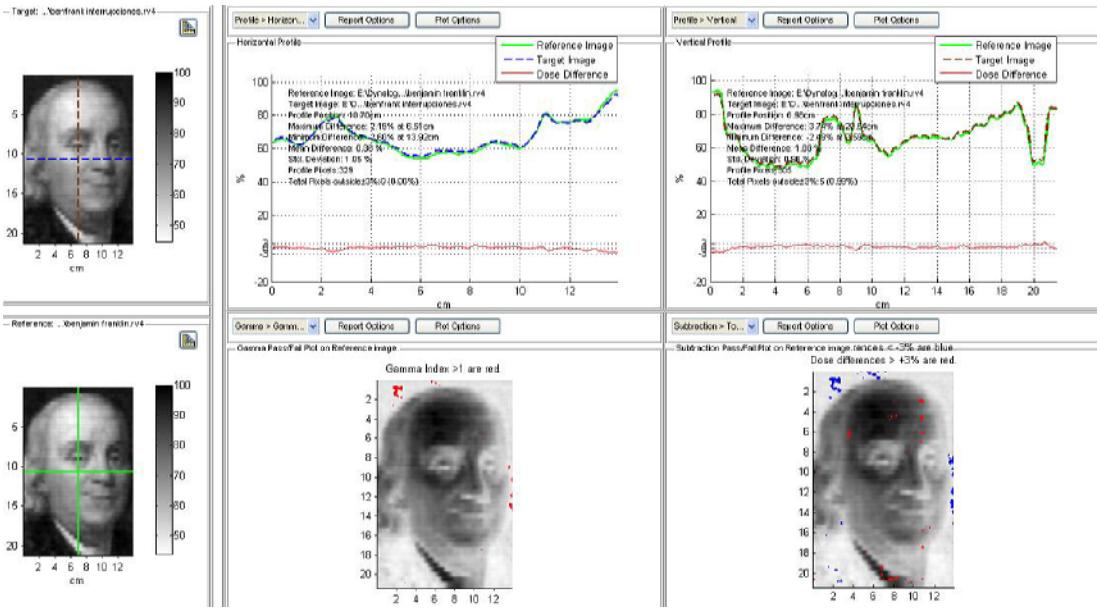


Figura 89. Comparación entre distribución de dosis generada por campo de IMRT complejo con y sin interrupciones

En el campo de IMRT MLC estudiado se puede ver que las interrupciones en tratamientos generan pequeñas variaciones en comparación al patrón de referencia.

6.1.5.6 Comportamiento dosimétrico en test cualitativos de control

Existen un conjunto de patrones de movimiento de láminas recomendados por el fabricante [55] para el MLC Millenium. La realización y análisis de estos test permiten una familiarización del MLC y un control cualitativo y cuantitativo.

I. Objetivo

El objetivo de reproducir la totalidad de los Test con el objeto de evaluar:

- Exactitud del posicionamiento de las láminas
- Propiedades cinéticas del dMLC (tal como la estabilidad de la velocidad de las láminas y efectos de aceleración)
- Evaluación dosimétrica de la entrega de dosis fraccionada

II. Materiales y métodos

Todos los test fueron medidos con un film radiográfico XOmat (Kodak) en un plano coronal perpendicular a la incidencia del haz en la condición de referencia. Se incluyen 9 Tests y los archivos de movimiento de láminas son provistos por el fabricante en un CD e incluyen:

1. Picket Fence (capitulo 5.2.2.2, Prueba I)
2. Bandas segmentadas sincronizadas (*"synchronized segmented stripes"*)

- Este Test permite verificar la exactitud y calibración de la posición de las láminas y movimiento de los carros cuando pares de láminas adyacentes están cerradas durante la entrega del haz de radiación
- En este Test el fabricante recomienda verificar que
  - Las líneas de unión entre los campos de ancho 4cm deben ser rectos y aproximadamente de igual intensidad.
  - Las líneas de unión deben de aparecer en -12.0±0.1cm, -8.0±0.1cm, -4.0±0.1cm, 0.0±0.1cm, 4.0±0.1cm, 8.0±0.1cm y 12.0±0.1cm.
  - La intensidad de todas las bandas irradiadas deben ser uniformes
  - Las bandas no irradiadas deben de estar libres de dosis

3. Bandas no sincronizadas (*"no synchronized stripes"*)
   - Este Test permite la verificación de la exactitud y calibración de posicionamiento de las láminas y detectar posibles problemas de fricción de láminas en especial en movimientos no sincronizados.
4. Cuña X ("*X Wedges"*)
   - Este Test permite verificar la exactitud y calibración de posicionamiento de láminas en producir un campo de cuña en la dirección X. El Test consiste en irradiar un campo en forma de cuña de a pasos en el eje X y luego irradiar su complemento de forma tal de obtener un campo uniforme.
5. Cuña Y ("*Y Wedges"*)
   - Este Test similar al anterior pero ahora la Cuña es en la dirección Y. Este Test permite verificar la exactitud y calibración de posicionamiento de láminas en producir un campo de cuña en la dirección Y. El Test consiste en irradiar un campo en forma de cuña de a pasos en el eje Y y luego irradiar su complemento de forma tal de obtener un campo uniforme.
6. Pirámide ("*Pyramids"*)
   - Este Test permite verificar la exactitud y calibración de posicionamiento de láminas en producir un campo complejo en forma de pirámide. El Test consiste en irradiar un campo en forma de pirámide y luego su complemento.
7. Campo complejo A
   - Este Test permiten verificar la exactitud y calibración de posicionamiento de láminas en producir campos complejos.
8. Campo complejo B (capitulo 6.1.5.1)
   - Ídem que el Test 7.
9. Bandas paralelas finas (capitulo 5.2.2.2 Prueba III)

III. Resultados

Los resultados de la irradiación de los diferentes Test cualitativos se muestran en las siguientes Figuras. Test 2 de bandas segmentadas sincronizadas Figura 90. Allí se muestra la secuencia de 4 campos que generan la distribución de dosis final.

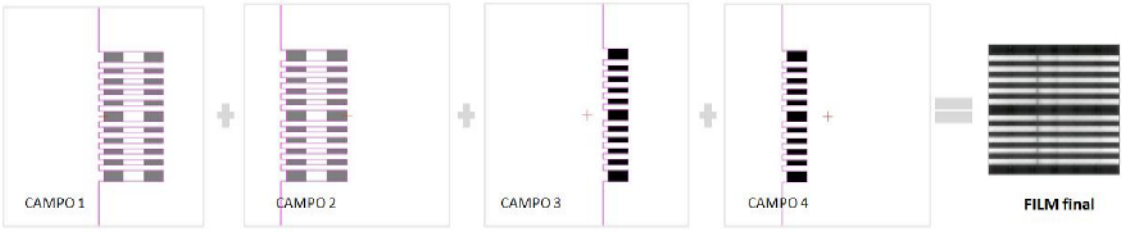


Figura 90. Campos y film final correspondientes al Test de bandas segmentadas sincronizadas.

El Test 3 de bandas no sincronizadas Figura 91. Al igual que con el test anterior aquí se muestran la secuencia de 4 campos que producen la distribución de dosis final.

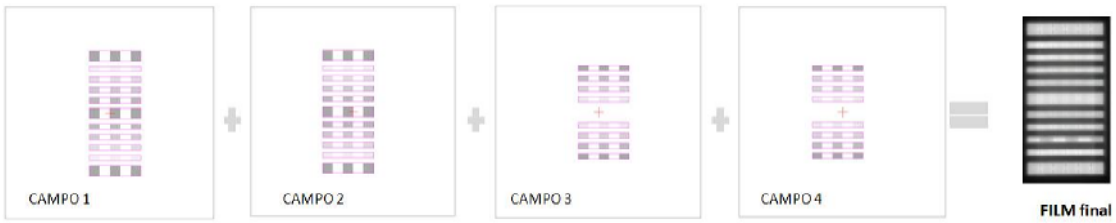


Figura 91. Segmentos y film final correspondientes al Test de bandas segmentadas no sincronizadas.

El Test 4 de Cuña X ver Figura 92.

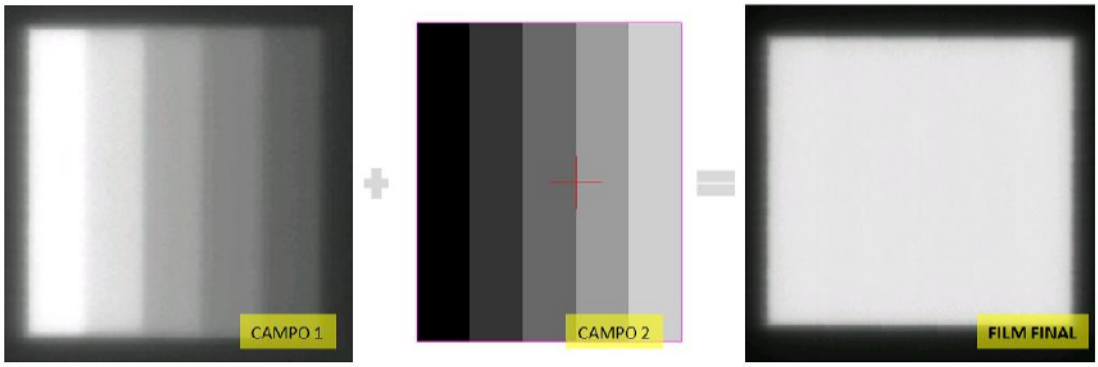


Figura 92. Segmentos y film final correspondientes al Test de Cuña X.

El Test 5 de Cuña en Y ver Figura 93.

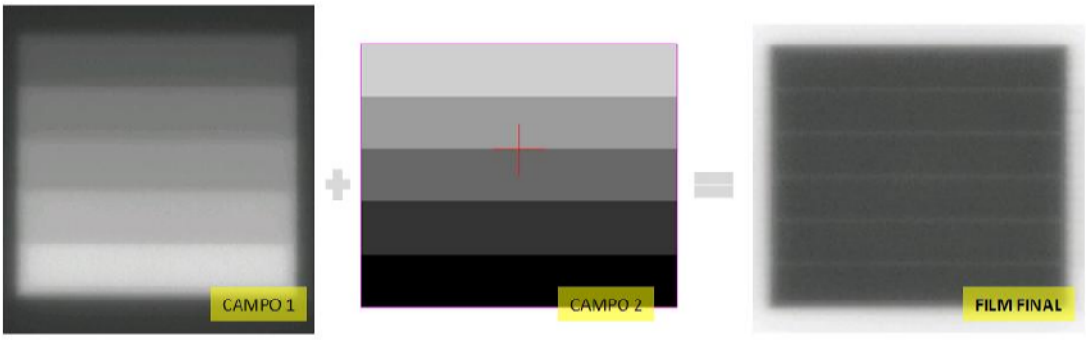


Figura 93. Segmentos y film final correspondientes al Test de Cuña Y.

El Test 6 de pirámide ver Figura 94.

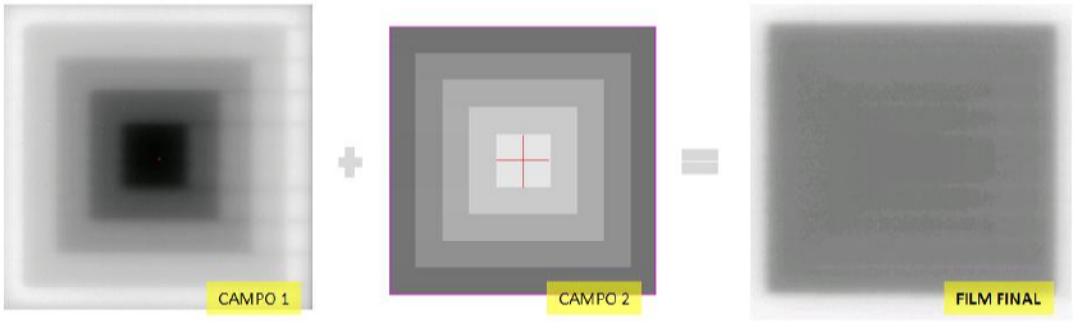


Figura 94. Segmentos y film final correspondientes al Test de Pirámide.

Los Test 7 y 8de campos complejos ver Figura 95.

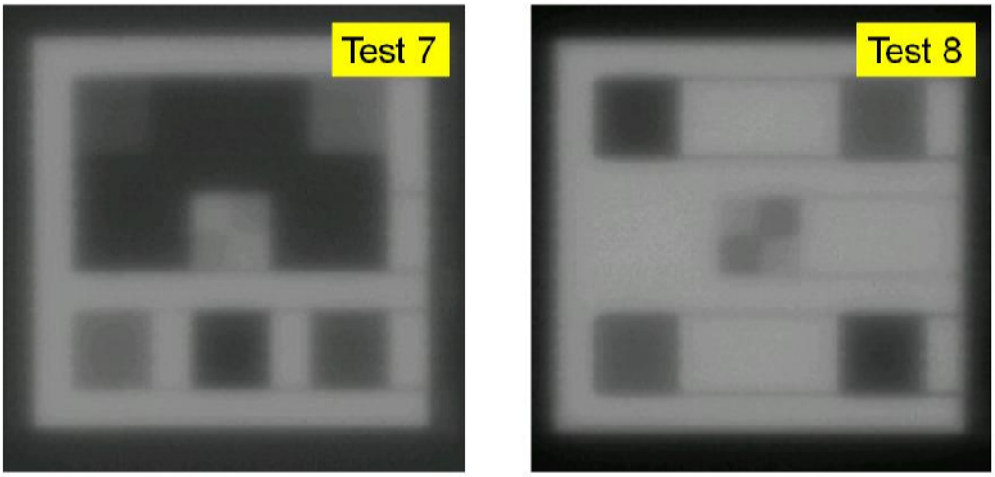


Figura 95. Campos complejos de IMRT correspondientes a los Test 7 y 8.

6.1.6 Verificación integral del sistema de IMRT dinámico

El proceso de comisionamiento de IMRT es muy complejo. Este incluye la determinación y evaluación de un gran número de parámetros físicos. Errores o fallas en cualquiera de pueden degradar el resultado final de un tratamiento de allí que es necesario establecer controles globales antes de incluir una nueva variable como son la información anatómica del paciente.

La utilización de patrones estándares de IMRT son propuestos en este trabajo como verificación final del proceso de comisionamiento y como establecimiento de una referencia para controles futuros del sistema. [50]

I. Objetivo

El objetivo es entonces realizar una verificación integral del sistema y analizar la capacidad del mismo de predecir distribuciones de dosis de campos correspondiente a patrones estándares de IMRT dMLC.

II. Materiales y métodos

Se propone la utilización de patrones estándares de campos de IMRT dMLC de formas conocidas y reproducibles. Estos son creados manualmente editando las fluencias optimas (*"optimal fluence file"*) con un editor de texto y asignar valores de intensidad a cada beamlet del haz (*"cell index value"*). Se propone la utilización de 6 patrones:

- Campo uniforme

- Pirámide
- Pozo
- Cuña
- Picos
- Silla [44]

La edición de las fluencias óptimas depende del TPS y es necesario analizar el formato para poder generar la forma deseada. La Figura 96 muestra el archivo ASCII correspondiente a la fluencia óptima del patrón de Pirámide para el TPS CadPlan (Varian) y la Figura 97 del mismo patrón en el TPS Eclipse (Varian).

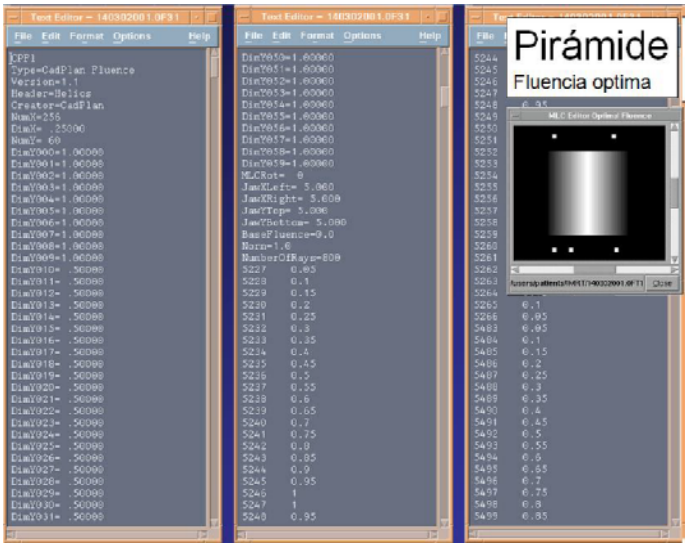


Figura 96. Archivo ASCII de fluencia optima de campo de IMRT dMLC generado por TPS CadPlan, Varian.

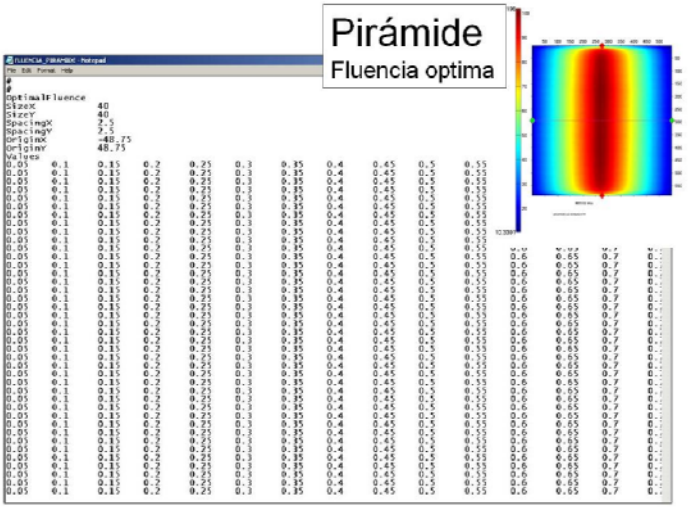


Figura 97. Archivo ASCII de fluencia optima de campo de IMRT dMLC generado por TPS Eclipse, Varian.

La distribución de dosis producida por campos de IMRT dMLC con formas estándares son medidas con films radiográficos Xomat V (Kodak) y comparadas con distribuciones de dosis calculadas por el sistema de planificación en la misma condición. La medición fue realizada en un plano perpendicular a la incidencia del haz a la profundidad de referencia en un fantoma agua equivalente. Para el cálculo de dosis se utilizaron los dos algoritmos disponibles en Eclipse, PB y AAA.

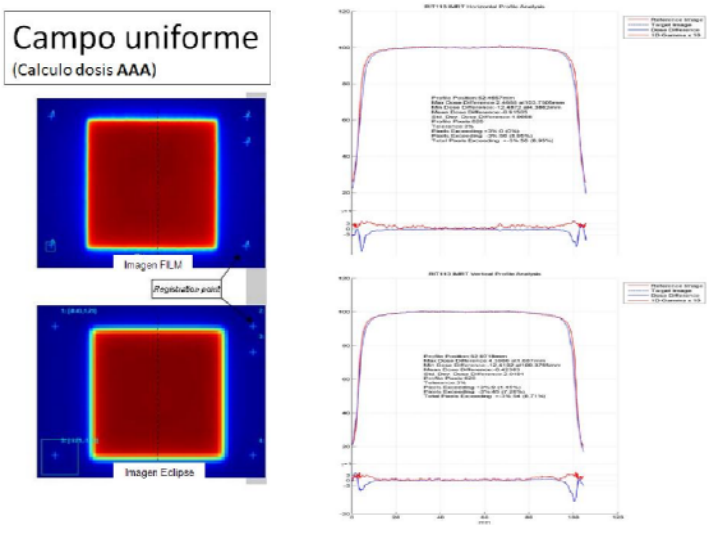
El registro entre las distribuciones de dosis medidas y calculadas fue realizado mediante puntos comunes en ambas distribuciones fuera del área irradiada ubicados de forma tal que los mismos no afectaron la medida de la dosis. Existen diversos métodos de registro, en este trabajo se propone para IMRT dMLC la utilización de puntos generados a partir de la lectura de la fluencia óptima del campo para lo cual se desarrollo un software especifico. El desarrollo de este trabajo aparece en el Apéndice 4. Aquí también se analizaron las consecuencias de errores sistemáticos en el proceso de registro.

La comparación entre las distribuciones 2D de dosis medidas y calculadas se realiza mediante comparación de perfiles de dosis, substracción de dosis y/o superposición de isodosis o mediante un análisis global o análisis gamma tal como lo describe Low et.al [(59)].

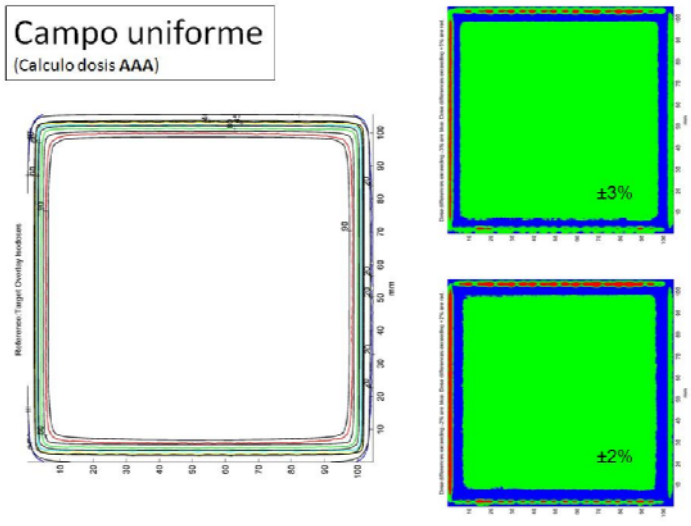
Con aquellos patrones con regiones de alta dosis uniforme (campo abierto, pozo, silla y cuña) se realizó una medición de dosis con una cámara de ionización tipo Farmer (NE2571). Dicha medición será comprada con la dosis media del volumen correspondiente a la cámara definido en el TPS. Esto nos permite determinar la habilidad de ambos algoritmos de cálculo estudiados en Eclipse en predecir la dosis absoluta en eje central (CAX).

III. Resultados

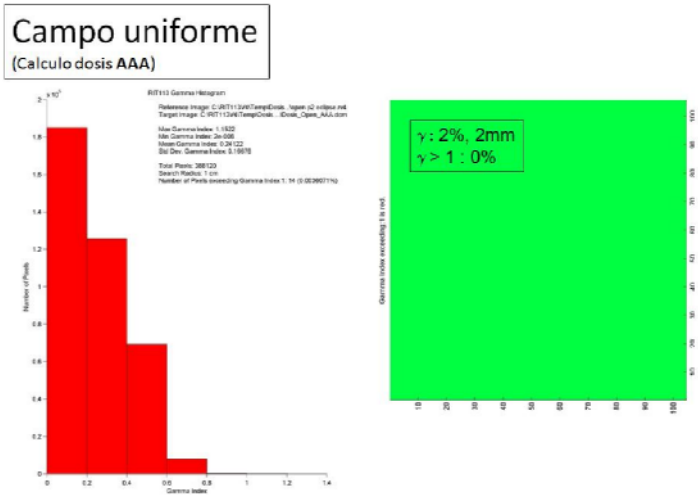
La Figura 98 nos muestra la comparación entre dosis medida y calculada por el TPS Eclipse con el algoritmo de cálculo AAA para el patrón de campo uniforme. En la Figura 98.A) se pueden identificar visualmente los puntos de registro en la imagen del film radiográfico y en la imagen de distribución de dosis del TPS. La misma Figura nos muestra la superposición de perfiles de dosis en ambos ejes. La Figura 98.B) nos muestra la comparación como superposición de curvas de isodosis y substracción de dosis con tolerancia de 2% y 3%. Tal como puede verse la falta de coincidencia aparece únicamente en la región del borde del campo. La Figura 98.C) nos muestra el análisis gamma como gráficos de tolerancia e histograma. La Figura 98 muestra la comparación para el patrón de picos. En la Figura 99.A) se muestra la superposición de perfiles en ambos ejes. Puede observarse que la falta de coincidencia aparece en los bordes de campo y bordes de picos donde correspondería a una segunda penumbra. A medida que el pico es más pequeño la distribución de dosis correspondiente al cálculo de dosis tiene una mayor diferencia. La Figura 99.B) nos muestra la comparación como superposición de curvas de isodosis y substracción de dosis con tolerancias de 2% y 3%. La Figura 99.C) muestra el análisis gamma donde puede verse que las regiones de falta de concordancia corresponde con los bordes de los picos más pequeños. La Figura 100 muestra la comparación para el patrón pirámides, la Figura 101 para el patrón pozo, la Figura 102 para el patrón cuña y la Figura 103 la del patrón silla. Este análisis comparativo fue realizado para todos los patrones y el cálculo de la dosis se realizó con PB y AAA. La Figura 104 muestra un resumen de los análisis gamma. Se indican el porcentaje de pixeles con γ>1, para todos los patrones junto con variación de dosis absoluta calcula sobre CAX para 4 de los patrones estudiados. Las tolerancias para el análisis gamma utilizadas fueron de ΔD=2%y DTA= 2mm y ΔD=3%y DTA= 3mm.



(A)

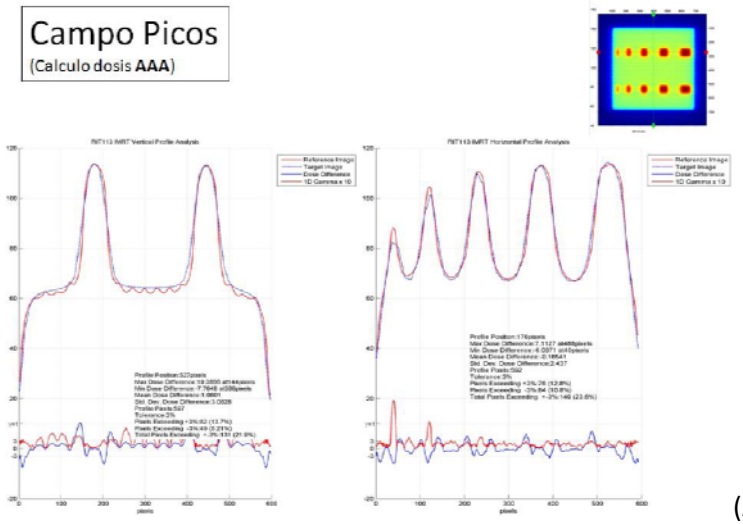


(B)

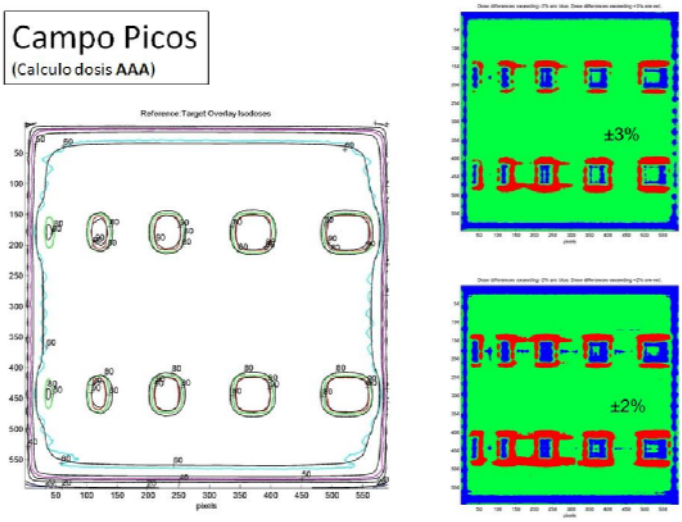


(C)

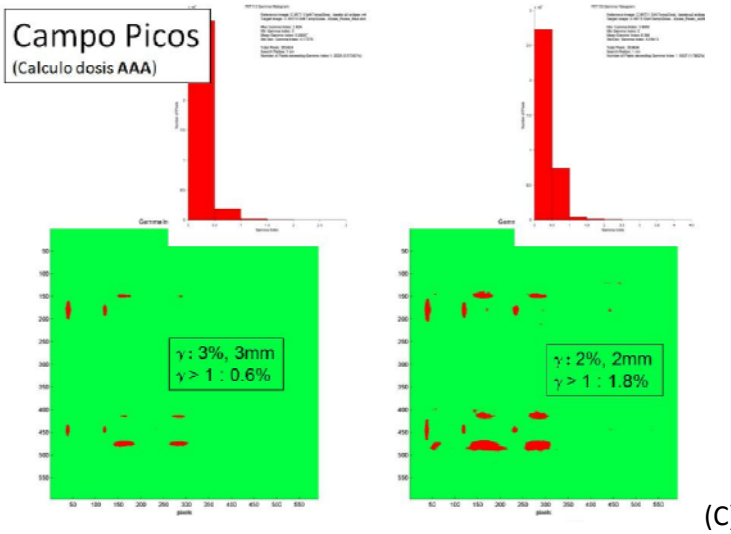
Figura 98. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada para patrón estándar de IMRT correspondiente a “campo uniforme”. (A) Comparación de perfiles de dosis, (B) superposición y substracción de dosis y (C) análisis gamma



(A)

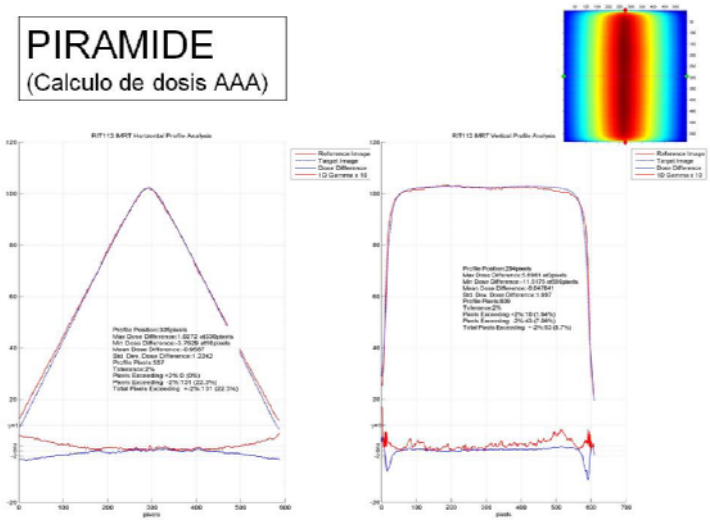


(B)

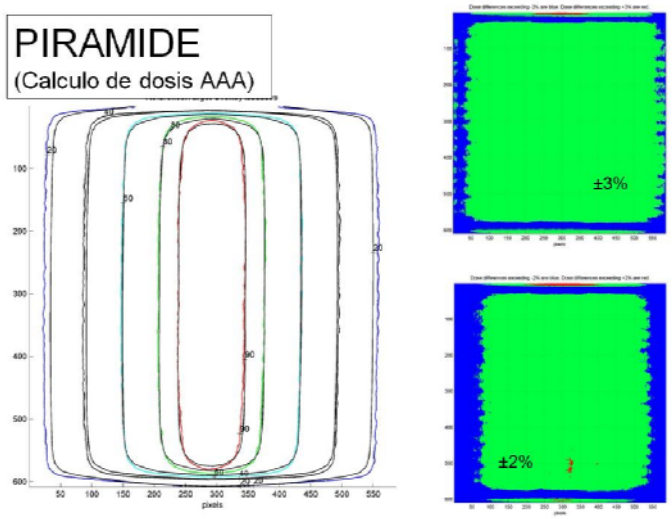


(C)

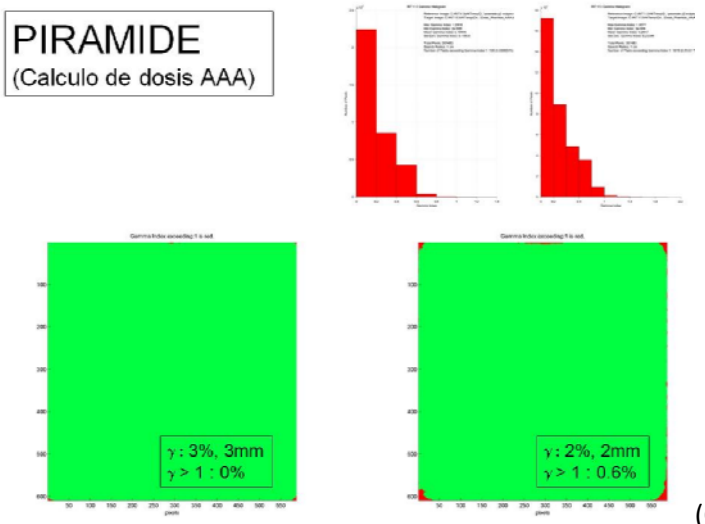
Figura 99. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada para patrón estándar de IMRT correspondiente a “campo Picos”. (A) Comparación de perfiles de dosis, (B) superposición y substracción de dosis y (C) análisis gamma



(A)

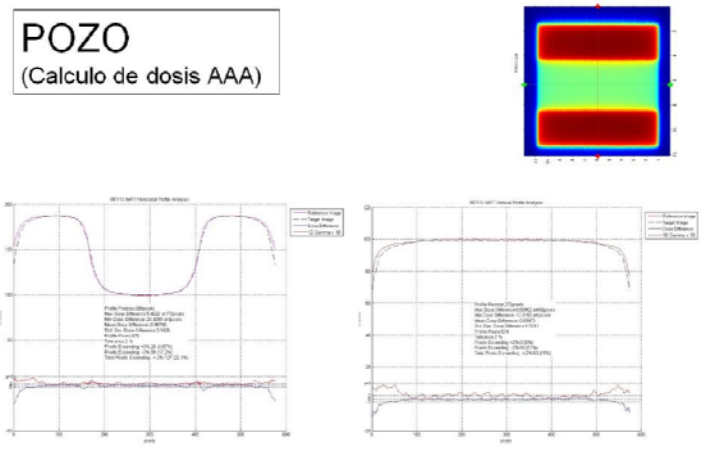


(B)

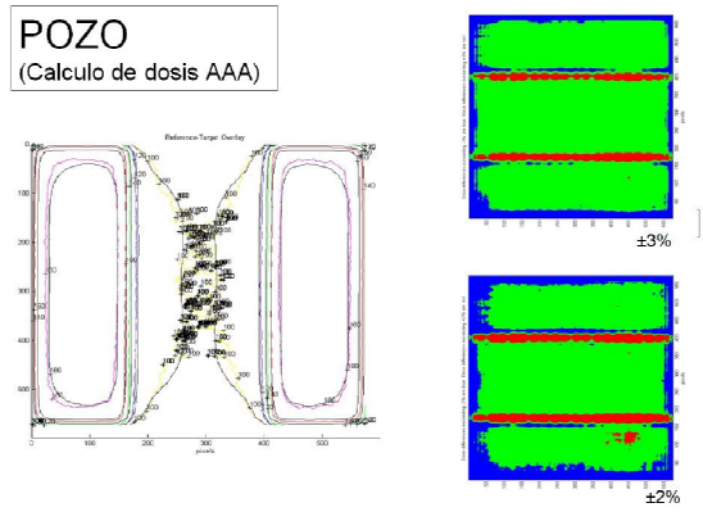


(C)

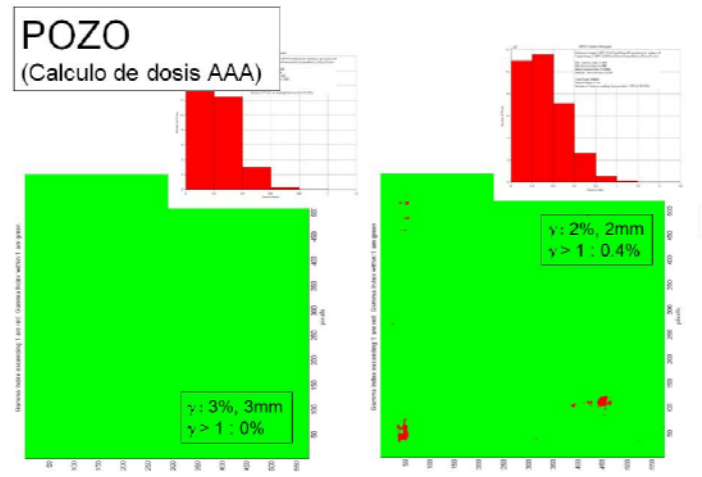
Figura 100. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada para patrón estándar de IMRT correspondiente a “campo Pirámide”. (A) Comparación de perfiles de dosis, (B) superposición y substracción de dosis y (C) análisis gamma



(A)

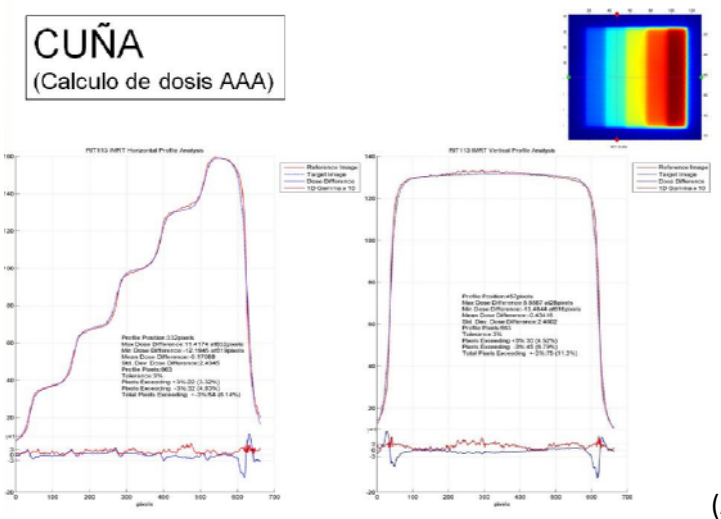


(B)

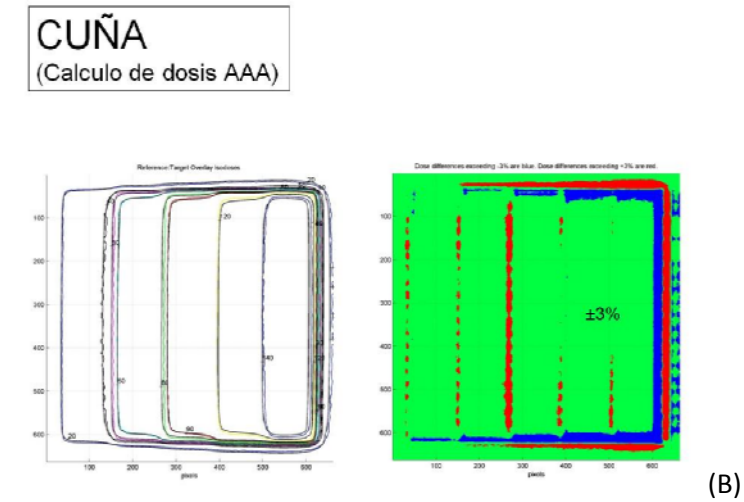


(C)

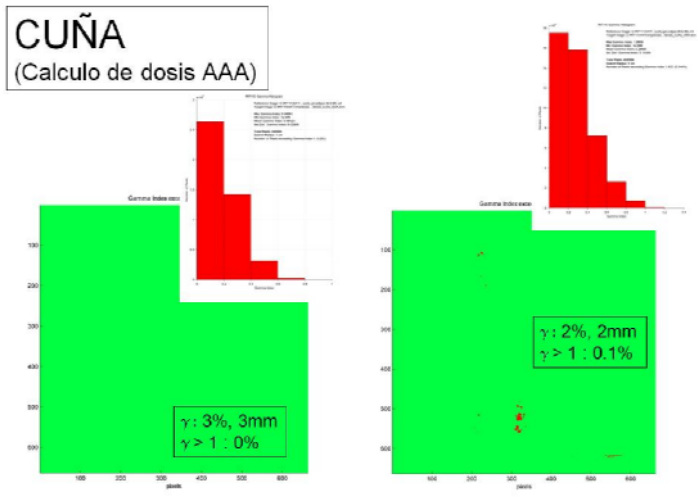
Figura 101. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada para patrón estándar de IMRT correspondiente a “campo Pozo”. (A) Comparación de perfiles de dosis, (B) superposición y substracción de dosis y (C) análisis gamma



(A)



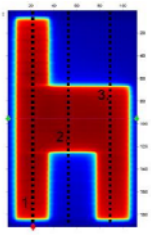
(B)

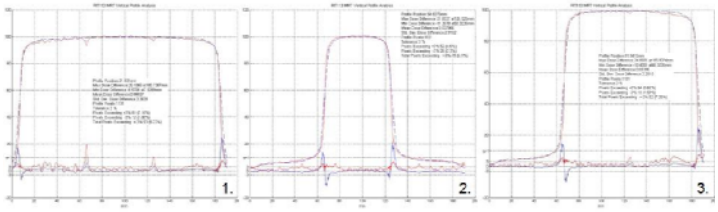


(C)

Figura 102. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada para patrón estándar de IMRT correspondiente a “campo Cuña”. (A) Comparación de perfiles de dosis, (B) superposición y substracción de dosis y (C) análisis gamma

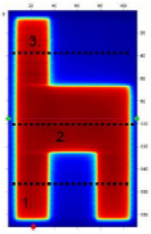
SILLA
(Calculo de dosis AAA)

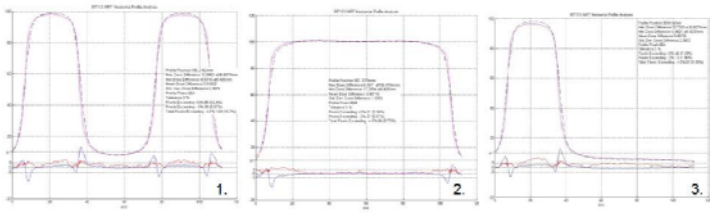




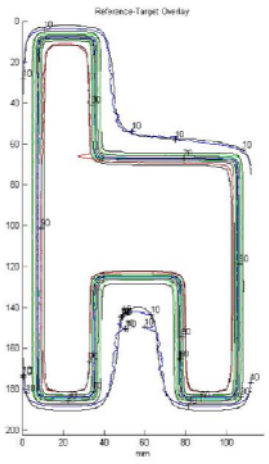
(A)

SILLA
(Calculo de dosis AAA)





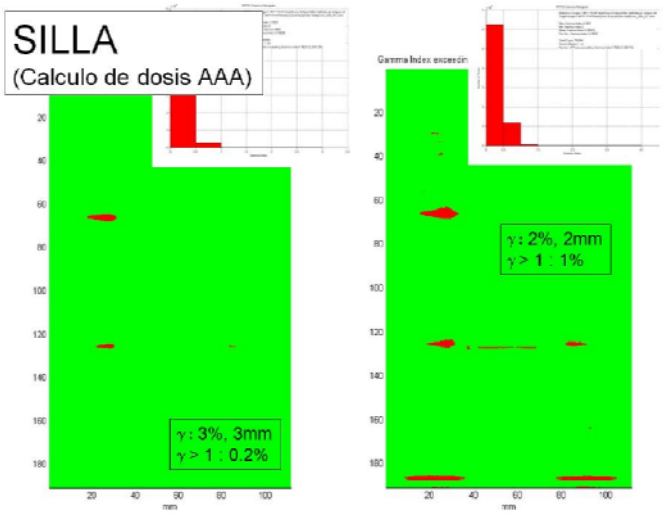
(B)







(C)



(D)

Figura 103. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada para patrón estándar de IMRT correspondiente a "campo Silla". (A) y (B) Comparación de perfiles de dosis, (C) superposición y substracción de dosis y (D) análisis gamma

Tal como puede observarse se observarse en la Figura 104 existe un mejor ajuste de la distribución de dosis medida con el cálculo de la dosis realizado con el algoritmo AAA.

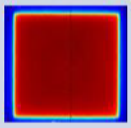
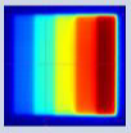
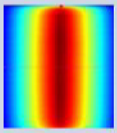
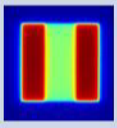
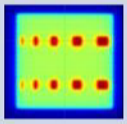
% pixeles γ>1	Campo uniforme		Cuña		Piramide		Pozo		Silla		Picos	
												
Algoritmo de calculo	PBC	AAA	PBC	AAA	PBC	AAA	PBC	AAA	PBC	AAA	PBC	AAA
3% - 3mm	0	0	0.2	0	0.1	0	0	0	0.2	-	0.9	0.6
2% - 2mm	0.7	0	6.6	0.1	3.2	0.6	0.4	0.2	1	-	3.8	1.8
Dosis medida vs. Calculada CAX	< 0.5%	< 0.5%	< 0.5%	< 0.5%	--	--	< 0.5%	< 0.5%	< 0.5%	< 0.5%	--	--

Figura 104. Porcentaje de pixeles con γ > 1 y variación entre dosis medida y dosis absoluta en CAX calculada para patrones estándares de IMRT dMLC calculados con algoritmo de cálculo PB y AAA en Eclipse, Varian.

La utilización de patrones estándares de campos de IMRT permite además estudiar las limitaciones del sistema de planificación y establecer condiciones de referencia que puede ser utilizado para controles de calidad futuro del sistema de IMRT. Estos nos independizan de las mayores complejidades involucradas al trabajar con datos anatómicos de pacientes y facilitan el encontrar errores propios del proceso de comisionamiento del sistema.

6.2 IMRT Step&Shoot

Para IMRT S&S se utilizo el siguiente equipamiento:

- Haz de fotones de 6MV de un acelerador lineal Primus con MLC Optifocus de 82 láminas (Siemens)
- Sistema de planificación KonRAD v2.2.23 (Siemens) e iPlan v4.2 (BrainLAB).
- Algoritmo de cálculo de dosis de pencil beam (PB).

Este trabajo fue realizado en el Instituto Privado de Radioterapia Oncológica (IPRO), Córdoba, Argentina.

En un tratamiento de IMRT S&S cuando las láminas se mueven no hay radiación. En un campo de tratamiento de IMRT S&S se debe tener definido el número de niveles de intensidad y/o la cantidad de segmentos que componen el campo.

6.2.1 Caracterización dosimétrica de haces del acelerador lineal

La configuración de un haz para IMRT S&S requiere de consideraciones dosimétricas especiales debido a la necesidad de realizar mediciones para campos pequeños al igual que en IMRT dMLC. Otro aspecto específico a considerar es la necesidad de que el haz de tratamiento sea estable en segmentos con pocas UM.

La caracterización dosimétrica de un haz depende de los requisitos del TPS, en este trabajo los datos dosimétricos medidos fueron los sistemas KonRAD [(70)] e iPlan [(71)]. Para ambos TPS la totalidad de los datos dosimétricos son enviados al fabricante para la generación de los parámetros de la unidad de tratamiento.

6.2.1.1 Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia fue el de medir los PDD en función del tamaño de campo para un haz de 6MV el cual será modelado por un TPS con algoritmo de cálculo de PB.

II. Materiales y métodos

Los PDD fueron medidos para tamaños de campo de 10x10mm^2 hasta 400x400mm^2. Para campos mayores a 30 x 30 mm2 se utilizó como detector de campo una cámara de ionización PTW N23323 de 0.1cm^3, ubicada con su eje principal perpendicular a la incidencia del haz y una cámara de referencia, de idénticas características, para tomar en cuenta las fluctuaciones del haz del acelerador lineal. Las medidas fueron realizadas con modalidad de a paso. La resolución en profundidad de la medición fue cada 1mm hasta 50mm y cada 5mm para mayores profundidades. Para campos de 10x10 mm^2 y 20x20 mm^2 se realizaron medidas por punto con integración de dosis para un número fijo de UM. Las medidas fueron realizadas con un micro cámara de ionización PTW PinPoint 31014 (PTW, 0.015cc) y un diodo PTW diodo E TN60012. Para estos tamaños de campos, los detectores fueron orientados con su eje principal paralelo al eje del haz. Las medidas de PDD fueron realizadas hasta una profundidad máxima de 350mm. Las mediciones fueron realizadas con detectores posicionados por un fantoma con control automático de posición en los 2 ejes principales (Mephysto, PTW, Freiburg, Alemania).

Las mediciones de PDD se realizaron con pasos de 1mm hasta 30mm y de 5mm hasta la profundidad máxima. En cada posición se integro la dosis en un tiempo suficientemente largo para evitar fluctuaciones en la curva resultante.

III. Resultados

El sistema de medición propuesto brinda resultados libres de ruido, ver Figura 105. Las curvas de PDD muestran el comportamiento esperado para esta energía. Los datos fueron ingresados al TPS.

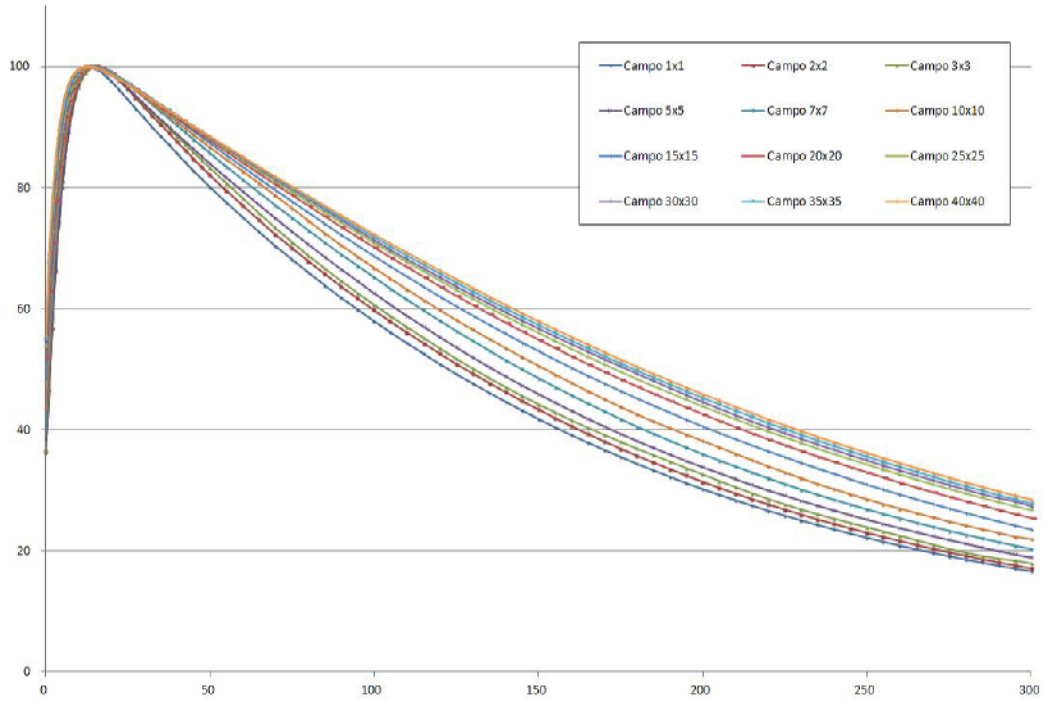


Figura 105. PDD medidos para campos de 1x1 cm^2 hasta 40x40cm^2 para un haz de 6MV de un acelerador lineal Primus, Siemens

6.2.1.2 Perfiles de dosis

La medición de los perfiles en IMRT S&S requiere de formas de penumbra ajustadas a al valor real siguiendo las mismas recomendaciones del capítulo 6.1.1.2. Por otro lado las colas de los perfiles deben ser medidas correctamente a los efectos de que la contribución de dispersión de cada segmento sobre los demás sea correcta. Para esto el sistema de medición debe ser adecuadamente ajustado para que el ruido sea despreciable en relación a la señal.

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia fue el de medir los perfiles de dosis en dirección crossplane para distintos tamaños de campo y profundidades requeridos por los TPS.

II. Materiales y métodos

Las medidas de perfiles crossplane para KonRAD (Siemens) fueron realizadas para tamaño de campos de 50x50 mm^2 y 150x150 mm^2, distancia fuente superficie de 100cm y profundidades de 15mm, 50mm, 100mm y 200mm. Las medidas fueron realizadas con una cámara de ionización PinPoint PTW 31014 (0.015cc). Los valores de dosis en las colas de los

perfiles fueron verificados con mediciones en puntos con una cámara de ionización PTW 31003 (0.3cc).

Las medidas para el TPS iPlan v4.2 (BrainLAB) incluyen medidas de perfiles diagonales para el tamaño de campo máximo a profundidades de 5mm, 15mm, 25mm, 50mm, 100mm, 200mm y 350mm. Estas fueron realizadas con una cámara PTW N23323 de 0.1cm^3. También es necesario la medición de perfiles crossplane e inplane para un campo irregular (definido por BrainLAB) a profundidades de 15mm, 100mm y 200mm. Estas últimas fueron realizadas con una cámara de ionización PinPoint PTW 31014 (0.015cc).

III. Resultados

Los perfiles de dosis para el TPS KonRAD se muestran en la Figura 106. Para el TPS iPlan los perfiles diagonales se muestran en la Figura 107 y los perfiles para el campo irregular en la Figura 108.

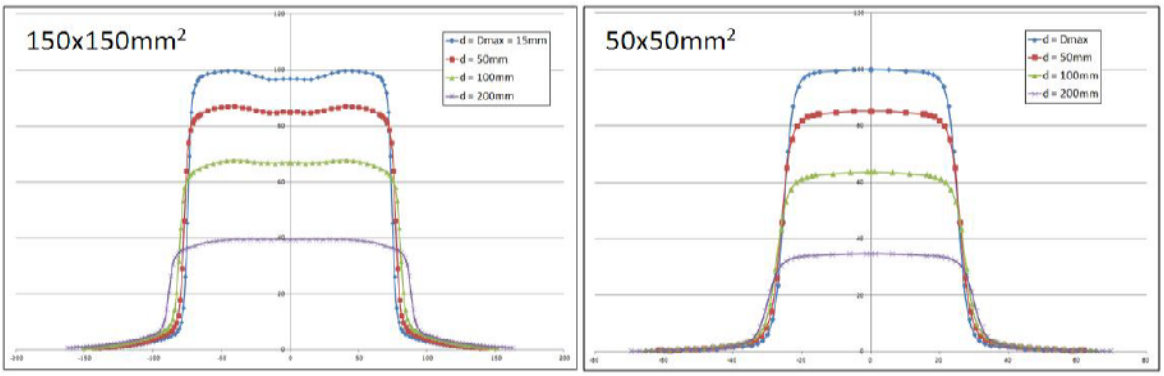


Figura 106. Perfiles de dosis requeridos para el TPS KonRAD, Siemens.

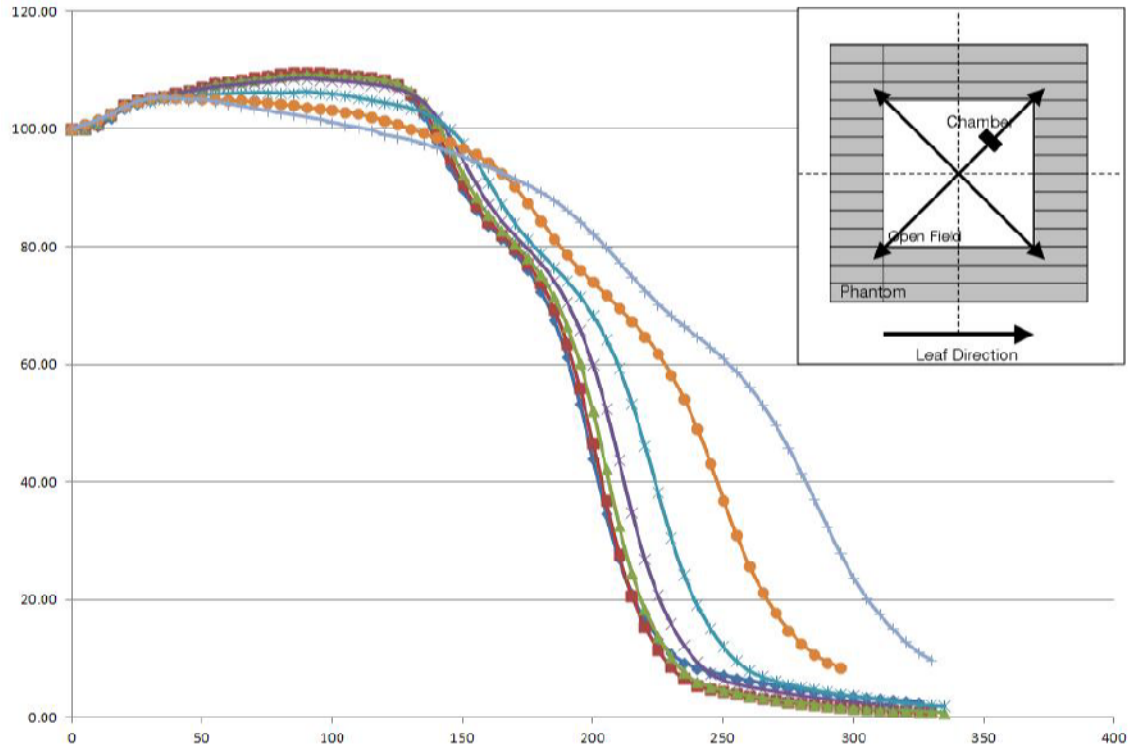


Figura 107. Perfiles de dosis diagonales para TPS iPlan, BrainLAB.

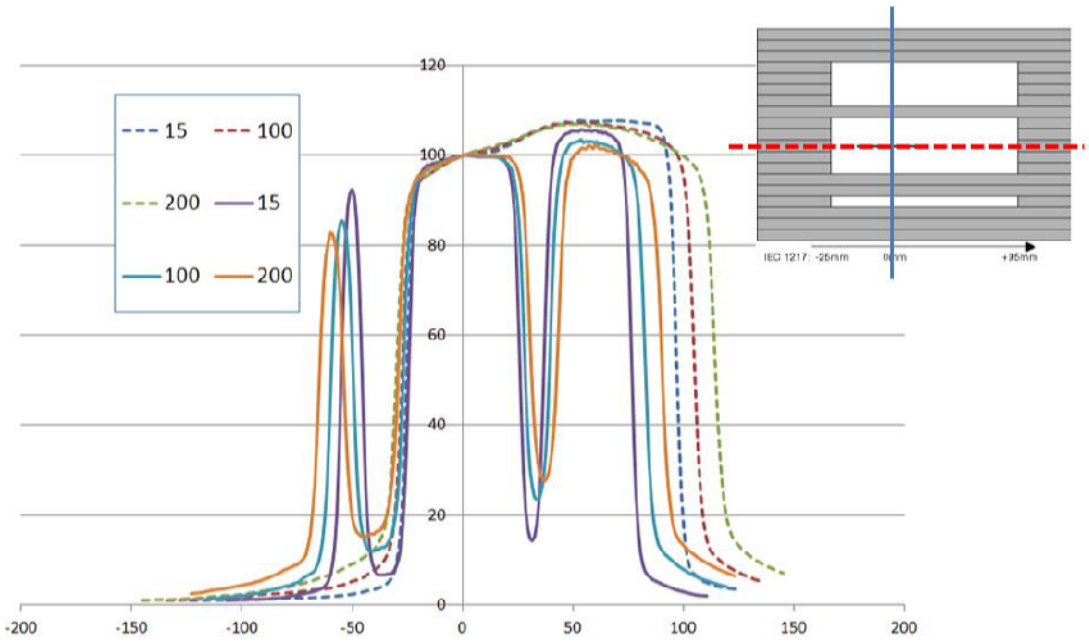


Figura 108. Perfiles de dosis de campo irregular requerido por el TPS iPlan, BrainLAB. Línea de puntos corresponde a perfiles en la dirección de movimiento de láminas a 15mm, 100mm y 200mm. Los perfiles de línea continua corresponden a perfiles perpendiculares a las mismas profundidades.

6.2.1.3 Factores de campo totales

Tal como fue descripto en el capitulo 6.1.1.3, la determinación experimental de los factores de campo totales (S_{cp}) para IMRT requiere de consideraciones especiales similares a las requeridas en radiocirugía. De allí entonces es necesaria la utilización de múltiples detectores dependiendo del tamaño de campo a medir.

Como parte de este trabajo se realizó un estudio sobre determinación de S_{cp} para campos pequeños utilizando 8 tipos diferentes de detectores. Dicho trabajo se incluye en el Apéndice 5.

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia es la determinación experimental de los S_{cp} requeridos por los TPS KonRAD e iPlan.

II. Materiales y métodos

Para el TPS KonRAD se requieren la determinación experimental de S_{cp} para campos cuadrados. Los Scp deben ser medidos a una SSD=95cm y profundidad de 5cm en un rango de tamaños de campo de 10x10mm^2 a 400x400mm^2. Para campos entre 10x10mm^2 a 30x30mm^2 se realizó un promedio de cámara PinPoint PTW 31014 y diodo PTW E TN60012, para campo entre 30x30mm^2 y 100x100mm^2 se agrego al promedio la cámara de ionización PTW 31003 0.3cc y para campos mayores se tomaron solo los valores de la cámara de 0.3cc.

El sistema de planificación iPlan v4.3 requiere S_{cp} para campos cuadrados y rectangulares definidos por el MLC, de allí solo es necesaria la medición de una media matriz de tamaños de campos. Los Scp deben ser medidos a una SSD=100cm y profundidad de 10cm en un rango de tamaños de campo de 10x10mm^2 a 400x400mm^2. Para campos entre 10x10mm^2 a 70x70mm^2

se realizó un promedio de cámara PinPoint PTW 31014 y diodo PTW E TN60012, para el campo de 70x70mm^2 se agrego al promedio la cámara de ionización PTW 31003 0.3cc y para campos mayores se tomaron solo los valores de la cámara de 0.3cc

III. Resultados

Los S_{cp} medidos para KonRAD se muestran en la Figura 109 y los S_{cp} medidos para iPlan en la Figura 110.

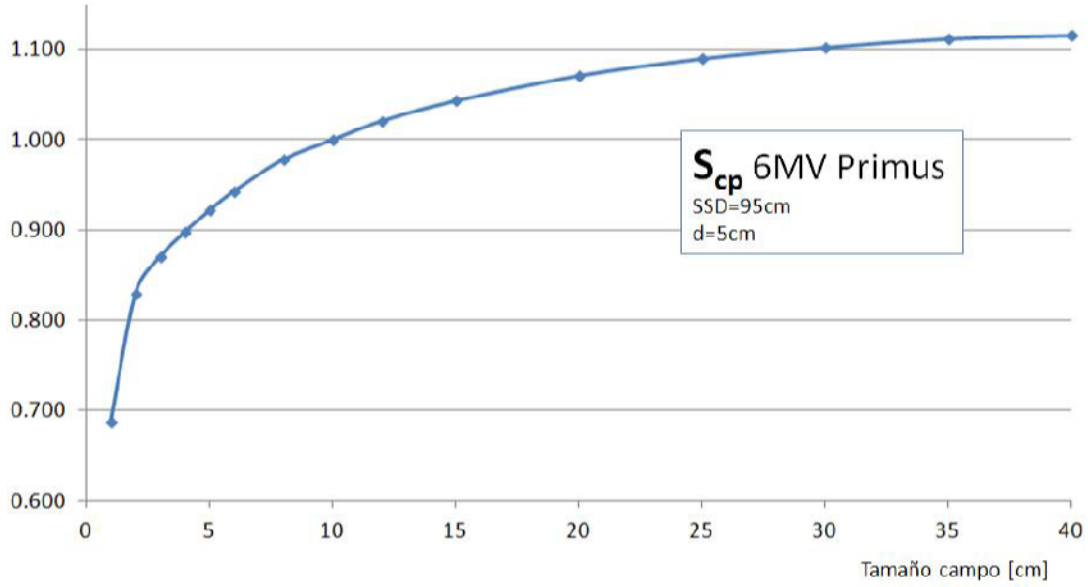


Figura 109. Scp para un haz de 6MV para campos cuadrados de un acelerador Primus, SSD=95cm y d=5cm

		Y-Jaw Opening [mm]								
		12	32	50	70	90	130	190	270	400
MLC Field Size [mm]	10x10	0.659	0.677	0.681	0.682	0.683	0.684	0.686	0.687	0.688
	30x30	0.724	0.841	0.848	0.849	0.850	0.852	0.852	0.854	0.855
	50x50	0.724	0.867	0.902	0.912	0.916	0.916	0.918	0.920	0.922
	70x70	0.724	0.867	0.902	0.956	0.966	0.972	0.973	0.974	0.975
	90x90	0.724	0.867	0.902	0.956	1.000	1.012	1.014	1.016	1.017
	130x130	0.724	0.867	0.902	0.956	1.000	1.063	1.073	1.075	1.076
	190x190	0.724	0.867	0.902	0.956	1.000	1.063	1.122	1.128	1.128
	270x270	0.724	0.867	0.902	0.956	1.000	1.063	1.122	1.170	1.174
	400x400	0.724	0.867	0.902	0.956	1.000	1.063	1.122	1.170	1.206

Figura 110. Cuadro con valor de Scp medidos para un haz de 6MV para un acelerador Primus, SSD=100cm y d=10cm

6.2.2 Transmisión de la radiación a través del MLC

La transmisión de dosis del MLC se midió siguiendo los mismos procedimientos descriptos en el capitulo 6.1.2. El valor promedio de transmisión para un haz del 6MV del acelerador lineal Primus en la condición de referencia fue de 0.8%.

6.2.3 Investigación del efecto de parámetros en tratamientos de IMRT S&S

Durante la entrega de un tratamiento de un campo de IMRT S&S es necesario considerar otros parámetros extras a los ya analizados; estos son: efecto de lado de lámina (“*tongue and groove”)*, cantidad mínima de UM por segmento, determinación de tamaño mínimo de beamlet, numero de niveles de intensidad y transmisión de mesa de tratamiento.

6.2.3.1 Efecto *“tongue and groove”*

Este efecto fue descripto en el capitulo 6.1.5.1. Es necesario evaluar este efecto de la misma forma para esta modalidad de tratamiento.

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia es la evaluación del efecto *“tongue and groove”* para un MLC Optifocus 82, de un acelerador lineal Primus, Siemens

II. Materiales y métodos

Se diseñaron dos campos complementarios de forma de generar uniones laterales de láminas, ver Figura 111. La distribución de dosis resultante de la irradiación de ambos campos fue medida con un film radiográfico Xomat V ubicado en un plano coronal en la condición de referencia en un fantoma de agua solida. El film fue escaneado con un escáner VIDAR Dosimetry Pro y analizado con el software RIT v5.2. La dosis del film fue normalizada en el centro de una porción abierta del campo

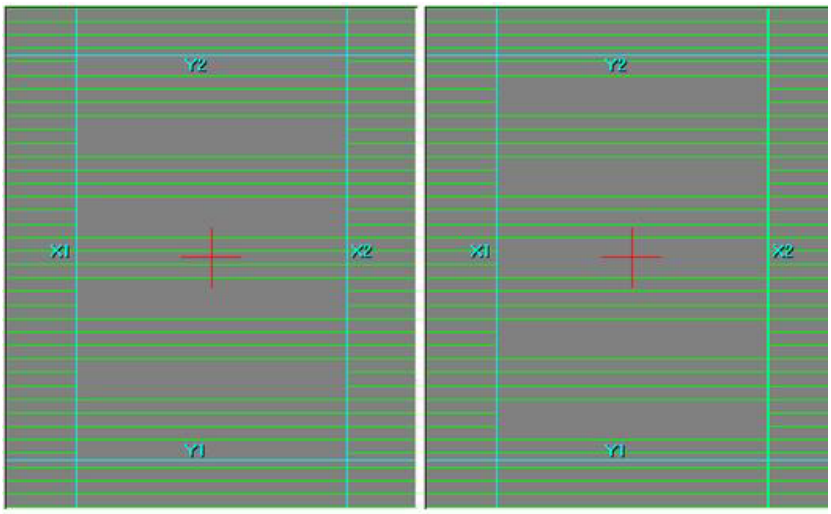


Figura 111. Segmentos complementarios para la evaluación del efecto *“tongue and groove”.*

III. Resultados

La Figura 112 muestra el resultado del análisis por dosimetría fílmica de la irradiación de los campos complementarios. Como puede verse la subdosificación en la unión de campos puede llegar hasta un 30%. Este valor es mucha mayor al 5% obtenido para IMRT dMLC (Figura 74), de allí que es necesario verificar que el sistema que genera los segmentos luego de la planificación inversa debe minimizar la ocurrencia de este efecto, el cual sería claramente visible.

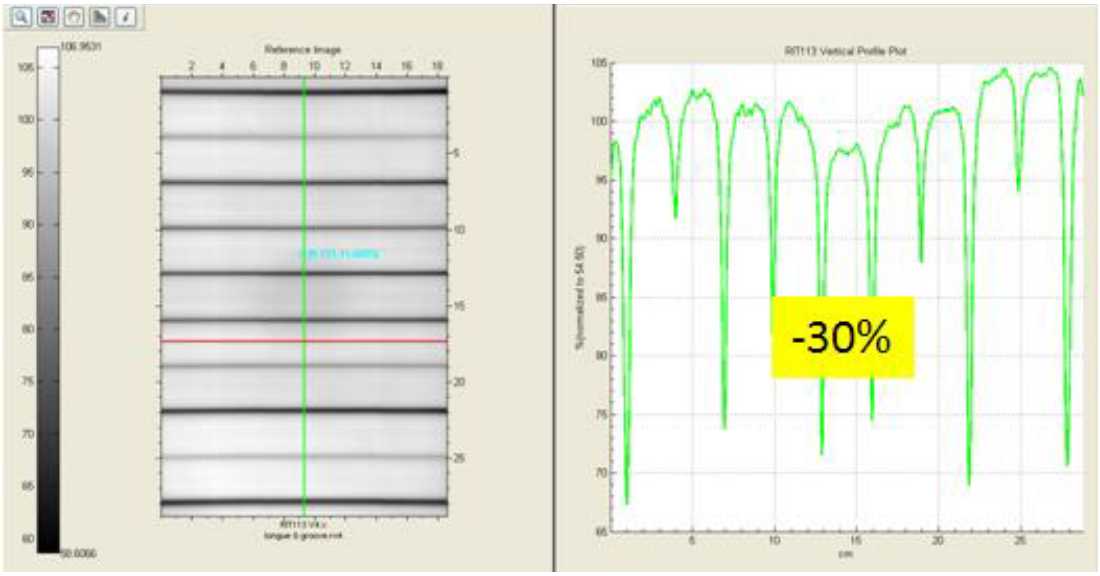


Figura 112. Análisis de film con software RIT v5.2 para estudio de efecto *"tongue and groove"*

6.2.3.2 Numero mínimo de UM por segmento

Tal como hemos desarrollado a lo largo de este trabajo, un tratamiento de IMRT S&S está compuesto por un conjunto de segmentos cada unos de los cuales tiene una cantidad de UM. Si consideramos un campo de IMRT S&S la dosis en un determinado punto P está dada por la contribución de dosis de cada uno de los segmentos que componen el campo, ver ejemplo en Figura 113.

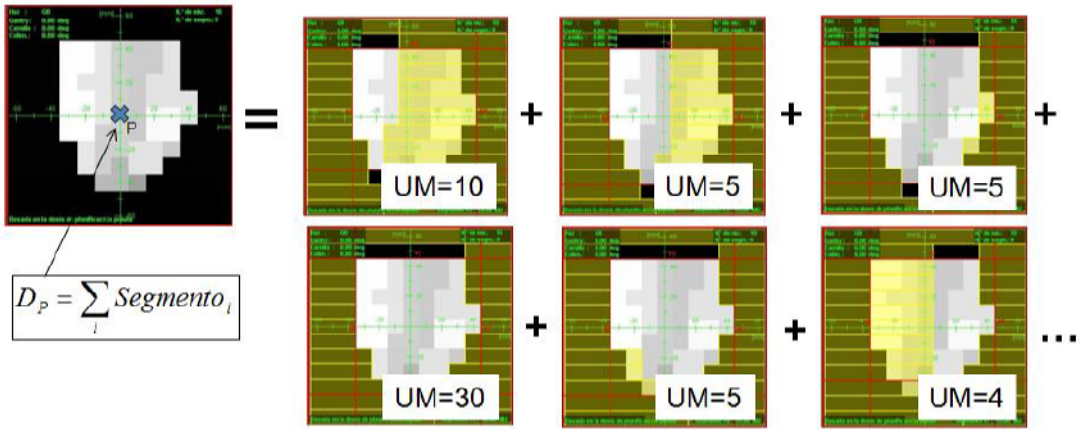


Figura 113. Contribución de dosis a un punto P por los segmentos que componen un campo de IMRT S&S

La dosis D_P a un punto P es acumulativa y puede ser expresa como una sumatoria sobre el número total de segmentos del producto de las UM de cada segmento (UM_K) por la dosis por UM de cada segmento (d_K). Si consideramos las UM totales del campo la sumatoria puede ser expresada ahora por el producto de la fracción de UM (f_K) de cada segmento por la dosis por UM de cada segmento, tal como se expresa en la ecuación 7.

$$D = \sum_k^K UM_k d_k = UM \sum_k^K f_k d_k \qquad \text{Ec. 7}$$

Segmentos con pocas UM permitirían en principio aumentar la cantidad de niveles de intensidad del campo. Sin embargo es bien conocido que cuando un acelerador inicia su irradiación tarda un cierto tiempo en estabilizar las características del haz, este efecto es especialmente importante para equipos no preparados para IMRT. Este efecto no es visible en IMRT dMLC debido a que la irradiación es constante durante el movimiento de láminas. En IMRT S&S es necesario entonces determinar cuál es el número mínimo de UM que nos permiten mantener la linealidad de dosis, planicidad y simetría equivalente a un segmento con muchas UM [(78), (79)].

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia es el de determinar el número mínimo de UM por segmento para una haz de IMRT S&S para nuestro equipo de tratamiento y comparar el comportamiento en equipos no aptos para tratamientos de IMRT.

II. Materiales y métodos

Se utilizo un haz de 6MV de 3 aceleradores lineales. El primero preparado para IMRT Primus, Siemens y restantes no aptos para este tipo de tratamientos, Elekta SL-15 y SL-18. En el caso de los equipos Primus estos cuentan con ajustes de ganancia de sus cámaras de ionización para segmentos de pocas UM.

Para estudiar la linealidad de la dosis se utilizo un campo 100x100mm^2 con diferentes cantidades de UM: 1, 2, 3, 5, 10, 20, 50 y 100UM respectivamente. Se utilizo una cámara de ionización tipo Farmer ubicada en una fantoma solido y se midió la dosis producida por cada uno de estos campos. Tomando como referencia el campo con 100UM se calculo la variación de la linealidad para cada uno ellos. Se considero un variación de 3% como tolerancia de linealidad.

Para estudiar la variación de la planicidad y simetría con las UM, se utilizo un arreglo 2D de cámaras de ionización PTW 729 ubicado con un plano coronal de referencia y se selecciono un campo de irradiación de 200x200mm^2 con el mismo rango de UM utilizados en el estudio de linealidad. Se tomo como referencia la distribución de dosis correspondiente al mismo campo para 100UM y las distribuciones de dosis resultantes de segmentos de menos UM se comparo con la referencia utilizando el software RITv5.2 mediante substracción de dosis y análisis gamma

III. Resultados

La Figura 114 muestra la variación de la linealidad en función a la cantidad de UM por segmento para los 3 aceleradores lineales estudiados.

Considerando el valor de tolerancia de 3% en la variación en la linealidad se puede ver que en el caso del Primus es posible realizar segmentos de 2UM, sin embargo para los equipos no preparados para IMRT es necesario 4UM para el SL-15 y 5UM para el SL-18 respectivamente, ver Figura 115.

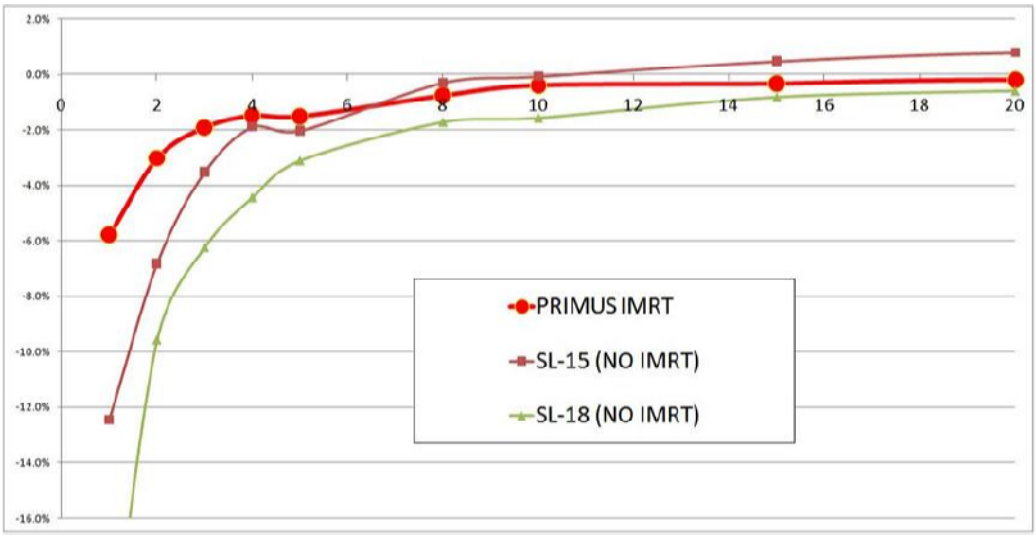


Figura 114. Variación de la linealidad de la dosis con la disminución de las UM del campo irradiación para los aceleradores lineales Primus, SL15 y SL18.

UM	1	2	3	4	5	8	10	15	20	40	60	80	100
Primus	-5.8%	-3.0%	-1.9%	-0.1%	-1.5%	-0.8%	-0.4%	-0.3%	-0.2%	-0.3%	-0.1%	-0.1%	0.0%
SL-15	-12.4%	-6.8%	-3.5%	-1.9%	-2.0%	-0.3%	-0.1%	0.5%	0.8%	1.2%	1.2%	-0.1%	0.0%
SL-18	-21.4%	-9.6%	-6.2%	-4.4%	-3.1%	-1.7%	-1.6%	-0.8%	-0.6%	-0.1%	0.1%	0.1%	0.0%

Figura 115. Cuadro con variaciones de linealidad de la dosis en función del número de UM por segmento para el Primus, SL15 y SL18. Los casilleros en verde corresponden a variaciones menores a 3%.

La comparación entre la distribución de dosis de un campo de 2UM respecto a otro de 100UM para el acelerador Primus (tolerancia en ΔD=1%) puede verse en la Figura 116. La comparación incluye una substracción de dosis y un histograma con información porcentual de la cantidad de pixeles que superan la tolerancia. La Figura 117 muestra el mismo análisis para un acelerador no preparado para IMRT SL15 (tolerancia en ΔD=1%).

Ambas Figuras nos muestran que la falta de preparación del equipo para segmentos con pocas UM produce falta de planicidad y problemas en la simetría del haz. Las variaciones que se muestran en la Figura 117 presentan una clara variación de dosis en la dirección inplane. Tal dirección corresponde a la dirección de deflexión del haz. Los resultados de las comparaciones de distribuciones de dosis con segmentos de 1, 2, 3, 5, 10, 20 y 50UM respecto a la referencia de 100UM se resumen en la Tabla 6 para un acelerador Primus preparado para IMRT en la Tabla 7 (SL-15) y Tabla 8 (SL-18) para aceleradores no preparados para IMRT.

Analizando estas tablas es posible definir que en un acelerador preparado para IMRT la elección de segmentos con 3UM nos asegura linealidad de la dosis y hace con planicidad y simetría equivalentes a campos con 100UM. Equipos no preparados para IMRT pueden producir variaciones importantes de la dosis para segmentos de hasta 5UM.

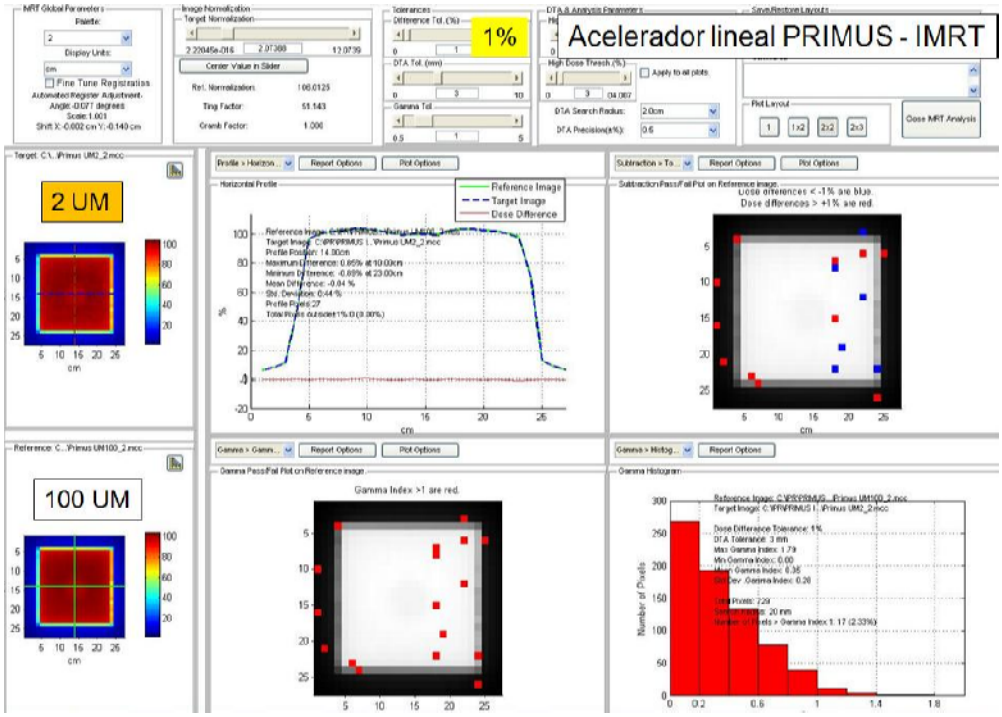


Figura 116. Comparación de distribución de dosis para un acelerador lineal preparado para IMRT S&S entre campos con 100UM (referencia) y 2UM mediante sustracción de dosis (1%) y análisis gamma (3mm)

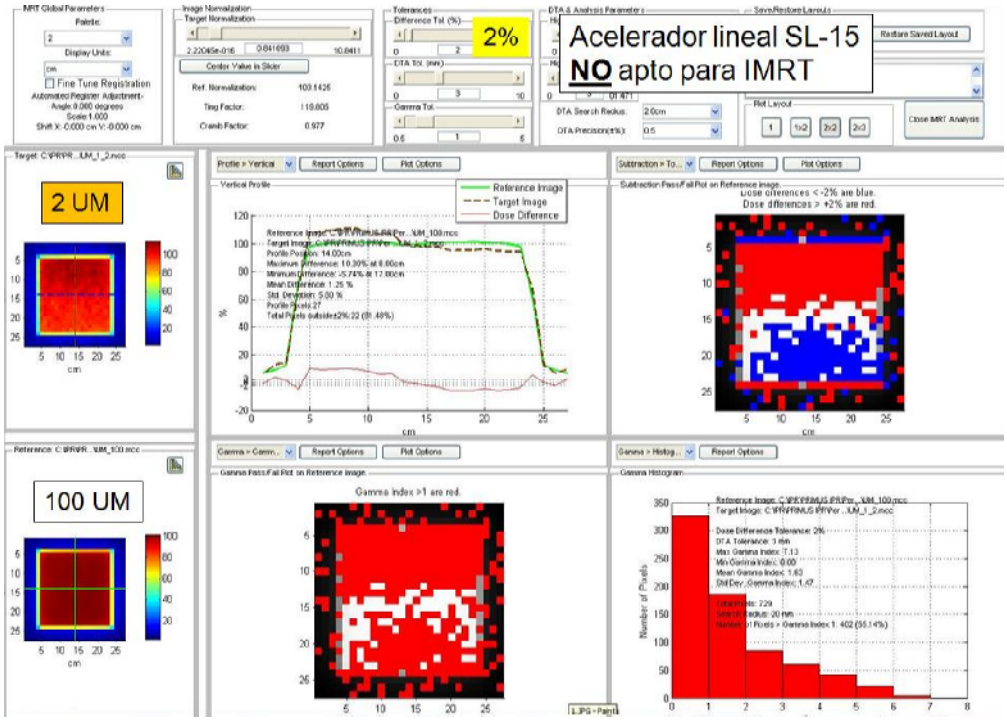


Figura 117. Comparación de distribución de dosis para un acelerador lineal no apto para IMRT entre campos con 100UM (referencia) y 2UM mediante sustracción de dosis (2%) y análisis gamma (3mm)

UM	100	50	20	10	5	3	2	1
Tolerancia 3%	0	0	0	0	0	0	0	0
Tolerancia 2%	0	0	0	0	0	0	0	1.2%
Tolerancia 1%	0	0	0	0	0	0.3%	2%	18%

Tabla 6. Porcentaje de pixeles que superan la tolerancia en la comparación de distribución de dosis entre campos con pocas UM respecto a 100UM (tolerancia de 2% y 3%) para un acelerador lineal para IMRT S&S

UM	100	50	20	10	5	3	2	1
Tolerancia 3%	0	0	0	0	0	0	0	28%
Tolerancia 2%	0	0	0	0	0	0	3%	40%
Tolerancia 1%	0	0	0	0	0	5.5%	26%	66%

Tabla 7. Porcentaje de pixeles que superan la tolerancia en la comparación de distribución de dosis entre campos con pocas UM respecto a 100UM (tolerancia de 2% y 3%) para un acelerador lineal no apto para IMRT S&S (SL-15)

UM	100	50	20	10	5	3	2	1
Tolerancia 3%	0	0	0	0	0	4%	8.5%	35%
Tolerancia 2%	0	0	0	0	3%	9%	20%	55%
Tolerancia 1%	0	0	0.5%	5.4%	13%	30%	50%	75%

Tabla 8. Porcentaje de pixeles que superan la tolerancia en la comparación de distribución de dosis entre campos con pocas UM respecto a 100UM (tolerancia de 2% y 3%) para un acelerador lineal no apto para IMRT S&S (SL-18)

6.2.3.3 Medición de la transmisión de la mesa de tratamiento [80]

En un tratamiento de IMRT dMLC o S&S existe un aumento de la cantidad de campos utilizados. Muchos de ellos poseen incidencias posteriores atravesando la mesa de tratamiento. Si bien el diseño y materiales utilizados en mesas de tratamientos en equipos destinados a IMRT es tal que se disminuye la atenuación del haz es necesario cuantificar el efecto de interposición de la mesa. Por lo general la atenuación de la mesa no es considerada por los TPS y dada que la geometría y construcción de las mesas de los TAC, donde se realiza la simulación virtual, el impacto de atenuación de la mesa es un efecto que debe ser estudiado.

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia fue el de determinar el factor de atenuación de mesa en función del ángulo de incidencia el haz.

II. Materiales y métodos

Se utilizo la mesa de carbono 550-TT-A del acelerador Primus, Siemens con un haz de fotones de 6MV. La evaluación de la atenuación de la mesa fue realizada con un haz de radiación de tamaño 100x100mm^2. Se utilizo una cámara de ionización PTW 31003 de 0.3cc ubicada en el isocentro con caperuza de acrílico para equilibrio electrónico. Las medidas fueron realizadas con la cámara de ionización suspendida en el aire con y sin camilla de tratamiento interpuesta. Se realizaron dos grupos de mediciones: entre 0º y 90º donde la camilla no se interpuso al haz, y entre 180º y 270º con la camilla interpuesta en ambos casos con lecturas cada 5º. Los factores de atenuación se calcularon como el cociente entre la lectura en un ángulo determinado y un promedio de las lecturas sin interposición de mesa.

III. Resultados

La atenuación de la mesa de tratamiento obtenida fue de 3.4% para 180º, 3% para ángulos de 185º a 220º, 3.8% para 220º, 5% para los ángulos entre 220º al 230º y menores al 1% para ángulos entre 245º y 255º, ver Figura 118.

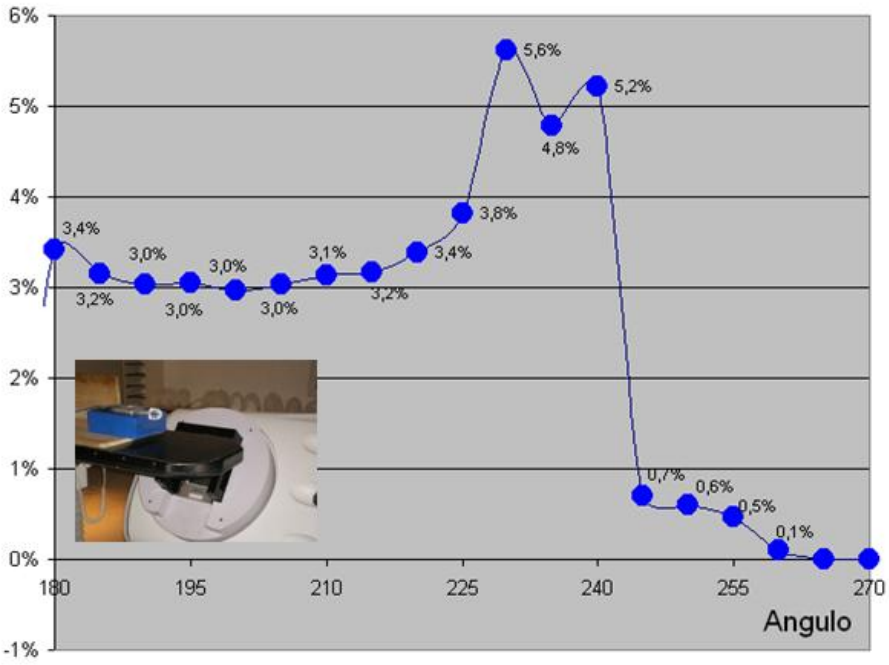


Figura 118. Cámara de ionización posicionada en aire con caperuza de acrílico y camilla interpuesta para medición de atenuación de mesa de tratamiento.

La máxima atenuación de camilla de tratamiento corresponde a ángulos donde se interpone el borde lateral en la trayectoria del haz. Esta medida nos permite concluir que durante planificación de tratamientos seria conveniente evitar ángulos con importante atenuación de mesa.

Existen aceleradores lineales con mesas de tratamiento de materiales plásticos o acrílicos las cuales podrían generar una atenuación y aumento de dosis en superficie inaceptable en tratamientos de IMRT e incluso en tratamientos de 3DCRT.

6.2.4 Parámetros de configuración en TPS KonRAD - iPlan

Durante el proceso de configuración del sistema de planificación KonRAD (Siemens) para realizar IMRT S&S es necesario fijar: la transmisión promedio del MLC (4.2.2) y el número mínimo de UM por segmento (4.2.3.2) los cuales deben ser incluidos en los datos dosimétricos de la máquina de tratamiento.

Un parámetro a definir es el paso mínimo o tamaño mínimo del beamlet, de las láminas en su dirección de movimiento. En el caso del TPS KonRAD esto es parte de la configuración de la máquina de tratamiento y en el caso del TPS iPlan es un parámetro que se define como parte del proceso de planificación inversa. El impacto en la elección del tamaño mínimo del beamlet sobre tratamientos de IMRT de próstata y cabeza y cuello será desarrollado en el capítulo 7 y Apéndices 8 y 9.

También es necesario definir el número de niveles de intensidad, dicho parámetro es configurado antes o después del proceso de planificación inversa y su impacto en tratamientos de próstata y cabeza y cuello será también desarrollado en el capítulo 7 y Apéndice 10.

6.2.5 Verificación integral del sistema de IMRT S&S

Al igual que fue desarrollado en el capitulo 6.1.6 para IMRT dMLC se proponen aquí la utilización de patrones estándares de IMRT S&S como control global antes de incluir nuevas variables como son la información anatómica del paciente y el proceso de planificación inversa. La utilización de patrones estándares de IMRT son propuestos en este trabajo como verificación final del proceso de comisionamiento y como establecimiento de una referencia para controles futuros del sistema.

I. Objetivo

El objetivo es entonces realizar una verificación integral del sistema y analizar la capacidad del mismo de predecir distribuciones de dosis de campos correspondiente a patrones estándares de IMRT S&S.

II. Materiales y métodos

Se propone la utilización de patrones estándares de campos de IMRT S&S de formas conocidas y reproducibles. Las fluencias óptimas de campos de IMRT S&S pueden ser construidas a partir de la edición de cada segmento determinando la posición de cada una de las láminas y las UM correspondiente al mismo. Se propone la utilización de 6 patrones:

- Campo uniforme
- Pirámide
- Pozo
- Cuña
- Picos
- Silla [44]

Este procedimiento fue aplicado al TPS KonRAD. Cada una de las formas puede ser generada a partir de la edición de los archivos de fluencia óptima. La Figura 119 muestra el archivo ASCII, forma de segmento y fluencia correspondiente al patrón de Pirámide.

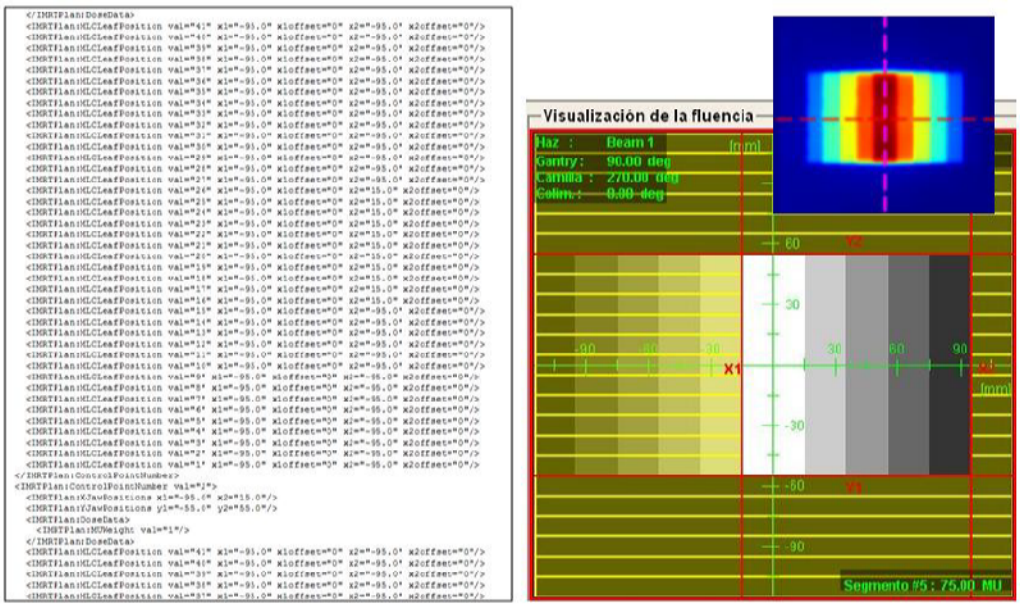


Figura 119. Archivo ASCII de fluencia optima de campo de IMRT S&S pirámide generado para TPS KonRAD

La distribución de dosis producida por campos de IMRT S&S con formas estándares son medidas con films radiográficos Xomat-V (Kodak) y comparadas con distribuciones de dosis calculadas por el TPS utilizando el software RIT v5.2. La comparación entre las distribuciones 2D de dosis medidas y calculadas se realiza mediante comparación de perfiles de dosis, substracción de dosis y/o superposición de isodosis o mediante un análisis global o análisis gamma tal como lo describe Low et.al [59].

El registro entre las distribuciones de dosis medidas y calculadas fue realizado mediante puntos comunes en ambas distribuciones. Dado que los campos de IMRT S&S tiene borde de dosis bien definidos y es posible la identificación de esquinas, se tomaron estas como punto comunes.

Con aquellos patrones con regiones de alta dosis uniforme (campo abierto, pozo, silla, pirámide y cuña) se realizó una medición de dosis con una cámara de ionización tipo Farmer (NE2571). Dicha medición será comprada con la dosis media del volumen correspondiente a la cámara definido en el TPS. Esto nos permite determinar la habilidad de ambos algoritmos de cálculo estudiados en KonRAD en predecir la dosis absoluta en eje central (CAX).

III. Resultados

La comparación entre dosis medida y calculada por el TPS KonRAD con el algoritmo de cálculo fue realizada mediante substracción de dosis y análisis gamma (ΔD=3% - DTA=3mm y ΔD=5% y DTA=3mm). Los resultados para: patrón campo uniforme Figura 120, patrón pirámide Figura 121, patrón pozo Figura 122, patrón cuña Figura 123, patrón silla Figura 124 y patrón picos Figura 125.

La habilidad del TPS en predecir la dosis absoluta en eje central (CAX) y las distribuciones de dosis medidas para todos los patrones de IMRT S&S se resumen la Figura 126.

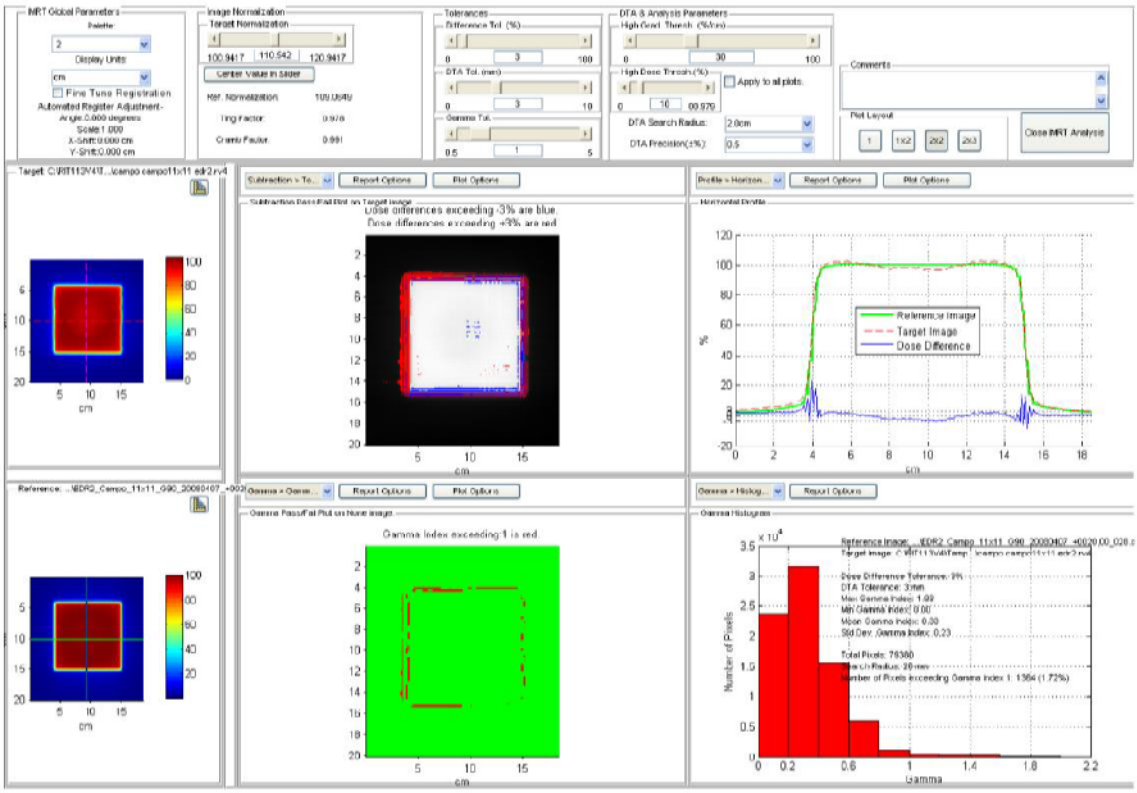


Figura 120. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada por TPS KonRAD para patrón estándar de IMRT S&S “campos uniforme”.

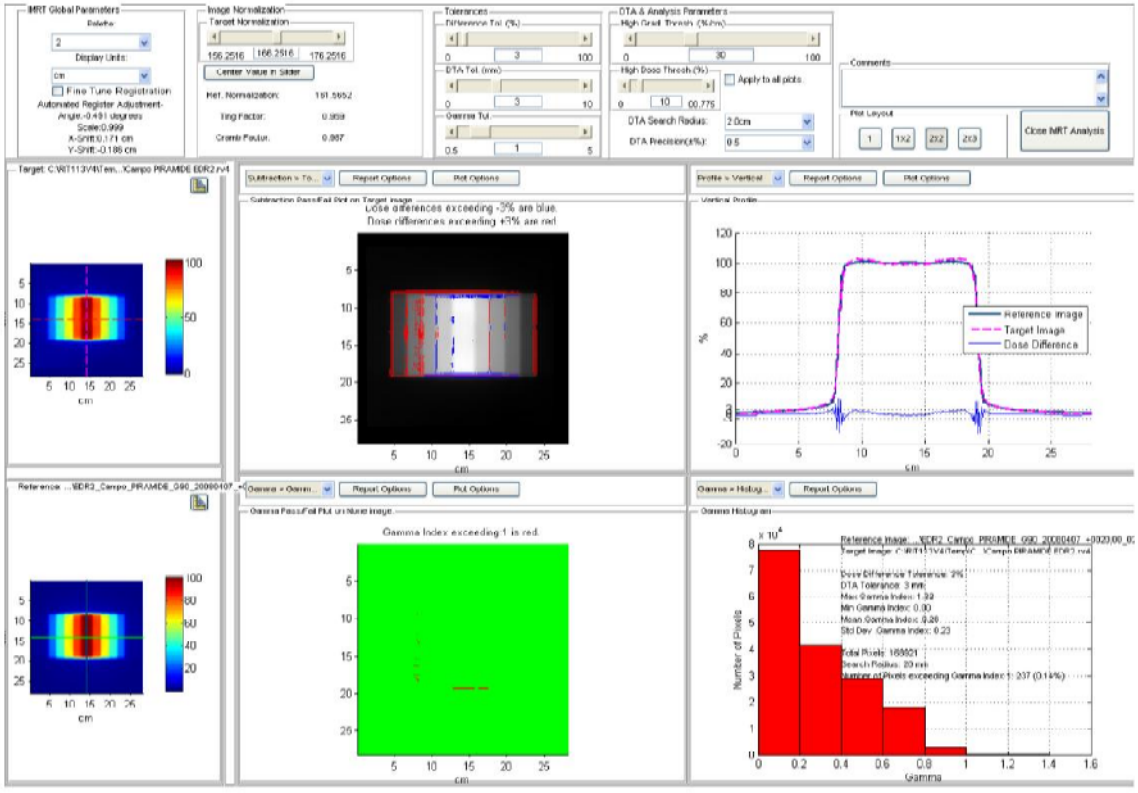


Figura 121. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada por TPS KonRAD para patrón estándar de IMRT S&S “pirámide”.

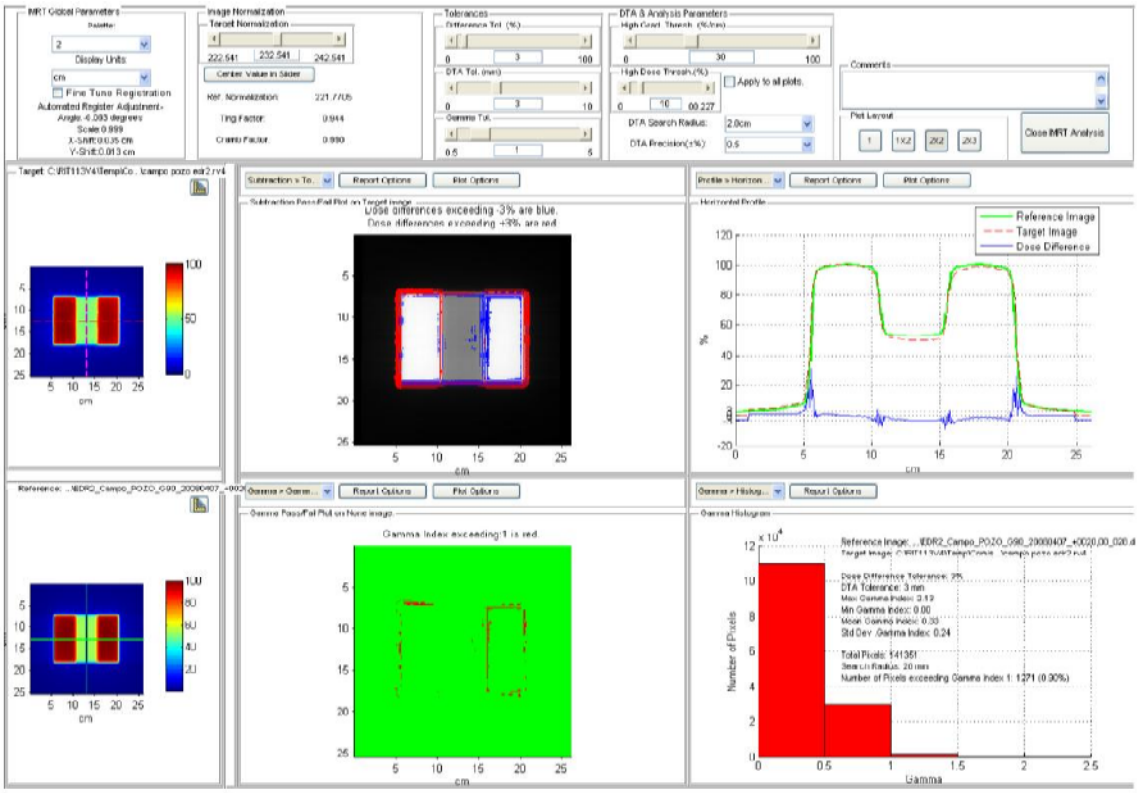


Figura 122. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada por TPS KonRAD para patrón estándar de IMRT S&S “pozo”.

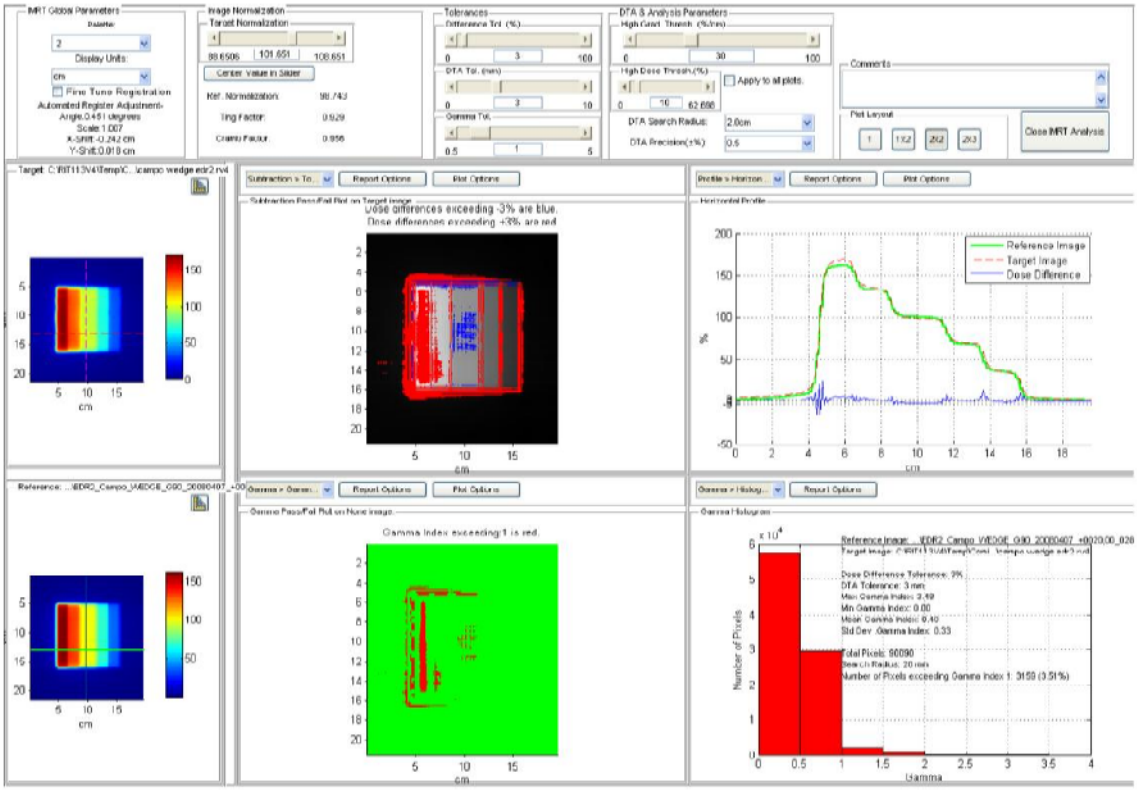


Figura 123. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada por TPS KonRAD para patrón estándar de IMRT S&S “cuña”.

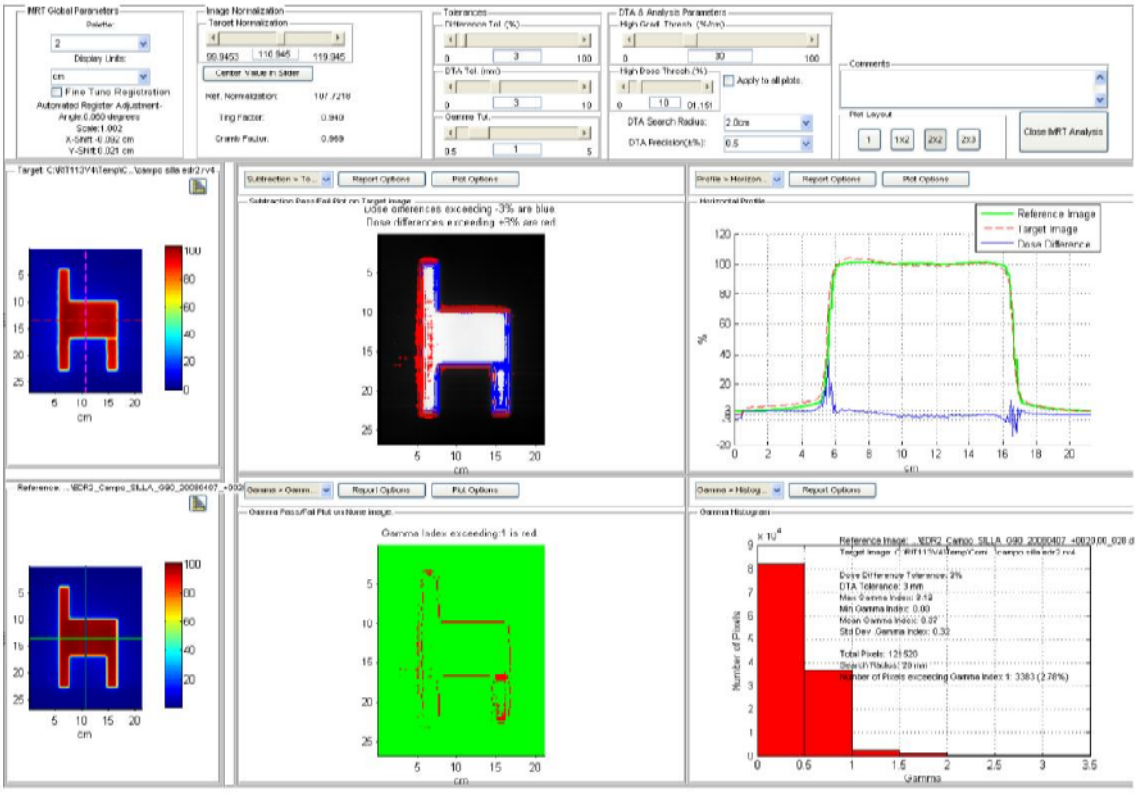


Figura 124. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada por TPS KonRAD para patrón estándar de IMRT S&S “silla”.

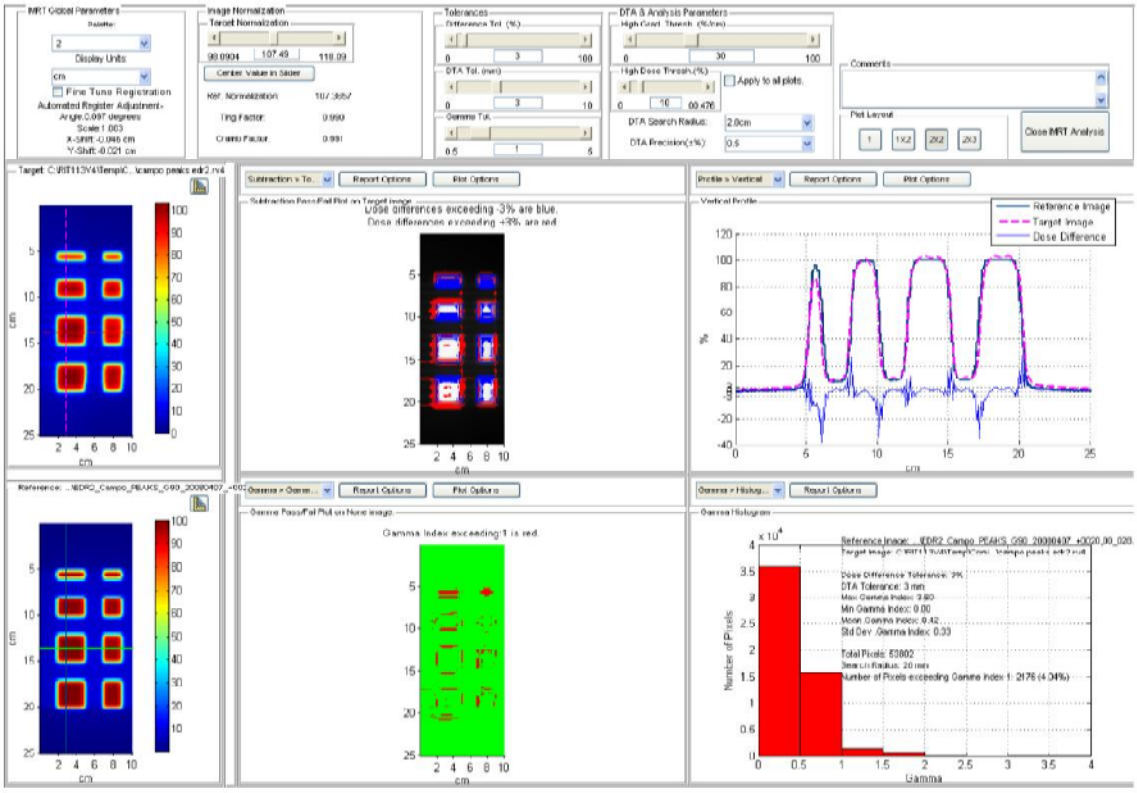


Figura 125. Comparación entre distribución de dosis medida y calculada por TPS KonRAD para patrón estándar de IMRT S&S “picos”.

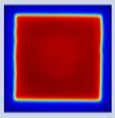
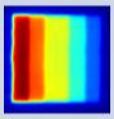
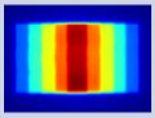
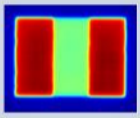
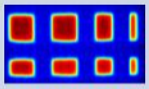
% pixeles γ>1	Campo uniforme	Cuna	Piramide	Pozo	Silla	Picos
						
	Konrad (PBC)					
3% - 3mm	2.7	2.9	0.1	3.3	2.6	4.7
5% - 3mm	0.5	0.4	0	0.4	0.5	2
Dosis medida vs. Calculada CAX	< 0.5%	< 0.5%	< 0.5%	< 0.5%	< 0.5%	--

Figura 126. Porcentaje de pixeles con $\gamma > 1$ y variación entre dosis medida y dosis absoluta en CAX para patrones estándares de IMRT S&S calculados con algoritmo de cálculo PB en TPS KonRAD

6.2.6 Emparejamiento de haces de aceleradores lineales (*"Beam matching")*

Uno del los factores que influyen en el resultado de un tratamiento de radioterapia es el cumplimiento del esquema de fraccionamientos. La posibilidad de tener dos aceleradores lineales con idénticas características dosimétricas optimiza el flujo de tratamiento de pacientes ya que disminuye la probabilidad de interrupciones de los mismos.

Para que dos maquinas puedan ser consideradas equivalente las características constructivas y la sintonía de estas deben ser ajustadas permitiendo un emparejamiento de los haces.

Durante el desarrollo de este trabajo se evaluó el emparejamiento de dos aceleradores lineales Primus, Siemens para IMRT S&S. La investigación realizada se desarrolla en el APENDICE 6.

7. Planificación de tratamientos en IMRT

7.1 Optimización

IMRT nos brinda la potencial posibilidad de generar distribuciones de dosis mejores a las obtenidas con 3DCRT debido a la disponibilidad de mayor cantidad de grados de libertad. Sin embargo aun con IMRT no es imposible entregar la distribución de dosis ideal con 100% de dosis al volumen de tratamiento y 0% de dosis a los OAR. De allí entonces que nuestro objetivo será encontrar el mejor plan de tratamiento dentro de las limitaciones propias del IMRT [81].

En el capítulo 2.2 se describió el proceso general de la planificación inversa. En una planificación de IMRT es necesario, en forma manual o automática, definir:

- Numero de campos
- Incidencia de campos
- Energía
- Fluencias
    - Numero de niveles de intensidad
    - Tamaño de beamlets
- Restricciones dosis volumen

El resultado final del proceso de optimización de la planificación inversa es la fluencia óptima de cada uno de los campos de tratamiento, la cual debe ser convertida en una fluencia real tal como fue descripto anteriormente. A partir de allí es posible obtener una distribución de dosis capaz de ser reproducida por el equipo de tratamiento, ver Figura 127.

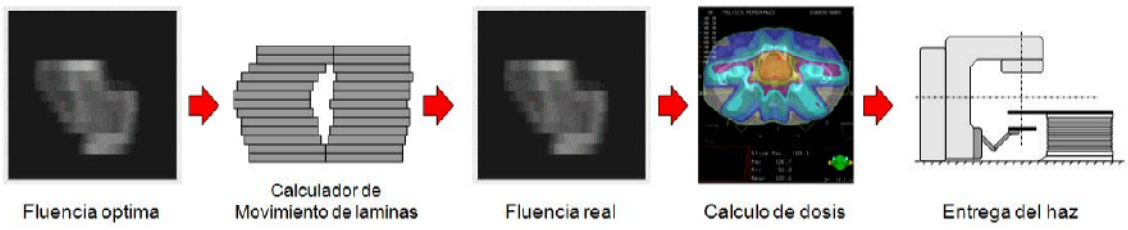


Figura 127. Proceso de conversión de fluencia óptima en fluencia real a través del sistema calculador de movimiento de láminas, calculo de dosis y entrega de un haz clínico.

7.1.1 Numero de campos

En relación al número óptimo de haces en un plan de IMRT debemos identificar los extremos. El primero referido a cual es el número máximo de campos a partir del cual no se produce una mejora en la distribución de dosis y el segundo referido a cual es el número mínimo de campos por debajo del cual la distribución de dosis pierde conformidad. Si bien estos dependen de la localización anatómica del volumen de tratamiento la experiencia indica que generalmente una cantidad de haces entre 5 y 10 campos es suficiente.

7.1.2 Incidencia de campos

Si consideramos la incidencia de los haces, vemos que es conveniente no utilizar haces paralelos opuestos y si consideramos haces uniformemente distribuidos alrededor del volumen de tratamiento la cantidad de haces debería ser impar. Para la elección de los ángulos de brazo y colimador no deben dejar de ser considerados criterios estándares utilizados en 3DCRT, en relación a elegir angulaciones que permitan: maximizar la irradiación del volumen de tratamiento minimizando la irradiación de los órganos a riesgo (OAR), minimizar la distancia entre la entrada del haz y el volumen a tratar y establecer ángulos mínimos entre campos. Si nuestro objetivo es mejorar la conformación de la dosis, el aumento en el número de campo coplanares no necesariamente mejora el resultado en cuanto al objetivo del tratamiento. Para estudiar la importancia en la elección de los campos de tratamiento en tumores cerebrales se realizó un trabajo comparando tratamientos de IMRT con 5, 7 y 9 con campos coplanares versus la utilización de 5 campos coplanares y 1 no-coplanar. El desarrollo de este trabajo aparece en el Apéndice 7 [82].

7.1.3 Energía

La elección de la energía es menos relevante en IMRT que en 3DCRT. Dado que en IMRT la tendencia es elegir muchos campos distribuidos alrededor del paciente la caída de dosis debido a la profundidad es menos importante [83]. Para energías mayores a 10MV es necesario considerar el aumento de la producción de neutrones y dado que los campos de IMRT tienen mayor cantidad de UM y parte de campo permanece bloqueado este efecto puede ser significativo.

7.1.4 Fluencias

En relación a los mapas de intensidad esta es una de las variables principales a definir. Tal como se describió durante el desarrollo de este trabajo, el sistema debe optimizar la intensidad de cada beamlet produciendo una distribución de intensidades o fluencia optima. En caso de utilizar un MLC estos mapas de fluencia optimas deben ser convertidos a una serie de formas de campo (segmentos) a través de un sistema secuenciador de láminas generando una fluencia real la cual está relacionada al optimizador. La información de un archivo de fluencia real contiene información de la posición de las láminas en relación a las fracciones de UM total y debe ser tenido en cuenta del MLC parámetros mecánicos (velocidad y características constructivas del MLC) así como parámetros dosimétricos (transmisión, efecto por borde de lámina redondeada, tasa de dosis, distancia mínima entre láminas, tamaño de beamlet y numero de niveles de intensidad). El efecto del tamaño del beamlet en tratamientos de IMRT S&S ha sido estudiado durante el desarrollo de este trabajo para tratamientos de cabeza y cuello, Apéndice 8 [88], y próstata, Apéndice 9 [89]. El efecto de la elección del numero de niveles de intensidad en tratamientos de IMRT S&S ha sido estudiado por el autor durante el desarrollo de este trabajo para tratamientos de próstata, Apéndice 10 [90].

7.1.5 Restricciones dosis volumen

Durante una planificación de IMRT la elección de las restricciones dosis volumen y ponderaciones tienen un impacto directo en la distribución de dosis final. Es necesario establecer un equilibrio entre las restricciones a los volúmenes de tratamiento y órganos a riesgo de forma tal de cumplir con la finalidad del tratamiento manteniendo la menor

complejidad posible en las componentes del plan. Algunos TPS generan como parte de su proceso de planificación inversa planes de tratamiento con diferentes niveles de protección a los OAR, tal es el caso del TPS iPlan (Brainlab).

I. Objetivo

El objetivo de esta experiencia fue el de analizar el impacto sobre las fluencias de campos de IMRT dMLC con el aumento de las restricciones dosis volumen

II. Materiales y métodos

Se utilizo el sistema de planificación Eclipse para la planificación de un tratamiento de próstata con IMRT dMLC. Durante el proceso de planificación inversa se aplicaron tres niveles de restricciones dosis volumen sobre el recto (OAR) a las cuales llamamos alta, media y baja, basado en la ponderación aplicada sobre este OAR.

III. Resultados

El aumento de las restricciones dosis volumen produce mayor protección del OAR, ver Figura 128. El aumento de las restricciones dosis volumen al OAR produce un aumento de la inhomogeneidad de la dosis al volumen blanco de planificación ver Figura 129 y una mayor inhomogeneidad en las fluencia de los campos de tratamiento, ver Figura 130.

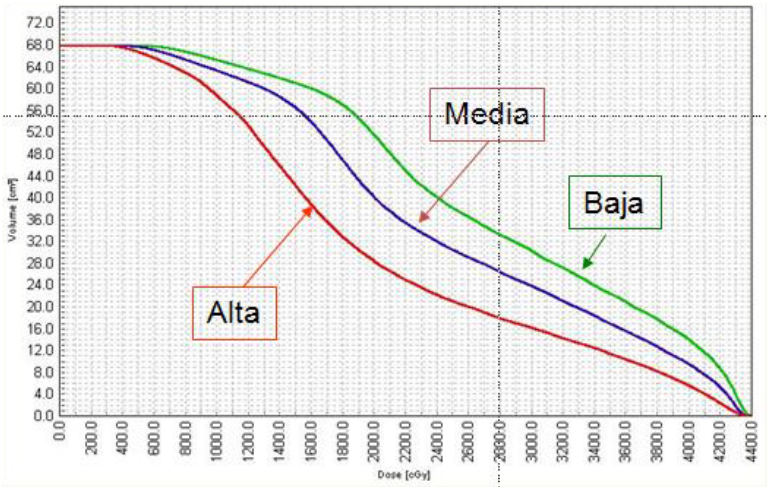


Figura 128. Aumento de la protección a un OAR con el incremento de las restricciones dosis volumen sobre el mismo. HDV de tres planes con restricciones denominadas baja, media y alta.

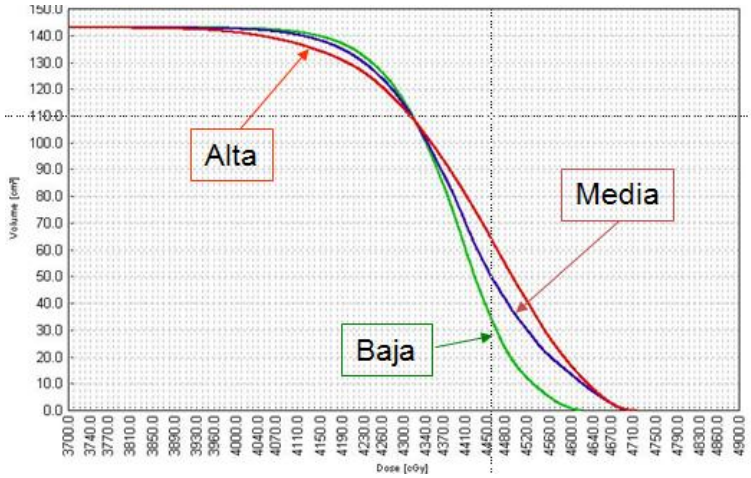


Figura 129. Aumento de inhomogeneidad de la dosis con el incremento de las restricciones dosis volumen sobre un OAR. HDV de tres planes con restricciones denominadas baja, media y alta.

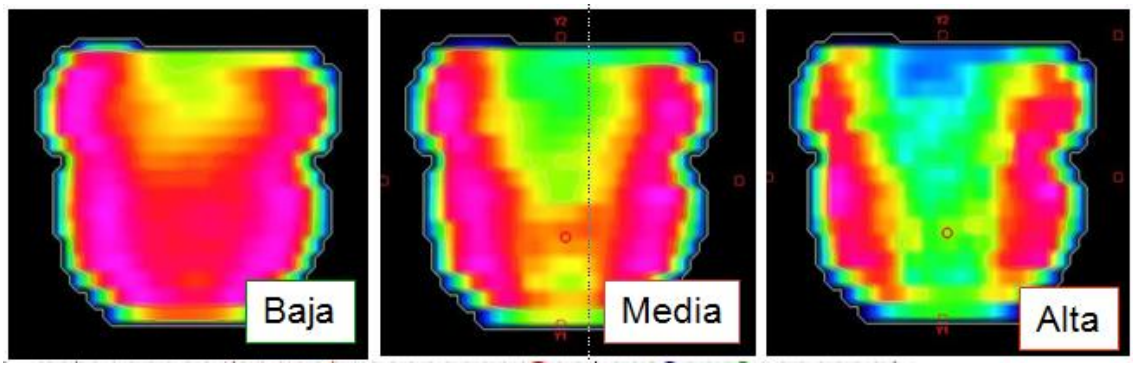


Figura 130. Aumento de inhomogeneidad de la fluencia de campos con el incremento de las restricciones dosis volumen sobre un OAR. HDV de tres planes con restricciones denominadas baja, media y alta.

7.2 Comparación dosimétrica en casos clínicos

Tal como visto IMRT con MLC y campos con ángulo de brazo fijo puede ser realizada mediante modalidad secuencial o dinámica. Durante el desarrollo de este trabajo se han analizado todos los aspectos particulares en relación al control de calidad de los equipos para IMRT y comisionamiento. En este capítulo se realizó una comparación dosimétrica de IMRT dMLC e IMRT S&S en próstata [91], [92], [93] y cabeza y cuello. También fueron incluidas dentro de este estudio otras modalidades de tratamiento de IMRT.

La investigación realizada sobre comparación de IMRT dMLC versus IMRT S&S para cáncer de próstata fue incluida como capitulo en el libro de Almeida et.al [94] *"Comparação das técnicas de IMRT dinâmico e step&shoot para um mesmo caso clínico – câncer da próstata". Capitulo casos clínicos, Bases físicas de un programa de garantía de calidad en IMRT*, de la Asociación Brasilera de Física Medica (ABFM)

7.2.1 Irradiación del cáncer de Próstata

La utilización de IMRT para el tratamiento del cáncer de próstata ha sido ampliamente difundida en los últimos años. Numerosas investigaciones han demostrado que el uso de IMRT permite elevar la dosis a la próstata manteniendo la dosis en los tejidos normales circundantes dentro de límites aceptables mejorando el control de la enfermedad. [95], [96]

Se utilizaron imágenes de un paciente con diagnostico adenocarcinoma moderadamente diferenciado de próstata con indicación de IMRT. Las imágenes corresponden a un paciente de 75 años de edad quien desde el 2005 comenzó con disuria, polaquiuria y disfunción sexual. Solicitaron PSA= 8.85 ng/ml. Ecografía vésico-prostática: próstata aumentada de tamaño peso aproximado 47 Gr, lo dejan en observación. En 2008 solicitan nueva ecografía vésico prostática: aumento del peso glandular 59 Gr. Describen formación heterogénea en zona de transición. Le hacen una biopsia por punción que resulta negativa para malignidad. En el 2009 aumenta PSA= 15,21 ng/ml continua en observación. En el 2010 PSA 18,4 ng/ml. Solicitan ecografía prostática transrectal 19-07-2010: peso 98 gr diámetro máximo 62mm. Describen formación predominante en zona de transición que determina crecimiento del lóbulo medio y leve compresión de vejiga. Se hace biopsia randomizada ecoguiada, 12 cilindros. El resultado indica un adenocarcinoma que involucra los dos lóbulos y la zona transicional Gleason 6 (3+3) T2C. Los estudios de extensión muestran un centellograma óseo normal y TAC de abdomen y pelvis con aumento de tamaño de la próstata, vesículas seminales normales. No se observan ganglios iliacos ni retroperitoneales. El diagnostico final es adenocarcinoma de próstata de riesgo intermedio alto: PSA > 15ng/ml, T2C Gleason 6. Se indico hormonoterapia con mono droga Bicalutamida 150 mg por día neoadyuvante por 3 meses y concomitante a radioterapia por dos meses, duración total 5 meses. Se decidió irradiar próstata y 2cm de vesículas seminales. El plan de tratamiento corresponde a la irradiación en 41 fracciones del volumen de próstata con $V100_{Prostata}$ de 82Gy y del volumen de las vesículas seminales con $V100_{Ves\ Sem}$ de 64Gy (dosis equivalente a 60Gy con 2Gy por fracción). Los objetivos de protecciones de los órganos a riesgo fueron: recto V40 < 60% y V65 < 20%, vejiga V65 < 25%, cabezas femorales D10 < 50Gy, evitar zonas de altas dosis en región correspondiente a uretra y zonas a 5mm del recto.

5.2.1.1 Simulación virtual del cáncer de Próstata

El paciente es ubicado en posición supina, con piernas sobre plano inclinado y pies juntos. El paciente tiene indicaciones medicas previas a la simulación con el objeto de tener recto vacío y vejiga llena. No se usan enemas, laxantes ni sonda rectal. Se realiza una tomografía computada (TAC Somaton Spirit) del paciente en posición de tratamiento con adquisición secuencial con cortes de 3mm cada 3mm, 130kV y 200mA. Manteniendo el paciente en la misma posición se realiza una inyección de contraste y a los 5 minutos se hace una nueva TAC del mismo volumen con FOV ampliado. Las imágenes adquiridas son enviadas al sistema de planificación en el cual ambas series son fusionadas (imágenes sin contraste y con contraste). Se dibujan los siguientes contornos:

- CTV
    - Próstata
    - Vesículas seminales

- OAR
    - Recto
    - Vejiga
    - Cabezas femorales
    - Tejidos eréctiles. Estos se dibujan para saber la dosis que reciben, pero no son considerados OAR.
- Contorno externo, obtenido en forma automática.
- Contornos de planificación
    - Región uretra (REG_URETRA). Se dibuja una región medial en la próstata para evitar puntos calientes que coincidan con la uretra.

A partir de operaciones lógicas se obtuvieron los siguientes contornos de planificación:

- PTV Próstata = extensión de la próstata 9mm en todas direcciones excepto margen posterior de 5mm en contacto con la pared rectal
- PTV Vesículas Seminales: extensión de las vesículas seminales 9mm en toda dirección excepto margen posterior de 8mm en contacto con pared rectal y 12mm en contacto con vejiga
- Recto anterior = mitad anterior del volumen rectal
- Recto posterior = mitad posterior del volumen rectal
- Recto extendido = extensión de 5mm del volumen rectal
- Pared RECTO = Recto – contracción en 2mm de Recto
- PTV – recto extendido (PTV_-_RECTO_EXT) = intersección del PTV de la próstata y recto extendido. Volumen para planificación para evitar puntos calientes.

El conjunto de imágenes y los archivos de estructuras fueron exportados a dos sistemas de planificación (TPS). En ambos TPS se simulo el mismo plan de tratamiento con el objeto de cumplir con el pre-plan de tratamiento establecido anteriormente. La planificación considera la irradiación del volumen prostático y vesículas seminales al mismo tiempo con una diferenciación de dosis en un total de 41 fracciones. El plan de tratamiento contempla la utilización de 7 haces de irradiación con ángulos de brazo de 135º, 100º, 70º, 0º, 290º, 260º y 225º. El colimador fue rotado 20º para los campos derechos y 340º en los izquierdos de forma tal de priorizar la protección del recto a partir del movimiento de las láminas, ver Figura 131.

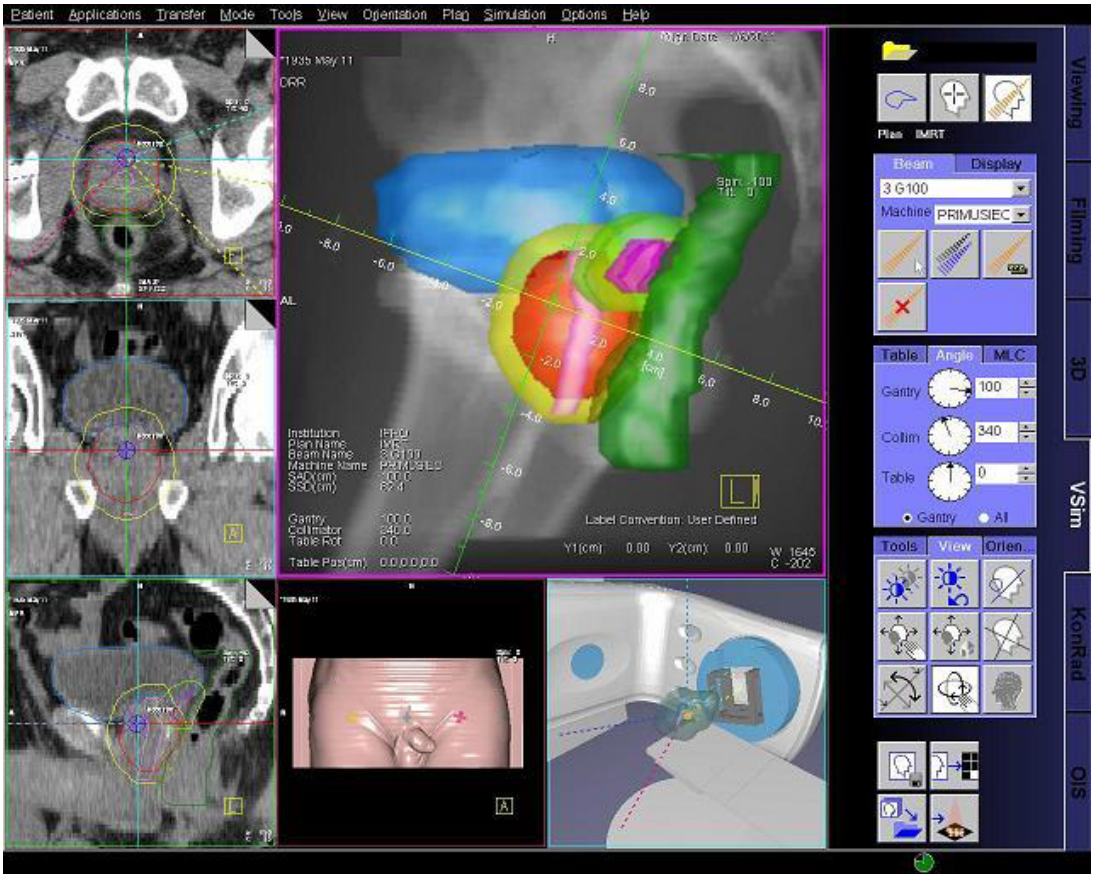


Figura 131. Simulación virtual para un tratamiento de IMRT de cáncer de próstata. Arreglo de campos y BEV de campo oblicuo posterior izquierdo.

7.2.1.2 Planificación de tratamiento IMRT S&S

La planificación con técnica S&S fue realizada en un TPS KonRAD v2.2 para un haz de 6MV de un acelerador lineal Primus, Siemens con un MLC Optifocus con láminas de 1cm de ancho. El tamaño de beamlet utilizado en la planificación fue de 1cm x 0.5cm y el número mínimo de UM por segmentos fue de 3UM. El cálculo de dosis utiliza una grilla de 1mmx1mmx2.5mm. En la planificación inversa de KonRAD se utiliza el concepto de prioridad de superposición que corresponde al orden de prioridad que se asigna a cada estructura. De allí es posible representar con un código de colores superpuestos las estructuras que poseen mayor o menor prioridad, ver Figura 132.

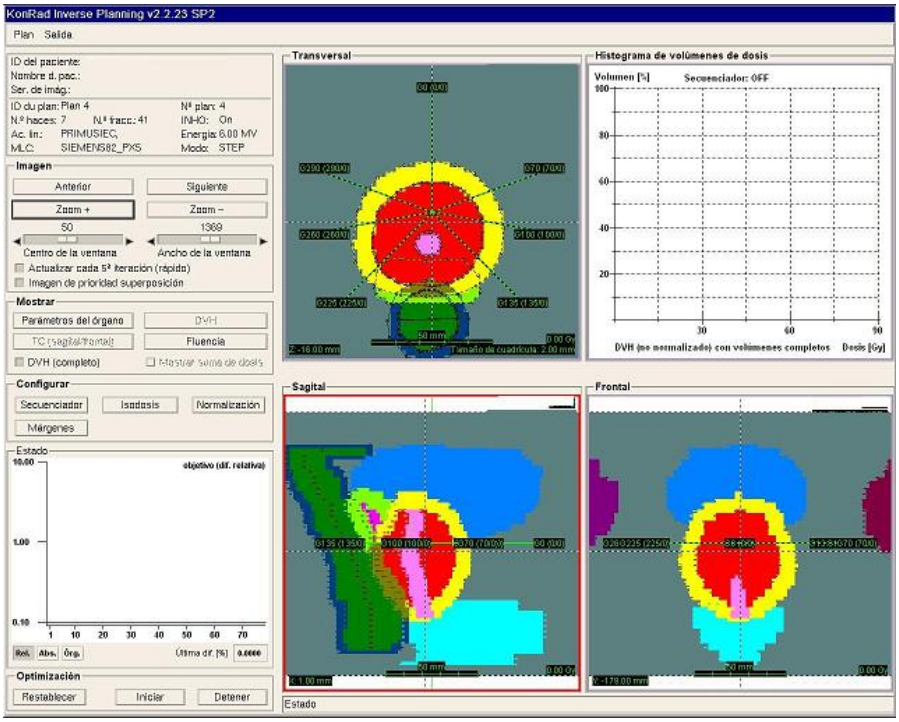


Figura 132. Orden de prioridades de superposición en la planificación de IMRT secuencial con KonRAD v2.2 de cáncer de próstata.

Las restricciones de dosis máxima y mínima y ponderaciones para los volúmenes de tratamiento utilizadas se resumen en la Tabla 9.

Volumen	Prioridad	Dosis Máxima	Ponderación	Dosis Mínima	Ponderación
Reg. Uretra	1	84	3	82	120
PTV - Recto EXT	2	84	3	82	120
Próstata	3	84	1	82	140
PTV Próstata	4	84	1	82	100
Vesículas Seminales	5	66	1	64	100
PTV Vesículas Seminales	6	66	1	62	60

Tabla 9. Restricciones de dosis máxima, dosis mínima y ponderaciones para volúmenes de tratamiento en TPS KonRAD con IMRT S&S

Los volúmenes de Reg. Uretra y PTV-Recto EXT son los únicos con ponderación de dosis máxima, ya que pertenecen al volumen de tratamiento pero es necesario restringir la ocurrencia de puntos calientes de dosis. Dentro del proceso de planificación inversa en KonRAD es posible asignar márgenes de cobertura adicionales. Esto es de especial importancia en los volúmenes de tratamiento permitiendo así que un beamlet sea asignado en bordes y mejorando de esta forma la cobertura dosimétrica de los mismos. En este trabajo a todos los volúmenes de tratamiento se les asigno un margen de 2mm en todas las direcciones para mejorar la cobertura dosimétrica de los mismos. Las restricciones de dosis volumen utilizadas para los órganos de riesgo se resumen en la Tabla 10.

Volumen	Prioridad	Dosis Máxima	Ponderación	Dosis Mínima	Ponderación
Recto	7	83	600	0	0
Vejiga	8	83	300	0	0
Recto POST	9	60	1	0	0
Recto ANT	10	83	1	0	0
Recto EXT	11	84	1	0	0
Cabeza Fem. Der.	-	60	1	0	0
Cabeza Fem. Izq.	-	60	1	0	0
Contorno externo	-	60	1	0	0
Tejidos eréctiles	-	83	1	0	0

Tabla 10. Restricciones de dosis-volumen para OAR en TPS KonRAD con IMRT S&S

Para el Recto y Vejiga se definieron restricciones de volumen parcial tal como se muestra en la Figura 133.

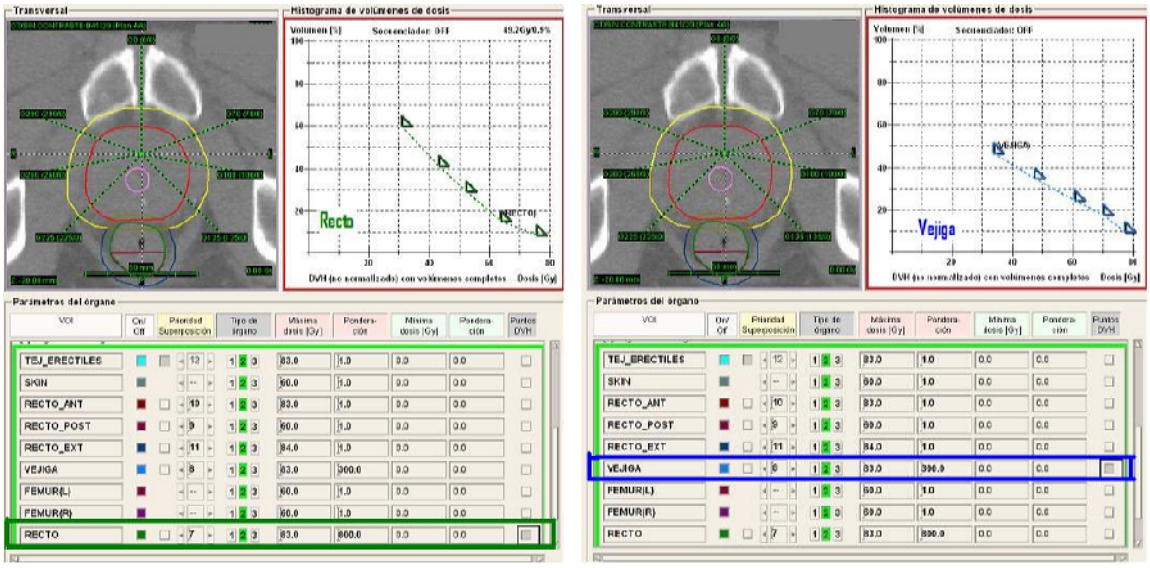


Figura 133. Restricciones dosis volumen parcial para Recto y Vejiga en la planificación de IMRT secuencial con KonRAD v2.2 de cáncer de próstata.

La cantidad de iteraciones utilizada fue la máxima establecida por el sistema. El tiempo de optimización inversa y cálculo de dosis utilizando el algoritmo de pencil beam y corrección por heterogeneidad fue de 220 segundos. Al finalizar la planificación inversa para la conversión de fluencias óptimas a reales se eligieron 15 niveles de intensidad y se aplico un filtro de suavizado 2D de solo máximos. Las fluencias, número de segmentos y UM de los campos, para 15 niveles de intensidad, se muestran en las Figuras 134 a 140.

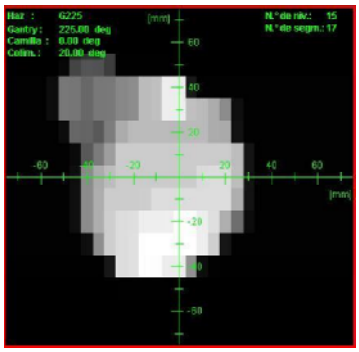


Figura 134. Fluencia campo G225, 17 segmentos y 68 UM.

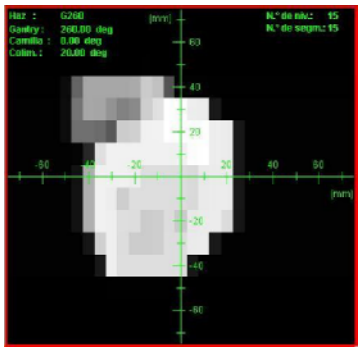


Figura 135. Fluencia campo G260, 15 segmentos y 67 UM.

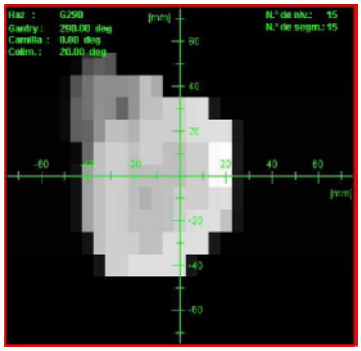


Figura 136. Fluencia campo G290, 15 segmentos y 76 UM.

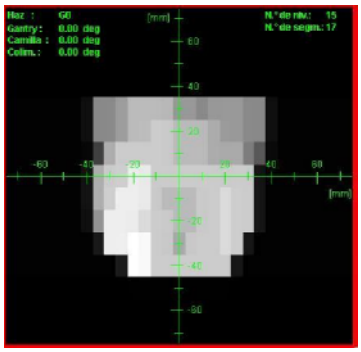


Figura 137. Fluencia campo G0, 17 segmentos y 72 UM.

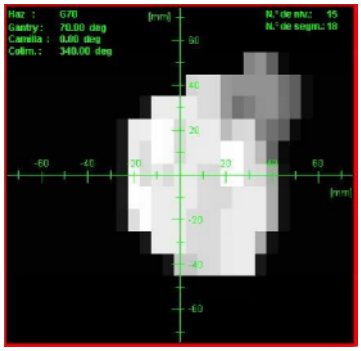


Figura 138. Fluencia campo G70, 18 segmentos y 76 UM.

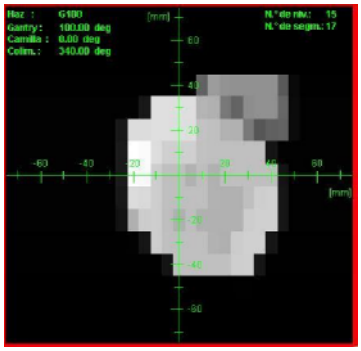


Figura 139. Fluencia campo G100, 17 segmentos y 77 UM.

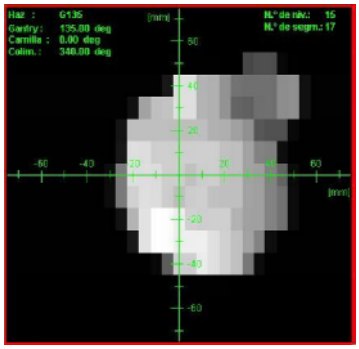


Figura 140. Fluencia campo G135, 17 segmentos y 72 UM.

Las fluencias de los campos muestran una zona de mayor intensidad, correspondiente a la próstata, y una de menor correspondiente a las vesículas seminales.
El plan de tratamiento y matriz de dosis final fue exportada a un TPS PCRT3D v6.0 para comparación y análisis y al sistema de registro y verificación LANTIS para su ejecución en el equipo de tratamiento. Todos los campos fueron agrupados de forma de entregar el plan completo de tratamiento en forma automática.

7.2.1.3 Planificación de tratamiento IMRT dMLC [97]

La planificación de IMRT con modalidad dinámica (dMLC) fue realizada en un TPS Eclipse v8.0 para un haz de 6MV de un acelerador lineal Clinac 21EX, Varian, equipado con un MLC Millenium. Este MLC posee láminas de 0.5cm de ancho los 20cm centrales y de 1cm las externas. Para la planificación de próstata solo se utilizaron láminas centrales de 0.5cm ya que la longitud del volumen de tratamiento es menor a 20cm y el isocentro está centrado respecto al mismo. El tamaño de beamlet utilizado fue de 0.5cm x 0.2cm. El cálculo de dosis utiliza una grilla cúbica de 0.25cm de lado.

Para lograr el objetivo del tratamiento de entregar 82Gy y 64Gy al 95% del PTV Próstata y PTV Vesículas Seminales respectivamente, se crearon las siguientes estructuras accesorias: “acc_PTV Vesículas Seminales” y “acc_PTV Próstata”. Para esto, se copiaron los dos últimos cortes por encima y por debajo de los respectivos PTVs. A continuación, se usó la herramienta de corte para extraer del “acc_PTV Vesículas Seminales” la parte de volumen incluida en el “acc_PTV Próstata” con un margen adicional de 0.6cm. Es decir, que entre el “acc_PTV Vesículas Seminales” y el “acc_PTV Próstata” existen 0.6cm de distancia en los 3 ejes. Las restricciones de dosis máxima y mínima y ponderaciones para los volúmenes de tratamiento utilizadas se resumen en la Tabla 11.

Volumen	Limite	% Volumen	Dosis [cGy]	Prioridad
PTV Próstata	Lower	100	8850	85
Reg. Uretra	Upper	0	8600	50
PTV – Recto EXT	Upper	0	8800	50
PTV Ves. Seminales	Upper	50	7200	50
PTV Ves. Seminales	Lower	100	6500	80
acc_PTV Ves. Sem.	Upper	0	8500	0
acc_PTV Ves. Sem.	Lower	100	6500	65
acc_PTV Próstata	Upper	0	8900	95
acc_PTV Próstata	Lower	100	8750	110

Tabla 11. Restricciones de dosis máxima, dosis mínima y prioridades para volúmenes de tratamiento en TPS Eclipse con IMRT dMLC

Se limitó el volumen de Reg. Uretra y PTV-Recto EXT con restricciones para no superar la dosis máxima, evitando la ocurrencia de puntos calientes de dosis. Las restricciones definidas como bajas (Lower) en Eclipse definen el hombro del histograma dosis volumen. Se usó como estrategia de planificación para obtener mejor cobertura dosimétrica en las estructuras accesorias del PTV, el definir con valores más altos que las dosis de prescripción y con alta prioridad.

No se utilizaron restricciones de mínimo de dosis (lower) ni en la próstata (CTV) ni en las vesículas seminales (CTV), el proceso de optimización aumentó la dosis de forma concéntrica al interior de "acc_PTV Próstata" y "acc_PTV Vesículas Seminales" respectivamente.

Para el recto y la vejiga se utilizaron las restricciones dosis-volumen de las Figuras 141 y 142 respectivamente.

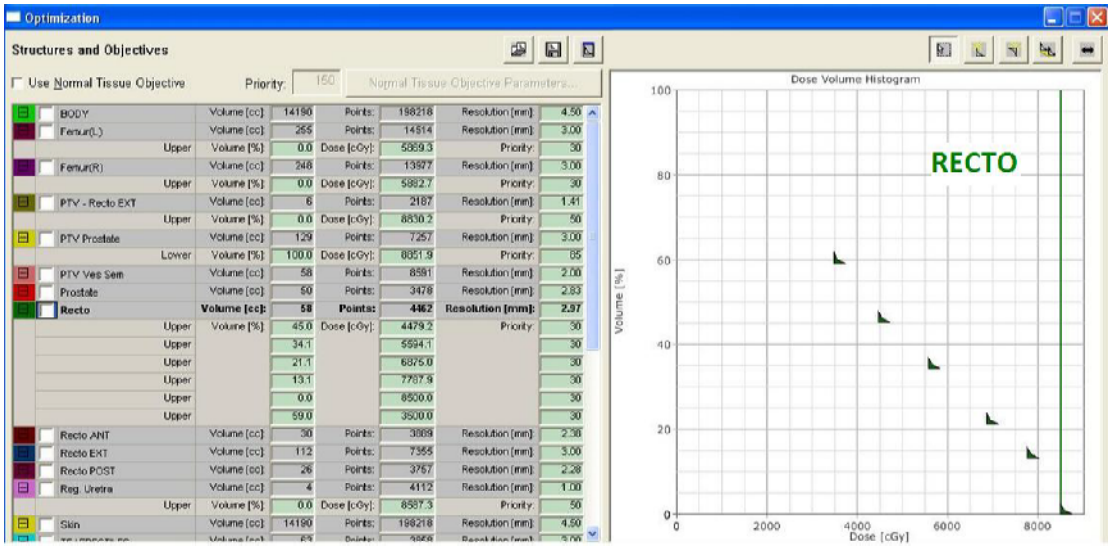


Figura 141. Restricciones dosis volumen parcial para recto en la planificación de IMRT dMLC con TPS Eclipse

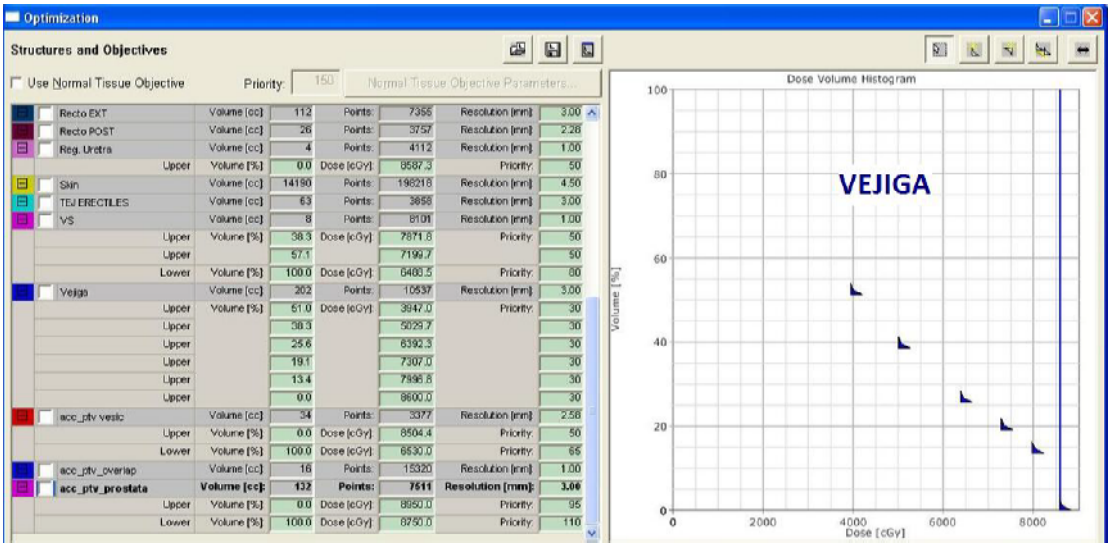


Figura 142. Restricciones dosis volumen parcial para vejiga en la planificación de IMRT dMLC con TPS Eclipse

El proceso de planificación inversa fue iniciado monitoreando la función objetivo hasta que la misma obtuvo un mínimo (es necesario un monitoreo general de la función objetivo para alcanzar un mínimo adecuado de la misma). Se utilizaron 115 iteraciones en un tiempo total de 275 segundos. Después de la optimización, se usó el secuenciador de movimiento de láminas LMC ("*Leaf motion calculador*") en modo normal, el cual utiliza 70 niveles de intensidad y 320 segmentos como máximo. El cálculo de dosis fue realizado con el algoritmo AAA con corrección por heterogeneidad. Las fluencias, número de segmentos y UM de los campos se muestran en las Figuras 143 a 149.

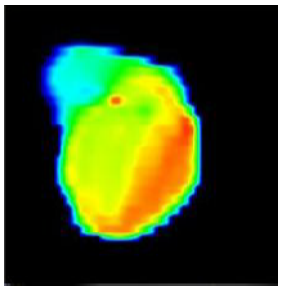


Figura 143. Fluencia campo G225, 71 UM.

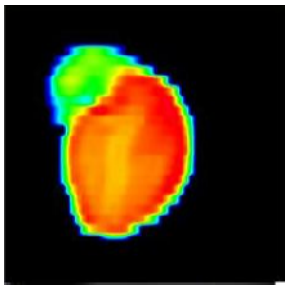


Figura 144. Fluencia campo G260, 89 UM.

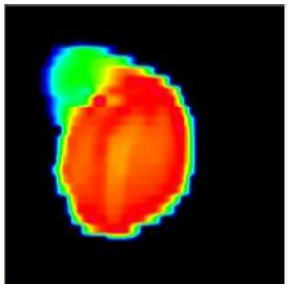


Figura 145. Fluencia campo G290, 86 UM.

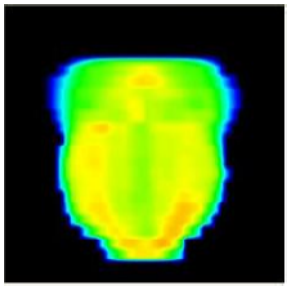


Figura 146. Fluencia campo G0, 78 UM.

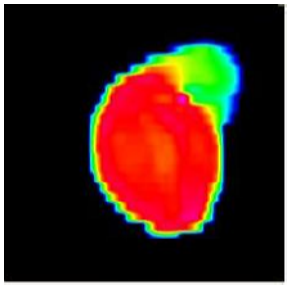


Figura 147. Fluencia campo G70, 96 UM.

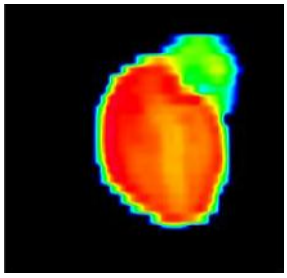


Figura 148. Fluencia campo G100, 83 UM.

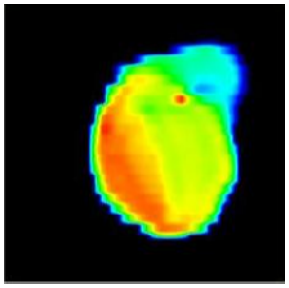


Figura 149. Fluencia campo G135, 74 UM.

El plan de tratamiento con su matriz de dosis fue exportada a un TPS PCRT3D v6.0 (Técnicas Radiofísicas, España) para comparación y análisis.

7.2.1.4 Comparación dosimétrica IMRT secuencial y dinámico

Los cálculos de dosis para ambas modalidades de IMRT fueron realizados en KonRAD (S&S) y Eclipse (dMLC). A los efectos de realizar un análisis y comparación dosimétrica, los planes y matrices de dosis respectivas fueron exportados al Sistema de Planificación PCRT3D v6.0 (Técnicas Radiofísicas). La comparación fue realizada en base a comparación y superposición de isodosis así como HDV. La distribución de dosis del plan de IMRT S&S, puede verse en la Figura 150 y la correspondiente a IMRT dMLC en la Figura 150. Las diferencias observadas entre ambas distribuciones de dosis se centran en: IMRT S&S presenta una menor conformación de la dosis en los bordes del volumen (visible en plano sagital y coronal), IMRT dMLC produce borde de campo con menor gradiente de dosis con una mayor contribución de bajas dosis a los OAR vecinos y IMRT S&S produce una mayor diferenciación de dosis entre el volumen de tratamiento de la próstata y vesículas seminales.

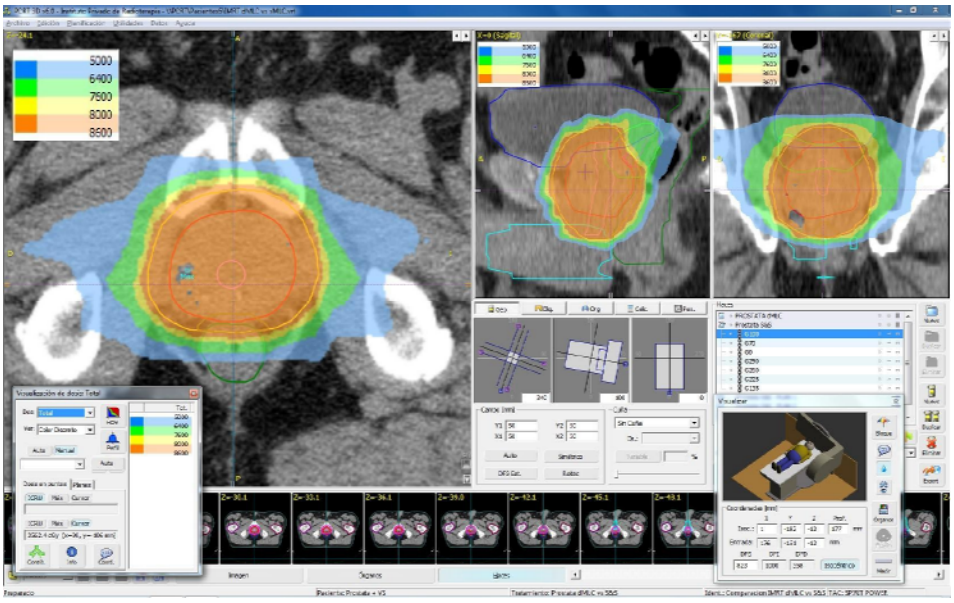


Figura 150. Distribución de dosis de planificación de IMRT S&S con KonRAD

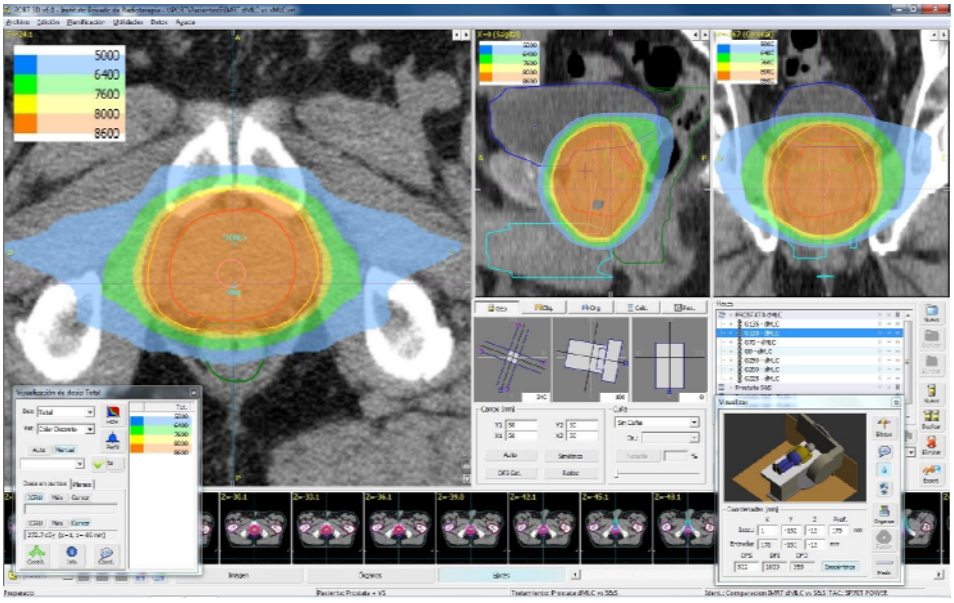


Figura 151. Distribución de dosis de planificación de IMRT dMLC con Eclipse

En las distribuciones de dosis sagitales puede apreciarse el efecto del mayor tamaño de beamlet utilizado por la modalidad S&S, donde las curvas de isodosis muestran escalones. Esto genera una pérdida de conformación en la parte superior (vejiga) e inferior del volumen (tejidos eréctiles) la cual debería ser observada en la comparación de los HDV. A continuación veamos la superposición de curvas de isodosis en planos axiales con la Figura 152, sagital y coronal con la Figura 153.

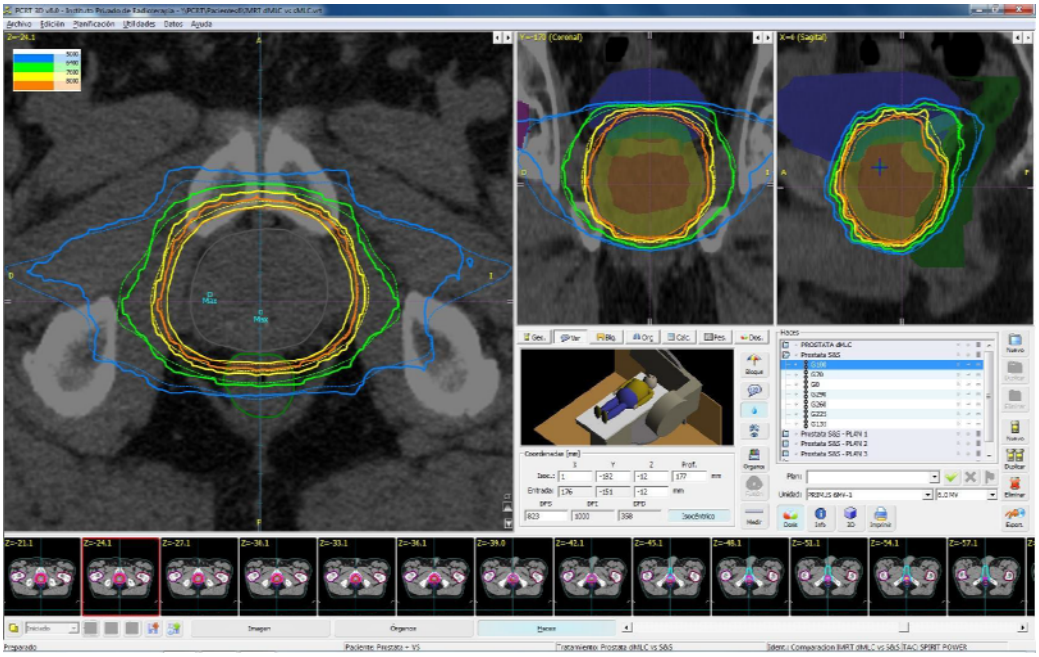


Figura 152. Superposición de curvas de isodosis en plano axial para IMRT S&S y dMLC

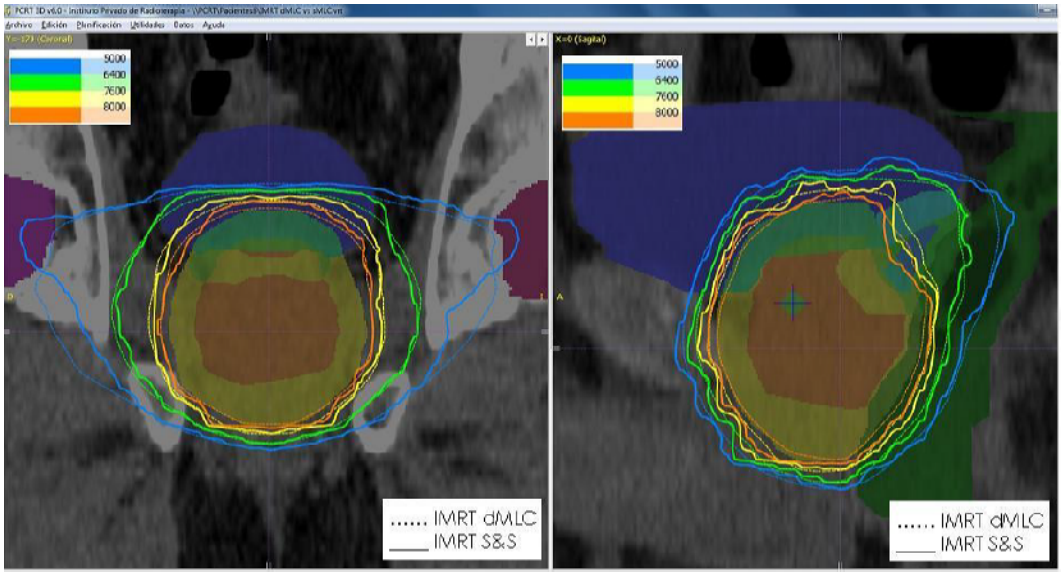


Figura 153. Superposición de curvas de isodosis en plano coronal y sagital para IMRT S&S y dMLC

La Figura 154 nos muestra la superposición de los HDV para ambas modalidades de tratamiento. La línea de puntos corresponde a los HDV con IMRT dMLC y la línea continua con IMRT S&S. En el primer grafico podemos apreciar los HDV correspondiente a los PTV de la próstata (amarillo), PTV vesículas seminales (verde), recto (verde oscuro), vejiga (azul), tejidos eréctiles (celeste) y cabeza femoral (marrón).

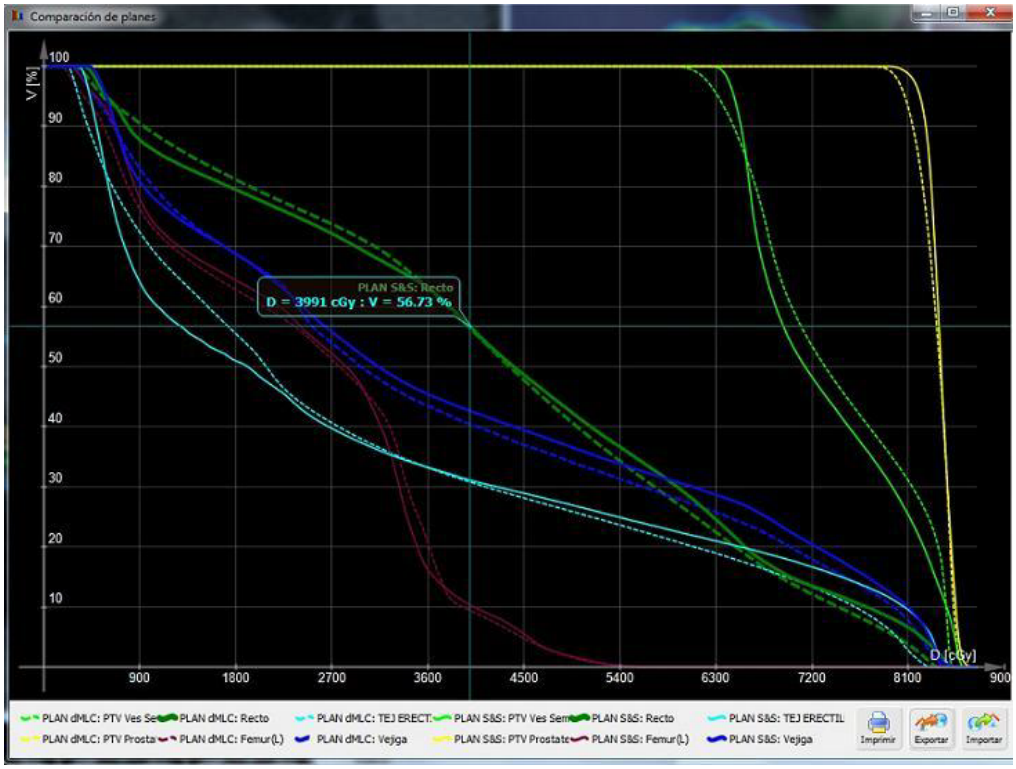


Figura 154. Superposición de HDV para IMRT S&S (línea continua) y dMLC (línea puntos)

A partir de los HDV podemos realizar una comparación dosimétrica de los parámetros más relevantes de los HDV en relación a los volúmenes de tratamiento, como son Dosis Mínima, Dosis Media, Dosis Máxima, D1%, D95%, D98%, V82Gy y V64Gy, Tabla 12.

		Próstata	PTV Próstata	Vesículas Seminales	PTV Vesículas Seminales
Dosis Mínima [Gy]	dMLC	82.6	78.3	66.3	59.7
	S&S	82	79.1	64.5	62.1
Dosis Media [Gy]	dMLC	84.8	83.7	74.9	74.5
	S&S	84.4	84	73.2	73.7
Dosis Máxima [Gy]	dMLC	86.2	86.2	84.9	85.2
	S&S	86.9	87.7	85.3	86.3
D1% [Gy]	dMLC	85.4	85.3	84.8	84.8
	S&S	86.3	86.4	84.6	86.0
D95% [Gy]	dMLC	83.8	80.8	67.5	63.3
	S&S	83.2	82.3	66	64.8
D98% [Gy]	dMLC	83.4	80.1	67.1	62
	S&S	83	81.5	65.8	64.2
V82Gy [%]	dMLC	100	84.6	--	--
	S&S	100	95.7	--	--
V64Gy [%]	dMLC	--	--	100	92.3
	S&S	**--**	**--**	**100**	**98.2**

Tabla 12. Comparación de dosis mínima, dosis media, dosis máxima, D1%, D95%, D98%, V82Gy y V64Gy para volúmenes de tratamiento entre IMRT S&S e IMRT dMLC en el tratamiento de próstata. Para los volúmenes de Vesículas Seminales no se incluye la dosis prescripta a la próstata y viceversa.

A partir de los HDV podemos realizar una comparación dosimétrica de los órganos de riesgo recto (Tabla 13 con V40Gy, V50Gy, V65Gy y V75Gy), vejiga (Tabla 14 con V50Gy y V65Gy) y cabeza femoral (Tabla 15 con D10% y D50%).

		RECTO	Pared RECTO
V40Gy [%]	dMLC	55.7	45.5
	S&S	56.6	46.9
V50y [%]	dMLC	39.6	34.2
	S&S	41.7	36.3
V65Gy [%]	dMLC	19.8	21.4
	S&S	21.2	22.7
V75Gy [%]	dMLC	9.6	12.9
	S&S	**11.5**	**13.8**

Tabla 13. Comparación de V40Gy, V50Gy, V65Gy y V75Gy para recto y pared de recto entre IMRT S&S e IMRT dMLC

		Vejiga
V50Gy [%]	dMLC	**33.8**
	S&S	**36.3**
V65Gy [%]	dMLC	**24.4**
	S&S	**27.4**

Tabla 14. Comparación de V50Gy y V65Gy para vejiga entre IMRT S&S e IMRT dMLC

		Cabeza Femoral
D10% [Gy]	dMLC	**33.8**
	S&S	**36.3**
D50% [Gy]	dMLC	**24.4**
	S&S	**27.4**

Tabla 15. Comparación de D10% y D50% para cabeza femoral entre IMRT S&S e IMRT dMLC

En la Tabla 16 podemos ver una comparación de tiempos de planificación inversa, calculo de movimiento de láminas y calculo de dosis para ambas modalidades de tratamiento

Tiempos	S&S	dMLC
Planificación inversa [seg.]	-	275
Calculo de movimiento de láminas [seg.]	-	17
Calculo de dosis [seg.]	-	70
TOTAL [seg.]	**220**	**362**

Tabla 16. Comparación de tiempos de: planificación inversa, calculo de movimiento de laminas y calculo de dosis, entre IMRT S&S e IMRT dMLC. Para IMRT S&S no figuran tiempos parciales ya que realiza todas la planificación inversa, calculo de movimiento de laminas y calculo de dosis en forma conjunta.

En la Tabla 17 vemos la comparación de tiempos de irradiación correspondiente a ambas modalidades de tratamiento S&S (tasa de dosis Primus 250UM/min) y dMLC (Tasa de dosis CL21EX 300UM/min)

	Tiempo Irradiación [seg.] IMRT Step&Shoot	Tiempo Irradiación [seg.] IMRT dMLC
Campo 135º	63	**16**
Campo 100º	57	**18**
Campo 70º	65	**20**
Campo 0º	65	**17**
Campo 290º	55	**19**
Campo 260º	52	**20**
Campo 225º	59	**15**
PLAN TOTAL	**531 (8:51 min.)**	**271 (4:31 min.)**

Tabla 17. Comparación de tiempos de tratamiento de cada campo y del plan total (incluye movimiento de gantry) entre IMRT S&S e IMRT dMLC

El tiempo correspondiente al plan total incluye el tiempo requerido por el equipo para moverse entre los ángulos de gantry. Considerando el tiempo de irradiación de cada campo y el tiempo del plan total, podemos obtener el tiempo de movimiento del gantry en S&S igual a 115seg y en dMLC igual a 146seg. La Tabla 18 nos muestra una comparación de las UM utilizadas.

UM	IMRT Step&Shoot	IMRT dMLC
Campo 135º	72	**74**
Campo 100º	77	**83**
Campo 70º	76	**96**
Campo 0º	72	**78**
Campo 290º	76	**86**
Campo 260º	67	**89**
Campo 225º	68	**71**
TOTAL	**508**	**577**

Tabla 18. Comparación de UM por campo de tratamiento y totales entre IMRT S&S e IMRT dMLC

El número de unidades monitor es levemente mayor con dMLC, existiendo una diferencia mayor en los campos laterales (gantry 70º, 100 º, 290º y 260º), lo cual se ve reflejado también en las distribuciones de dosis, donde las curvas de isodosis se extienden lateralmente.

7.2.1.5 Discusión

Ambas modalidades de IMRT pueden ser utilizadas correctamente y eficientemente para la planificación de tratamiento del cáncer de próstata. Las estrategias de planificación, utilización de estructuras auxiliares y restricciones dosis volumen son altamente dependientes

de la modalidad de IMRT a utilizar, de la máquina de tratamiento y en especial del diseño del MLC.

Los planes resultantes entregan similares UM por campo. Menores cantidades de UM pueden ser obtenidas con IMRT S&S, disminuyendo el número de niveles de intensidad lo cual disminuye levemente la calidad del plan final especialmente en lo referente a la homogeneidad de dosis en los volúmenes de tratamiento y cobertura del mismo. Existe un aumento en las UM con técnica de IMRT dMLC en campos laterales (70º, 100º, 260º y 290º) lo cual produce una mayor extensión de las curvas de isodosis en sentido lateral comparado a la técnica de S&S.

El tiempo total de tratamiento (irradiación de campos más movimiento de gantry) es de un 50% menos con IMRT dMLC. Si consideramos que el tiempo de posicionamiento y verificación de un paciente con cáncer de próstata es de 5 minutos, la diferencia se reduce a un 30%. Cabe destacar que IMRT S&S fue realizada en un equipo de tratamiento con tasa de dosis de 250MU/min menor a los 300UM/min del equipo para IMRT dMLC.

Ambas técnicas de tratamiento generan distribuciones de dosis y conformación similares. El mayor tamaño de beamlet con IMRT S&S puede verse reflejado en la superposición de curvas de isodosis en el plano sagital hacia la vejiga y tejidos eréctiles donde se produce una escalonamiento en la forma de las curvas de isodosis. Para obtener una misma cobertura de dosis esto genera un aumento en la irradiación de los OAR en el sentido céfalo caudal, lo cual se ve reflejado en los HDV. Recordemos que el tamaño del beamlet en este eje es de 10mm para IMRT S&S y 5mm para IMRT dMLC, diferencia generada por variación en el ancho de las láminas del MLC.

La rotación de colimador prioriza la protección del recto debido a que aumenta el número de láminas en el eje mayor de esta estructura con una diferencia en el tamaño de beamlet menor que en el eje perpendicular (5mm para S&S y 2.5m para dMLC).

IMRT dMLC produce un aumento concéntrico de la dosis debido a que este plan no posee estructuras cóncavas de alta prioridad que deban ser moduladas. Esta situación es típica en otras localizaciones como cabeza y cuello donde el TPS tendera a crear zonas de alta dosis más heterogéneas.

Ambas modalidades producen una misma cobertura de los CTV y no hay diferencia entre las dosis mínimas y máximas. La técnica de IMRT dMLC produce una disminución de la dosis en los bordes de los PTV lo cual se ve reflejado en una disminución de la dosis mínima y un mayor hombro en los HDV. Por tal motivo se deben generar estructuras accesorias de PTV adicionando cortes a las estructuras originales. IMRT S&S produce una mayor diferenciación entre los diferentes niveles de dosis.

En relación a la protección de los órganos de riesgo para el recto la técnica de dMLC produce una leve disminución (aproximadamente 1%) en los parámetros dosimétricos de V40Gy, V65Gy y V75Gy con un comportamiento dosimétrico general similar (grafico del HDV). El mismo comportamiento puede observarse en la dosis medida de los tejidos eréctiles. De la comparación de los HDV de las cabezas femorales podemos ver que ambas tienen un comportamiento similar con una dosis levemente inferior para dMLC. En el caso de la vejiga el HDV de IMRT dMLC está por debajo del de IMRT S&S con una diferencia porcentual aproximadamente igual de 3% para V50Gy y V65Gy. Para la región que representa la uretra la mayor diferenciación dosimétrica con la técnica de IMRT S&S produce una diferencia de 1Gy en la dosis media.

7.2.1.6 Otras modalidades de tratamiento

Existen actualmente un gran número de sistemas de planificación inversa que ofrecen soluciones para planificación de tratamientos de IMRT con modalidad S&S y dMLC. Esta Tesis se desarrollo utilizando principalmente dos TPS, KonRAD (Siemens) para IMRT S&S y Eclipse (Eclipse) para IMRT dMLC. Con el objeto de ser más amplio en la comparación se utilizaron otros TPS y sistemas de colimación para 3DCRT y IMRT S&S. También se incluyeron dos modalidades de tratamiento rotatorias dinámicas como son RapidARC (Varian) y Tomoterapia Tomotherapy).

Para la realización de planificaciones con otras modalidades de tratamiento no existentes en las Instituciones donde se realizó este trabajo, se tomo contacto con prestigiosos grupos de trabajo de Física Médica de Instituciones de Brasil, USA, Chile y España [(91), (92), (93)]. Aprovechando la amplia experiencia de estos grupos se trabajo en conjunto con cada uno de ellos con el objeto de lograr el mejor resultado en la planificación, intercambiando opiniones a fin de optimizar el resultado. A continuación de la presentación de los resultados con cada sistema se presentara una comparación general de todas las modalidades estudiadas.

7.2.1.6.1 Radioterapia conformada 3DCRT – TPS PCRT

La planificación con Radioterapia conformada fue realizada con el sistema de planificación PCRT3D (Técnicas Radiofísicas). Se utilizo un haz de 6MV de fotones de un Acelerador Lineal Primus, Siemens con MLC Optifocus con láminas de 1cm de ancho. El tratamiento fue planificado en dos etapas, la primera abarcando los PTV correspondientes a la próstata y vesículas seminales y la segunda etapa solo la próstata. Esta división en dos etapas de los planes de tratamiento, es necesaria en 3DCRT debido a la imposibilidad de diferenciar niveles de dosis dentro del mismo campo como es el caso de IMRT.

En ambos planes la conformación fue realizada dejando un margen de 8mm del volumen de tratamiento a la protección y las láminas del MLC fueron ubicadas con una cobertura del 50%.

Para el primer plan se utilizaron 4 campos de tratamiento conocida como “técnica de caja” con ángulos de gantry de 180º, 90º,0º y 270º. Los pesos de los campos fueron ajustados de forma tal de homogeneizar la dosis en el PTV con un 58% en campos laterales y el resto en los campos anterior y posterior, Figura 155

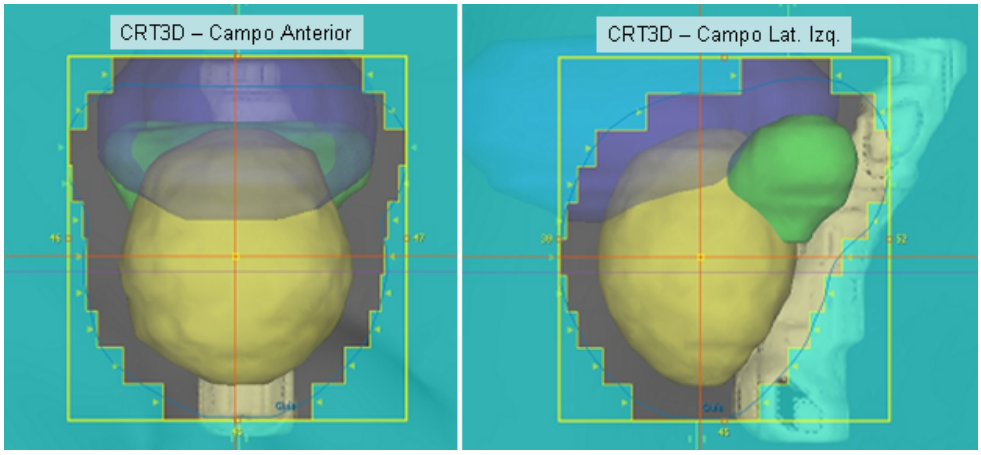


Figura 155. BEV de campo anterior y lateral izquierdo en tratamiento 3DCRT

El cálculo de dosis fue realizado con el algoritmo de superposición con corrección por heterogeneidad y grilla de cálculo de 3mm. La dosis total entregada en el primer plan de tratamiento fue de 54Gy en 27 fracciones (2Gy/fracción). La Figura 156 muestra la distribución de dosis obtenida para la primera etapa del plan

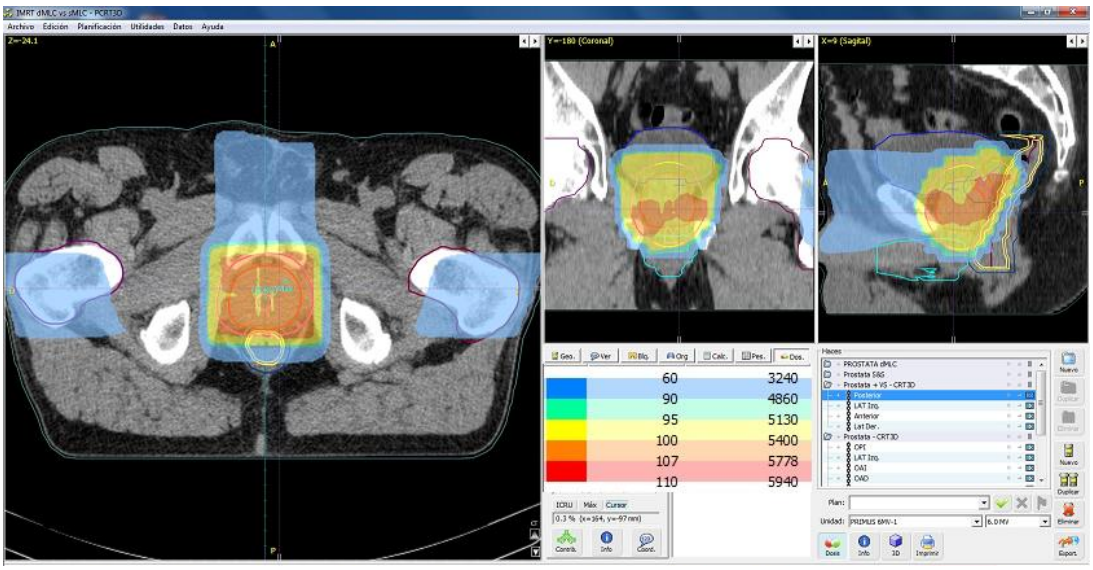


Figura 156. Distribución de dosis de plan 3DCRT con 4 campos de tratamiento

Para el segundo plan se utilizaron 6 campos de tratamiento con ángulos de gantry de 130º, 90º,30º, 300º, 270º y 230º. Los pesos de los campos fueron ajustados de forma tal de homogeneizar la dosis en el PTV con un 40% en campos laterales y el resto en los campos oblicuos. La dosis total entregada en la segunda etapa de plan de tratamiento fue de 28Gy en 14 fracciones (2Gy/fracción). La Figura 157 muestra la distribución de dosis obtenida para la segunda etapa de tratamiento

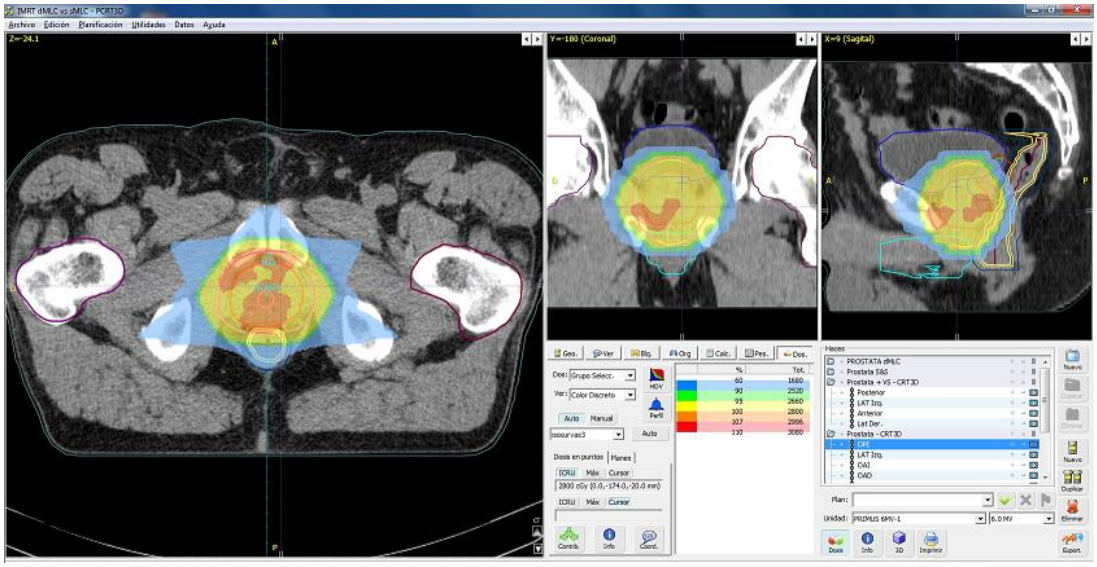


Figura 157. Distribución de dosis de plan 3DCRT con 6 campos de tratamiento

La suma de las distribuciones de dosis para 4 campos y 6 campos resulta en la distribución de dosis de la Figura 158. El índice de conformación con 3DCRT para PTV Próstata es de 0.985.

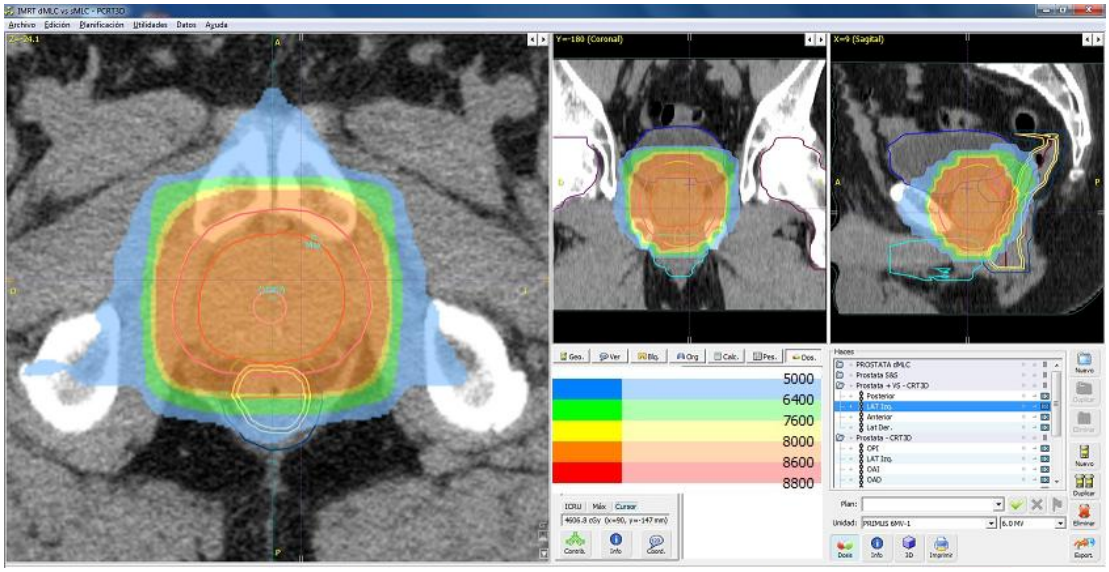


Figura 158. Distribución de dosis de plan 3DCRT con 4 y 6 campos de tratamiento con dosis de 54Gy y 28Gy respectivamente.

Los HDV para volúmenes blanco y OAR pueden verse en la Figura 159.

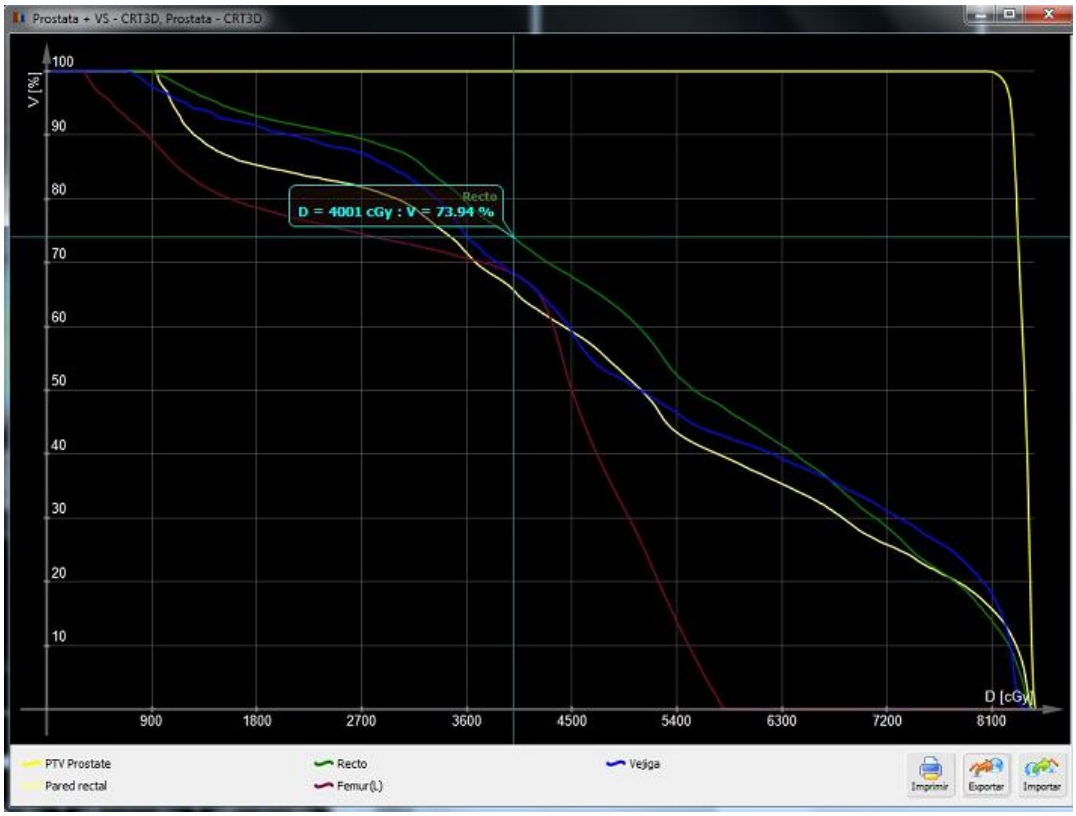


Figura 159. HDV correspondiente a distribución de dosis de plan 3DCRT con 4 y 6 campos de tratamiento con dosis de 54Gy y 28Gy respectivamente.

7.2.1.6.2 IMRT S&S con micro MLC – TPS iPlan

En la planificación de IMRT S&S analizada en el capitulo principal de este trabajo se pudo observar que el ancho de lámina de 1cm influía en el índice de conformación final y las curvas de isodosis mostraban un comportamiento escalonado que generaba un aumento en la dosis en los OAR. Se realizó entonces una planificación con un micro MLC (mMLC) Moduleaf, Siemens el cual posee láminas de 2.5mm de ancho. Para esta planificación se utilizo un haz de 6MV de fotones de una Acelerador Lineal Primus, Siemens y un sistema de planificación iPlan v4.1, BrainLAB. Los contornos fueron importados en formato DICOM en iPlan RT Image 4.1. A partir de allí se procedió a ejecutar iPlan RT Dose 4.1 creando un plan de tratamiento con campos con angulaciones idénticas a los planes de IMRT estudiados en capítulos anteriores, tal como puede verse en la Figura 160.

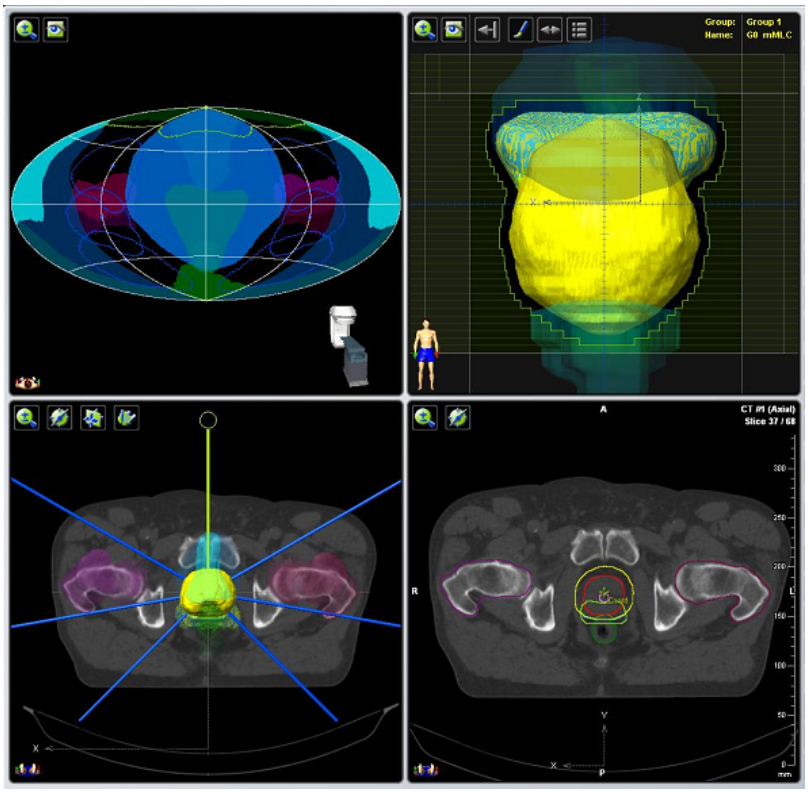


Figura 160. Arreglo de campos en iPlan para IMRT S&S con micro MLC. Arriba a la derecha BEV de campos anterior conformad con láminas de 2.5mm de micro MLC

Para la ejecución de la planificación inversa se eligió anchos de beamlet de 2.5mm, y dado que la lámina tiene un ancho de 2.5mm la forma final del beamlet a ser utilizado es cuadrada. Se utilizaron 15 niveles de intensidad. Para el propósito del presente estudio no se realizó un análisis de la influencia del ancho ni del número de beamlets. Se selecciono la opción de “alinear beamlet” y la optimización del efecto *“tongue & groove”*, ver Figura 161.

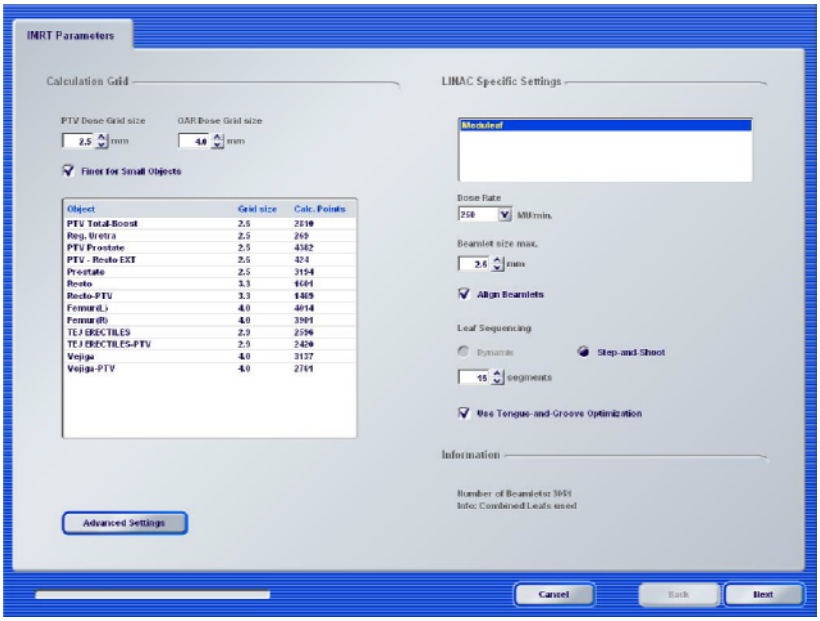


Figura 161. Configuración de parámetros para planificación inversa en iPlan para IMRT S&S con micro MLC

En la planificación inversa se seleccionó un volumen de tratamiento que envuelve todos los PTV y se prescribieron 41 fracciones a una dosis de 64Gy correspondiente a la dosis mínima de las vesículas seminales con una máxima correspondiente a la de la próstata. Luego el volumen prostático fue seleccionado como tipo Boost con una dosis adicional de 18Gy, de forma tal de alcanzar los 82Gy como dosis mínima. Los volúmenes del reg. Uretra y PTV-Recto EXT fueron tratados de la misma forma aumentando la prioridad en la restricción de la dosis máxima, ver Figura 162. Se incluyeron además las restricciones dosis volumen sobre el recto y la vejiga seleccionado como OAR.

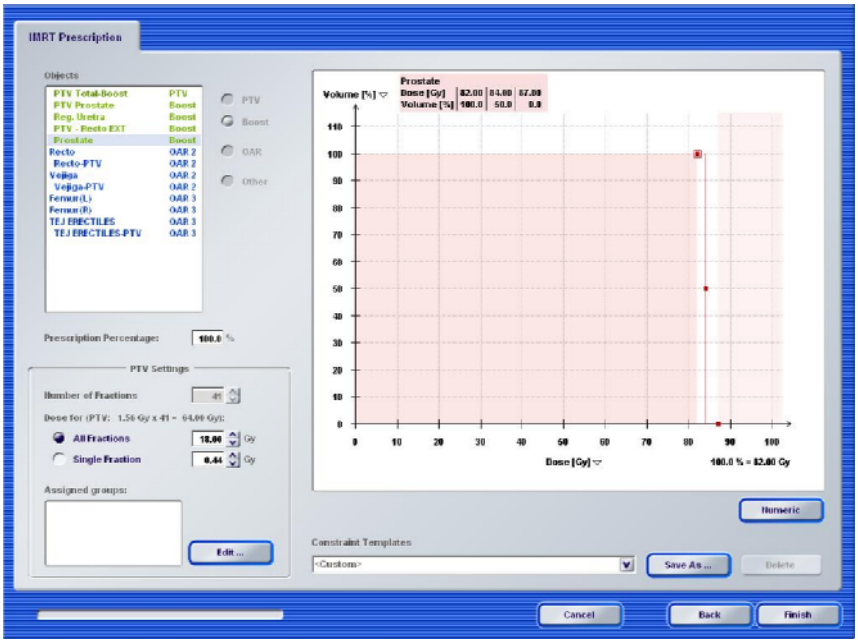


Figura 162. Restricciones dosis volumen sobre volúmenes de tratamiento para IMRT S&S con micro MLC

Se inició la aplicación de planificación inversa y se seleccionó el plan OAR High que corresponde a la mayor protección de los órganos a riesgo, ver Figura 163

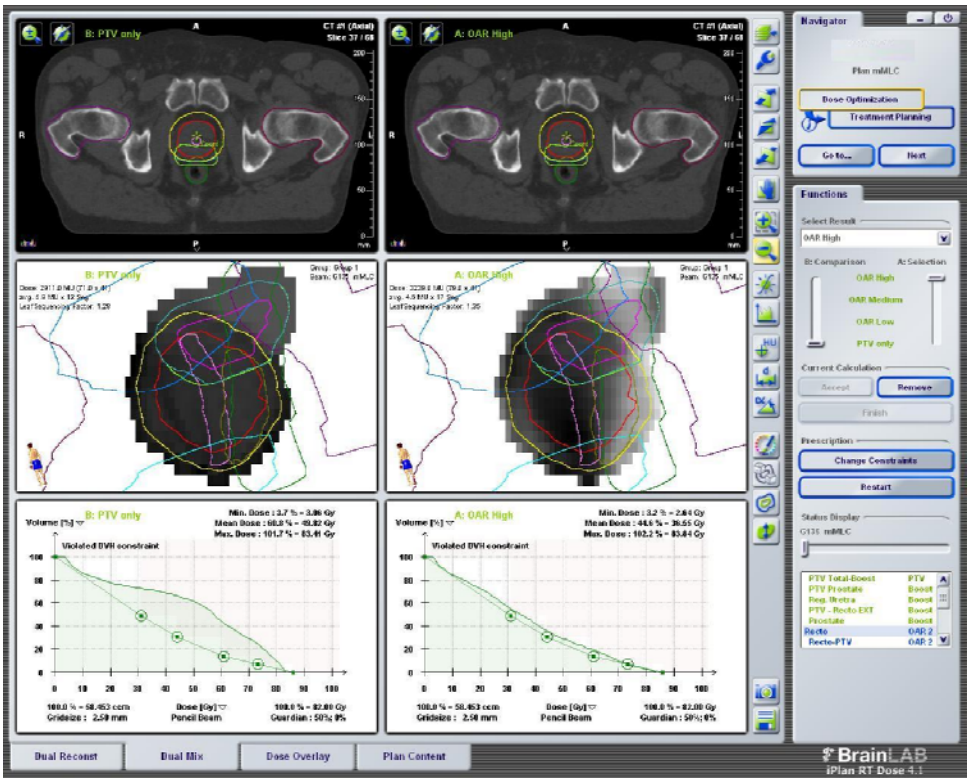


Figura 163. Resultado de planificación inversa para IMRT S&S con micro MLC. Fluencia de campo con ángulo 135° correspondiente a planes con diferentes restricciones de dosis.

Se realiza el cálculo de dosis en iPlan con algoritmo de pencil beam y corrección por heterogeneidad, y se obtuvieron las siguientes UM para cada uno de los campos y totales, Tabla 19

G135	G100	G60	G0	G300	G260	G225	TOTAL
81	85	67	106	68	93	70	570

Tabla 19. UM requeridas por campos de tratamiento para IMRT S&S con micro MLC y TPS iPlan

La distribución de dosis y los HDV correspondientes a este plan de IMRT S&S con mMLC puede verse en la Figura 164 y 165. Los archivos DICOM correspondiente al plan y dosis son exportados a PCRT3D para la comparación dosimétrica.

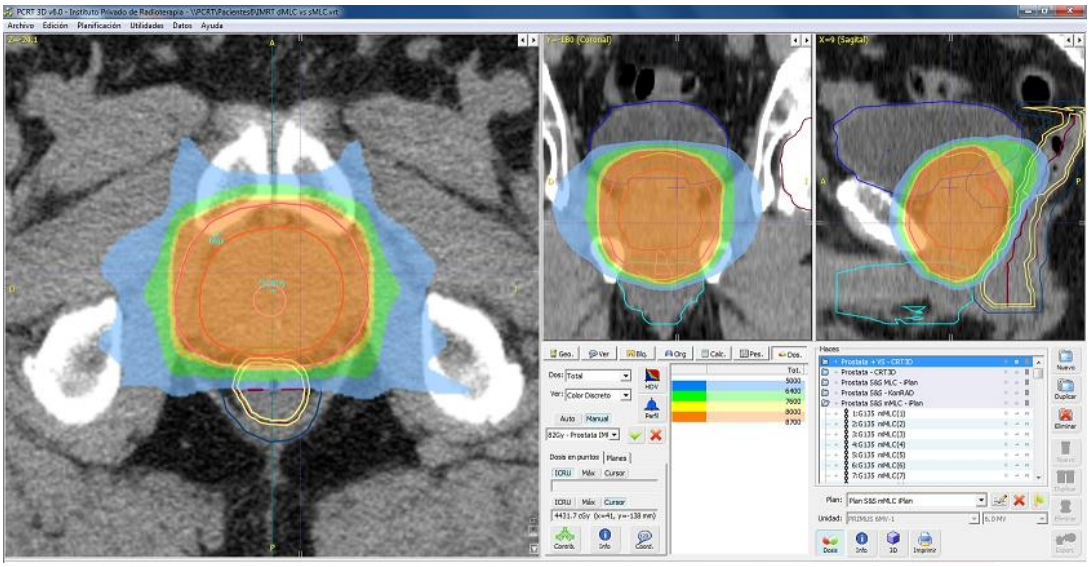


Figura 164. Distribución de dosis de plan de IMRT S&S con micro MLC con TPS iPlan

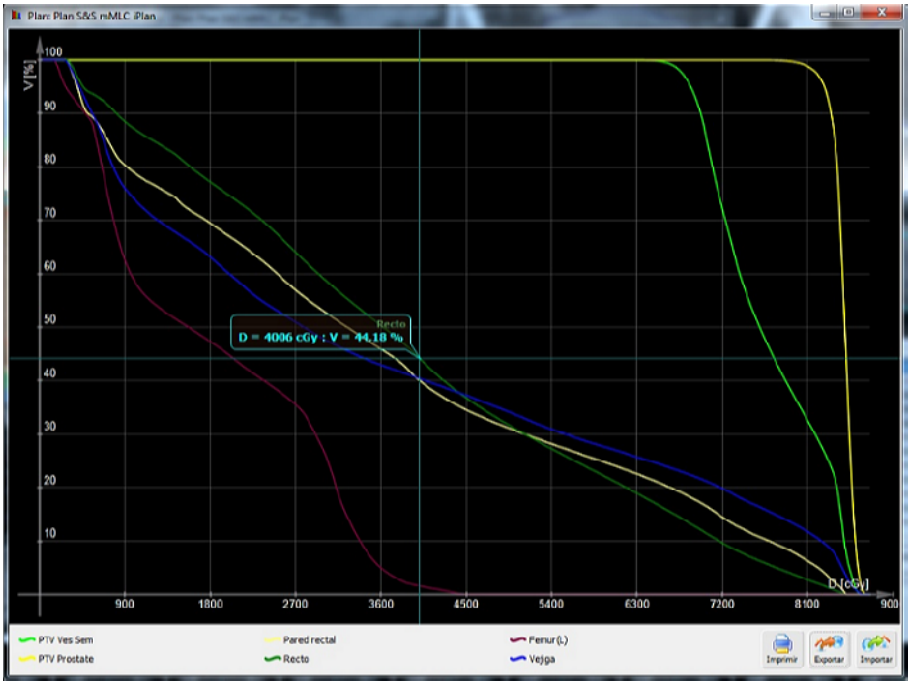


Figura 165. HDV para volúmenes de tratamiento y OAR de plan de IMRT S&S con micro MLC.

7.2.1.6.3 IMRT S&S con MLC – TPS iPlan

La planificación de tratamiento del capítulo anterior fue repetida y el sistema de colimación fue remplazado el MLC Optifocus, Siemens con láminas de 1cm de ancho. Para esta planificación se utilizo un haz de 6MV de fotones de una Acelerador Lineal Primus, Siemens y un sistema de planificación iPlan v4.1, BrainLAB. Para la ejecución de la planificación inversa se seleccionaron anchos de beamlet de 5mm. Se eligieron 15 niveles de intensidad. No se realizó un análisis de la influencia del ancho ni del número de beamlets. Se selecciono la opción de alinear beamlet y la optimización del efecto *"tongue & groove"*. Se utilizaron las mismas restricciones dosis volumen que en el plan con mMLC. Con estas restricciones se realizó la planificación inversa donde se elige el plan OAR High correspondiente a la mayor protección

de los OAR, ver Figura 166. Si comparamos esta con la Figura 163 podemos observar el impacto generado por beamlets de mayor tamaño generando una pérdida de conformación en los bordes del volumen debido al empeoramiento de la resolución.

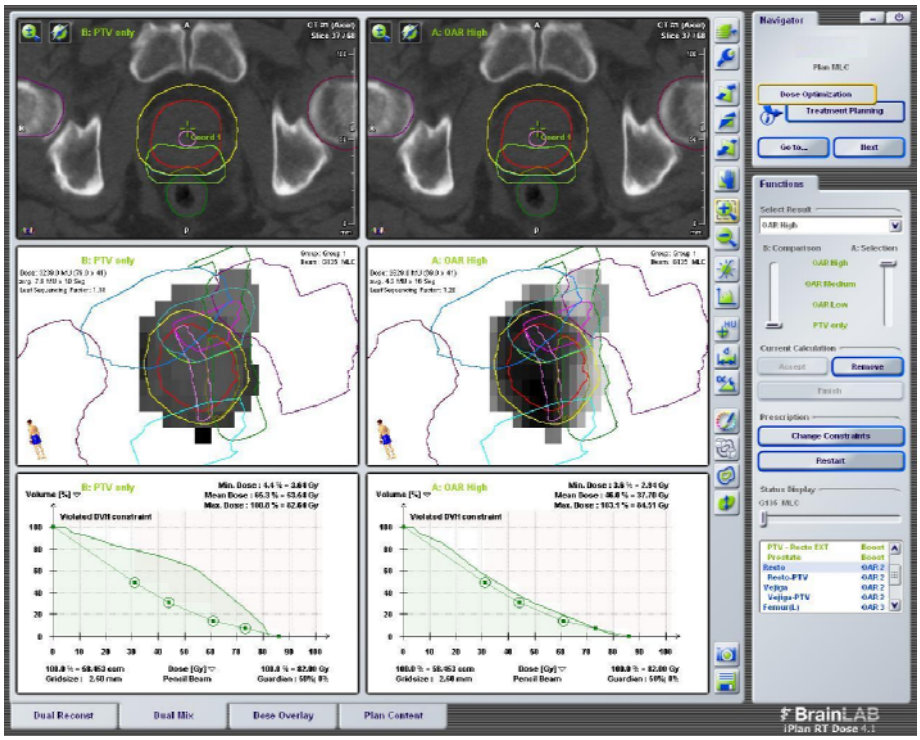


Figura 166. Resultado de planificación inversa para IMRT S&S con MLC. Fluencia de campo con ángulo 135° correspondiente a planes con diferentes restricciones de dosis.

Se realiza el cálculo de dosis en iPlan con algoritmo de pencil beam y corrección por heterogeneidad; se obtuvieron las siguientes UM para cada campos y totales, Tabla 20

G135	G100	G60	G0	G300	G260	G225	TOTAL
63	70	62	105	59	73	56	488

Tabla 20. UM requeridas por campo de tratamiento para IMRT S&S con MLC y TPS iPlan

La distribución de dosis e HDV correspondientes a este plan de IMRT S&S con MLC puede verse en las Figuras 167 y 168. Los archivos DICOM correspondiente al plan y dosis son exportados a PCRT3D para la comparación dosimétrica.

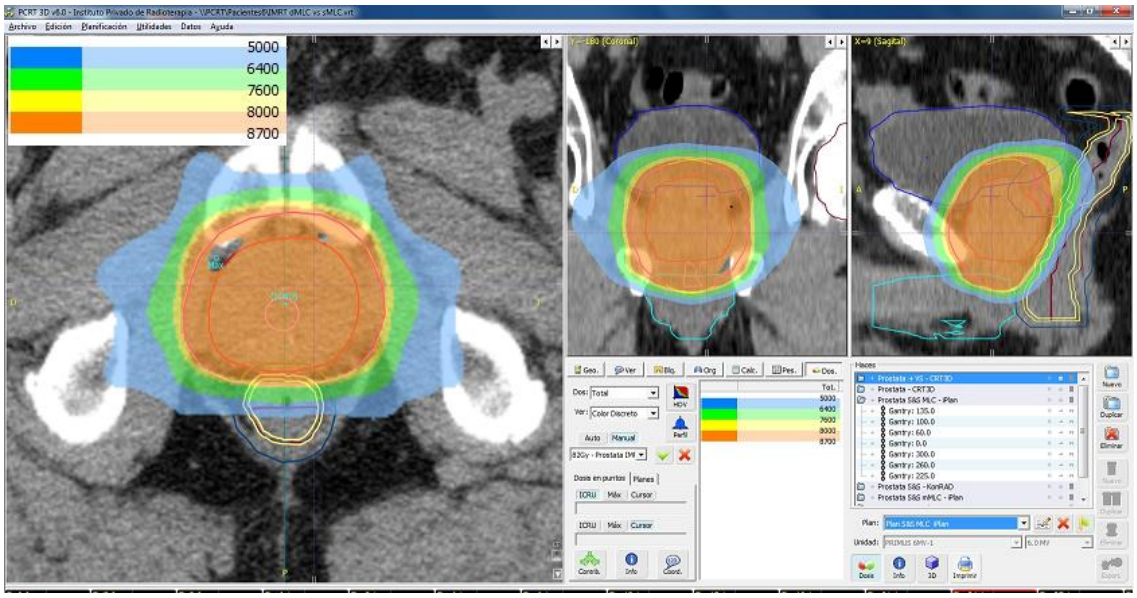


Figura 167. Distribución de dosis de plan de IMRT S&S con MLC con TPS iPlan

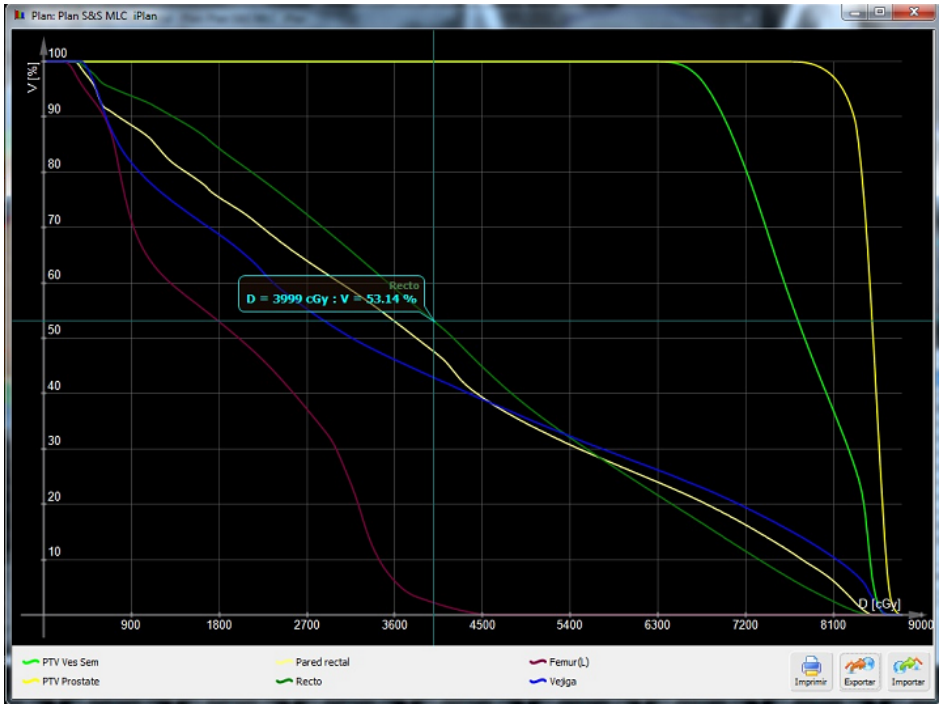


Figura 168. HDV para volúmenes de tratamiento y OAR de plan de IMRT S&S con MLC y TPS iPlan

7.2.1.6.4 IMRT S&S con MLC – TPS Eclipse [97]

Utilizando el resultado de la planificación inversa para IMRT dinámico con Eclipse se ejecuto el sistema de cálculo de movimiento de láminas seleccionando el método de entrega de los haces con múltiples segmentos (S&S) con 15 niveles e intensidad. A partir de allí se obtienen las fluencias de campos de IMRT S&S para el cálculo de dosis, Figura 169.

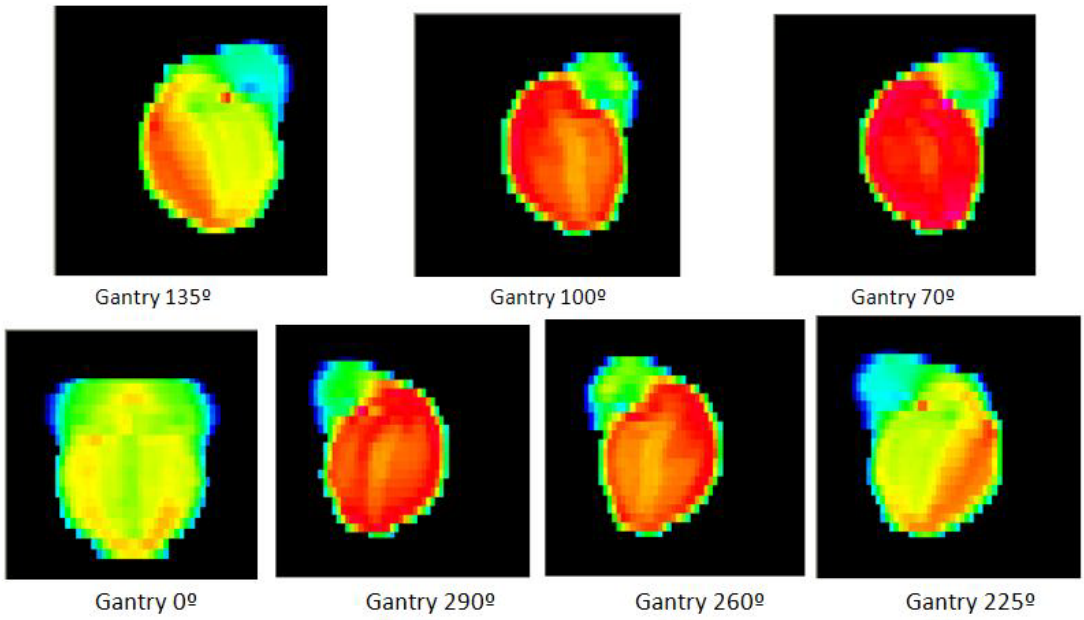


Figura 169. Fluencias de campos de IMRT S&S obtenidos con TPS Eclipse

El cálculo de dosis fue realizado con el algoritmo AAA con corrección por heterogeneidad y el tiempo total (sin compartir recursos con otras maquinas de la red) fue de 49 segundos. Se obtuvieron las UM y cantidad de segmentos por campo, que aparecen en la Tabla 21. La distribución de dosis y los HDV correspondientes a este plan de IMRT S&S con MLC puede verse en la Figura 170 y 171. Los archivos DICOM correspondiente al plan y dosis son exportados a PCRT3D para la comparación dosimétrica.

CAMPO	MU	SEGMENTOS POR CAMPO
A-G135	62	32
B-G100	71	34
C-G70	75	32
D-G0	55	31
E-G290	71	32
F-G260	70	34
G-G225	60	32
TOTAL	464	227

Tabla 21. UM y numero de segmento por campo de tratamiento y totales para IMRT S&S con MLC TPS Eclipse

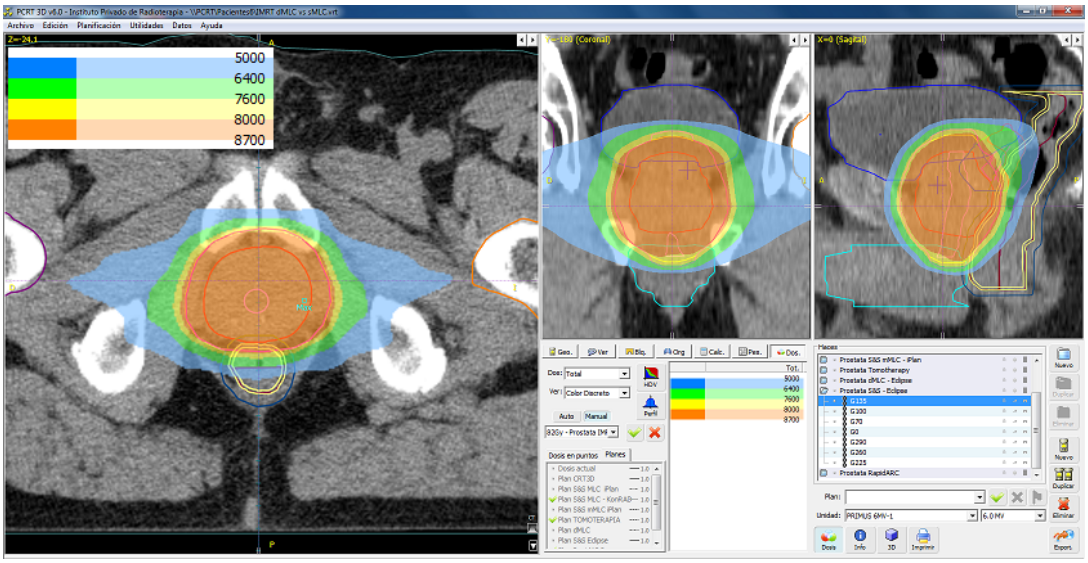


Figura 170. Distribución de dosis de plan de IMRT S&S con MLC con TPS Eclipse

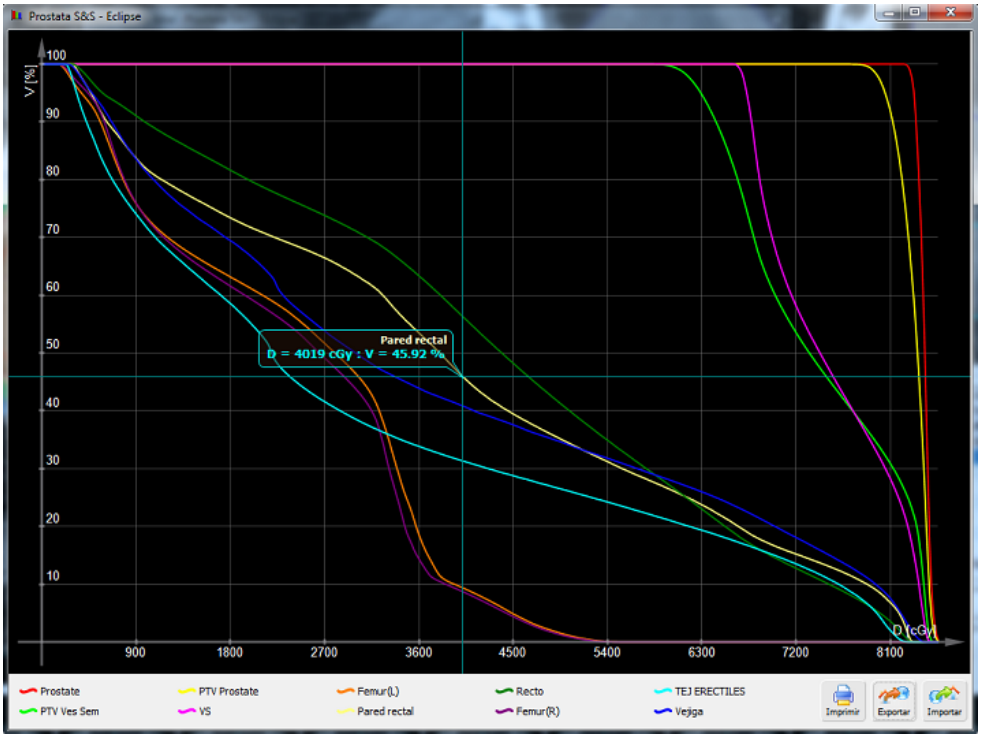


Figura 171. HDV para volúmenes de tratamiento y OAR de plan de IMRT S&S con MLC y TPS Eclipse

7.2.1.6.5 IMRT S&S con MLC – TPS PCRT [98]

Se utilizo un sistema de planificación PCRTv6.01 para realizar una planificación de IMRT con metodología IMRT S&S, con un haz de 6MV de un Acelerador lineal Primus, Siemens con un MLC Optifocus y láminas de 1cm de espesor. Para la realización de la planificación inversa con este sistema se debe definir una estructura virtual específica, tipo anillo alrededor del PTV, para evitar máximos de dosis, Figura 172.

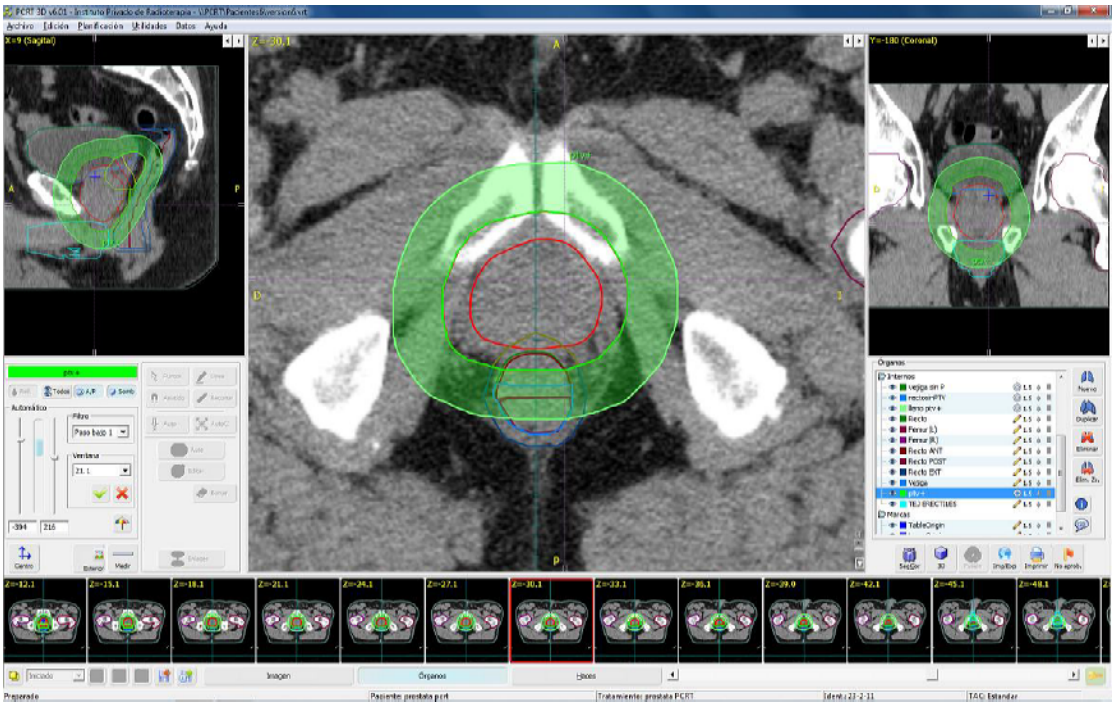


Figura 172. Estructura virtual de anillo para planificación inversa en TPS PCRT para IMRT S&S

Para la ejecución de la planificación inversa se seleccionaron anchos de beamlet de 5mm con 15 niveles de intensidad. Las restricciones dosis volumen para el PTV Próstata se asignó una dosis objetivo de 82Gy y para PTV Vesículas seminales 64Gy con prioridades de 400 y 300 respectivamente. Para los OAR: hemos asignado a Recto y Vejiga una dosis máxima de 8300 cGy y puntos de histograma para Recto: (40-45%, 50-30%, 60-20%, 75-10%) y Vejiga: (40-40%, 50-32%, 60-25%, 75-10%). Las prioridades en ambos casos fueron de 100, ver Figura 173



Figura 173. Asignación de restricciones dosis volumen en planificación inversa con TPS PCRT para IMRT S&S

Para la segmentación se seleccionó la opción de optimización del número de unidades de monitor (OTNMU), con suavizado de picos y se fijó el número máximo de segmentos a 15 por haz, ver Figura 174. Se realiza el cálculo de dosis por superposición con corrección por

heterogeneidad y se obtuvieron las UM para cada uno de los campos y totales, Tabla 22. La distribución de dosis y datos resumidos del HDV correspondientes a este plan de IMRT S&S con MLC como se puede ver en la Figura 175 y Tabla 23 y 24.

G135	G100	G70	G0	G290	G260	G225	TOTAL
90	77	80	98	71	81	76	573

Tabla 22. UM requeridas por campo de tratamiento para IMRT S&S con MLC y TPS PCRT3D

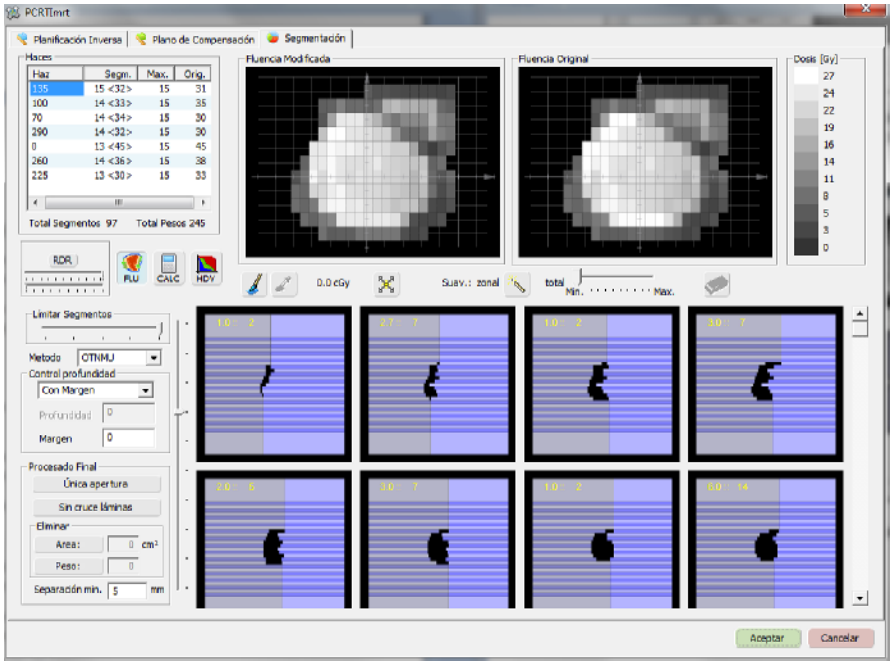


Figura 174. Asignación de restricciones dosis volumen, fluencia original (optima), fluencia modificada (real) y segmentos en planificación inversa con TPS PCRT para IMRT S&S

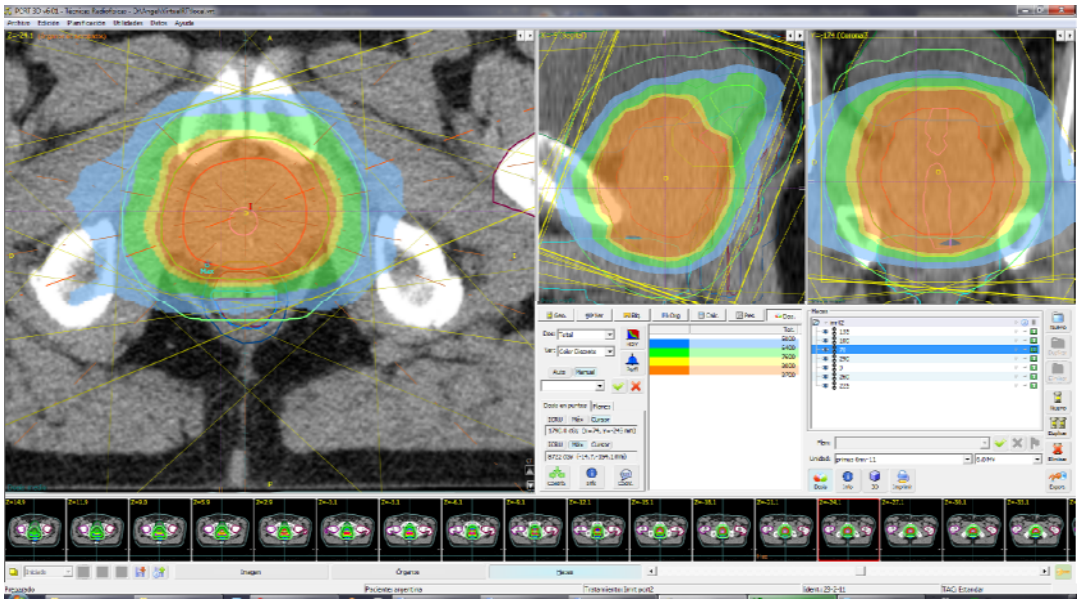


Figura 175. Distribución de dosis de plan de IMRT S&S con MLC con TPS PCRT3D

	Próstata	PTV Próstata	Ves. Seminales	PTV Ves. Seminales
Dmin. [Gy]	83.2	71.6	64.9	**58.8**
Dmedia[Gy]	84.9	84.3	73.4	**71.7**
Dmax.[Gy]	87.2	88.3	86.4	**86.9**
D1% [Gy]	86.7	86.7	85.7	**86.0**
D95% [Gy]	84.1	80.6	65.7	**62.2**
D98% [Gy]	83.9	78.7	65.4	**61.2**
D99% [Gy]	**83.7**	**77.0**	**65.2**	**60.6**

Tabla 23. Dosis mínima, dosis media, dosis máxima, D1%, D95%, D98% y D99% para volúmenes de tratamiento de IMRT S&S con TPS PCRT3D para el tratamiento de próstata

	RECTO	Pared RECTO	VEJIGA
V40Gy [%]	54.9	48.6	**39.6**
V50Gy [%]	37.6	34.2	**30.8**
V65Gy [%]	16.7	18.3	**18.1**
V75Gy [%]	**8.4**	**10.9**	**11.0**

Tabla 24. V40Gy, V50Gy, V65Gy y V75Gy para recto, pared de recto y vejiga de IMRT S&S con TPS PCRT3D para el tratamiento de próstata

7.2.1.6.6 IMRT rotacional con MLC RapidARC – TPS Eclipse [99]

Se utilizo un sistema de planificación Eclipse v8.6 para realizar una planificación con metodología RapidARC con un haz de 6MV en un acelerador lineal Cl23EX con MLC Millenium de 120 láminas y tasa de dosis de 600MU/min. Se utilizaron 2 arcos de 360º en dirección contraria. El primer arco tenía ángulo de colimador de 170º y el segundo de 190º. Se creo una estructura adicional accesoria de planificación igual al Body – PTV con un margen de 3mm. Para la optimización se utilizo el algoritmo PRO, *"Progressive Resolution Optimization"*. El tiempo de planificación fue 15 minutos para el ajuste de los parámetros de campo y 40 minutos de optimización inversa. Una vez finalizada la optimización se realizó un cálculo de dosis con corrección por heterogeneidad utilizando el algoritmo AAA. El cálculo de dosis arrojo un total de 668 UM siendo 328 para el arco 1 y 340 para el arco 2. El tiempo de tratamiento obtenido fue de 2 minutos. Las restricciones dosis volumen fueron ingresadas al TPS con el objeto de obtener al menos lo requerido en el capitulo 5.2.1 o mejorar dicho resultado, ver Figura 176. Una vez finalizada la planificación inversa se obtuvo la distribución de dosis correspondiente, Figura 177.

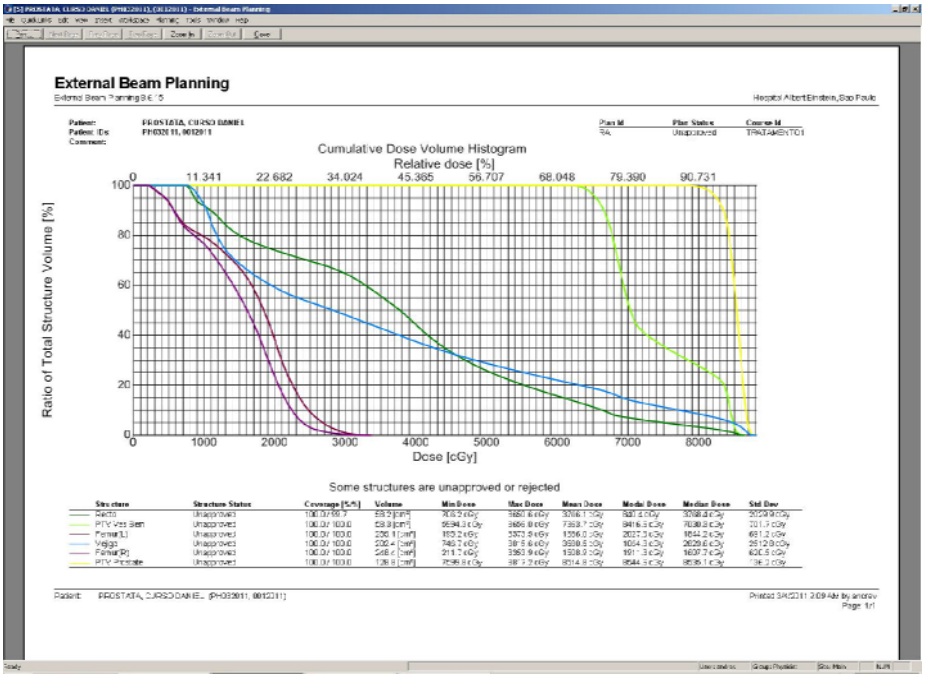


Figura 176. Restricciones dosis volumen en planificación IMRT rotatoria RapidARC con TPS Eclipse

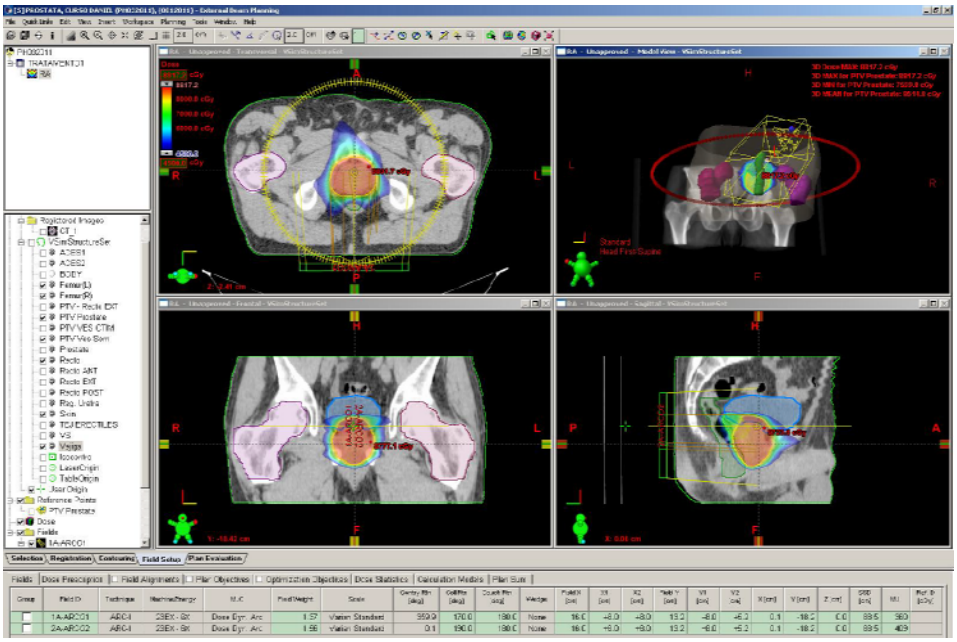


Figura 177. Distribución de dosis de planificación rotatoria IMRT RapidARC con TPS Eclipse

Los archivos DICOM correspondiente al plan y dosis son exportados a PCRT3D para comparación. La distribución de dosis e HDV correspondientes a este plan de IMRT S&S con MLC puede verse en la Figura 178 y 179,

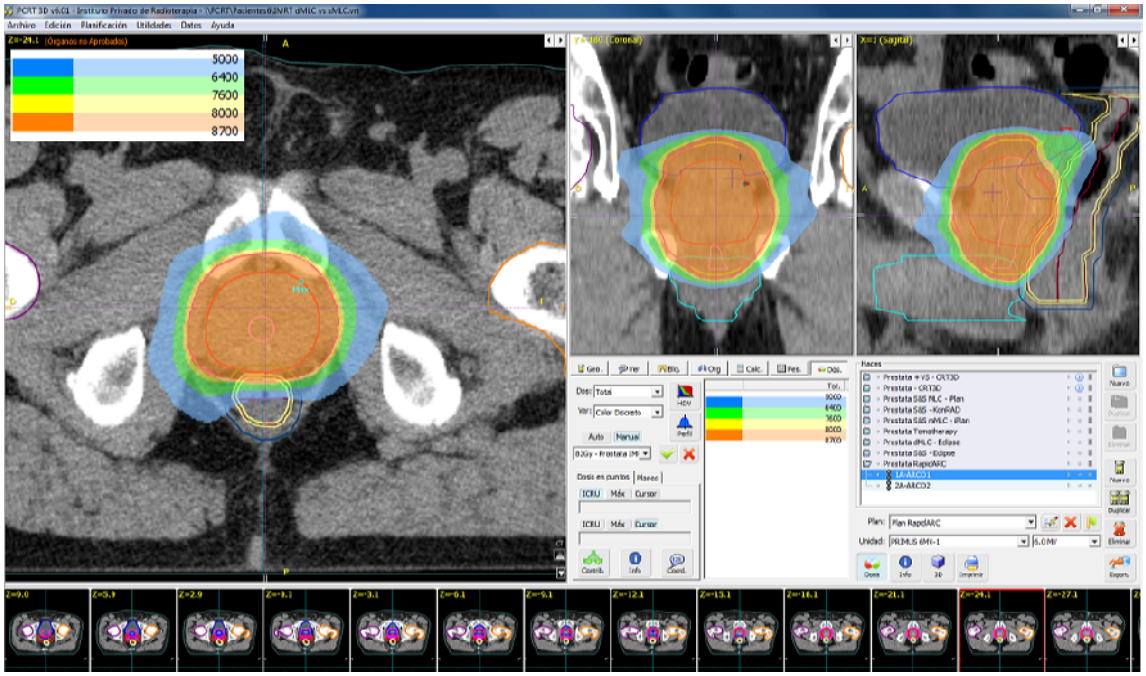


Figura 178. Distribución de dosis de plan de IMRT rotatoria con RapidARC con TPS Eclipse

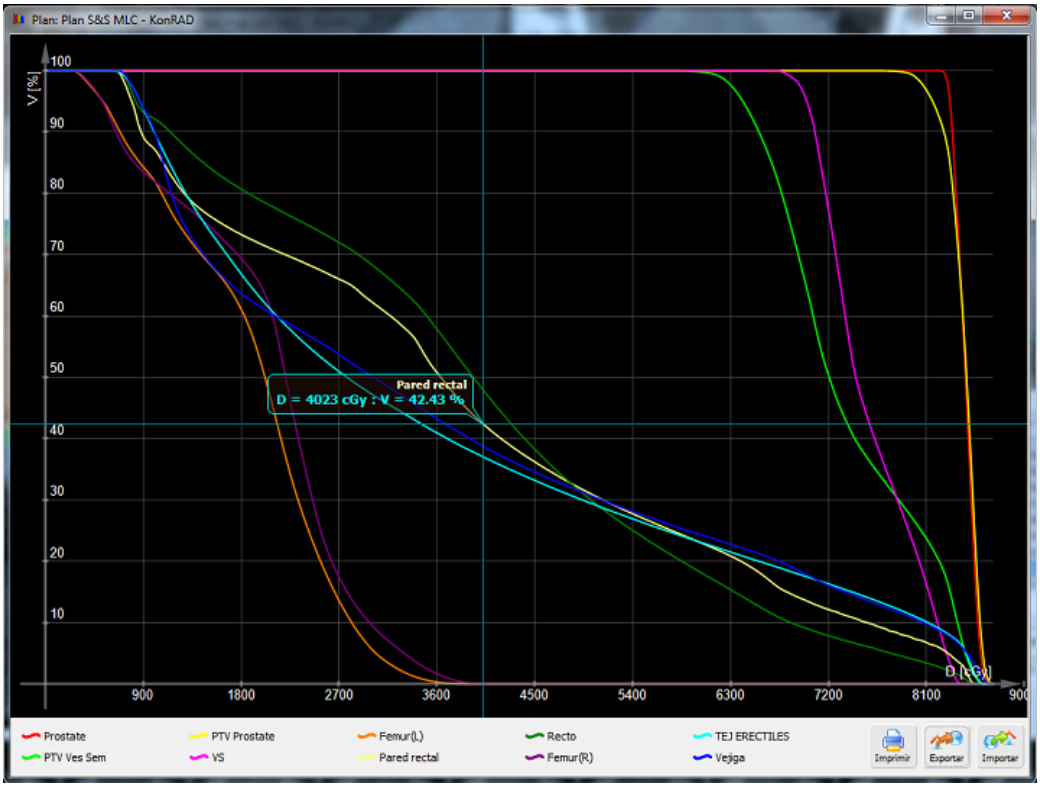


Figura 179. HDV para volúmenes de tratamiento y OAR de plan de IMRT rotatoria RapidARC con TPS Eclipse

7.2.1.6.7 IMRT rotacional con Tomoterapia [100]

La planificación fue realizada para un equipo de Tomoterapia dando una sola restricción al PTV y OAR. Se utilizo el TPS dedicado para Tomoterapia v3.1.4.7. El tamaño de

campo longitudinal fue de 2.5cm, “pitch” (distancia que recorre la mesa dividido por el tamaño del campo en una rotación) fue 0.277 y el factor de modulación (es el tiempo de la lámina que más permanece abierta dividido el promedio del tiempo de apertura del resto de las láminas) fue de 1.783. Estos valores son los utilizados en esta Institución en base a su experiencia. Las restricciones dosis volumen para la planificación se pueden ver en la Figura 180 y una vista de la herramienta de planificación inversa del TPS en la Figura 181.

Tumor Constraints

Name	Blocked	Use?	Importance	Overlap Priority	Max Dose Constr. [Gy]	Max Dose Pen.	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	Min Dose Constr. [Gy]	Min Dose Pen.	Max Dose [Gy]	Min Dose [Gy]	Median Dose [Gy]	Avg Dose [Gy]	StdDev Dose [Gy]	Physical Vol [cc]
PTV Prostate	None	yes	240,000	1	82.50	900,00...	97.60	82.00	82.00	30,000...	86.92	76.69	84.84	84.67	1.10	126.71
PTV Ves Sem	None	yes	20,000	2	70.00	30,000...	97.00	64.00	64.00	60,000...	82.83	59.24	70.70	70.97	3.76	42.05

Sensitive Structure Constraints

Name	Blocked	Use?	Importance	Overlap Priority	Max Dose Constr. [Gy]	Max Dose Pen.	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	DVH Pt. Pen	Max Dose [Gy]	Min Dose [Gy]	Median Dose [Gy]	Avg Dose [Gy]	StdDev Dose [Gy]	Physical Vol [cc]
Prostate		no								86.74	82.05	84.64	84.62	0.71	49.46
VS		no								86.27	67.41	72.40	74.96	5.28	8.76
Recto	None	yes	1,100	4	60.00	3,000,000	20.00	48.00	40,000,...	86.34	5.40	29.48	35.59	22.58	57.53
Reg. Uretra	None	yes	10	1	78.00	10	75.00	75.00	10	86.43	82.93	84.23	84.44	0.85	4.25
Femur(L)	None	yes	650	7	50.00	1,000,000	50.00	15.00	200,000	36.64	2.30	18.11	18.22	6.14	252.16
Femur(R)	None	yes	700	6	50.00	1,200,000	50.00	15.00	300,000	36.26	3.35	18.03	18.05	6.21	245.96
TEJ ERECTILES	None	yes	950	5	75.00	1,500,000	40.00	23.00	3,000,000	86.92	3.28	26.25	35.32	27.39	63.52
Skin	None	yes	100	10	75.00	10	10.00	10.00	10	86.80	0.46	4.43	10.73	13.15	13,207.13
Recto ANT		no								0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Recto POST		no								0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Recto EXT		no								0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Vejiga	None	yes	1,150	8	70.00	2,000,000	30.00	35.00	20,000,...	86.73	4.36	32.16	38.30	24.38	201.24
PTV - Recto EX		no								0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Post DET	None	yes	600	9	35.00	700,000	40.00	20.00	5,000	77.99	8.21	24.13	28.30	11.31	221.01

En amarillo las constrains maximas con su penalizacion
En azul las constrains volumetricas con su penalizacion (20 % del vol no mas de 48.0 Gy para recto por ejemplo)... Fijate que no siempre se cumplen y el usuario es el que decide cuando para las iteraciones.

Figura 180. Restricciones dosis volumen en planificación IMRT con Tomoterapia

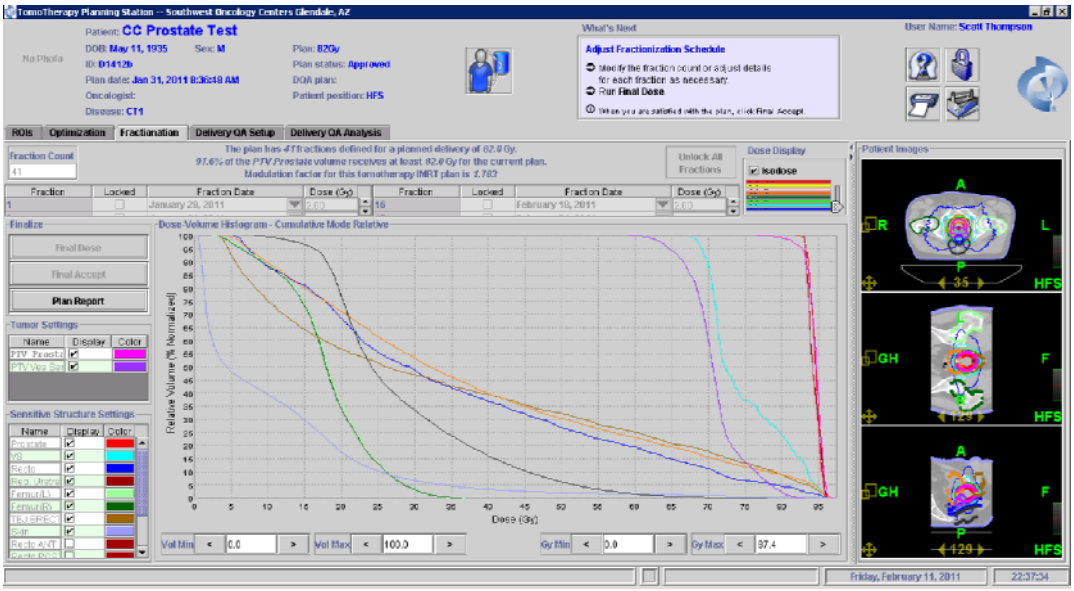


Figura 181. Herramienta de planificación inversa en TPS Tomoterapia v3.1.4.7

El tiempo total de tratamiento fue de 232seg y el tratamiento fue realizado con 14.3 rotaciones de gantry mientras que la mesa se desplazo 10.1cm a una velocidad de 0.43mm/seg. El cálculo de dosis fue realizado en este TPS los archivos DICOM correspondiente al plan y dosis son exportados a PCRT3D para la comparación dosimétrica. La distribución de dosis e HDV correspondientes a este plan de IMRT puede verse en la Figura 182 y 183.

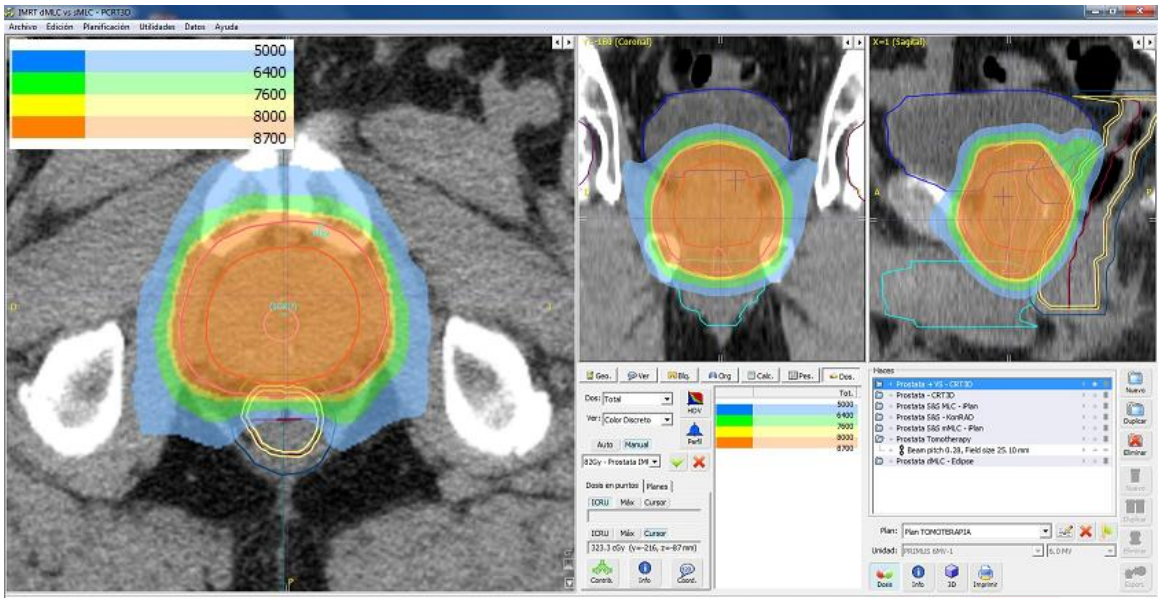


Figura 182. Distribución de dosis de plan de IMRT rotatoria con Tomoterapia

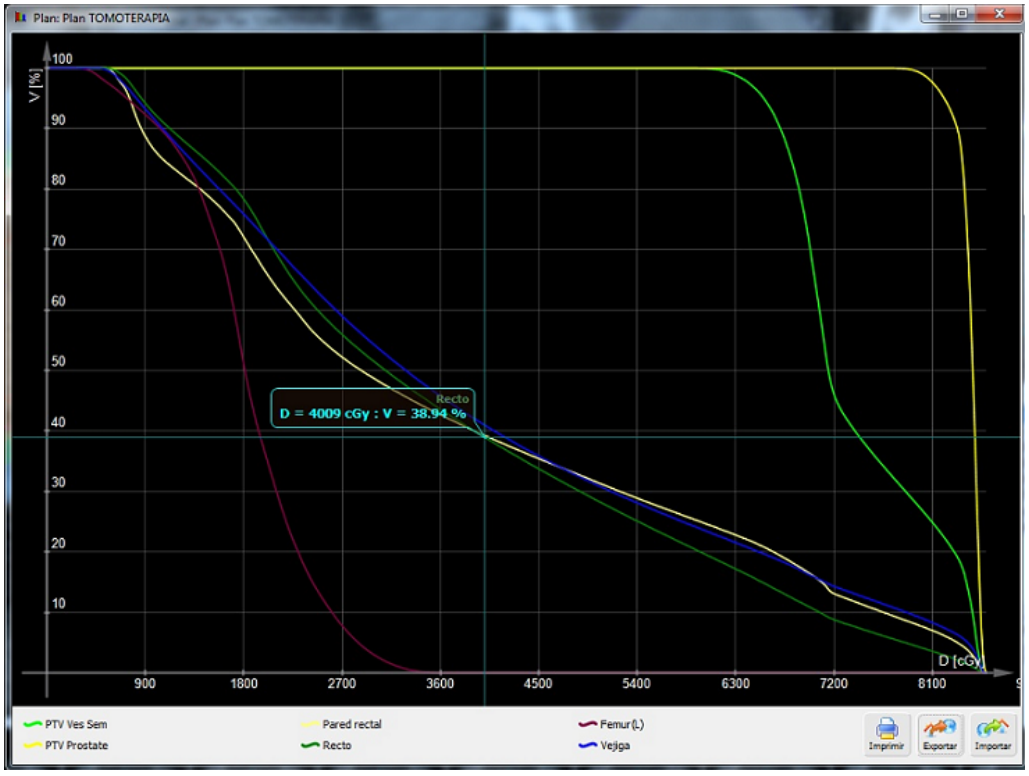


Figura 183. HDV para volúmenes de tratamiento y OAR de plan de IMRT rotatoria Tomoterapia

7.2.1.7 Comparación dosimétrica y radiobiológica entre distintas modalidades de tratamiento

Se realizó una comparación de todas las modalidades de tratamiento estudiadas, Figura 184. Para la misma asumimos que todos los planes tienen una dosis mínima al PTV próstata de 82±1Gy y de 64Gy al PTV Vesículas Seminales. La Tabla 25 y la Figura 185

comparan las UM necesarias para entregar la dosis prescripta en cada una de las modalidades. Luego realizamos una comparación de los OAR comprendidos por Recto, Pared Recto, Vejiga y Fémur Izquierdo. Se mostrará el grafico con los HDV superpuestos para cada modalidad en cada uno de los OAR así como también una tabla con los valores de porcentaje de volumen más relevantes. A los efectos de calcular la Dosis uniforme Equivalente (EUD) [87] para cada uno de los OAR se utilizo el software Albireo Target [101]; se adjuntan los parámetros radiobiológicos utilizados en el cálculo del EUD.

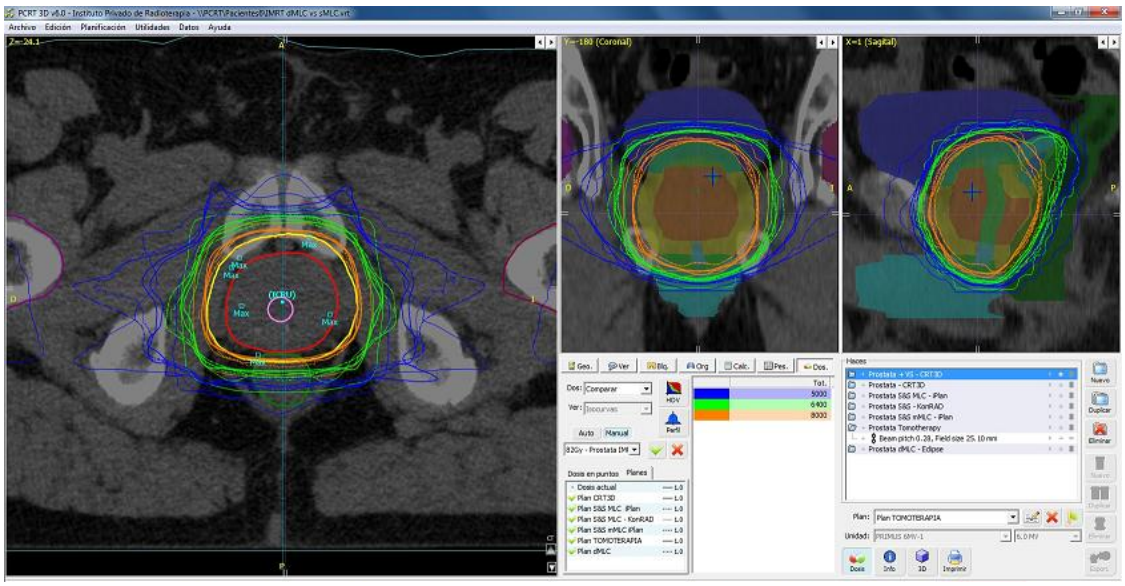


Figura 184. Superposición de curvas de isodosis de 50Gy, 64Gy y 80Gy correspondiente a cada una de las modalidades de IMRT analizadas.

3DCRT PCRT3D Plan 1	3DCRT PCRT3D Plan 2	dMLC Eclipse	S&S MLC iPlan	S&S mMLC iPlan	S&S KonRAD	S&S Eclipse	S&S PCRT3D
314	334	577	488	570	508	464	573

RapidARC	Tomoterapia
769 (360+409)	3219

Tabla 25. Comparación de UM totales para cada una de las modalidades de tratamiento del cáncer de próstata estudiadas.

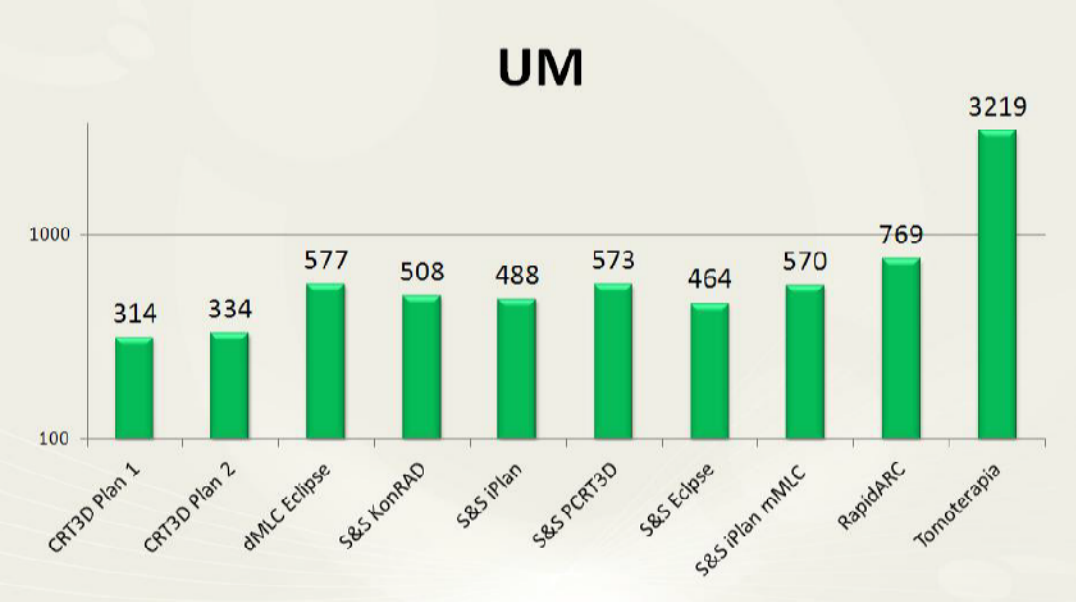


Figura 185. Cuadro comparativo de UM necesarias para entregar 82Gy al PTV de la Próstata y 64Gy al PTV Vesículas Seminales

7.2.1.7.1 PTV`s

A partir de los HDV podemos realizar una comparación dosimétrica de los volúmenes de tratamiento, Tabla 26. En esta Tabla se incluyen valores de dosis mínima (D98%), dosis máxima (D2%), volumen que recibe la dosis prescripta (V82Gy y V64Gy), una medida de puntos de alta dosis (V87Gy) y el índice de homogeneidad definido como el cociente entre la diferencia de dosis máxima y mínima respecto a la dosis media.

	PTV Próstata						PTV Vesículas Seminales
	D98% [Gy]	D50% [Gy]	D2% [Gy]	HI (Homogeneidad)	V82Gy [%]	V87Gy [%]	V64Gy [%]
3DCRT PCRT3D	82.2	83.9	85.2	0.036	98.0	0	100.0
dMLC Eclipse	79.9	83.8	85.2	0.063	82.6	0	92.1
S&S MLC iPlan	80.7	85.2	87.2	0.076	94.9	2.1	99.9
S&S mMLC iPlan	81.8	85.1	86.7	0.058	97.4	0.2	100.0
S&S KonRAD	81.6	84.2	86.2	0.055	95.7	0.1	98.2
S&S Eclipse	79.9	83.8	85.3	0.064	81.7	0	91.4
S&S PCRT3D	83.7	85.0	86.6	0.034	88.7	0.2	83.9
RapidARC Eclipse	80.7	84.9	86.6	0.070	93.3	0.1	95.4
Tomoterapia	81.0	84.9	85.9	0.058	95.2	0	97.8

Tabla 26. Comparación de D98%, D50%, D2%, HI, V82Gy, V87Gy y V64Gy para los PTV con cada una de las modalidades de tratamiento del cáncer de próstata estudiadas.

7.2.1.7.2 Recto

Para el Recto realizamos una superposición de los HDV de cada modalidad, ver Figura 186. Luego analizamos las diferencias entre los parámetros dosimétricos más relevantes del HDV como son V40Gy, V50Gy, V65Gy y V75Gy, Tabla27 y Figura 187. De los mismos se desprende que existe una clara diferencia de protección de las modalidades de IMRT respecto a la 3DCRT. IMRT dMLC e IMRT S&S son similares. Modalidades rotatorias muestran el mayor grado de protección del recto y en un rango intermedio aparece el IMRT S&S con sistema de colimación de mayor resolución (mMLC).

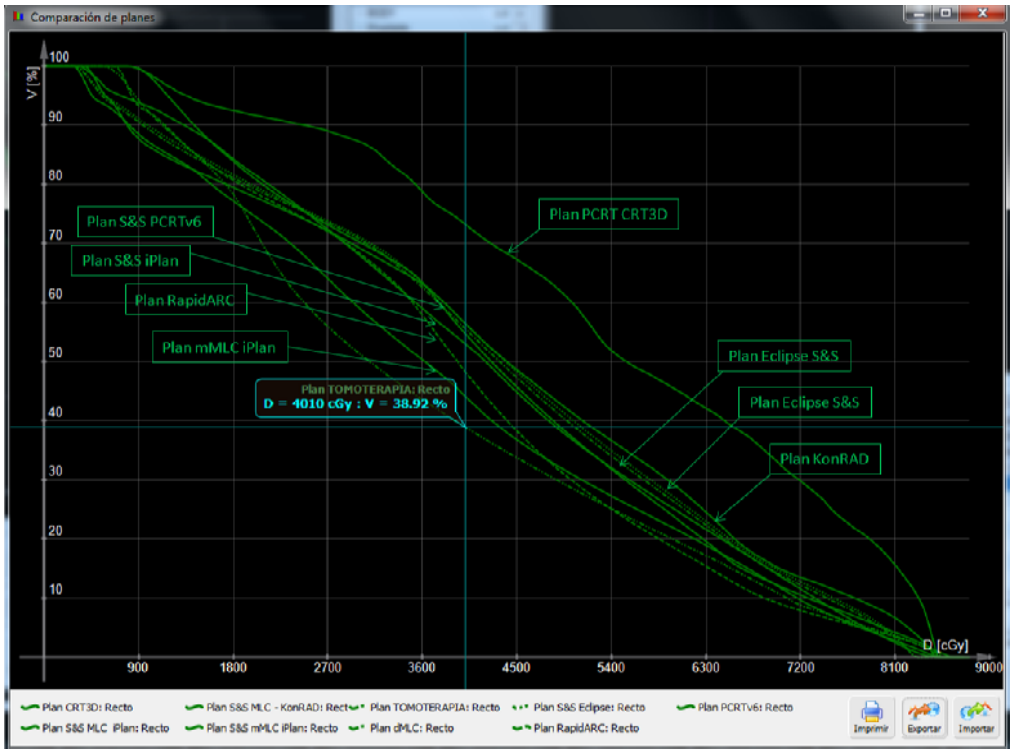


Figura 186. HDV comparativo para cada una de la modalidad de IMRT y 3DCRT estudiada para el recto

	V40Gy [%]	V50Gy [%]	V65Gy [%]	V75Gy [%]
3DCRT PCRT3D	73.4	60.4	39.7	24.9
dMLC Eclipse	55.7	39.6	19.7	9.6
S&S MLC iPlan	53.1	37.2	19.4	8.2
S&S mMLC iPlan	44.3	31.2	17.0	7.0
S&S KonRAD	56.6	41.7	21.2	11.5
S&S Eclipse	56.6	40.6	20.3	10.1
S&S PCRT3D	54.9	37.6	16.7	8.4
RapidARC Eclipse	48.5	30.2	13.3	6.3
Tomoterapia	39	28.8	15.4	7.0

Tabla 27. Comparación de V40Gy, V50Gy, V65Gy y V75Gy para el recto con cada una de las modalidades de tratamiento del cáncer de próstata estudiadas.

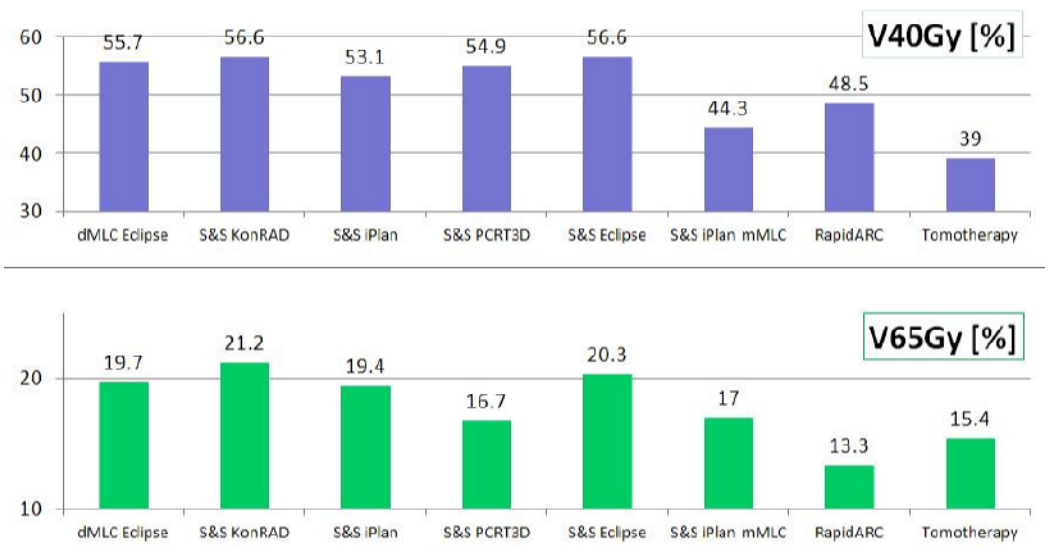


Figura 187. Cuadro comparativo de V40Gy y V65Gy para las modalidades de IMRT y 3DCRT estudiada para el recto

7.2.1.7.3 Pared Recto

Para el volumen correspondiente a la Pared del Recto realizamos una superposición de los HDV de cada modalidad, ver Figura 188. Luego analizamos las diferencias entre los parámetros dosimétricos más relevantes correspondientes a V40Gy y V65Gy, Tabla 28. La diferencia en protección entre 3DCRT e IMRT es más evidente en la pared del recto que en el recto. Las diferencias entre las distintas modalidades es menos evidente por lo que se hace necesario utilizar evaluaciones globales con EUD ya que los HDV se entrecruzan y la elección de parámetros discretos no es adecuada para la comparación. IMRT con Tomoterapia, RapidARC e IMRT S&S con micro MLC aparecen equivalente.

De los resultados se desprende que el aumento de incidencias posible en un tratamiento de IMRT rotatorio se compensa con el aumento de la resolución del sistema de colimación. Sin embargo esta afirmación debería ser estudiada en más detalle.

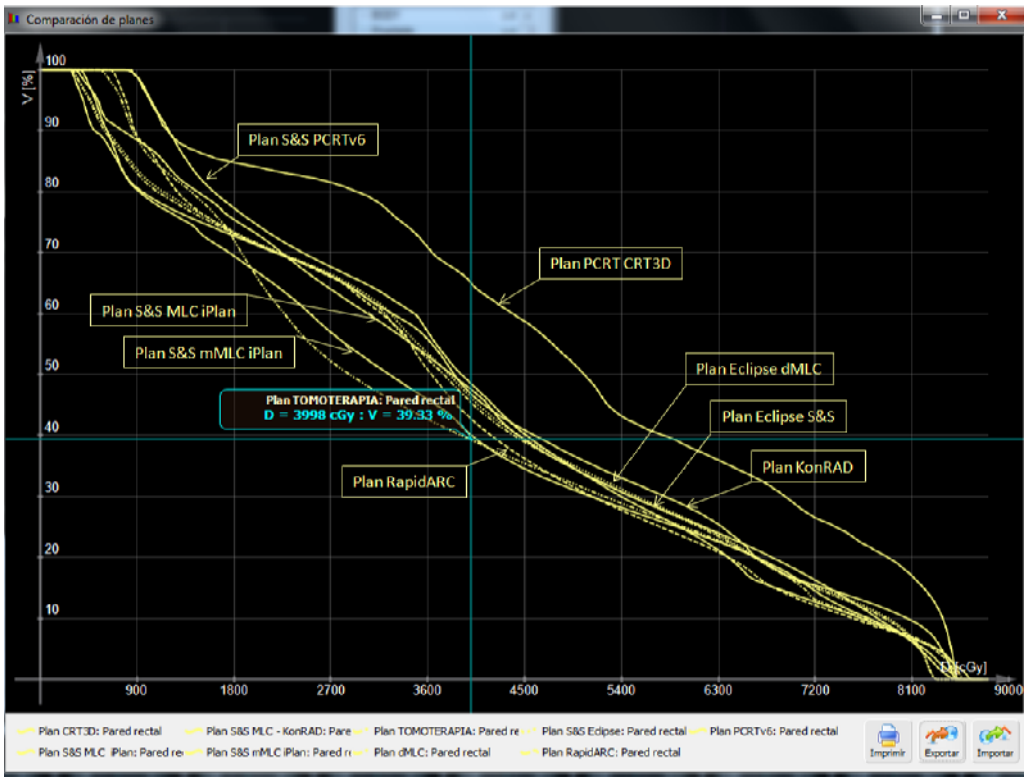


Figura 188. HDV comparativo para cada una de la modalidad de IMRT y 3DCRT estudiada para la Pared Recto

	V40Gy [%]	V50Gy [%]	V65Gy [%]	V75Gy [%]
3DCRT PCRT3D	65.1	51.0	34.3	24.0
dMLC Eclipse	45.5	34.2	21.4	12.9
S&S MLC iPlan	47.6	34.2	22.5	13.2
S&S mMLC iPlan	40.1	30.8	21.2	11.5
S&S KonRAD	46.9	36.3	22.7	13.8
S&S Eclipse	46.3	34.7	21.7	13.2
S&S PCRT3D	48.6	34.2	18.3	10.9
RapidARC Eclipse	42.8	31.1	18.9	10.3
Tomoterapia	39.3	31.8	21.3	11.0

Tabla 28. . Comparación de V40Gy, V50Gy, V65Gy y V75Gy para la pared del recto con cada una de las modalidades de tratamiento del cáncer de próstata estudiadas.

Utilizando los valores del HDV del Recto mostrados en el capitulo anterior es posible verificar que las diferencias entre las distintas modalidades de IMRT (4Gy) disminuyen si consideramos solamente la pared del recto (< 2Gy), en Figura 189 se muestra un cuadro comparativo de los V40Gy. Los valores promedio y rango de EUD $Recto_{promedio}$ = 62.9Gy [61.3, 65.1] y en el caso de la Pared Recto EUD Pared $Recto_{promedio}$ = 65.1Gy [64.5, 66.4].

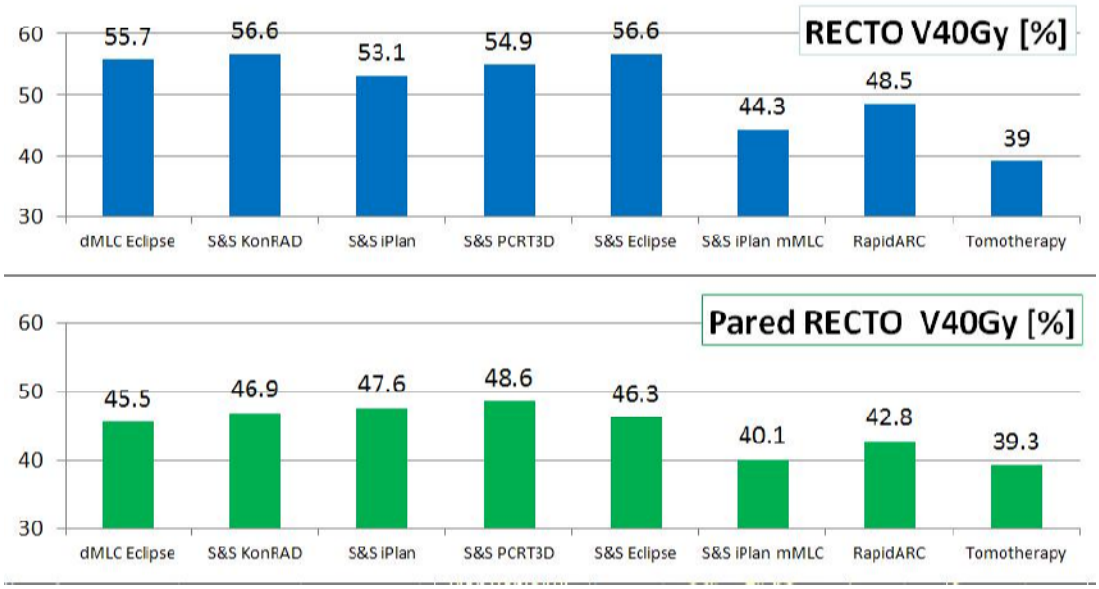


Figura 189. Cuadro comparativo de V40Gy para Recto y Pared de Recto.

Se utilizaron los parámetros radiobiológicos del recto correspondientes a proctitis severa, Figura 190, podemos calcular los EUD y hacer una comparación de los mismos, Figura 191. Considerando el EUD como dosis uniforme que produce el mismo efecto que el HDV, podemos decir que para el Recto existe una diferencia de dosis entre 2Gy y 3Gy entre todas las modalidades respecto a IMRT rotatorio e IMRT con mMLC. No existe diferencia entre estas últimas. Si consideramos la pared del recto la diferencia entre todas las modalidades de tratamiento es menor a 2Gy por lo que podría considerarse equivalente en lo que a protección de la pared del recto se refieren.

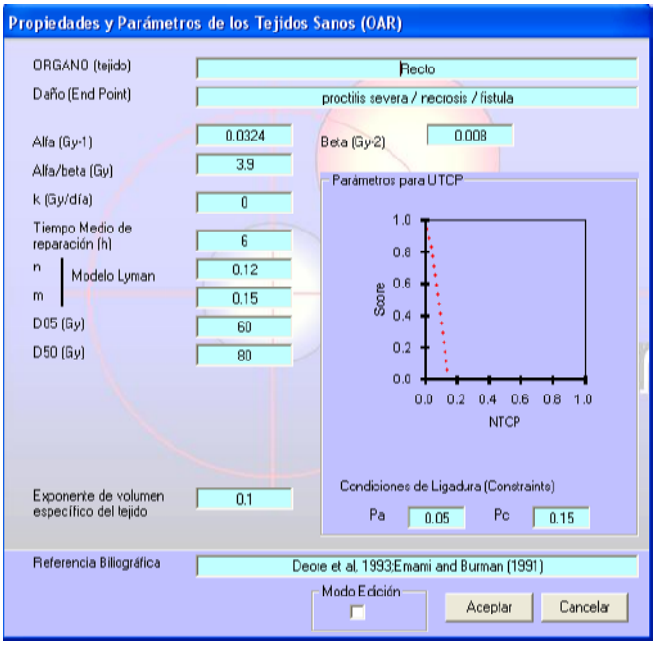


Figura 190. Parámetros radiobiológicos utilizados para el cálculo de EUD en Recto y Pared Recto

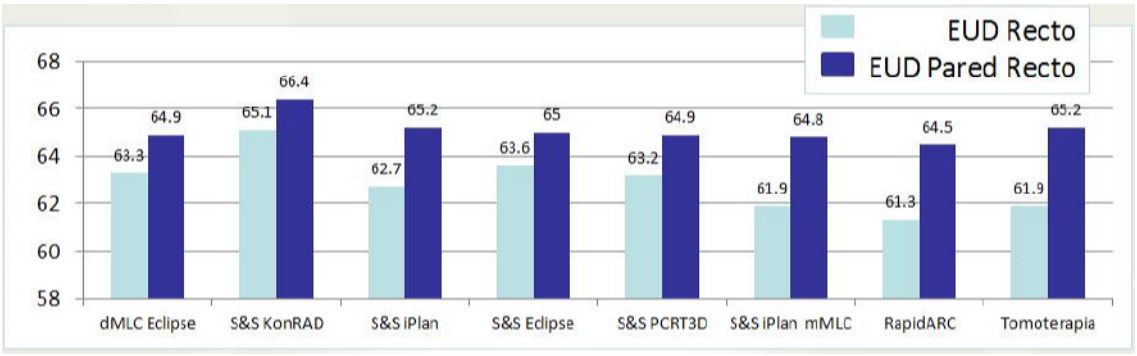


Figura 191. Cuadro comparativo de EUD para Recto y Pared Recto

7.2.1.7.4 Vejiga

Para el volumen correspondiente a la Vejiga realizamos la superposición de HDV con cada modalidad de IMRT, ver Figura 192. Luego analizamos las diferencias entre los parámetros dosimétricos más relevantes correspondientes a V40Gy, V50Gy, V65Gy y V75Gy, Tabla 29 y Figura 193. De la comparación de los HDV para la vejiga vemos que existe una clara disminución de la dosis si comparamos 3DCRT con cualquier modalidad de IMRT. Sin embargo las diferencias entre estas últimas resulta muy pequeña.

Los HDV se cruzan entre sí por lo que la comparación de valores discretos podría no ser adecuada. Sin embargo si tomamos el V65Gy, relacionado con la toxicidad de la vejiga, vemos que las modalidades rotatorias tienen en promedio diferencias entre 3% y 5% respecto a las demás modalidades de IMRT excepto el resultado del PCRT3D donde el valor es menor. Sin embargo este resultado está relacionado con que este TPS reduce la dosis en el PTV de la próstata en esa región (Tabla 23).

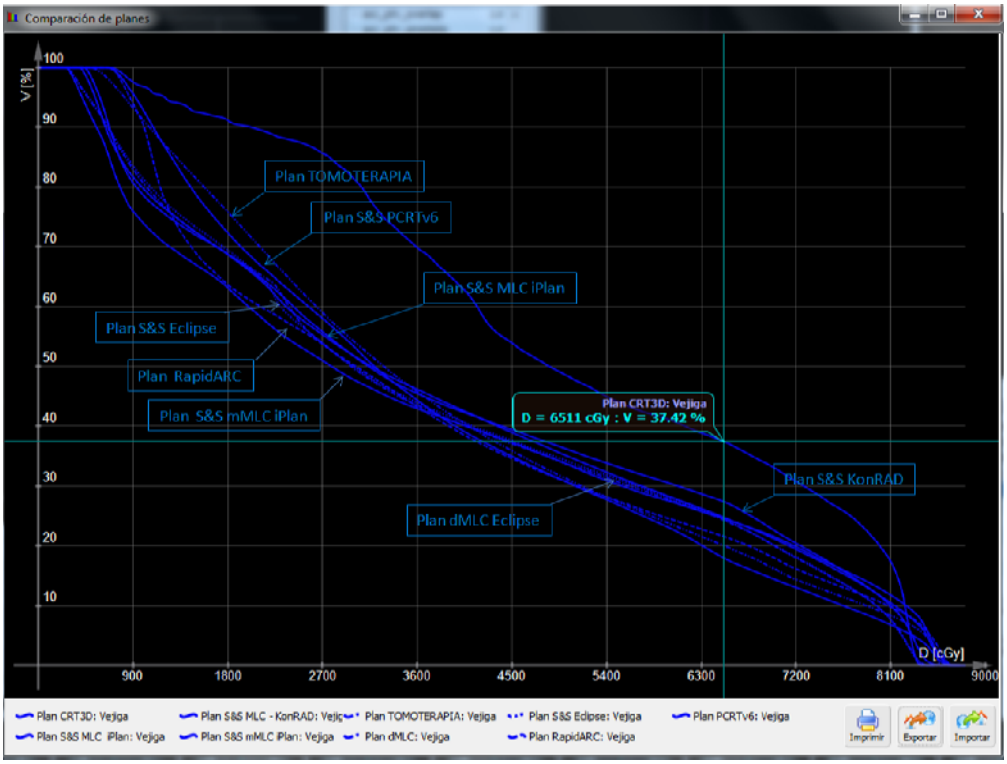


Figura 192. HDV comparativo para cada una de la modalidad de IMRT y 3DCRT estudiada para la Vejiga

	V40Gy [%]	V50Gy [%]	V65Gy [%]	V75Gy [%]
3DCRT PCRT3D	63.6	48.7	37.5	27.4
dMLC Eclipse	40.4	33.8	24.4	15.1
S&S MLC iPlan	42.9	35.2	24.8	16.7
S&S mMLC iPlan	40.5	33.8	24.6	17.1
S&S KonRAD	42.6	36.3	27.4	17.4
S&S Eclipse	41.0	34.3	24.5	15.2
S&S PCRT3D	39.6	30.8	18.1	11.0
RapidARC Eclipse	39.0	30.8	21.6	14.0
Tomoterapia	41.0	31.4	20.1	12.4

Tabla 29. . Comparación de V40Gy, V50Gy, V65Gy y V75Gy para la vejiga con cada una de las modalidades de tratamiento del cáncer de próstata estudiadas.

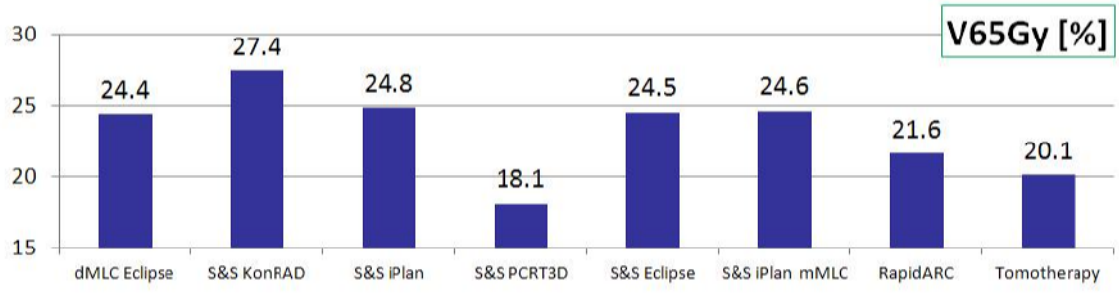


Figura 193. Cuadro comparativo de V65Gy para Vejiga en todas las modalidades de tratamiento

Utilizando los parámetros radiobiológicos de la Vejiga correspondientes a contractura y ulceración, Figura 194, podemos calcular los EUD el cual arroja un valor medio de $EUD.Vejiga_{promedio}$ = 46.3Gy [44.7, 47.9]. Un cuadro comparativo de los mismos aparece en la Figura 195 donde podemos ver claramente que la diferencia entre todas las modalidades es menor a 2Gy.

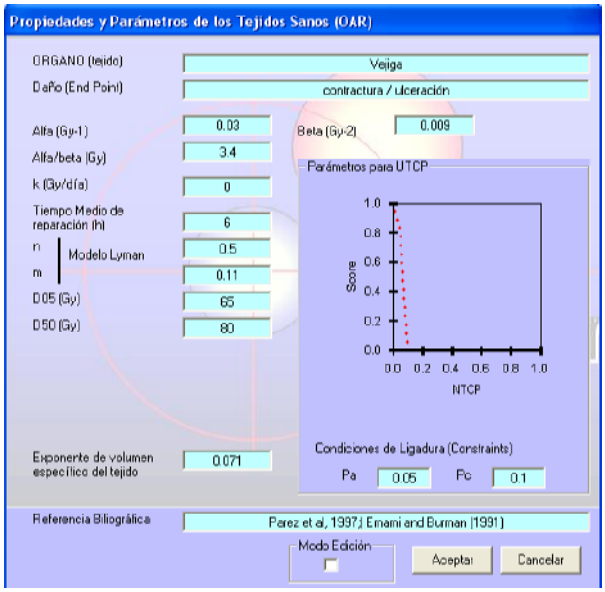


Figura 194. Parámetros radiobiológicos utilizados para el cálculo de EUD en Vejiga

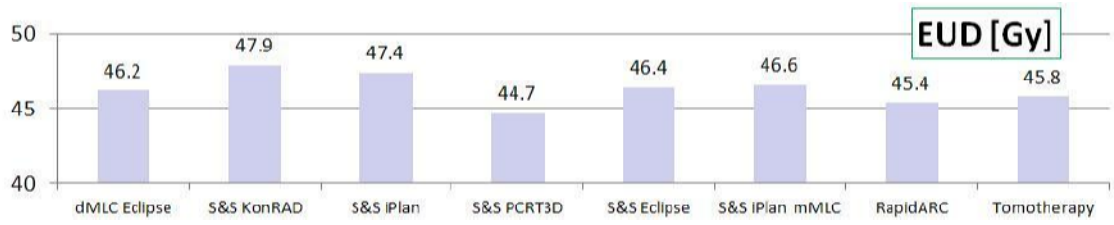


Figura 195. Cuadro comparativo de EUD para Vejiga en todas las modalidades de tratamiento

7.2.1.7.5 Cabeza femoral

Para el volumen correspondiente a la cabeza femoral izquierda realizamos la superposición de HDV con cada de las modalidades estudiadas, ver Figura 196. Vemos aquí claramente tres niveles de protección de cabezas femorales. La modalidad 3DCRT es la entrega mayor dosis ya que para proteger el recto el peso de los campos laterales es alto. En segundo lugar todos los IMRT con ángulo fijo de gantry y los que generan mayor protección las modalidades rotatorias, claramente debido a la mayor de incidencias posibles de la radiación.

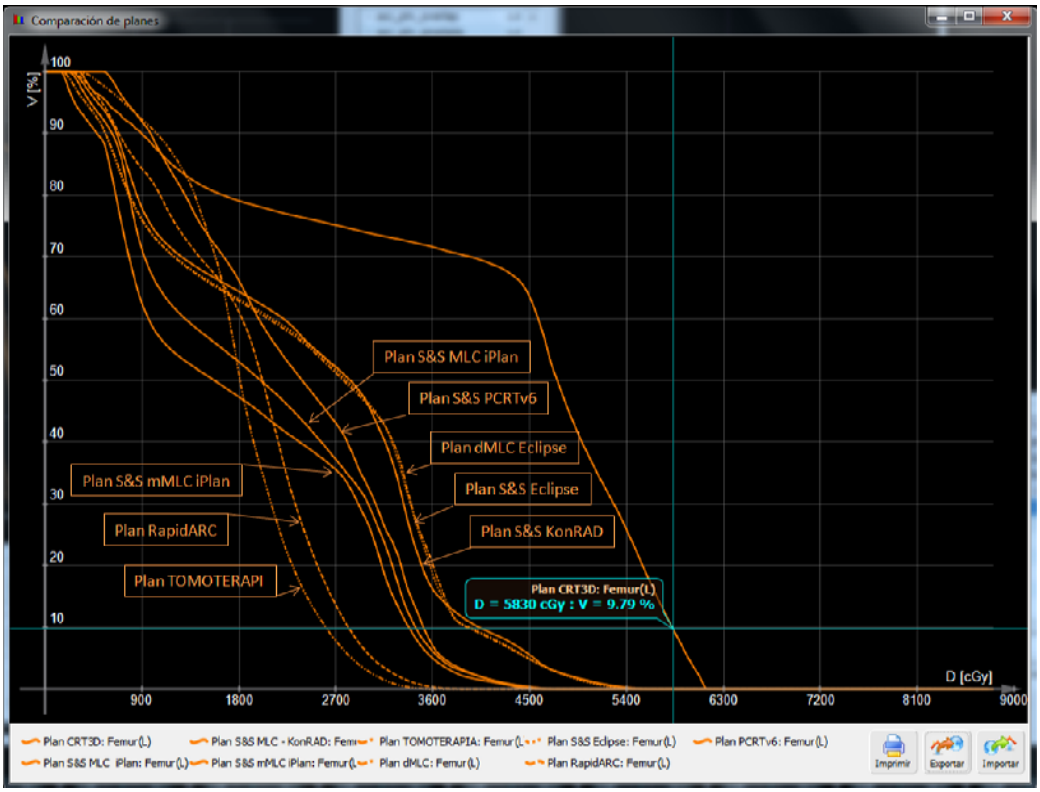


Figura 196. HDV comparativo para cada una de la modalidad de IMRT y 3DCRT estudiada para la cabeza femoral izq.

Luego analizamos las diferencias entre los parámetros dosimétricos más relevantes correspondientes a D10% y EUD, Tabla 30. El EUD fue calculado en base a los parámetros radiobiológicos de la Figura 196, correspondiente a necrosis.

	D10% [Gy]	EUD [Gy]
3DCRT PCRT3D	58.4	48.1
dMLC Eclipse	39.3	31.8
S&S MLC iPlan	34.5	26.9
S&S mMLC iPlan	33.9	26.0
S&S KonRAD	40.4	31.8
S&S Eclipse	39.5	31.1
S&S PCRT3D	35.2	28.0
RapidARC Eclipse	28.2	22.3
Tomoterapia	26.1	20.7

Tabla 30. . Comparación de D10% y EUD para la cabeza femoral con cada una de las modalidades de tratamiento del cáncer de próstata estudiadas.

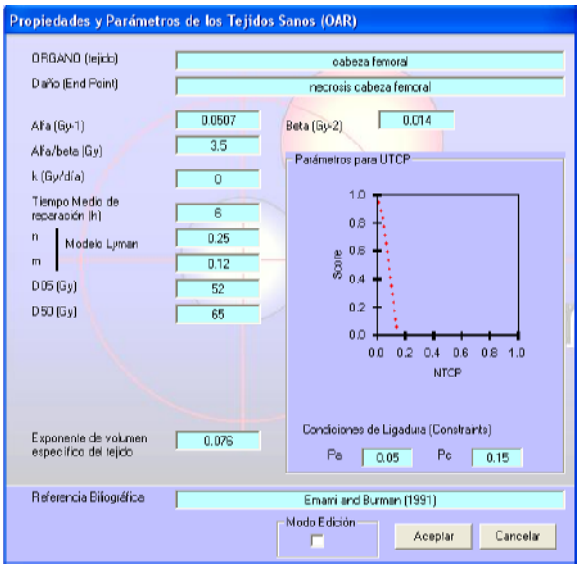


Figura 197. Parámetros radiobiológicos utilizados para el cálculo de EUD en cabeza femoral

7.2.1.8 Conclusiones parciales

Todas las modalidades de IMRT estudiadas pueden ser utilizadas clínicamente en el tratamiento del cáncer de próstata. Existe un claro beneficio de esta modalidad de tratamiento en relación a 3DCRT. La modalidad de tratamiento debe ser desarrollada en base a la tecnología disponible lo cual impacta directamente en las restricciones dosis-volumen a ser utilizadas tanto en los volúmenes blancos como en los OAR. Las restricciones dosis volumen pueden ser utilizados para cualquier sistema, sin embargo los parámetros de optimización son dependientes de cada TPS. De la modalidad de IMRT y TPS utilizados dependen las estrategias de planificación, la utilización de estructuras auxiliares, las restricciones dosis volumen y resultado esperable. Los tratamientos con modalidad IMRT S&S utilizan la menor cantidad de UM. El tiempo de tratamiento con IMRT dinámico es un 40% más corto que S&S y esta diferencia aumenta con modalidades rotatorias. La utilización de mayor numero de niveles de intensidad y/o segmentos en IMRT S&S mejora la homogeneidad de la dosis en los volúmenes de tratamiento y aumenta los tiempos de tratamiento. Las distribuciones de dosis son similares con una leve ventaja a favor de modalidad dinámica y más acentuada sobre

modalidades rotatorias. La disminución del tamaño del beamlet en IMRT S&S mejora la conformación sobre los volúmenes blanco y la protección sobre los OAR a punto de que los resultados con modalidad IMRT S&S con micro MLC son comparables a modalidades de IMRT rotatorio.

7.2.2 Irradiación del cáncer de Cabeza y Cuello

La utilización de IMRT para el tratamiento del cáncer de cabeza y cuello ha sido ampliamente difundida en los últimos años, debido a la posibilidad de lograr mayor protección a los OAR (especialmente por la protección de las parótidas con preservación de la saliva), posibilitar la irradiación de volúmenes con diferenciación de dosis y no mantener un único isocentro sin necesidad de uniones de campos. IMRT ha demostrado altas tasas de control local y sobrevida libre de complicaciones en comparación a modalidades convencionales de tratamiento [(102)]. Sin embargo la complejidad de definición de los volúmenes de tratamiento y correcto conocimiento de vías de diseminación y barreras convierte al tratamiento de IMRT en uno de los más complejos en especial debido a la alta probabilidad de falla de control local de la enfermedad.

Se utilizaron imágenes de un paciente con carcinoma epidermoide bien diferenciado como invasor con indicación para IMRT. Las imágenes corresponden a un paciente de 55 años de sexo masculino sin antecedente de consumo de alcohol ni tabaco, quien a fines del año 2010 comienza con dolor en parótida y oído derecho. En marzo del 2011 realiza una consulta con cirujano de cabeza y cuello quien mediante una fibroscopía encuentra en orofaringe una masa vegetante que ocupa la mitad derecha de la base de la lengua extendiéndose por debajo hasta la valecula homolateral, sangrante al tacto del fibroscopio. La laringe esta libre y las cuerdas vocales normales. En marzo del 2011 se realiza una TAC de cuello donde se informa una masa solida de contornos irregulares que se proyecta en base de lengua y a nivel supraglótico de 5 cm de diámetro longitudinal que disminuye la luz faríngea especialmente con predominio del lado derecho. Dicha imagen refuerza discretamente en la serie con medio de contraste. Ganglios infra cervicales bilaterales menor al centímetro. Allí inicia consulta para inicio de tratamiento con Radioquimioterapia. Al momento del ingreso en el examen físico se encuentra cavidad oral sin lesiones. Dientes en buen estado. No se llega tocar el tumor en la base de lengua. Se palpa una zona indurada en nivel II derecha de aproximadamente 1.5 cm. No se palpan adenomegalias cervicales ni supraclaviculares. El estadio: T3, N1 (ADP en TAC simulación), M0. El plan de tratamiento corresponde a la irradiación en 30 fracciones del volumen tumoral GTV70Gy con $D100\%_{GTV}$ igual a 70Gy (GTV70Gy con 2.3Gy/fracción y $D_{máxima}$ < 110%), CTV de alto riego CTV1 con $D100\%_{CTV1}$ igual a 60Gy (2Gy/fracción), CTV de bajo riesgo con $D100\%_{CTV2}$ igual a 54Gy (1.8Gy/fracción). Todos los volúmenes de tratamiento tendrán una expansión de 5mm para generar el PTV los cuales deberán estar cubiertos por el 95% de la dosis prescripta. Los objetivos de protecciones de los órganos a riesgo fueron: parótidas D_{med} < 28Gy y D50% < 25Gy, Medula D_{max} < 46Gy, Medula EXT D_{max} < 50Gy, Cócleas D_{med} < 35Gy, Tronco D_{max} < 54Gy, reducir dosis en región de boca extensión posterior de medula espinal y región central inferior.

7.2.2.1 Simulación virtual del cáncer de cabeza y cuello

El paciente es ubicado en posición supina sobre un deflector cervical acorde a la curvatura del cuello sujeto a plano de carbono. El paciente tiene los brazos al costado del cuerpo y se le introduce en la boca un dispositivo para bajar la lengua. El paciente es inmovilizado mediante la construcción de una máscara que sujeta cabeza y hombros. Se realiza una primera serie de tomografía computada (TAC Somaton Spirit) del paciente en posición de tratamiento con adquisición secuencial con cortes de 3mm cada 3mm, 130kV y 200mA sin utilizar medios de contraste y con un FOV tal que abarque el contorno externo del paciente. Luego se realiza una nueva serie de TAC con contraste endovenoso con FOV reducido limitado a la zona del tumor. Las imágenes adquiridas son enviadas al sistema de planificación en el cual ambas series son fusionadas (imágenes sin contraste y con contraste). Se dibujan los siguientes contornos:

- GTV: tumor primario
- CTV_1 : región ganglionar de alto riesgo
- CTV_2 : región ganglionar de bajo riesgo
- OAR
    - Parótidas
    - Medula
    - Tronco
    - Mandíbula
    - Glándulas submaxilares
    - Quiasma óptico
    - Nervios ópticos
    - Cristalinos
    - Cócleas
    - Laringe
    - Epiglotis, etc.
- Contorno externo, obtenido en forma automática.
- Contornos de planificación
    - Región boca
    - Región central inferior
    - Región labios

A partir de operaciones lógicas se obtuvieron los siguientes contornos de planificación:

- PTV`s todos los volúmenes de tratamiento se extienden 5mm en todas direcciones, retrayéndose 5mm de contorno externo.
- Medula extendida, la medula se extiende 5mm en todas direcciones y 30mm en dirección posterior.
- Arreglo dentales, los dientes con arreglos dentales son delimitados en un volumen y su densidad es modificada a la densidad de dientes sin arreglos
- Artefactos, el ruido en la imagen producido en la imagen por estos son delimitados en una región y su densidad es modificada a 1.
- De ser necesario los PTV`s hacia los OAR (parótidas, etc.) pueden ser modificados de acuerdo al requerimiento medico.

El conjunto de imágenes y los archivos de estructuras fueron exportados a dos sistemas de planificación (TPS). En ambos TPS se simulo el mismo plan de tratamiento con el objeto de cumplir con el pre-plan de tratamiento establecido anteriormente. La planificación considera la irradiación de los volúmenes de tratamiento con diferenciación de dosis en un total de 30 fracciones. El plan de tratamiento contempla la utilización de 9 haces de irradiación con ángulos de brazo de 140º, 80º, 50º, 30º, 0º, 330º, 310º, 280º y 220º. El colimador fue rotado a partir del BEV de cada campo de forma tal de mantener el menor ancho de campo posible (IMRT S&S ancho de campo máximo 20cm y en IMRT dinámico para disminuir el número de posiciones de carros de láminas), ver Figura 198.

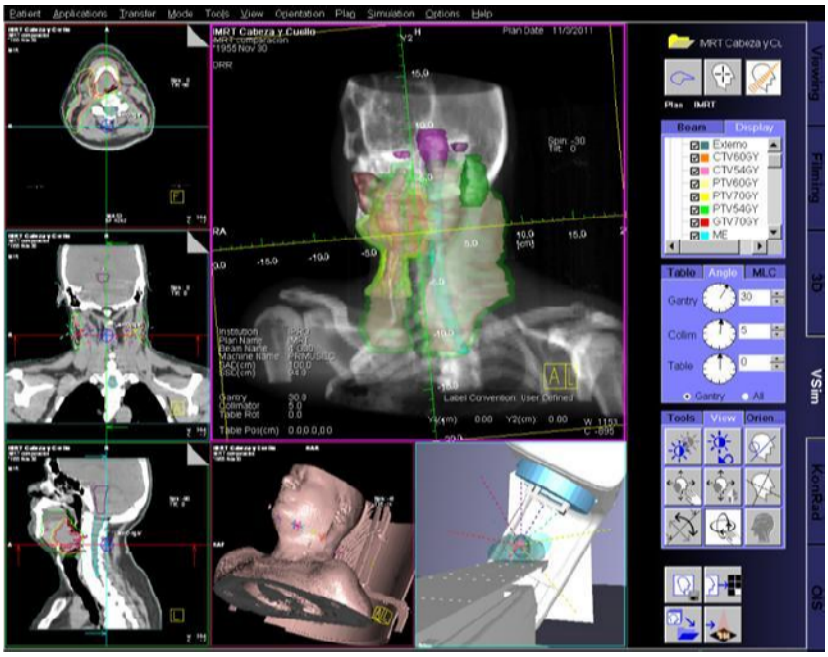


Figura 198. Simulación virtual para un tratamiento de IMRT de cabeza y cuello. Arreglo de campos y BEV de campo.

5.2.2.2 Planificación de tratamiento IMRT S&S

La planificación IMRT S&S fue realizada en un TPS KonRAD v2.2 para un haz de 6MV de un acelerador lineal Primus, Siemens con un MLC Optifocus con láminas de 1cm de ancho. El tamaño de beamlet utilizado en la planificación fue de 1cm x 1cm y el número mínimo de UM por segmentos fue de 3UM. El cálculo de dosis utiliza una grilla de 1mmx1mmx2.5mm. En la planificación inversa de KonRAD se utilizo las prioridades de superposición que aparecen en la Figura 199.

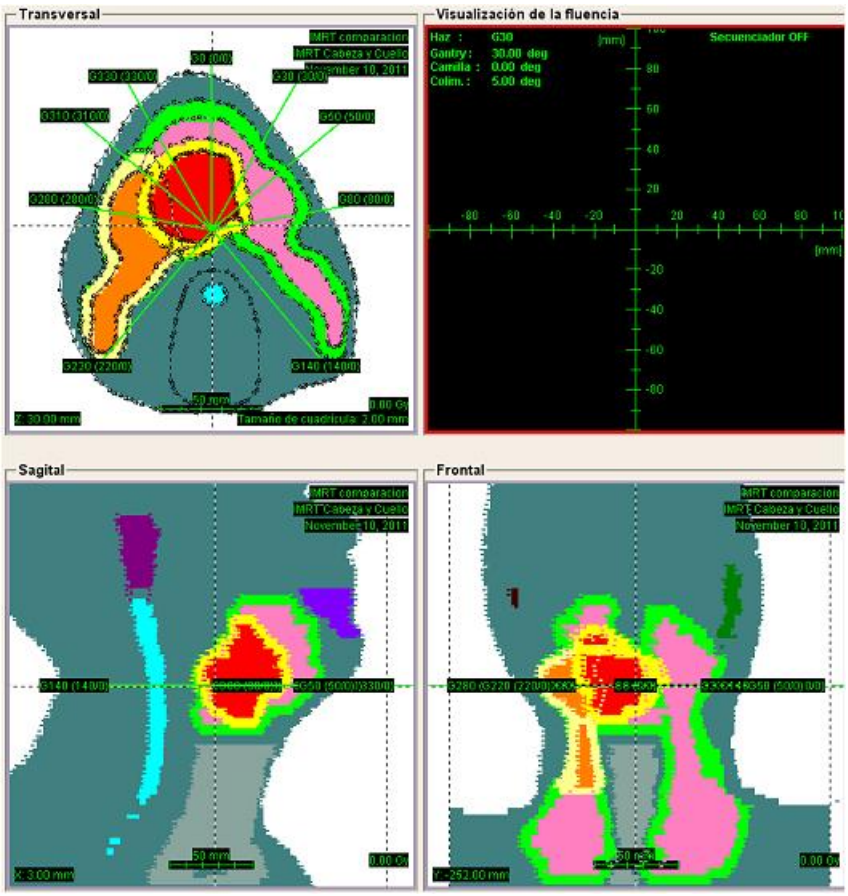


Figura 199. Orden de prioridades de superposición en la planificación de IMRT secuencial con KonRAD v2.2 de cáncer de cabeza y cuello.

Las restricciones de dosis máxima y mínima y ponderaciones para los volúmenes de tratamiento utilizadas se resumen en la Tabla 31.

Volumen	Prioridad	Dosis Máxima	Ponderación	Dosis Mínima	Ponderación
GTV 70Gy	1	72	3	70	120
PTV 70Gy	2	72	3	70	80
CTV_1 (60Gy)	3	62	5	60	120
PTV_1 (60Gy)	4	62	5	60	80
CTV_2 (54Gy)	9	56	5	54	120
PTV_2 (54Gy)	10	56	5	54	60

Tabla 31. Restricciones de dosis máxima, dosis mínima y ponderaciones para volúmenes de tratamiento en TPS KonRAD con IMRT S&S

Dentro del proceso de planificación inversa en KonRAD se asignaron márgenes de cobertura adicionales de 2mm en todas direcciones para todos los volúmenes de tratamiento. Las restricciones de dosis volumen utilizadas para los órganos de riesgo se resumen en la Tabla 32.

Volumen	Prioridad	Dosis Máxima [cGy]	Ponderación
Medula	5	44	300
Medula EXT	6	48	60
Tronco	7	52	100
Parótida Der.	8	56	100
Parótida Izq.	-	50	300
Oído Der.	-	40	1
Oído Izq.	-	40	1
Estructura ANT. INF.	-	50	3
Estructura SUP.	-	48	3

Tabla 32. Restricciones de dosis-volumen para OAR en TPS KonRAD con IMRT S&S

Para las parótidas se definieron restricciones de volumen parcial. Dado que en este caso la parótida derecha está más alejada del tumor primario se prioriza mas la protección de la parótida izquierda, Figura 200.

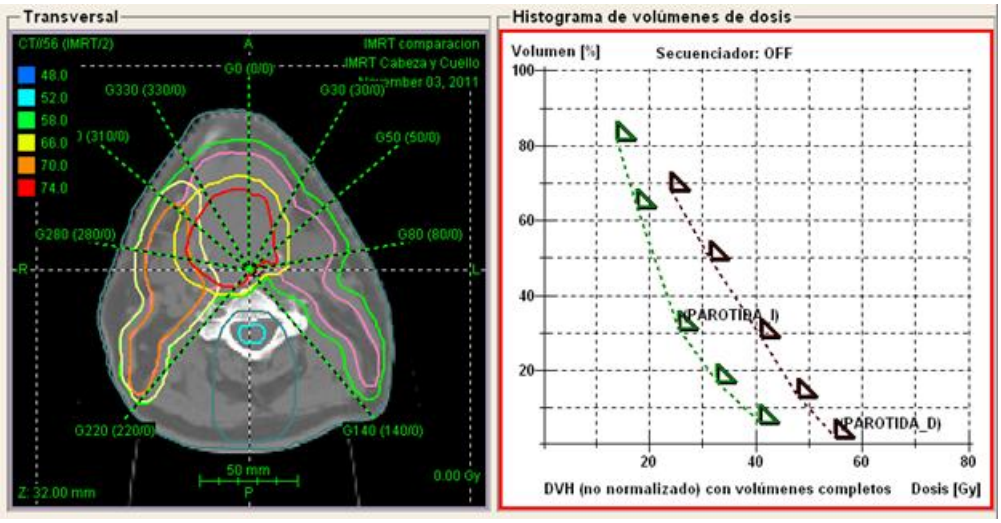


Figura 200. Restricciones dosis volumen parcial para parótidas en la planificación de IMRT secuencial con KonRAD v2.2 de cáncer de cabeza y cuello.

La cantidad de iteraciones utilizada fue la máxima establecida por el sistema. El tiempo de optimización inversa y cálculo de dosis utilizando el algoritmo de PB y corrección por heterogeneidad fue de 220 segundos. Al finalizar la planificación inversa se debe convertir a fluencia real donde es necesario elegir la cantidad de niveles de intensidad. Tal como fue estudiado para tratamiento de próstata en el APENDICE 10, podemos ver que durante la conversión la disminución del número de niveles de intensidad conlleva a una mayor discretización de las fluencias, ver Figura 201.

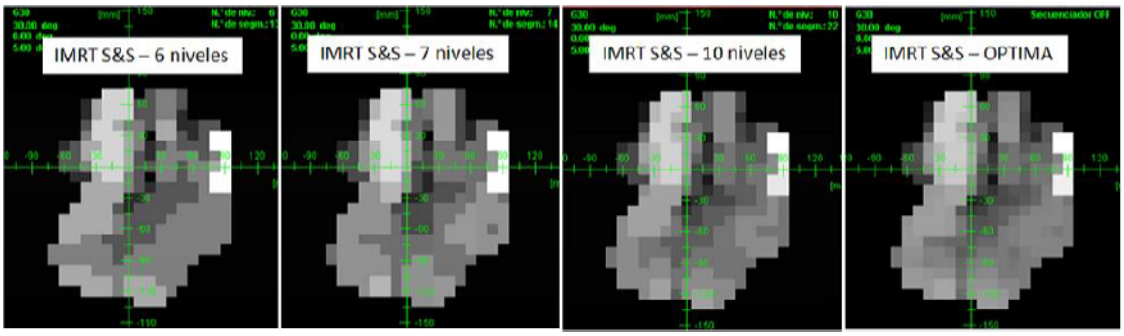


Figura 201. Fluencia optima y fluencia real con 6, 7 y 10 niveles de intensidad en IMRT de cabeza y cuello

La elección de fluencias con mayor número de niveles de intensidad conducirá a HDV semejantes a los obtenidos con fluencias óptimas sin embargo el aumento del tiempo de tratamiento debe ser evaluado y se debe definir el beneficio. Las distribuciones de dosis en dos planes axiales y plano corona y sagital que resultan de fluencias con 5, 6, 7 y 10 niveles de intensidad se muestran en la Figura 202 y 203.

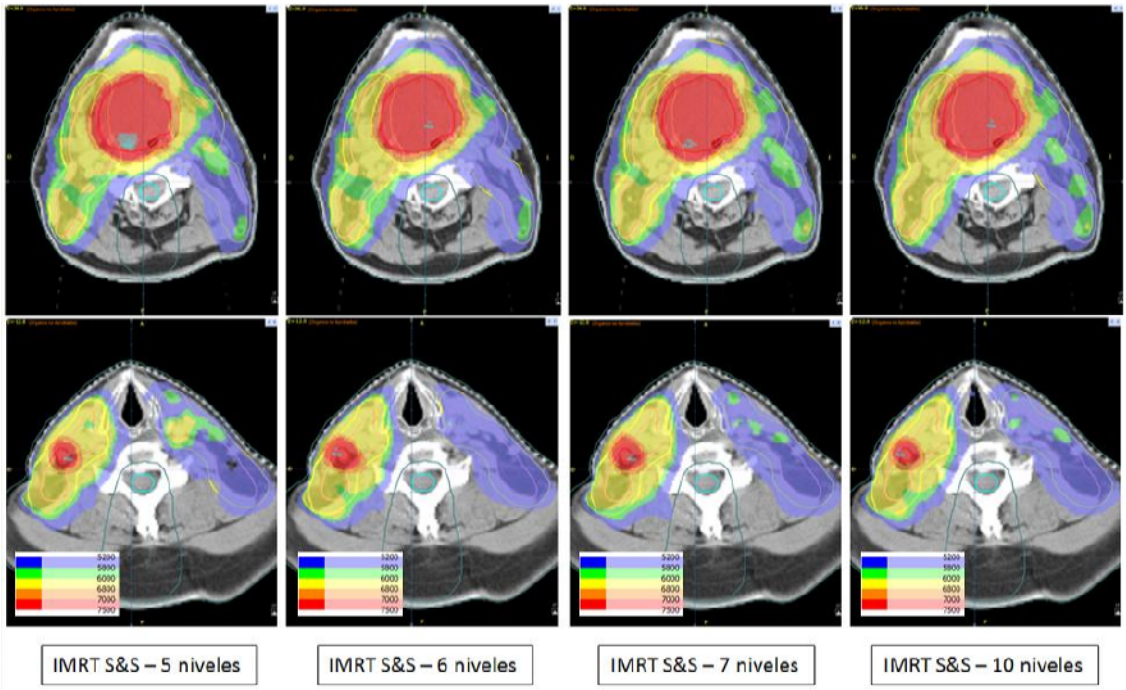


Figura 202. Distribucion de dosis en planos axiales para flcuencias reales con 5, 6, 7 y 10 niveles de intensidad en IMRT de cabeza y cuello

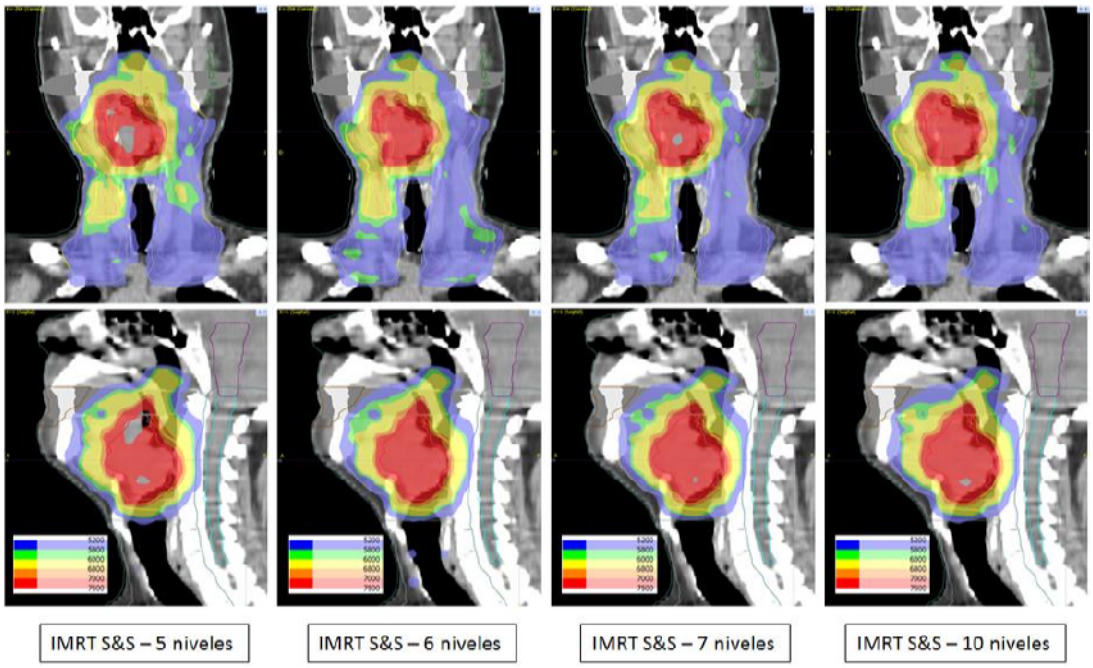


Figura 203. . Distribucion de dosis en planos coronal y sagital para flcuencias reales con 5, 6, 7 y 10 niveles de intensidad en IMRT de cabeza y cuello

Tal como puede verse en las figuras, menor cantidad de niveles de intensidad producen una mayor inhomogeneidad de la dosis, con una mayor ocurrencia de regiones de baja y alta dosis. Tal comportamiento puede verse en más detalle en el grafico comparativo de HDV, ver Figura 204. En el caso de los OAR de mayor importancia como es el caso de la parótida izquierda no se muestra una diferencia de importancia.

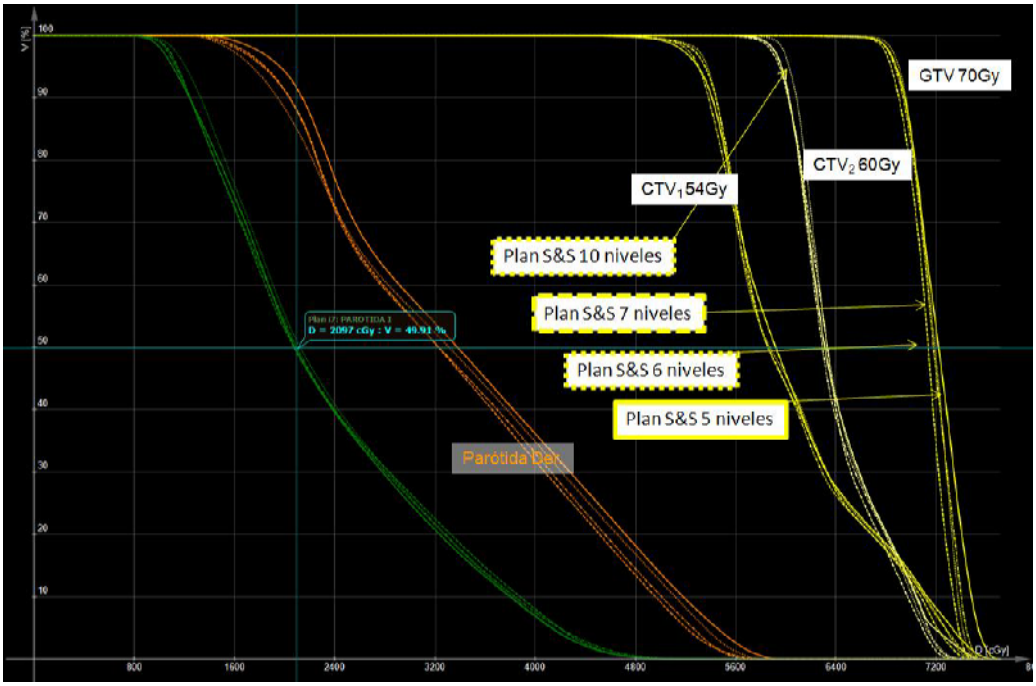


Figura 204. Comparacion de HDV para tratamiento de IMRT S&S en cabeza y cuello para planes con fluencias de 5, 6, 7 y 10 niveles de intensidad

Mayor cantidad de niveles de intensidad produce un aumento en la cantidad de segmentos y tiempo de tratamiento, no así en la cantidad de UM necesarias para entregar la dosis prescripta, ver Tabla 33.

Niveles de Intensidad	Numero de SEGMENTOS	Numero de UM	Tiempo de tratamiento [seg] Tasa de dosis 250UM/min	Variación tiempo
5	91	755	11.20	-
6	108	744	11.56	+ 5.3%
7	128	757	13:00	+ 14.7%
10	190	733	15:40	+ 38.3%

Tabla 33. Comparación de número de segmentos, UM y tiempo de tratamiento para IMRT S&S con 5, 6, 7 y 10 niveles de intensidad con TPS KonRAD

Para el presente trabajo se eligieron 7 niveles de intensidad y se aplico un filtro de suavizado 2D de solo máximos. Las fluencias, número de segmentos y UM de los campos, para 7 niveles de intensidad, se muestran en las Figuras 205.

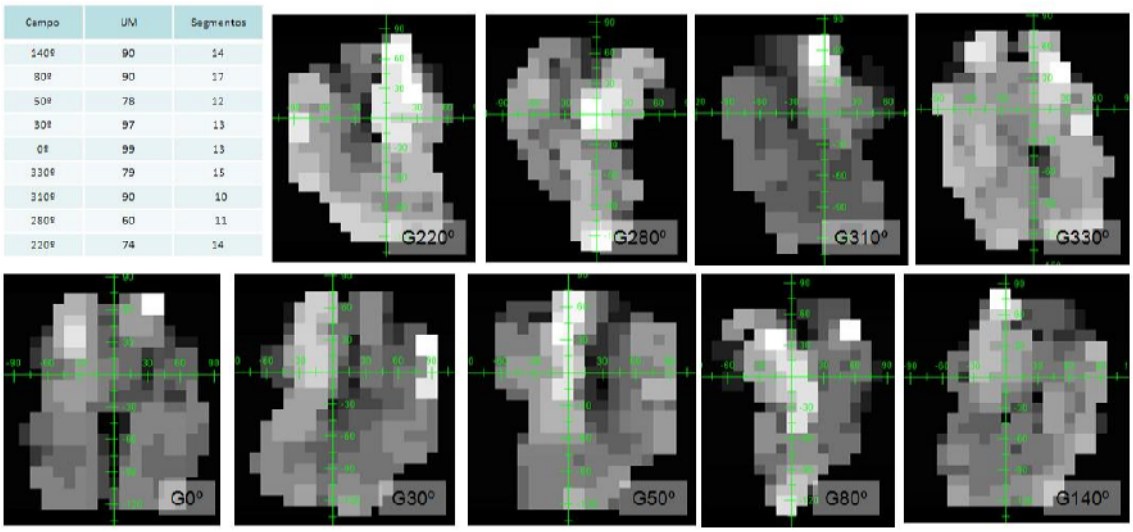


Figura 205. Fluencias, UM y número de segmentos para campos utilizados en IMRT S&S de cabeza y cuello

El plan de tratamiento y matriz de dosis final fue exportada a un TPS PCRT3D v6.0 para comparación y análisis y al sistema de registro y verificación LANTIS para su ejecución en el equipo de tratamiento. Todos los campos fueron agrupados de forma de entregar el plan completo de tratamiento en forma automática.

7.2.2.3 Planificación de tratamiento IMRT dMLC [97]

La planificación de IMRT dMLC fue realizada en un TPS Eclipse v8.0 para un haz de 6MV de un acelerador lineal Clinac 21EX, Varian, equipado con un MLC Millenium. Para la planificación se utilizaron láminas centrales y externas. Dado que el ancho de campo en todos los BEV es mayor a 15cm, fue necesaria la utilización de dos posiciones de carros para cada campo. El tamaño de beamlet utilizado fue de 0.5cm x 0.2cm. El cálculo de dosis utiliza una grilla cúbica de 0.25cm de lado.

Para lograr el objetivo del tratamiento de entregar el 95% de la dosis prescripta a los PTV's se crearon estructuras accesorias copiando los dos últimos cortes por encima y por debajo de los mismos. Las restricciones de dosis máxima y mínima y ponderaciones para los volúmenes de tratamiento fueron las que aparecen en la Tabla 34.

Volumen	Limite	% Volumen	Dosis [cGy]	Prioridad
PTV GTV70Gy	Lower	100	7000	110
PTV GTV70Gy	Upper	0	7600	95
PTV_1 60Gy	Lower	100	6000	110
PTV_1 60Gy	Upper	0	7600	95
PTV_2 54Gy	Lower	100	5400	110
PTV_2 54Gy	Upper	0	7600	95

Tabla 34. Restricciones de dosis máxima, dosis mínima y prioridades para volúmenes de tratamiento en TPS Eclipse con IMRT dMLC

No se utilizaron restricciones de mínimo de dosis (lower) en los GTV, CTV_1 y CTV_2. Las restricciones de dosis volumen utilizadas para los órganos de riesgo se resumen en la Tabla 35.

Volumen	Limite	Dosis [cGy]	Prioridad
Medula	Upper	44	75
Medula EXT	Upper	49	60
Tronco	Upper	50	60
Parótida Der.	Upper	60	60
Parótida Izq.	Upper	52	60
Oído Der.	Upper	46	60
Oído Izq.	Upper	32	60
Estructura ANT. INF.	Upper	50 (25%)	60
Estructura SUP.	Upper	50 (10%)	60

Tabla 35. Restricciones de dosis máxima y dosis-volumen para OAR en TPS Eclipse con IMRT dMLC

Para las parótidas, estructura anterior inferior y estructura superior se colocaron restricciones dosis volumen parcial, ver Figura 206.

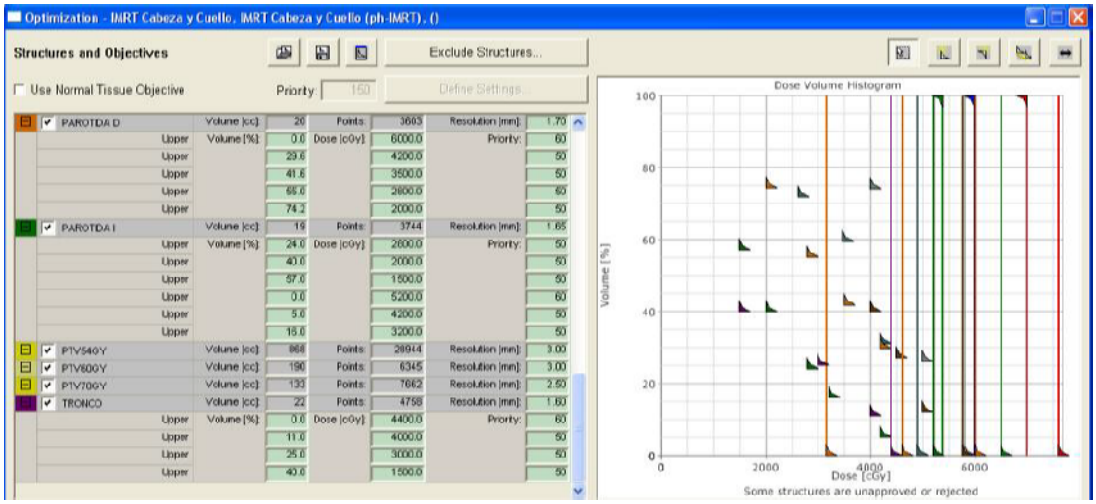


Figura 206. Restricciones dosis volumen parcial para parótidas en la planificación de IMRT dMLC con Eclipse en de cáncer de cabeza y cuello.

El proceso de planificación inversa fue iniciado monitoreando la función objetivo hasta que la misma obtuvo un mínimo (es necesario un monitoreo general de la función objetivo para alcanzar un mínimo adecuado de la misma). Se utilizaron 156 iteraciones en un tiempo total de 620 segundos. Después de la optimización, se usó el secuenciador de movimiento de láminas LMC en modo normal. El cálculo de dosis fue realizado con el algoritmo AAA con corrección por heterogeneidad. Las fluencias, número de segmentos y UM de los campos se muestran en las Figuras 207.

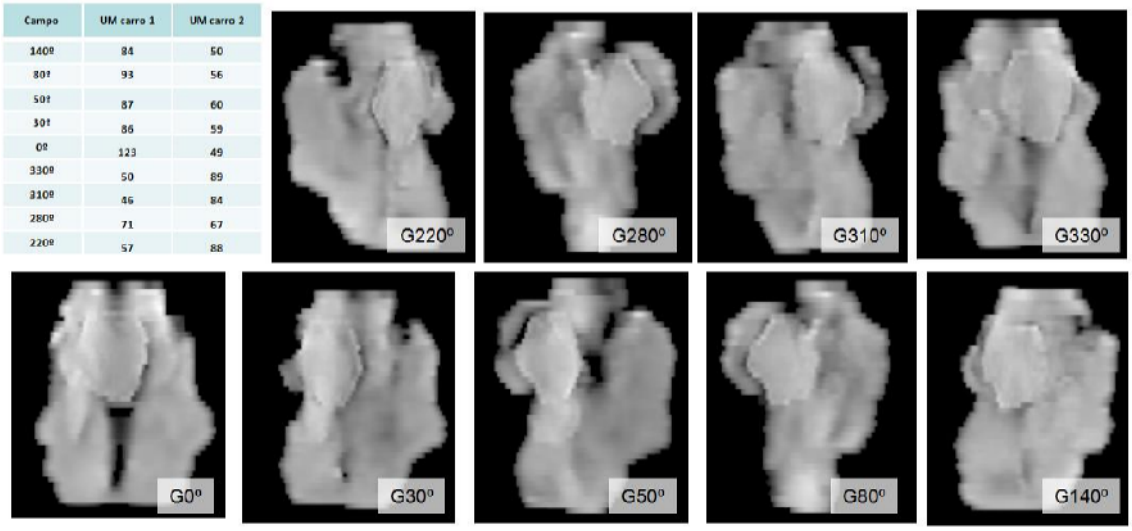


Figura 207. Fluencias, UM y número de segmentos para campos utilizados en IMRT dMLC de cabeza y cuello

El plan de tratamiento con su matriz de dosis fue exportada a un TPS PCRT3D v6.0 (Técnicas Radiofísicas, España) para comparación y análisis.

7.2.2.4 Comparación dosimétrica IMRT S&S y dMLC

Los cálculos de dosis para ambas modalidades de IMRT fueron realizados en KonRAD (S&S) y Eclipse (dMLC). La comparación fue realizada en base a comparación y superposición de isodosis así como HDV. La comparaciones entre las distribuciones de dosis para el plan de IMRT S&S e IMRT dMLC puede verse en el plano axial en la Figura 208, plano sagital en la Figura 209 y en el plano coronal en la Figura 210.

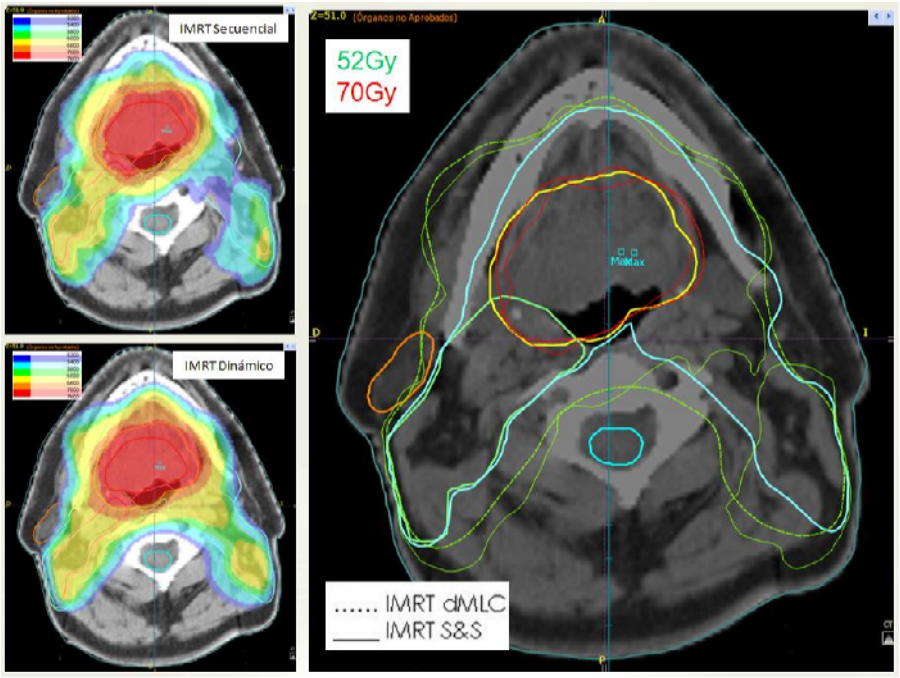


Figura 208. Comparación y superposición de isodosis para planificación de IMRT S&S e IMRT dMLC en plano axial

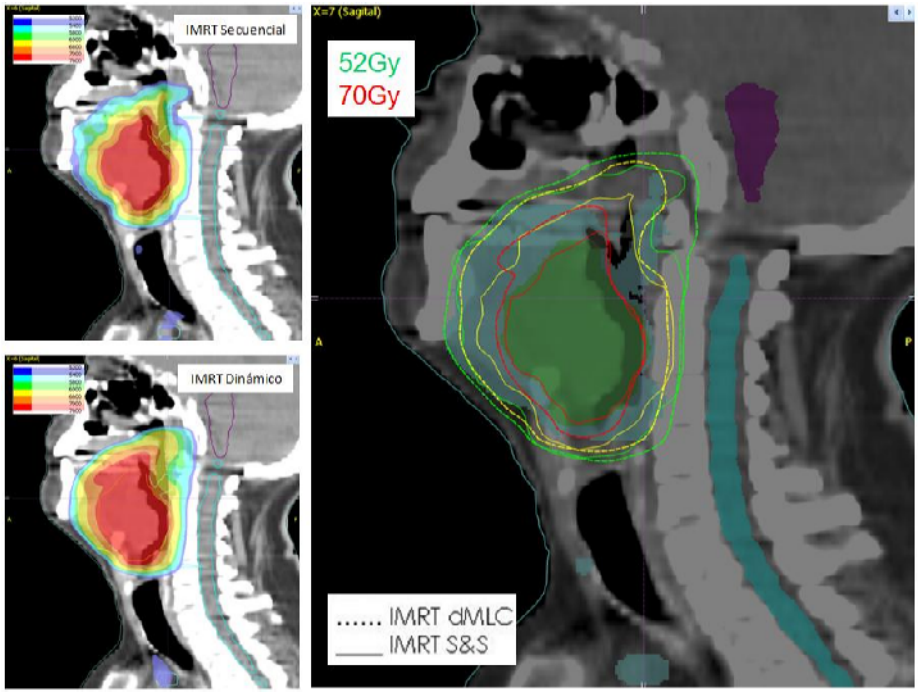


Figura 209. Comparación y superposición de isodosis para planificación de IMRT S&S e IMRT dMLC en plano sagital

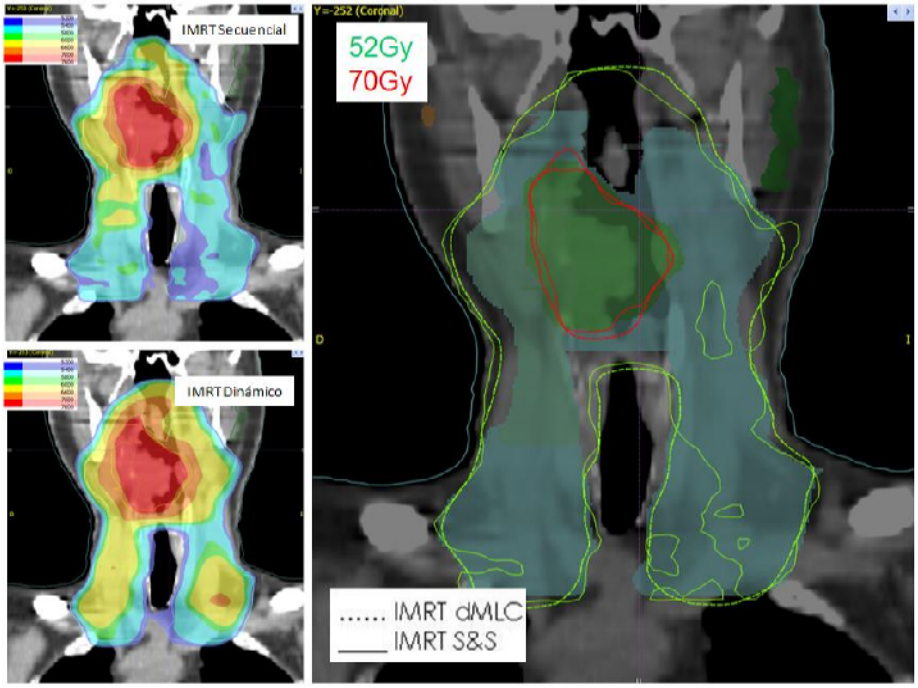


Figura 210. Comparación y superposición de isodosis para planificación de IMRT S&S e IMRT dMLC en plano coronal

La Figura 211 nos muestra la superposición de los HDV para ambas modalidades de tratamiento. La línea de puntos corresponde a los HDV con IMRT dMLC y la línea continua con IMRT S&S. En el primer grafico podemos apreciar los HDV correspondiente a PTV 70Gy (amarillo), PTV_1 (verde), PTV_2 (celeste), Medula (celeste), parótida derecha (naranja), parótida izquierda (verde) y tronco (violeta).

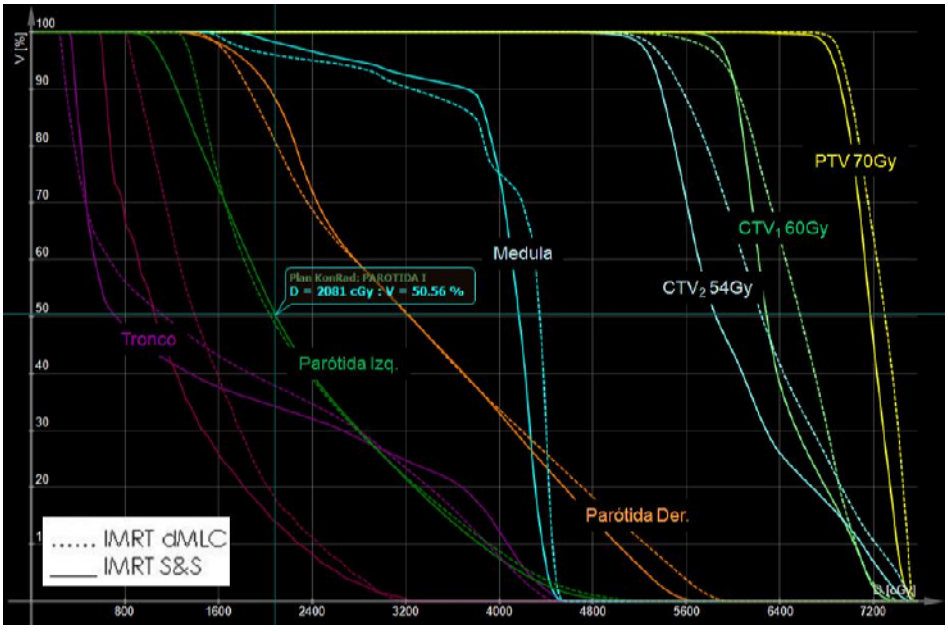


Figura 211. Superposición de HDV para IMRT S&S (línea continua) e IMRT dMLC (línea puntos)

En la Tabla 36 podemos ver una comparación de tiempos de planificación inversa, calculo de movimiento de láminas y calculo de dosis para ambas modalidades de tratamiento

Tiempos [segundos]	**S&S**	**dMLC**
Planificación inversa	-	620 (156 iteraciones)
Calculo de movimiento de láminas	-	32
Calculo de dosis	-	110
TOTAL	220	765

Tabla 36. Comparación de tiempos de: planificación inversa, calculo de movimiento de laminas y calculo de dosis para IMRT S&S e IMRT dMLC

En la Tabla 37 vemos una comparación de las UM y en la Tabla 38 de tiempos de irradiación correspondiente a ambas modalidades de tratamiento IMRT S&S (tasa de dosis Primus 250UM/min) e IMRT dMLC (Tasa de dosis CL21EX 300UM/min).

UM	IMRT Secuencial (Nº de segmentos para 7 niveles de intensidad)	IMRT dinámico	
		Carro 1	Carro 2
Campo 140º	90 (14)	84	50
Campo 80º	90 (17)	93	56
Campo 50º	78 (12)	87	60
Campo 30º	97 (13)	86	59
Campo 0º	99 (13)	123	49
Campo 330º	79 (15)	50	89
Campo 310º	90 (10)	46	84
Campo 280º	60 (11)	71	67
Campo 220º	74 (14)	57	88
PLAN TOTAL	**757**	**1299 (697 + 602)**	

Tabla 37. Comparación de UM entre IMRT S&S e IMRT dMLC. Para IMRT se indican entre paréntesis El número de niveles de intensidad para cada campo.

TIEMPOS [min]	IMRT Secuencial (Tasa de dosis 250 UM/min)		IMRT Dinámico (Tasa de dosis 300 UM/min)			
			Carriage 1	Intermedio	Carriage 2	GANTRY
Campo 140º	1:08		00:18.57	00:09.45	00:23.00	00:24.98
Campo 80º	1:07		00:21.21	00:13.19	00:14.79	00:20.81
Campo 50º	1:02		00:20.51	00:13.12	00:16.49	00:16.88
Campo 30º	1:18		00:21.56	00:13.34	00:17.44	01:39.66
Campo 0º	1:12		00:46.28	00:26.50	00:14.72	00:17.50
Campo 330º	1:11		00:21.14	00:35.19	00:16.86	00:16.81
Campo 310º	1:05		00:17.34	00:33.43	00:15.66	00:16.57
Campo 280º	1:27		00:25.34	00:26.32	00:17.66	00:21.68
Campo 220º	1:15		00:24.00	00:50.33	00:17.00	###
Subtotal	10:28 Beam ON	2:32 gantry	03:35.95	03:40.87	02:33.62	03:54.89
TOTALES	**13:00**		**13:45**			

Tabla 38. Comparación de de tiempos de tratamiento entre IMRT S&S e IMRT dMLC

El numero de UM es mayor en IMRT dMLC debido a la necesidad de realizar en cada incidencia dos irradiaciones una para cada posición de carro de láminas, debido a la limitación mecánica del MLC Millenium para IMRT dMLC (máxima separación entre láminas del mismo carro igual a

14.5cm). Este aumento en las UM se ve reflejado en un mayor tiempo de tratamiento con IMRT dMLC aun cuando la tasa de dosis es más elevada y las láminas se mueven continuamente. El mayor tiempo de tratamiento podría reducirse con un aumento de la tasa de dosis, sin embargo la complejidad de estas fluencias limita la tasa de dosis a ser utilizada debido al incremento de paradas del haz (*"beam hold off"*) por diferencia entre posición de lámina planificada y posición real que tal como fue establecido en el capitulo 6.1.4 debe ser menor o igual a 2.

7.2.2.5 Discusión

Ambas modalidades de IMRT pueden ser utilizadas correctamente y eficientemente para la planificación de tratamiento del cáncer de cabeza y cuello. Al igual que en los tratamiento de IMRT de próstata las estrategias de planificación, utilización de estructuras auxiliares (accesorias) y restricciones dosis volumen son altamente dependientes de la modalidad de IMRT.

Las UM son mayores en IMRT dMLC debido a la necesidad de separar el campo debido a la limitación de ancho máximo de 15cm para una posición de carro de láminas. En caso de que el volumen de tratamiento sea mucho mayor al analizado en este caso podría ser necesario tres posiciones de carro para IMRT dMLC y si no fuese posible abarcar el volumen total con un ancho de campo de 20cm (aun con rotación del colimador) nos veríamos imposibilitados de realizar el tratamiento con IMRT S&S. Menores cantidades de UM pueden ser obtenidas con S&S, disminuyendo el número de niveles de intensidad lo cual disminuye levemente la calidad del plan final especialmente en lo referente a la homogeneidad de dosis en los volúmenes de tratamiento y cobertura del mismo.

Los tiempos totales de tratamiento son similares con ambas modalidades, levemente mayor con IMRT dMLC debido principalmente al tiempo necesario de transmisión de datos entre cada posición de carro de láminas.

Ambas técnicas de tratamiento generan distribuciones de dosis y conformación similares. La modalidad de IMRT dMLC tiende a subdosificar los bordes del volumen de tratamiento situación que puede solucionarse con estructuras accesorias ampliadas. IMRT S&S permite una mayor diferenciación de niveles de dosis. Ambas modalidades producen una misma cobertura de los CTV y no hay diferencia entre las dosis mínimas y máximas. La técnica de dMLC produce una disminución de la dosis en los borde de los PTV lo cual se ve reflejado en una disminución de la dosis mínima y un mayor hombro en los HDV.

7.2.2.6 Otras modalidades de tratamiento

Al igual que se describió en el capitulo 7.2.1.6 para cáncer de próstata; para la realización de planificaciones con IMRT en cabeza y cuello con otras modalidades de tratamiento, se trabajo en conjunto con las mismas Instituciones internacionales antes citadas. A continuación de la presentación de los resultados con cada sistema se presentara una comparación general de todas las modalidades estudiadas.

7.2.2.6.1 IMRT S&S con MLC – TPS Eclipse [97]

Utilizando el resultado de la planificación inversa con Eclipse se ejecuto el sistema de cálculo de movimiento de láminas seleccionando el método de entrega de los haces con múltiples segmentos (S&S) con 7 niveles e intensidad. A partir de allí se obtienen las fluencias de campos de IMRT S&S para el cálculo de dosis. El cálculo de dosis fue realizado con el algoritmo AAA con corrección por heterogeneidad y el tiempo total (sin compartir recursos con otras maquinas de la red) fue de 160 segundos. Se obtuvieron las UM y cantidad de segmentos por campo, que aparecen en la Tabla 39. La distribución de dosis y HDV correspondientes a este plan de IMRT S&S con MLC puede verse en la Figura 212 y 213. Los tiempos de tratamiento se detallan en la Tabla 40 y tal como puede verse son iguales a los del tratamiento de IMRT dMLC. Los archivos DICOM correspondiente al plan y dosis son exportados a PCRT3D para la comparación dosimétrica.

UM	Nº Segmentos	IMRT S&S	
		Carro 1	Carro 2
Campo 140º	60	66	46
Campo 80º	62	73	50
Campo 50º	64	69	62
Campo 30º	62	68	62
Campo 0º	62	104	62
Campo 330º	56	38	79
Campo 310º	52	35	67
Campo 280º	54	58	58
Campo 220º	70	38	85
PLAN TOTAL		**1120 (549 + 571)**	

Tabla 39. Número de segmentos y UM para ambas posiciones de carro en IMRT S&S con TPS Eclipse

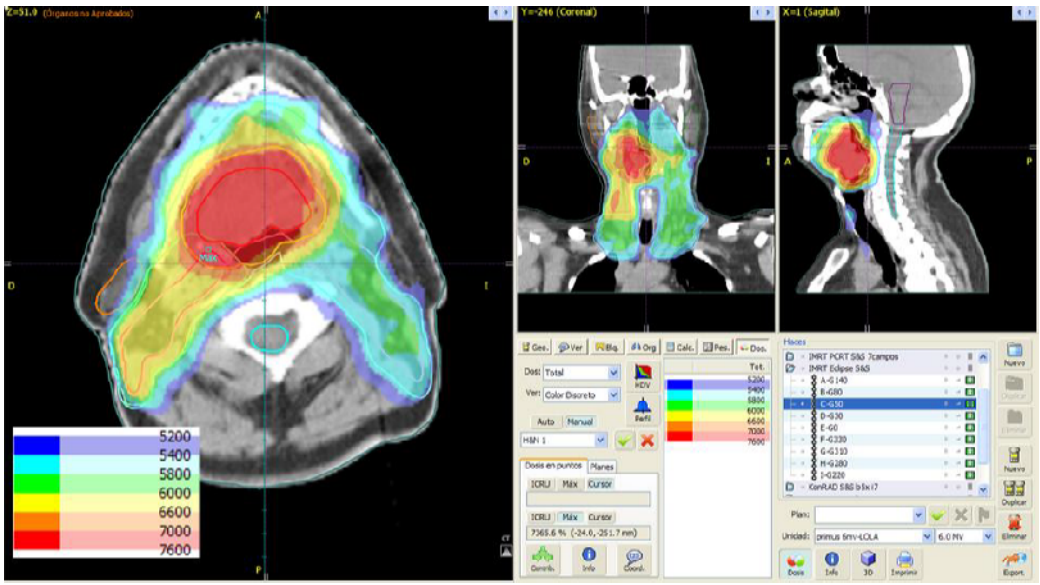


Figura 212. Distribución de dosis de plan de IMRT S&S con MLC y TPS Eclipse

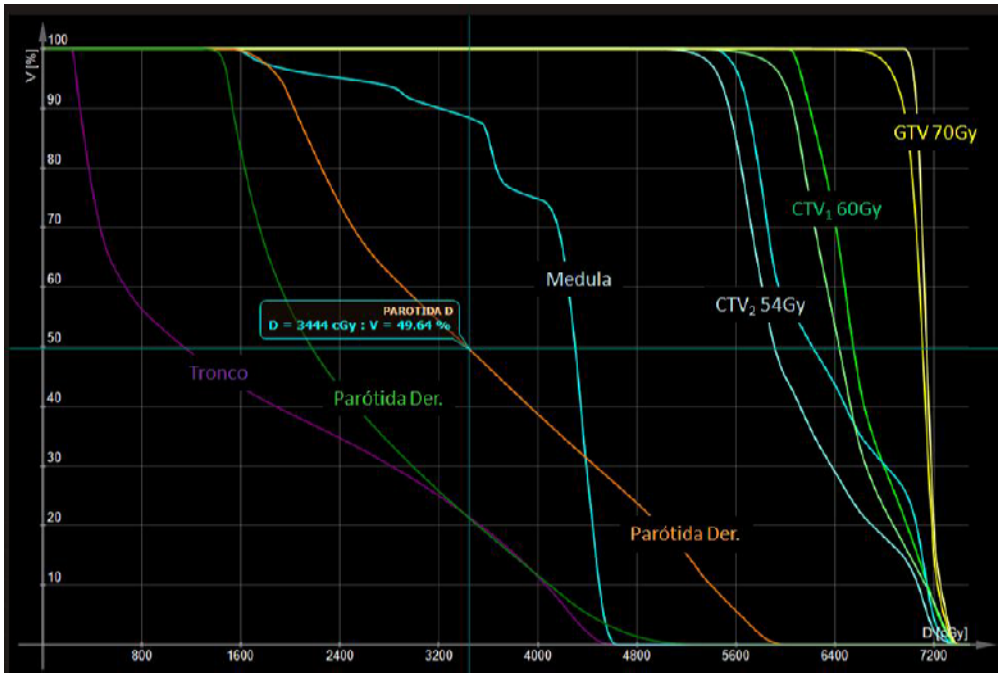


Figura 213. HDV de plan de IMRT S&S con MLC y TPS Eclipse

TIEMPOS [min]	IMRT Secuencial ECLIPSE (Tasa de dosis 300 UM/min)			
	Carriage 1	Intermedio	Carriage 2	GANTRY
Campo 140º	00:31.50	00:22.18	00:15.70	00:22.62
Campo 80º	00:36.08	00:25.34	00:16.92	00:15.66
Campo 50º	00:31.37	00:26.44	00:16.63	00:14.56
Campo 30º	00:32.00	00:28.28	00:14.00	00:15.72
Campo 0º	00:48.28	00:26.50	00:14.72	00:17.50
Campo 330º	00:21.14	00:35.19	00:16.86	00:16.81
Campo 310º	00:17.34	00:33.43	00:15.66	00:16.57
Campo 280º	00:25.34	00:26.32	00:17.66	00:21.68
Campo 220º	00:24.00	00:50.33	00:17.00	########
Subtotal	04:25.05	04:34.01	02:25.15	02:21.12
TOTALES	**13:45**			

Tabla 40. Tiempos de tratamiento para IMRT S&S (secuencial) con TPS Eclipse

7.2.2.6.2 IMRT S&S con MLC – TPS PCRT [98]

Se utilizo un sistema de planificación PCRTv6.01 para realizar una planificación de IMRT S&S con un haz de 6MV de un Acelerador lineal Primus, Siemens con un MLC Optifocus con láminas de 1cm de espesor.

Para la ejecución de la planificación inversa se seleccionaron anchos de beamlet de 10mm y 11 niveles de intensidad. Las restricciones dosis volumen para el PTV70Gy se le asignó una dosis objetivo de 70Gy, para el PTV60Gy una dosis objetivo de 60Gy y para el PTV54Gy un objetivo de 55Gy con prioridades de 300. Se asignaron restricciones dosis volumen máxima sobre la Medula (40Gy prioridad 150), Parótida Derecha (50Gy prioridad 75), Parótida Izquierda (50Gy prioridad 150) y Tronco (42Gy prioridad 100), ver Figura 214.

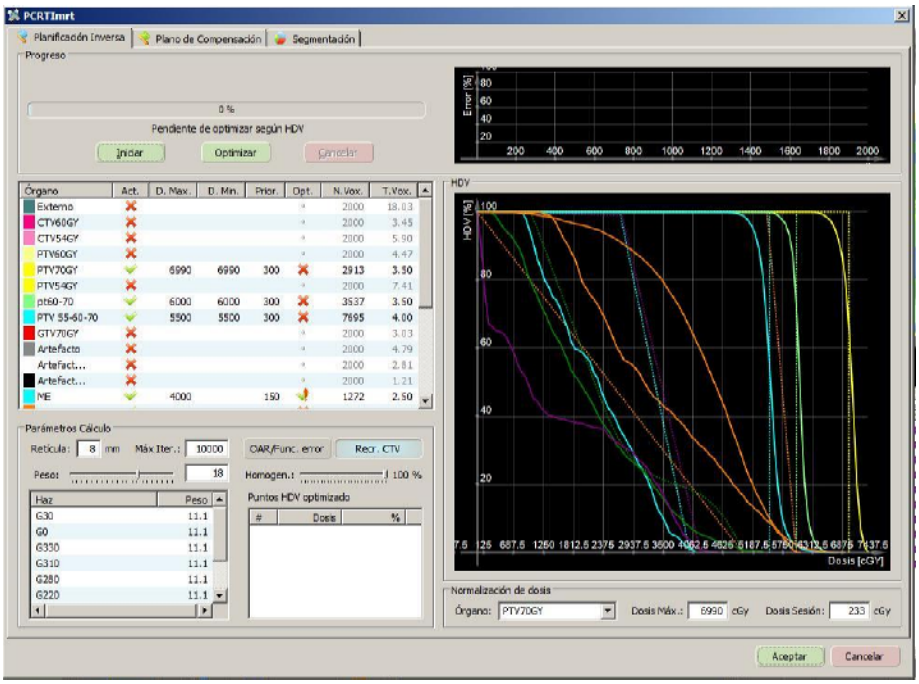


Figura 214. Asignación de restricciones dosis volumen en planificación inversa con TPS PCRT para IMRT S&S

Para la segmentación se seleccionó la opción de optimización del número de unidades de monitor (OTNMU) (REF), suavizado de picos y se fijó el número máximo de segmentos a 12 por haz, ver Figura 215. Se realiza el cálculo de dosis por superposición con corrección por heterogeneidad y se obtuvieron las UM para cada uno de los campos y totales, Tabla 41. La distribución y HDV de dosis de IMRT S&S con MLC puede verse en la Figura 216 y 217.

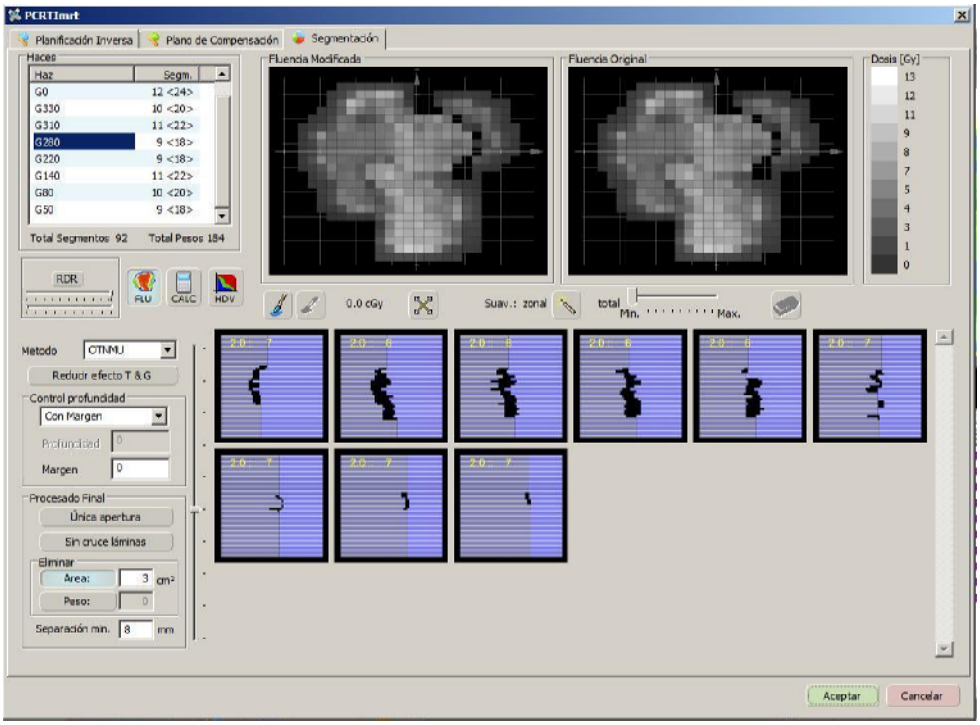


Figura 215. Asignación de restricciones dosis volumen, fluencia original (optima), fluencia modificada (real) y segmentos en planificación inversa con TPS PCRT para IMRT S&S

Campo	Nº Segmentos	UM
Campo 140º	11	110
Campo 80º	10	100
Campo 50º	9	90
Campo 30º	11	110
Campo 0º	12	120
Campo 330º	10	100
Campo 310º	11	110
Campo 280º	9	90
Campo 220º	9	90
PLAN TOTAL	**92**	**920**

Tabla 41. Número de segmentos y UM IMRT S&S con TPS PCRT3D

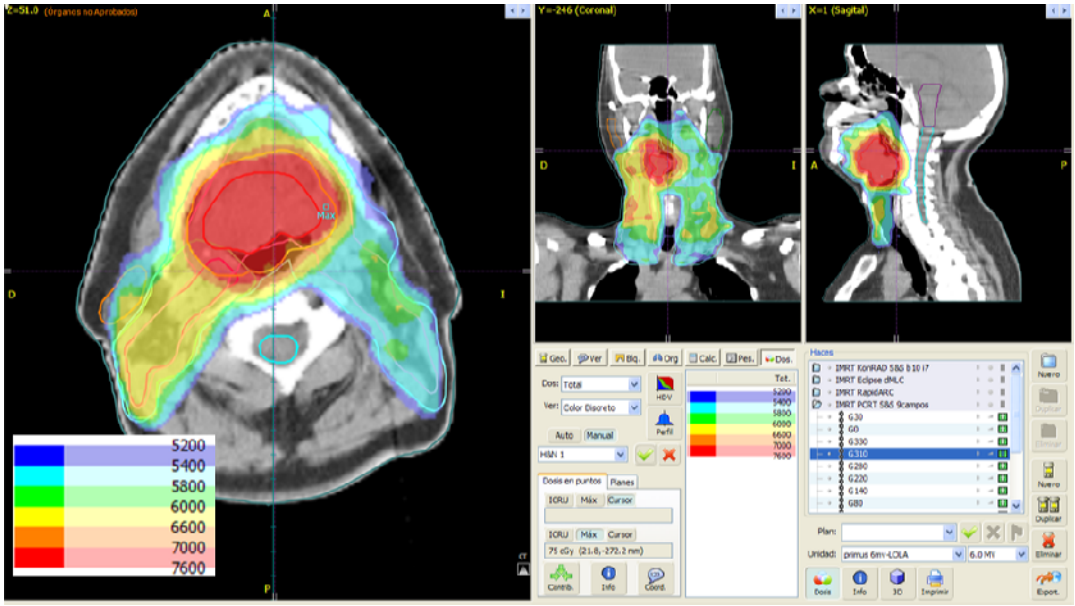


Figura 216. Distribución de dosis de plan de IMRT S&S con TPS PCRT3D

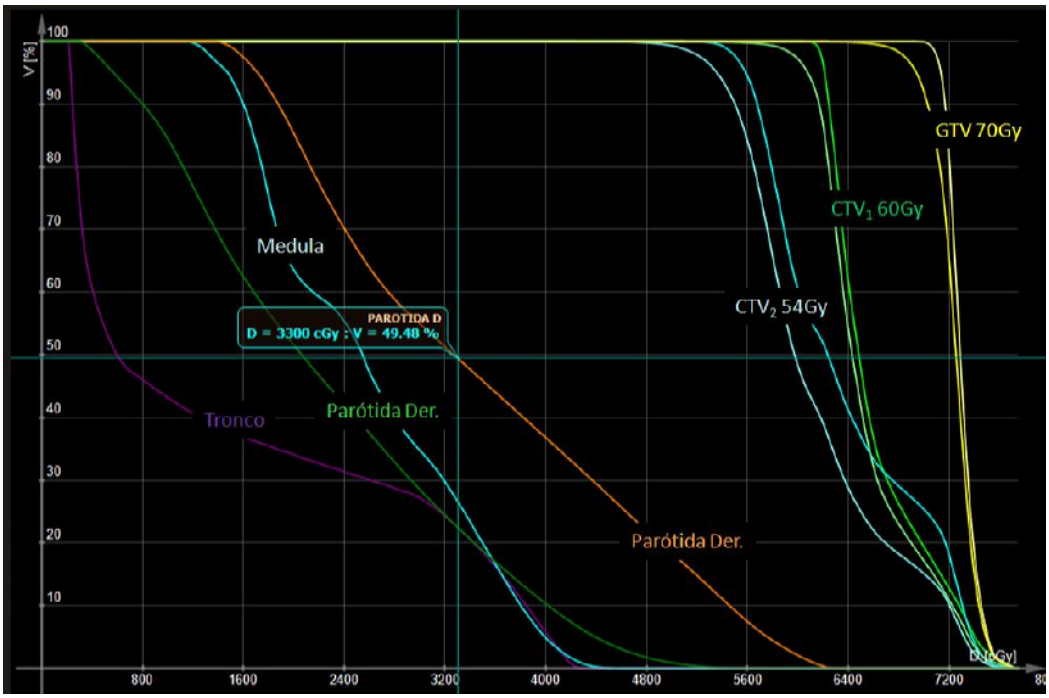


Figura 217. HDV de plan de IMRT S&S con TPS PCRT3D

7.2.2.6.3 IMRT rotacional con MLC RapidARC – TPS Eclipse [99]

Se utilizó un sistema de planificación Eclipse v8.6 para realizar una planificación con metodología RapidARC con un haz de 6MV en un acelerador lineal Cl23EX con MLC Millenium de 120 láminas y tasa de dosis de 600MU/min. Se utilizaron 3 arcos, dos de 360º en dirección contraria, con ángulos de colimador de 170º y 190º respectivamente y el tercero un semi arco de 280º con ángulo de colimador de 210º. Para la optimización se utilizo el algoritmo PRO. El tiempo de planificación fue 20 minutos para el ajuste de los parámetros de campo y 40 minutos de optimización inversa. Una vez finalizada la optimización se realizó un cálculo de dosis con corrección por heterogeneidad utilizando el algoritmo AAA con un tiempo de cálculo de 20 minutos (con 7 procesadores), ver Figura 218, 219 y 220. El cálculo de dosis arrojo un total de 587 UM. El tiempo de tratamiento fue de 4 minutos. Las restricciones dosis volumen fueron ingresadas al TPS con el objeto de obtener al menos lo requerido en el capitulo 7.2.2 o mejorar dicho resultado.

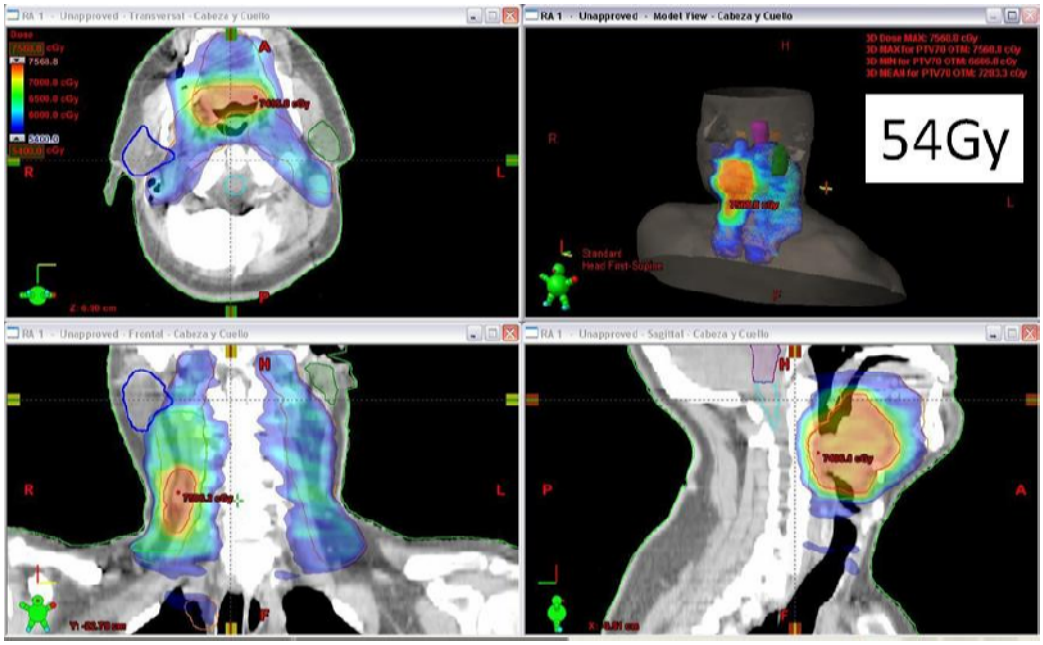


Figura 218. Distribución de dosis de planificación, curva de 54Gy, rotatoria IMRT RapidARC con TPS Eclipse

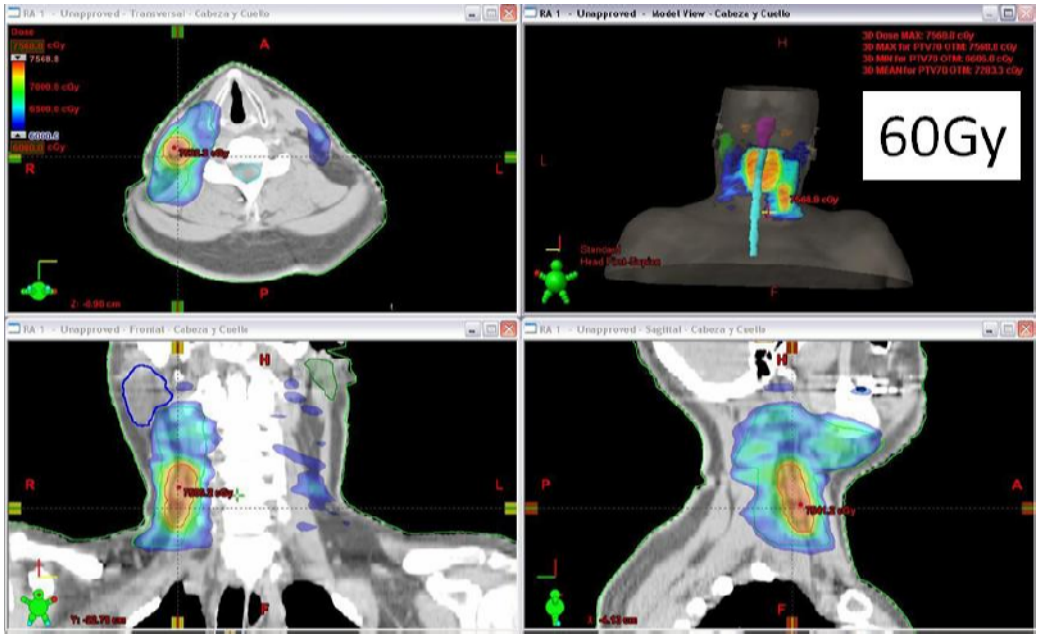


Figura 219. Distribución de dosis de planificación, curva de 60Gy, rotatoria IMRT RapidARC con TPS Eclipse

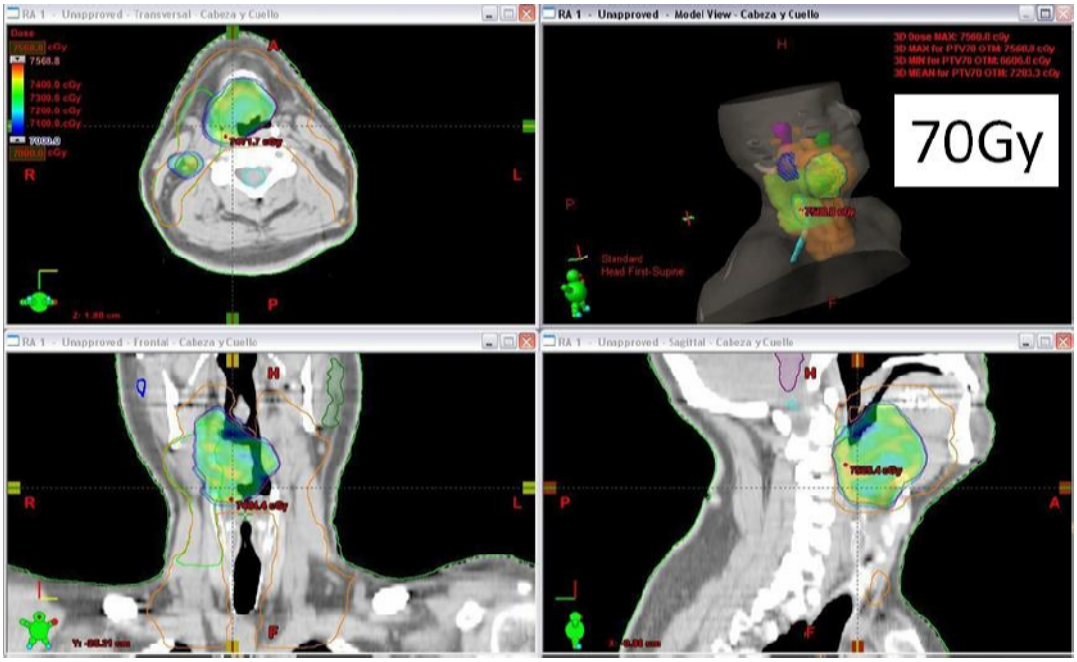


Figura 220. Distribución de dosis de planificación, curva de 70Gy, rotatoria IMRT RapidARC con TPS Eclipse

Los archivos DICOM correspondiente al plan y dosis son exportados a PCRT3D para comparación. La distribución de dosis y HDV de IMRT RapidARC en PCRT puede verse en la Figura 221 y 222.

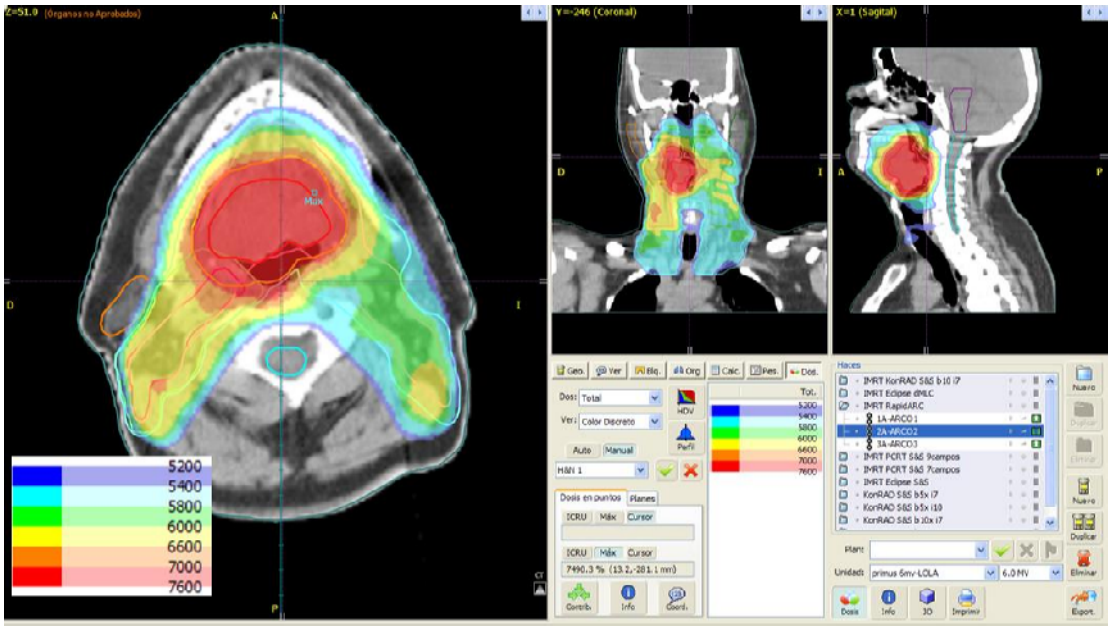


Figura 221. Distribución de dosis de plan de IMRT rotatoria con RapidARC con TPS Eclipse

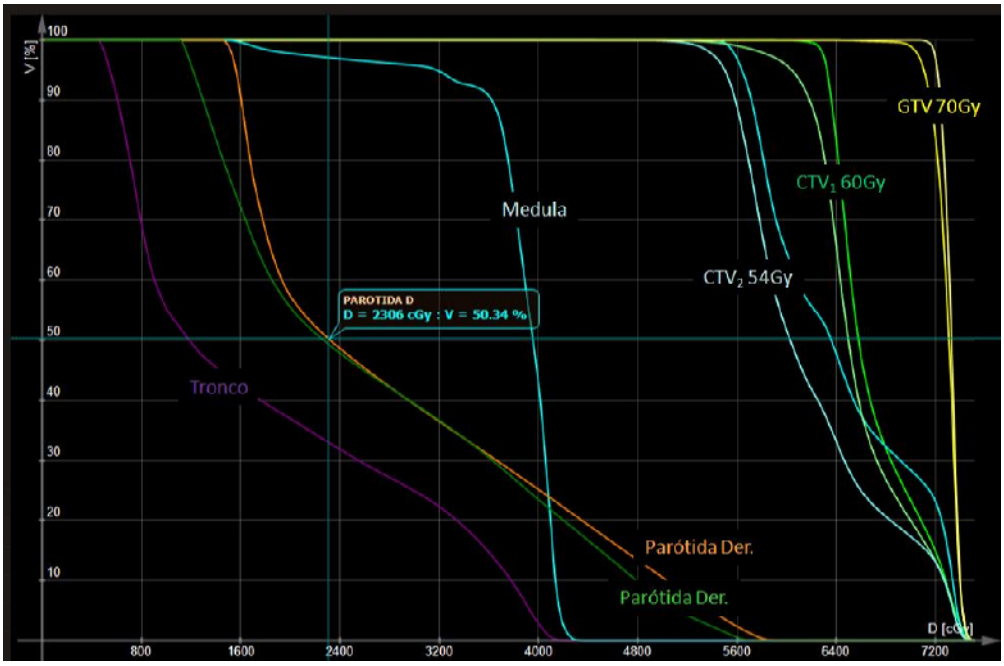


Figura 222. HDV de plan de IMRT RapidARC con MLC con TPS Eclipse

7.2.2.7 Comparación dosimétrica entre modalidades

Se realizó una comparación de todas las modalidades de tratamiento estudiadas. Para la misma asumimos que todos los planes tienen una dosis mínima al PTV de 70Gy. La Figura 223 muestra una comparación de las UM necesarias para entregar la dosis prescripta con cada una de las modalidades y la Figura 224 una superposición de curvas de isodosis.

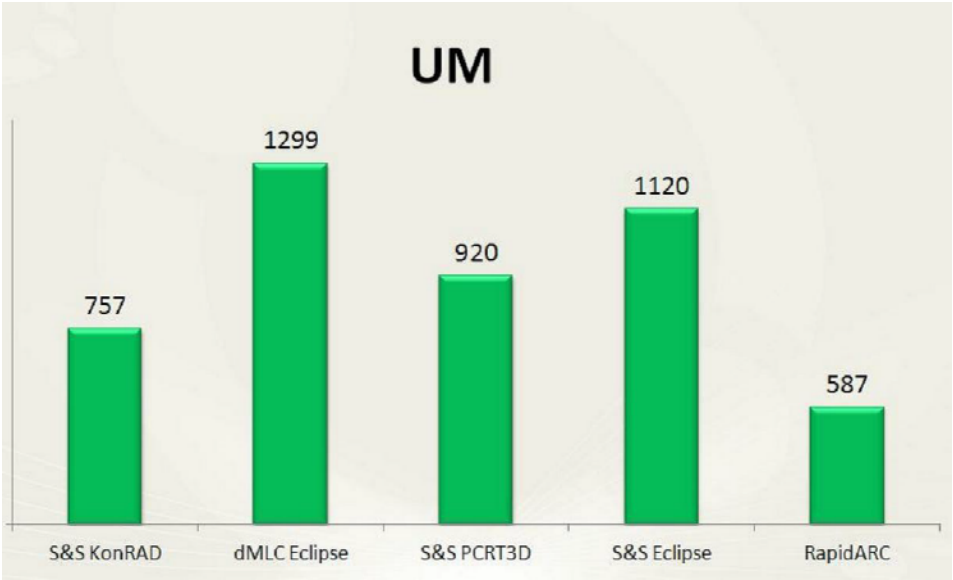


Figura 223. Cuadro comparativo de UM necesarias para entregar el plan de tratamiento de IMRT en cabeza y cuello

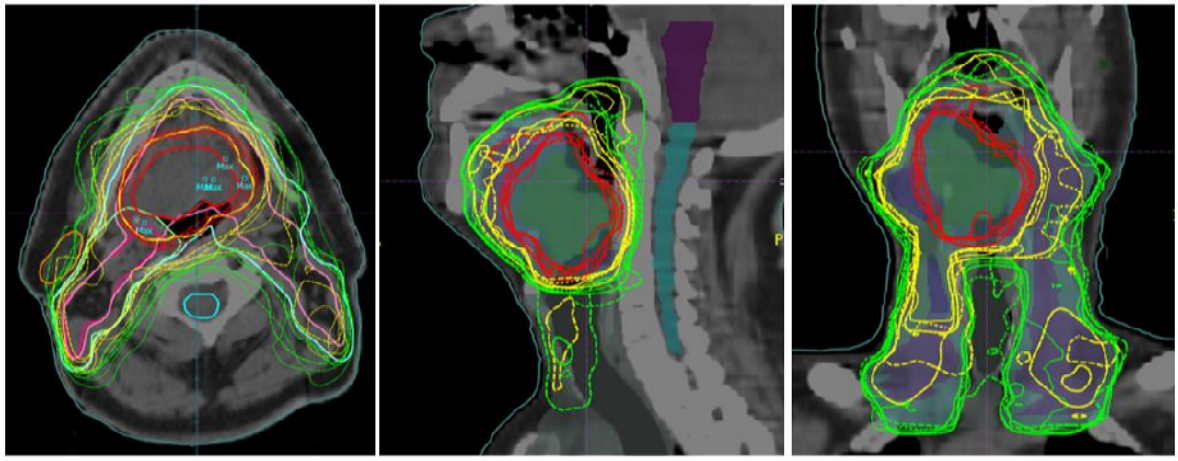


Figura 224. Superposición de curvas de isodosis en plano axial, sagital y coronal para el plan de tratamiento de IMRT en cabeza y cuello con las distintas modalidades

Luego realizamos una comparación de los OAR para parótidas derecha e izquierda, oído derecho e izquierdo, médula y tronco. Se mostrara el gráfico con los HDV superpuestos para cada modalidad en cada uno de los OAR así como también una tabla con los valores de porcentaje de volumen más relevantes. Para cada uno de los OAR se realizó un cálculo de EUD; se adjuntan los parámetros radiobiológicos utilizados en el cálculo.

7.2.2.7.1 PTV`s

A partir de los HDV podemos realizar una comparación dosimétrica de los volúmenes de tratamiento, Tabla 41. En la misma se incluyen valores de dosis mínima (D99%), dosis máxima (D1%) y volumen que recibe la dosis prescripta para V70Gy, V60Gy y V54Gy. Tal como puede verse los resultados obtenidos con todas las modalidades de tratamiento son muy similares con valores de dosis mínima (D99%) y dosis máxima (D1%) menores al 5%. Para el PTV70Gy el porcentaje de volumen con la dosis prescripta para modalidad de IMRT rotatoria RapidARC es mucho mayor a los demás.

	PTV 70Gy			PTV 60Gy		PTV 54Gy	
	D99%	V70Gy	D1%	D99%	V60Gy	D99%	V54Gy
IMRT S&S (TPS – KonRAD)	67.4	81.2	75.2	58.3	91.7	51.3	88.6
IMRT Dinámico (TPS - Eclipse)	68.5	88.9	75.2	55.5	91.6	52.1	95.4
Rapid ARC (TPS - Eclipse)	70.1	99	74.7	56.2	95.8	53	97.7
IMRT S&S (TPS - PCRT 3D)	67.4	92	76.3	58.7	97.2	50.7	93.8
IMRT S&S (TPS– Eclipse)	67.3	83.8	73.6	57.3	93.9	53	97.3

Tabla 41. Comparación de D99%, V70Gy, V60Gy, V54Gy y D1% entre IMRT con distintas modalidades para el tratamiento del cáncer de cabeza y cuello con IMRT

7.2.2.7.2 Parótida izquierda y derecha

Para la Parótida Izquierda realizamos una superposición de los HDV de cada modalidad, ver Figura 225. Para este OAR se priorizo la protección ante la parótida contralateral. Luego analizamos las diferencias entre los parámetros dosimétricos más relevantes del HDV como son la dosis media y D50%, Figura 226. El mismo tratamiento se realizó sobre la parótida derecha comparación que podemos ver en las Figuras 227 y 228.

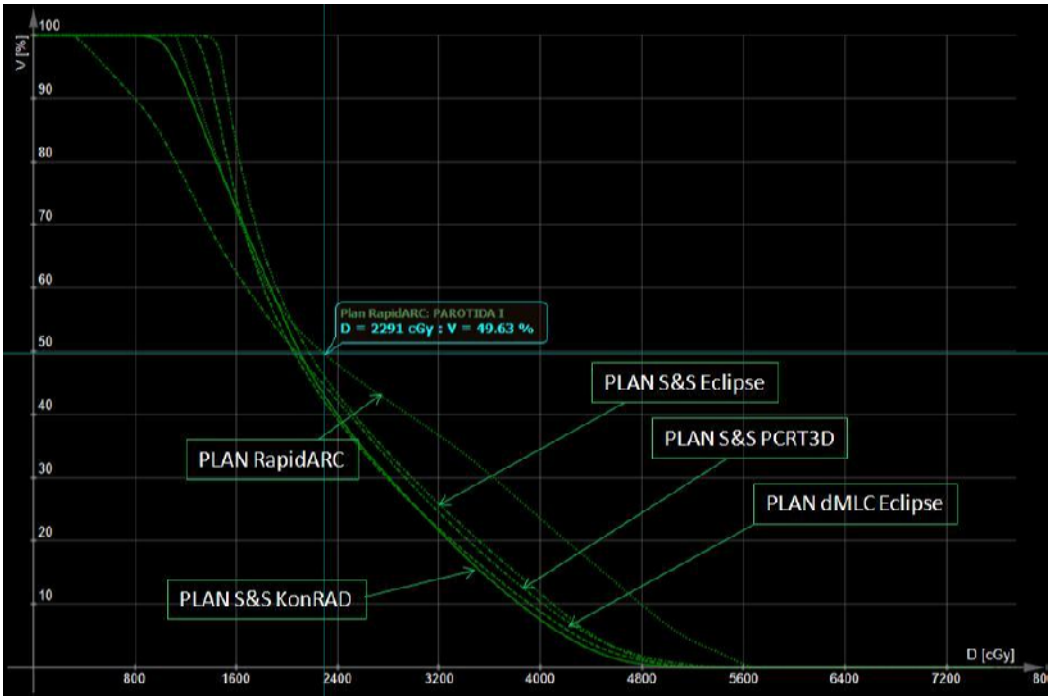


Figura 225. HDV comparativo para cada una de la modalidad de IMRT para la parótida izquierda

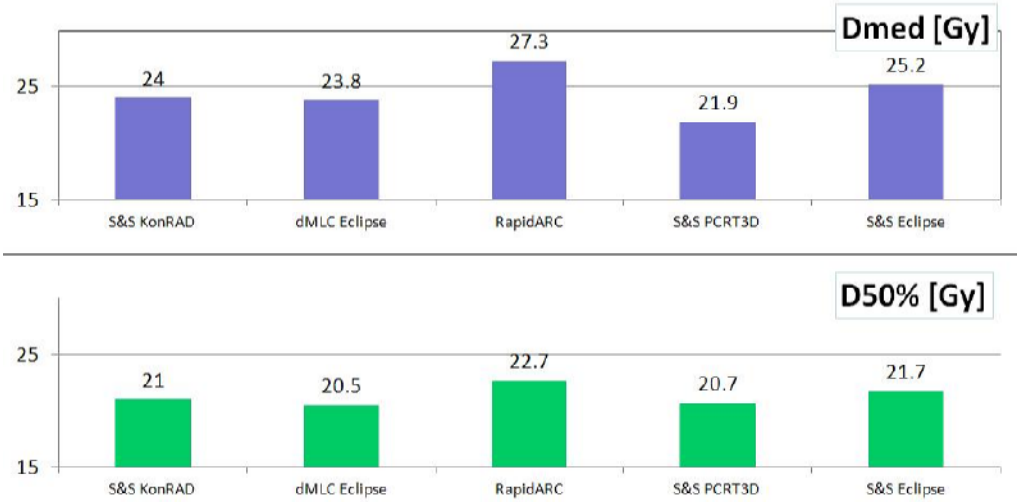


Figura 226. Cuadro comparativo de Dmed y D50% para las modalidades de IMRT para la parotida izquierda

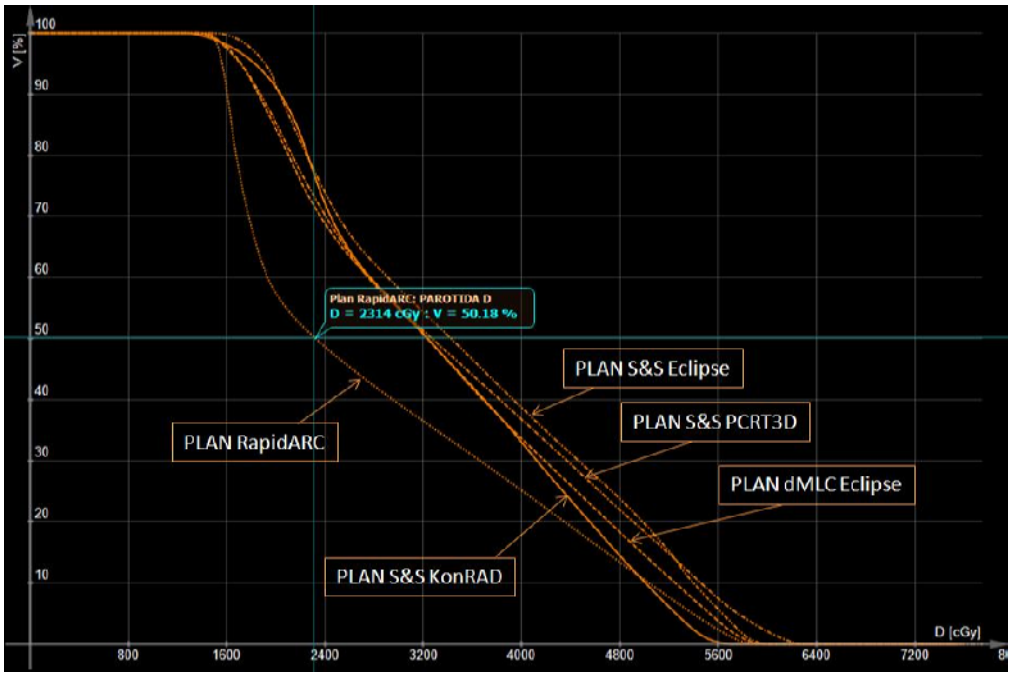


Figura 227. HDV comparativo para cada una de la modalidad de IMRT para la parótida derecha

En los tratamientos de IMRT con ángulo de gantry fijo se priorizo la protección de la parótida izquierda sobre la derecha debido a la imposibilidad de lograr una adecuada protección de ambos OAR. En el caso del tratamiento con RapidARC fue posible proteger ambas parótidas aumentando la dosis media en la parótida izquierda hasta los 27Gy.

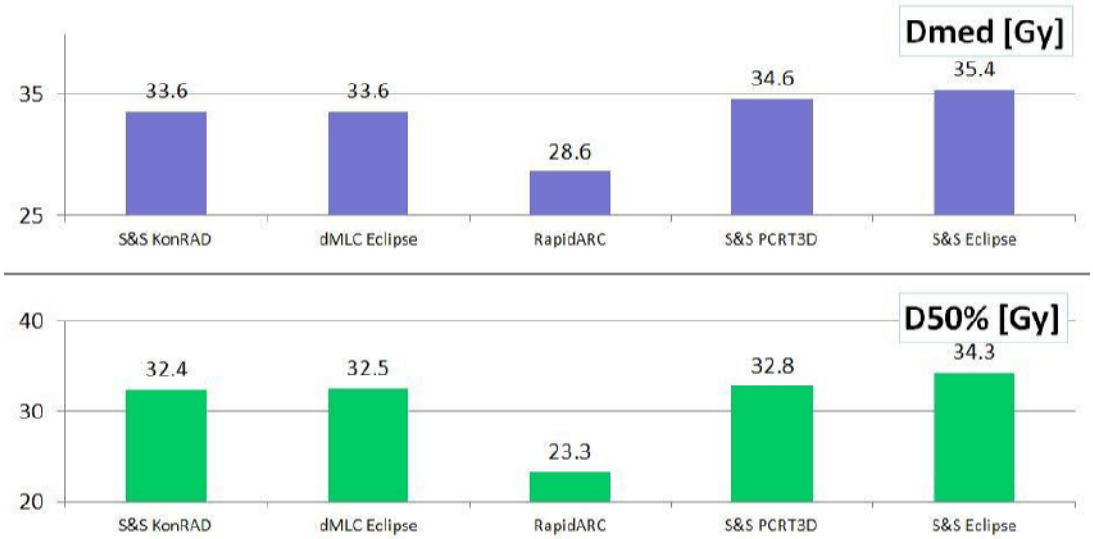


Figura 228. Cuadro comparativo de Dmed y D50% para las modalidades de IMRT para la parotida derecha

Utilizando los parámetros radiobiológicos de parótida correspondientes a ocurrencia de parotiditis, Figura 229, podemos calcular los EUD y hacer una comparación de los mismos, Figura 230.

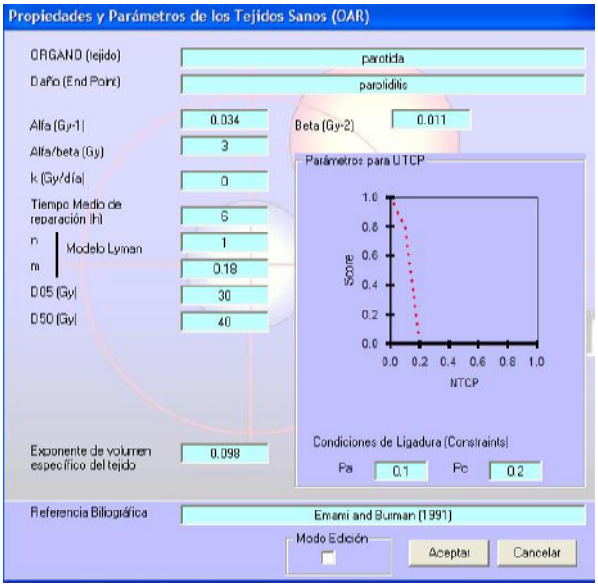


Figura 229. Parámetros radiobiológicos utilizados para el cálculo de EUD en Parótida

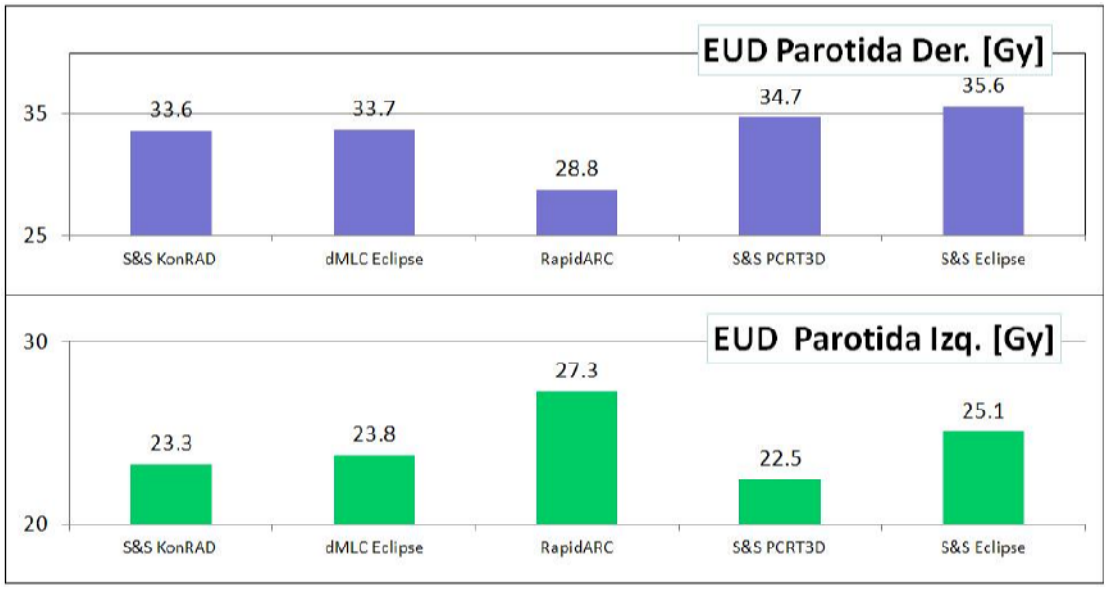


Figura 230. EUD para Parámetros radiobiológicos utilizados para el cálculo de EUD en Parótida

7.2.2.7.3 Oídos Izquierdo y Derecho

Para los volúmenes correspondientes al Oído Derecho e Izquierdo se realizó una superposición de los HDV de cada modalidad, ver Figura 231 y 232. Luego analizamos las diferencias entre las dosis media correspondientes a cada modalidad, Figura 233. La dosis en ambos oídos está muy por debajo de la tolerancia de los mismos.

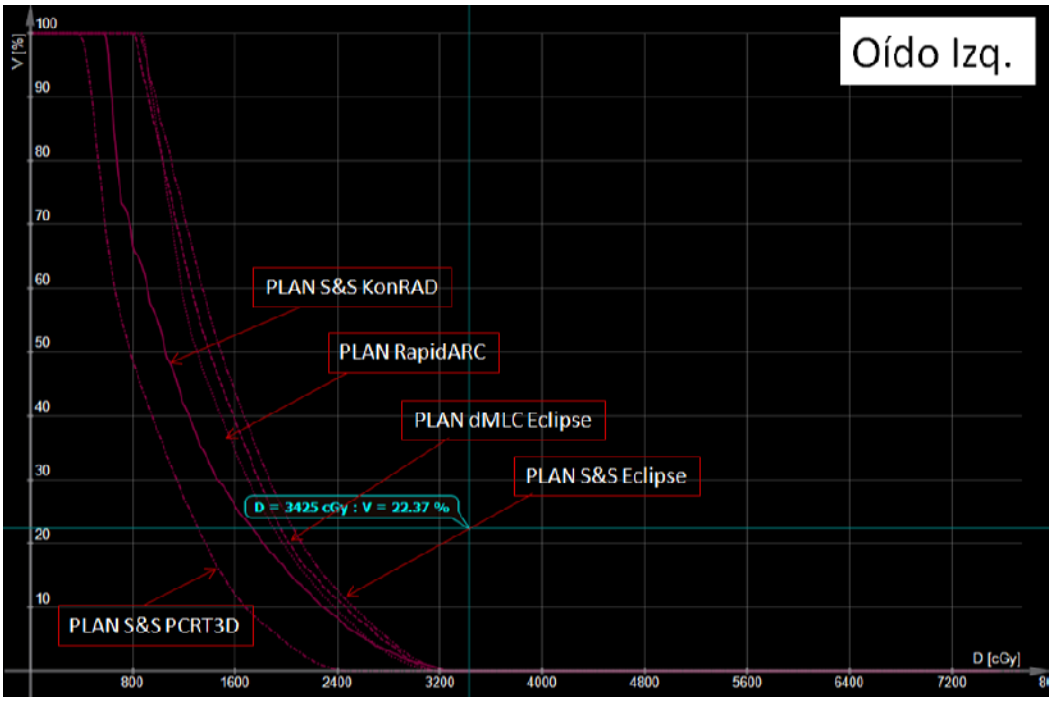


Figura 231. HDV comparativo para cada una de la modalidad de IMRT para el Oído Izquierdo

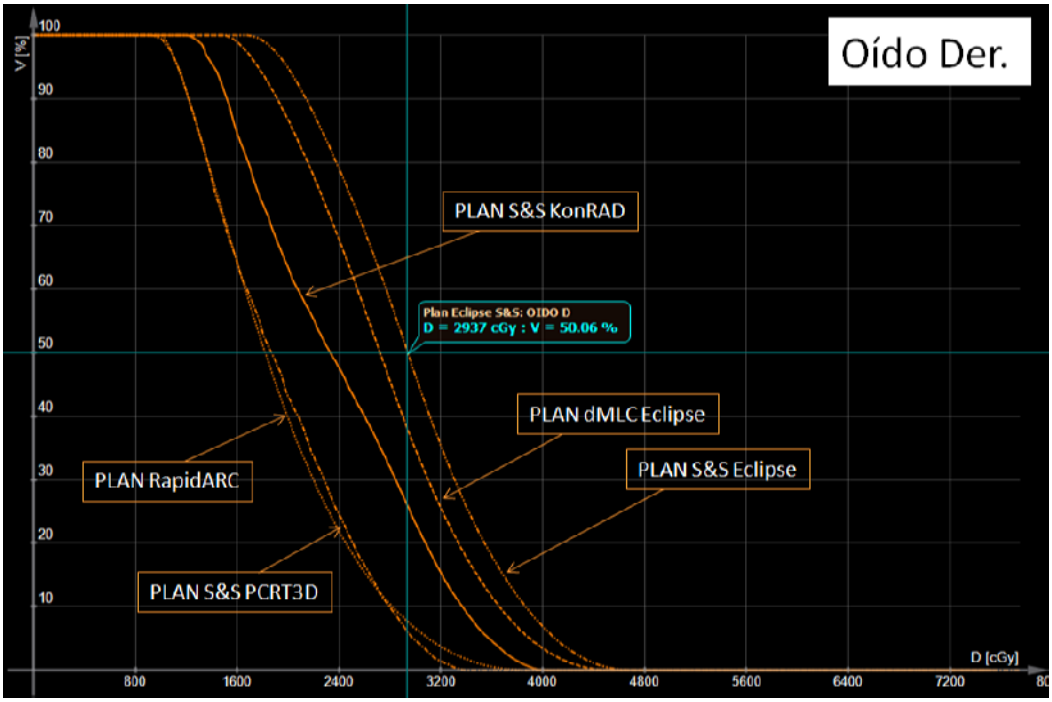


Figura 232. HDV comparativo para cada una de la modalidad de IMRT para el Oído Derecho

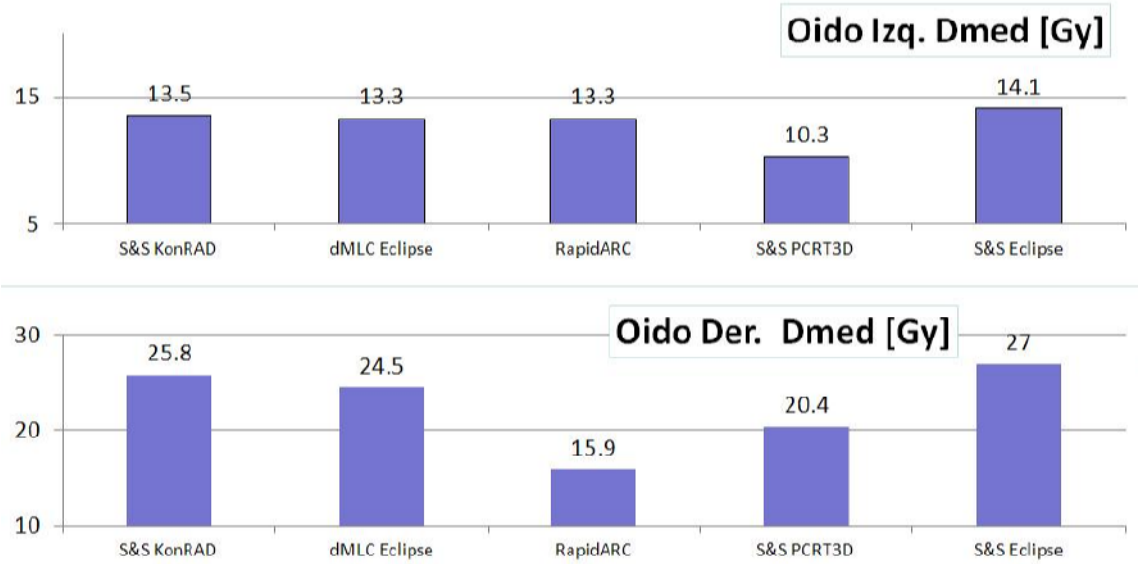


Figura 233. Cuadro comparativo de Dosis media para Oído Izquierdo y Derecho.

7.2.2.7.4 Medula y tronco

Para los volúmenes correspondientes a la Medula y Tronco realizamos una comparación de dosis máximas, ver Figura 234. La dosis en medula y tronco obtenida está por debajo de la dosis de tolerancia de estos OAR.

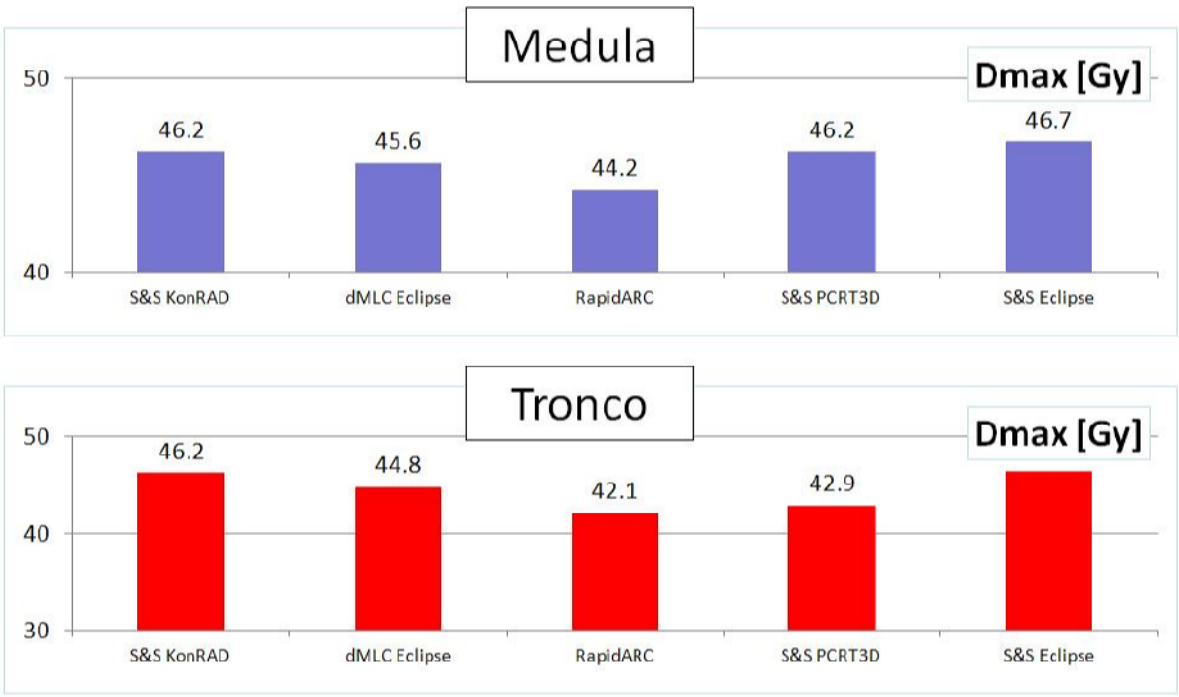


Figura 234. Cuadro comparativo de Dosis máxima para Medula y Tronco

7.2.2.8 Conclusiones parciales

Todas las modalidades de IMRT estudiadas pueden ser utilizadas en el tratamiento del cáncer de cabeza y cuello ya que todas cumplen con el objetivo de cobertura de los diferentes volúmenes de tratamiento manteniendo la dosis en los OAR por debajo de sus tolerancias. Con IMRT rotatoria sería posible una protección de ambas parótidas manteniendo una adecuada cobertura de dosis de todos los volúmenes blanco.

Las restricciones dosis volumen y los parámetros de optimización son dependientes de cada TPS. Los tratamientos con modalidad IMRT RapidARC utilizan la menor cantidad de UM seguidos de los IMRT S&S. El tiempo con IMRT dMLC es levemente mayor a de IMRT S&S debido al ancho de campo lo cual genera la necesidad de dos posiciones de carros de láminas. Las distribuciones de dosis finales son comprables.

8. Control de calidad paciente especifico en tratamientos de IMRT

El control de calidad de planificaciones 3DCRT se basa típicamente en la evaluación de la performance de parámetros individuales de sistema. Salvo situaciones especiales, no es necesario realizar controles específicos para cada paciente, esto quiere decir que una vez que el sistema es comisionado, los chequeos periódicos del sistema van a garantizar que todos los pacientes sean tratados correctamente dentro de los límites de tolerancia establecidos [(103)].

La utilización de IMRT en la práctica clínica ha incrementado debido a la posibilidad de aumentar la dosis en el tumor manteniendo la dosis en los tejidos sanos vecinos dentro de los límites de dosis de tolerancias. El resultado de cada planificación inversa produce como resultado un conjunto de complejos haces de intensidad modulada, que incluyen pequeños haces, irregulares y fuera de eje, donde es dificultoso anticipar todos los posibles problemas del tratamiento. Estas características especiales de los haces obliga a que la fluencia de los mismos deban ser verificadas para garantizar que la dosis planificada a un paciente sea la que se deba entregar. Estos test de garantía de calidad juegan un rol crítico en la planificación y entrega de un tratamiento de IMRT. Sin embargo no existe aún un consenso general sobre que debe ser controlado en un tratamiento de IMRT [(104)] de allí que cada Institución adopta Protocolos acorde a su equipamiento, posibilidades y conocimiento del tema. IMRT requiere la verificación combinada de parámetros relacionados con la fase de planificación y entrega del tratamiento. El proceso de tratamiento de IMRT fue descripto en los primeros capítulos. Ahora nos concentraremos en la verificación dosimétrica específica de cada planificación del paciente.

La verificación de cálculos de dosis realizados por los sistemas de planificación de tratamientos ha sido tradicionalmente realizada por cálculos manuales y/o mediciones de dosis en uno o varios puntos, 1D. Los procedimientos y exactitud esperada por los TPS ha sido ampliamente estudiados y desarrollados en numerosas publicaciones [(105), (106), (107), (108)]. Con la introducción de IMRT la comunidad de físicos del mundo comenzó a realizar verificaciones más exhaustivas en 2D y 3D, sin embargo el concepto de verificación para IMRT fue introducido por BURMAN et.al. [(109)] la cual incluía una verificación de cálculo independiente, verificación de secuencia de láminas, verificación de posición inicial y final de láminas, comparación de distribución de dosis en fantoma plano y dosimetría in vivo. Este concepto implicó que una verificación paciente especifico es requerida para IMRT y que cada plan debería ser chequeado antes de ser entregado al paciente. Independientemente de la estrategia utilizada en el control paciente específico de un plan de IMRT está claro que de acuerdo a la práctica clínica el control debe ser exacto y reproducible en una manera rápida y fácil de realizar.

El control de calidad paciente especifico de un tratamiento de IMRT es un control indirecto del plan aplicado sobre el paciente. Una vez finalizada una planificación del tratamiento de IMRT, todos los datos del plan (geometrías, fluencias, UM, etc.) deben ser exportados sobre un fantoma, donde se recalculara la distribución de la dosis, generando un plan hibrido, el cual será comparado con una medición experimental. El control será entonces una comparación entre la dosis medida y la predicha sobre el fantoma.

De allí entonces el control de calidad paciente específico de un plan de IMRT es solamente un chequeo del cálculo de dosis y del sistema de entrega del plan. Esto no nos garantiza totalmente la entrega de la dosis correcta al paciente ya que es fuertemente

dependiente de la exactitud del posicionamiento, movimiento interno de órganos y de la presencia de heterogeneidades.

Existen diversos fantomas dependiendo la finalidad de la medición los cuales están construidos por lo general de un material homogéneo equivalente a agua. También existe una amplia variedad de sistemas de medición para haces de tratamiento de IMRT, los podemos clasificar en dos grandes grupos: sistemas para medidas puntuales y sistemas para medidas de distribuciones de dosis.

En este trabajo las medidas puntuales fueron realizadas con cámara de ionización y las medidas de distribuciones de dosis con filmes radiográficos y arreglo 2D de cámara de ionización.

En este trabajo se propone un Protocolo de control de calidad paciente especifico publicado que incluye [50]

1. **Verificación de la dosis del plan total con cámara de ionización** [44]
2. **Comparación entre de distribución de dosis de campos individuales**
3. **Comparación entre distribución de dosis del plan total en plano axial**
4. **Otros controles**
    - Calculo independiente de dosis
    - Análisis de los dynalog files por campo

Dicho Protocolo, con variaciones menores, fue implementado y utilizado para IMRT S&S en el Instituto de Radioterapia Oncológica, Córdoba, Argentina por más de 4 años y para IMRT dMLC en el Centro del Cáncer PUC, Santiago, Chile por más de 10 años. El seguimiento de este Protocolo requirió el diseño de plantillas guía para la realización de los controles, ver Figura 235 y 236.

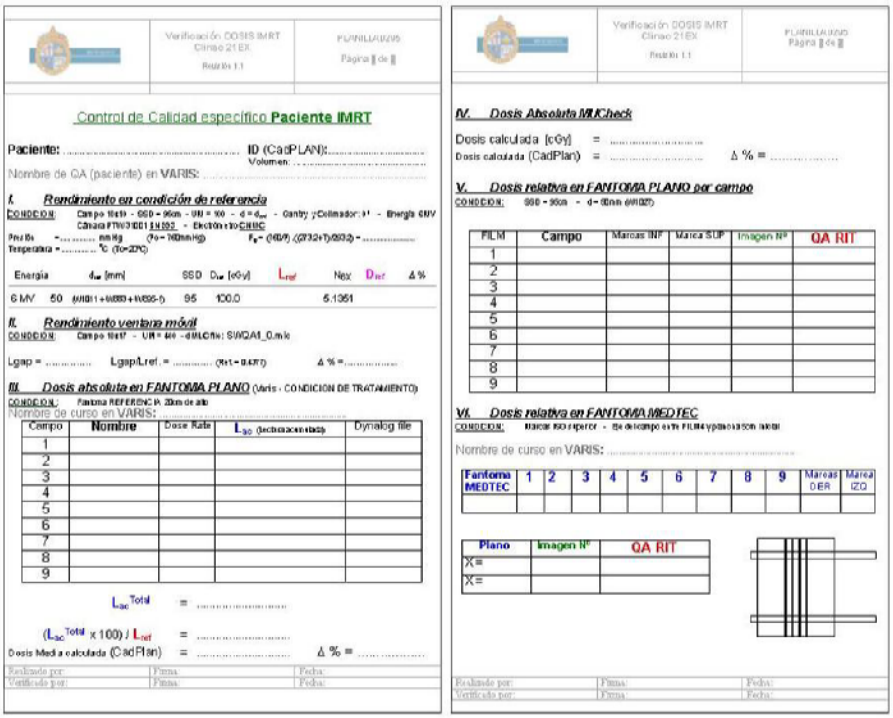


Figura 235. Planilla de control de calidad de tratamientos paciente especifico en IMRT dMLC en PUC



Figura 236. Planilla de control de calidad de tratamientos paciente especifico en IMRT S&S en IPRO

8.1 Verificación de la dosis del plan integral

La utilización de una cámara de ionización calibrada es considerada una referencia en la dosimetría de radiaciones. Las cámaras de ionización típicamente recomendadas [104] para la verificación del plan total en IMRT son cámaras de pequeño volumen. Sin embargo mientras más pequeña es la cámara de ionización, menor es la señal, mayor es la contribución relativa del fondo y requieren de un mayor tiempo de estabilización [110]. Las cámaras de ionización tipo Farmer poseen una alta señal, mejor relación señal-ruido, pero su gran tamaño podría conducir a problemas relacionados con la pérdida de equilibrio electrónico y resolución espacial. El problema del tamaño de la cámara está íntimamente relacionado a la posibilidad de ubicar la cámara de ionización en una región donde la variación de la dosis sea suficientemente baja.

Tal como mencionamos anteriormente una vez que un plan de IMRT es finalizado todos los parámetros de tratamiento son exportados sobre las imágenes de TAC del fantoma donde se realizará la medida de dosis creando un plan híbrido. Sobre estas imágenes se delimita un volumen correspondiente al volumen de medición de la cámara de ionización y mediante el HDV del mismo obtendremos la dosis media la cual deberá ser comparada con la dosis medida, ver Figura 237.

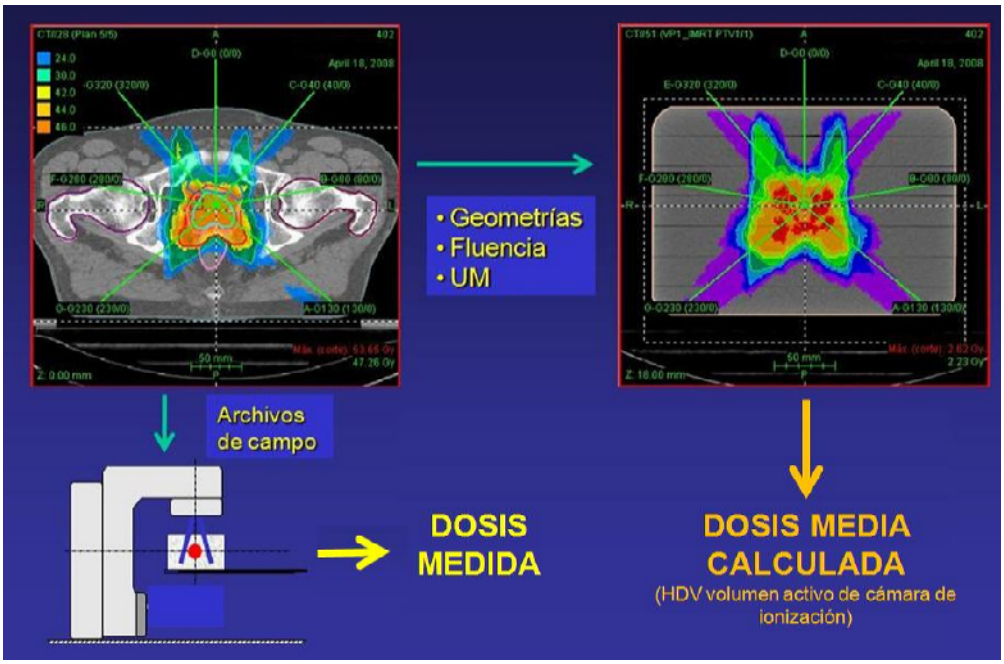


Figura 237. Creación de plan hibrido para verificación de la dosis del plan total con cámara de ionización

8.1.1 Verificación de dosis integral IMRT S&S e IMRT dMLC

Los fantomas (maniquíes) utilizados para medición de dosis total fueron de placas paralelas de material agua solida para IMRT dMLC y de polystyrene para IMRT S&S, ver Figura 238. En este ultimo las planchas superior e inferior fueron redondeadas para evitar ángulos rectos en las incidencias de los haces oblicuos. Ambos fantoma poseen una plancha central con un orificio central para la ubicar una cámara tipo Farmer de 0.6cc, del tipo PTW 30001 para IMRT dMLC y NE2571 para IMRT S&S.

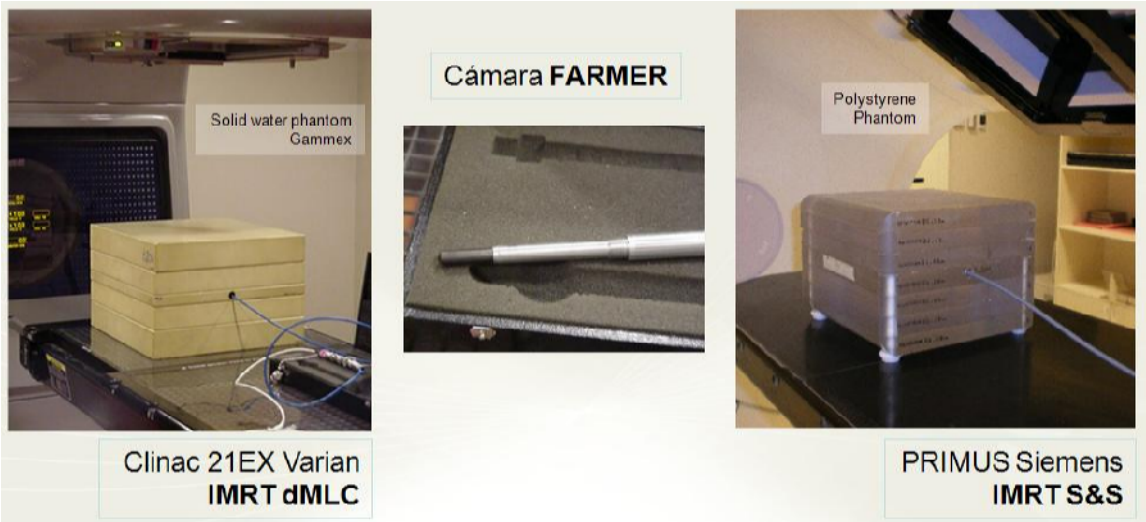


Figura 238. Fantomas y cámara de ionización utilizados para la verificación de la dosis del plan total. Izquierda para IMRT dMLC y derecha para IMRT S&S.

Una vez exportado al plan de tratamiento al fantoma la ubicación del isocentro se elige de forma tal que dentro del volumen correspondiente a la cámara de ionización la dosis quede en

una región de alta dosis y bajo gradiente. El procedimiento de creación de este plan es ejemplificado en la Figura 239. Una incorrecta elección del isocentro del plan de verificación lleva a una inhomogeneidad sobre el volumen correspondiente a la cámara de ionización dejando de ser la dosis media representativa de la dosis medida, ver Figura 240.

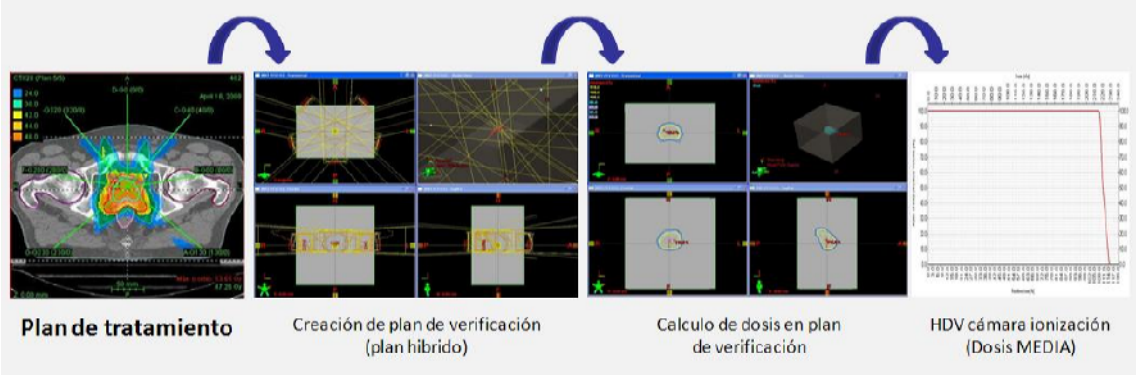


Figura 239. Procedimiento de creación de plan de IMRT de verificación (plan hibrido) de dosis total

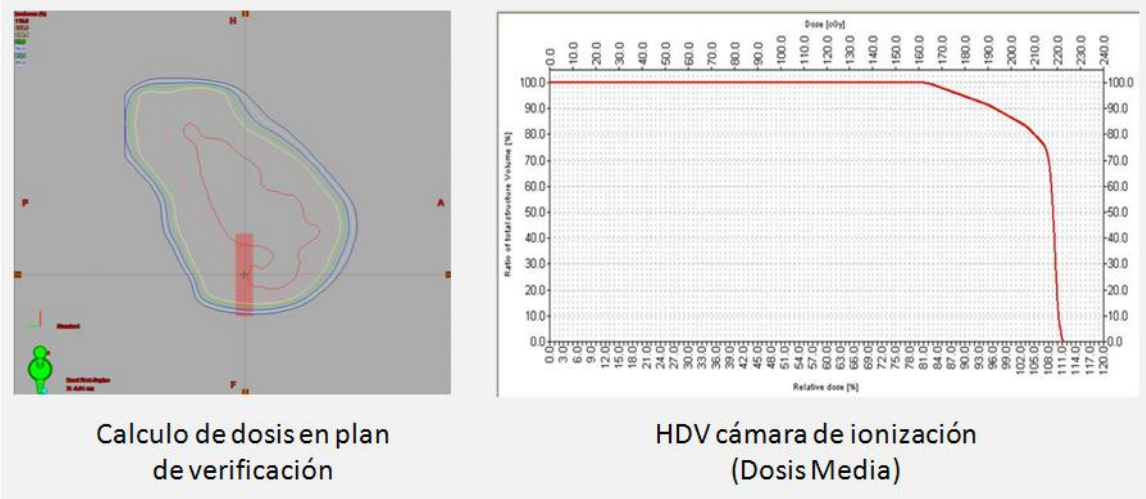


Figura 240. Plan de IMRT de verificación (plan híbrido) de dosis total con incorrecta selección de posición de isocentro

Las tolerancias propuestas en este trabajo para verificación de dosis del plan integral establecen que:

- **Variación de dosis media calculada y dosis medida < 3% => PLAN OK!**
- **Variación de dosis media calculada y dosis medida entre 3% y 5% PLAN debe ser investigado**
- **Variación de dosis media calculada y dosis medida mayor al 5% el PLAN es rechazado**

La verificación de dosis del plan total para IMRT dMLC se iniciaron en el año 2002, ver Figura 241 y los resultados de 1400 medidas muestran que el valor medio de la variación entre la dosis media calculada y dosis medida fue de -0.5 ± 1.4% con un rango de [-4.5%, 4.9%]. El 96% de las variaciones fueron menores al 3% y el 99% de las mismas menores al 4%

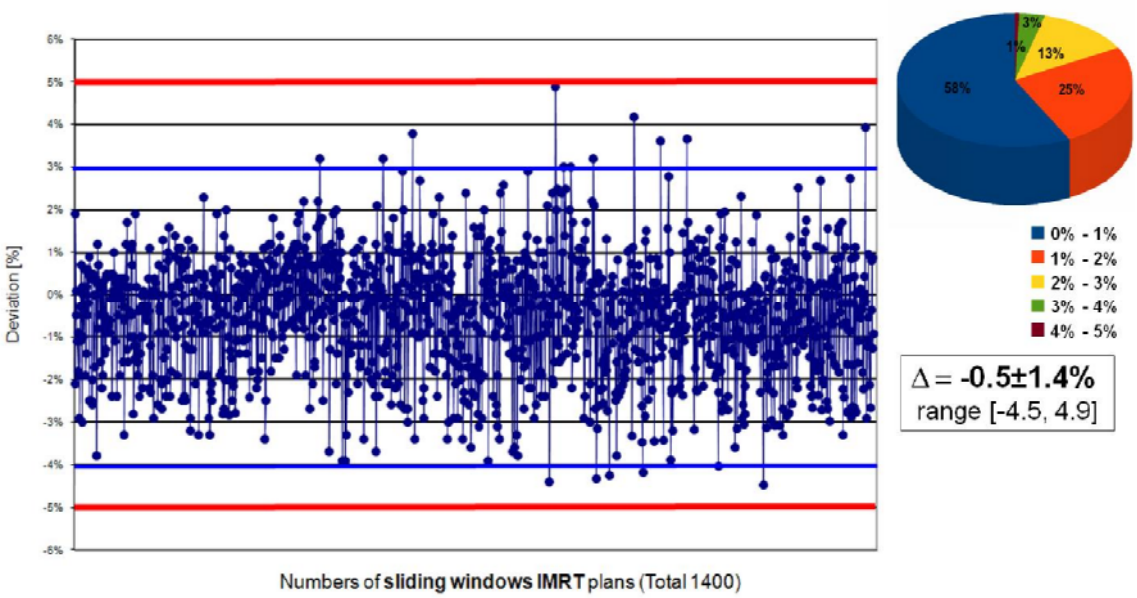


Figura 241. Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT dMLC con cámara de ionización

La verificación de dosis del plan total para IMRT S&S se iniciaron en el año 2008, ver Figura 242, y los resultados de 1440 medidas muestran que el valor medio de la variación entre la dosis media calculada y dosis medida fue de -0.4 ± 1.2% con un rango de [-4.9%, 4.0%]. El 96% de las variaciones fueron menores al 3% y el 99.7% de las mismas menores al 4%.

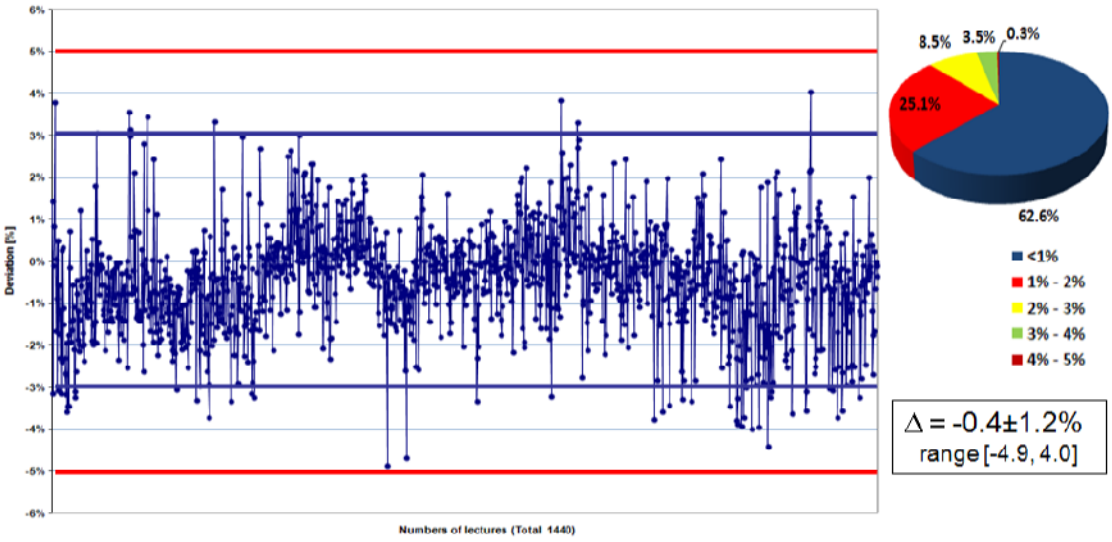


Figura 242. Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S con cámara de ionización

Para estudiar el efecto del tamaño de la cámara de ionización sobre la verificación de la dosis total del plan de IMRT S&S se seleccionaron un grupo de 45 planes de IMRT S&S sobre los cuales se realizó el cálculo y medida de dosis con la cámara tipo Farmer y una micro cámara de ionización PTW TN31013 PinPoint de 0.015cc, ver Figura 243.

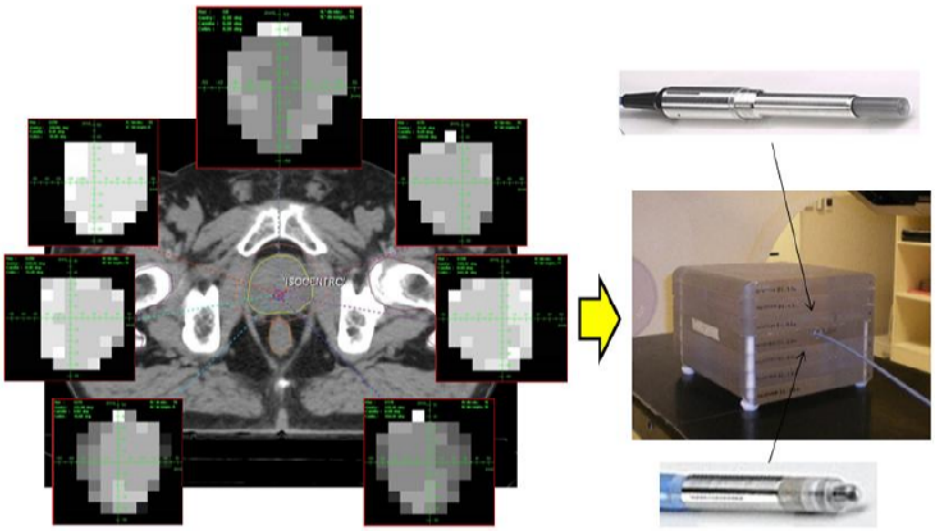


Figura 243. Plan de IMRT S&S verificado con plan hibrido en fantoma de placas paralelas con cámara de ionización tipo Farmer (0.6cc) y PinPoint (0.015cc)

Para la microcámara se construyó una plancha central del fantoma de placas paralelas con un orificio adecuado para dicho detector. La variación media entre dosis media calculada y dosis medida fue de -0.51±0.61% [-1.54, 0.88] para la cámara tipo Farmer y de 0.02±0.93% [-1.25, 2.47] para la cámara PinPoint, ver Figura 244. Estos resultados muestran que cualquiera de las cámaras puede ser utilizada sin afectar la aceptabilidad de los casos clínicos, o sea que el tamaño de la cámara no afecta el cálculo de la variación de la dosis. Debido a la baja señal de la microcámara y su largo periodo de estabilización para planes de IMRT con regiones grandes de dosis uniforme (comparables al tamaño de la cámara de ionización) sería más apropiada la utilización de cámaras tipo Farmer aún cuando su volumen activo sea similar al tamaño de los beamlet del campo de IMRT.

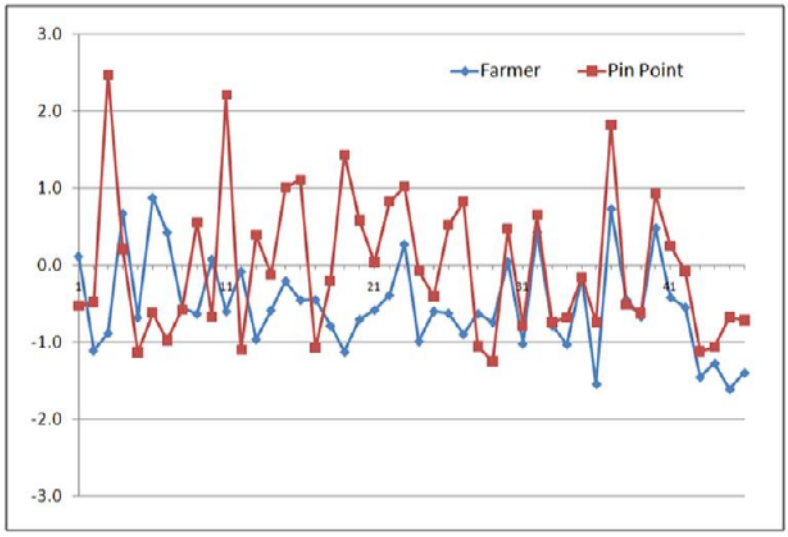


Figura 244. Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S con cámara de ionización tipo Farmer (azul) y microcámara PinPoint (rojo).

En el caso en que la distribución de dosis total del plan de tratamiento de IMRT sea pequeña, en especial para tratamientos de radiocirugía con MLC o micro MLC, se diseñaron y

construyeron fantomas para verificación, los cuales simulan una cabeza, con un inserto central para localizar una micro cámara PinPoint y deben ser ubicados con precisión estereotáxica con marco fijo o mascara relocalizable, ver Figura 245.

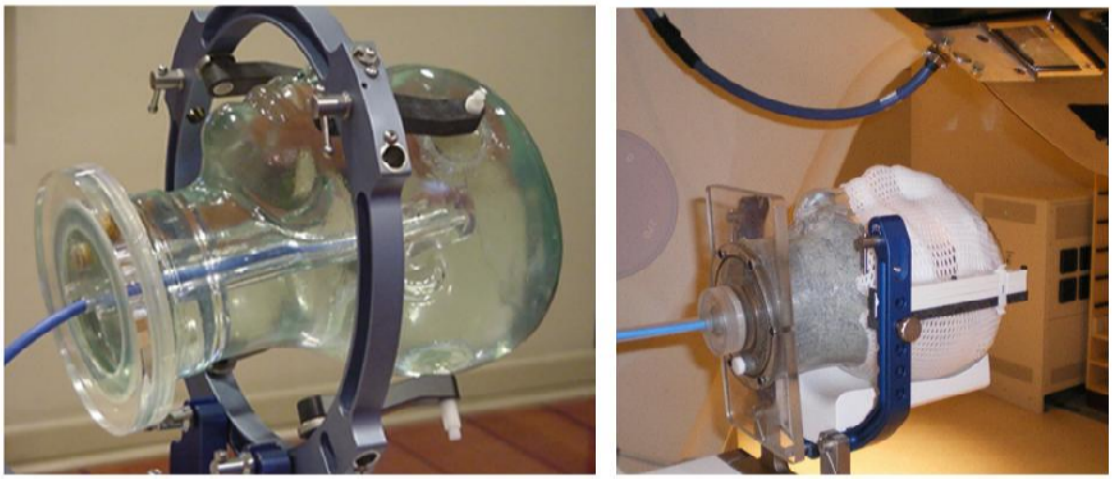


Figura 245. Fantomas con micro cámara de ionización para la verificación de la dosis del plan de IMRT de radiocirugía total. Izquierda: localización estereotáxica con marco. Derecha: localización con máscara relocalizable.

El procedimiento de creación de plan híbrido y cálculo de dosis media en volumen de cámara de ionización es idéntico al realizado el fantoma de placas paralelas, ver Figura 246.

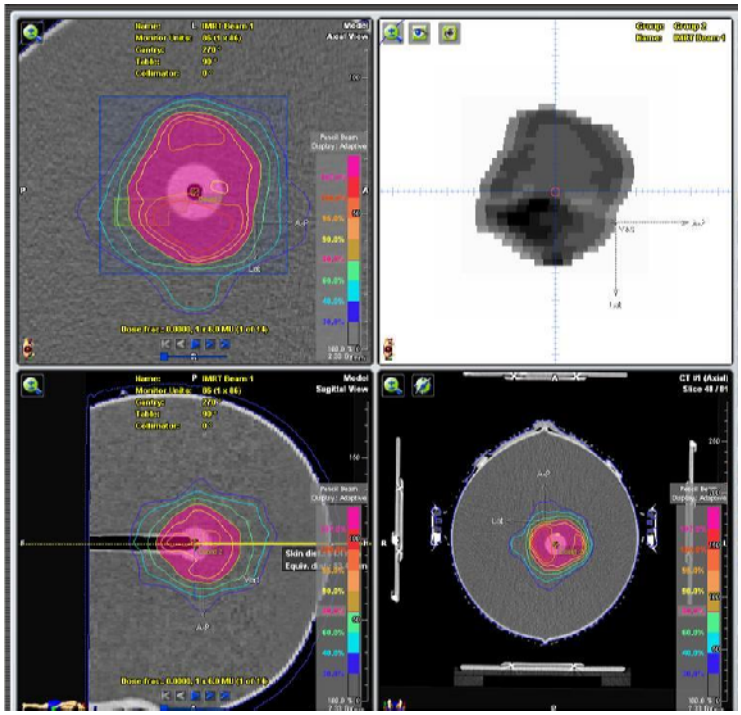


Figura 246. Calculo de dosis de plan hibrido para verificación de plan de IMRT con micro MLC

La verificación de dosis del plan total para radiocirugía con IMRT S&S se iniciaron en el año 2010, ver Figura 247. Los resultados de 120 medidas muestran que el valor medio de variación entre la dosis media calculada y dosis medida fue de -0.6 ± 1.7% con un rango de [-5.1%, 5.2%]. El 90% de las variaciones fueron menores al 3% y el 97.5% de las mismas menores al 4%.

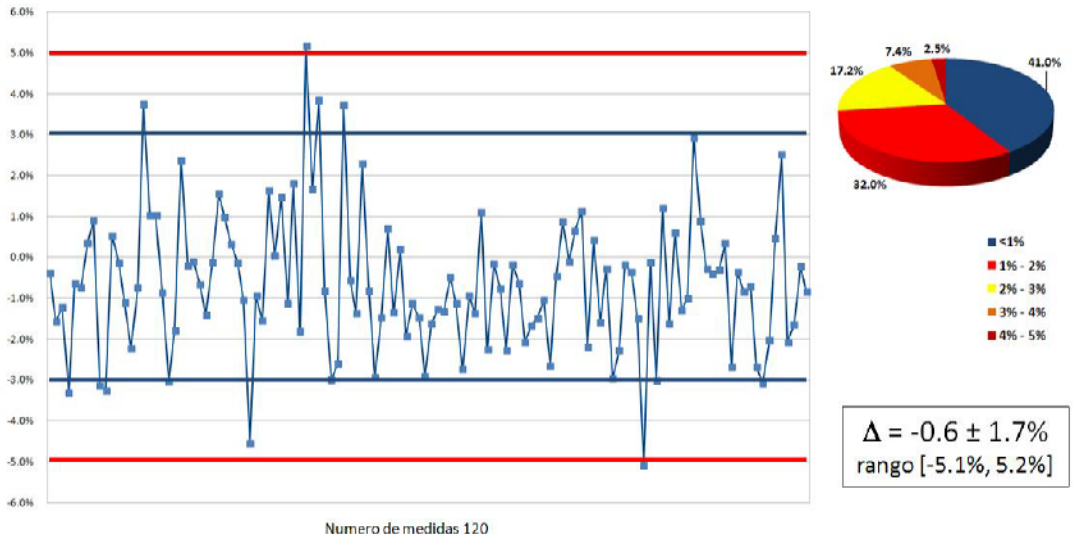
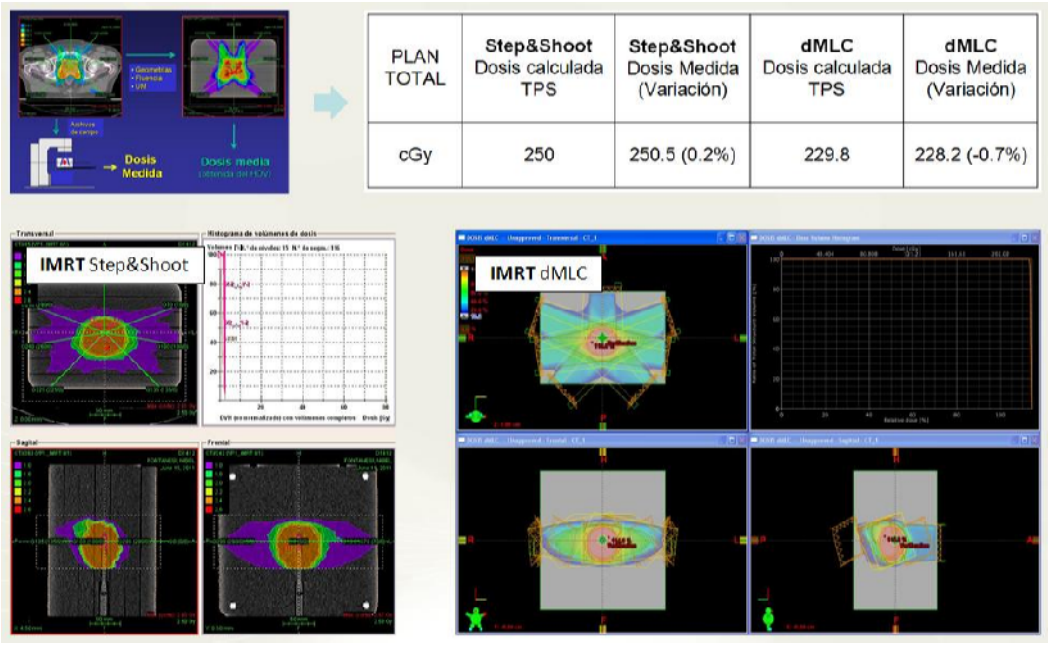


Figura 247. Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de radiocirugía IMRT S&S con micro MLC con micro cámara de ionización

8.1.2 Resultados en casos clínicos

Para los casos clínicos referencia de cáncer de próstata y cáncer de cabeza y cuello estudiados en el capítulo 7.2 se realizó una verificación de dosis total para IMRT S&S e IMRT dMLC. Para los tratamientos de IMRT en próstata se obtuvieron los resultados que se muestran en la Figura 248 y para el tratamiento de IMRT en cabeza y cuello los que se muestran en la Figura 249. Los valores de dosis en ambos controles no son iguales debido a que los fantomas utilizados y el punto donde fue localizada la cámara de ionización es diferente.



PLAN TOTAL	Step&Shoot Dosis calculada TPS	Step&Shoot Dosis Medida (Variación)	dMLC Dosis calculada TPS	dMLC Dosis Medida (Variación)
cGy	250	250.5 (0.2%)	229.8	228.2 (-0.7%)

Figura 248. Ejemplo de variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S e IMRT dMLC para tratamiento de cáncer de próstata.



Figura 249. Ejemplo de variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S e IMRT dMLC para tratamiento de cáncer de cabeza y cuello

8.2 Verificación de la distribución de dosis de campos individuales

La realización de una medición de distribuciones de dosis 2D de campos individuales es necesaria para verificar la fluencia completa de los campos de tratamiento. Diversos problemas del sistema de colimación tales como efecto *"tongue and groove",* errores de posicionamiento de láminas, problemas en la combinación de campos con posiciones múltiples de carros, transmisión, etc.; también del sistema de cálculo de dosis tales como falta ajuste de la penumbra y/o otras regiones de dosis, efecto de separación efectiva de láminas, fallas en la secuencia de movimiento de láminas, etc. entre otros problemas no conocidos que pueden generar variaciones entre las distribuciones de dosis medidas y calculadas.

Un sistema de medición 2D debe poseer buena resolución espacial, respuesta rápida y debe ser de fácil análisis de los datos medidos. Existen diversos sistemas de medición disponibles para este fin que poseen ventajas y desventajas para la dosimetría 2D; entre ellos tenemos los films radiográficos, films radiocrómicos, arreglos 2D de cámaras de ionización, arreglos 2D de diodos, sistemas de imágenes portales electrónicas y dosimetría con gel.

Una vez que un plan de IMRT es finalizado todos los parámetros de tratamiento son exportados sobre las imágenes de TAC del fantoma donde se realizara la medida de la distribución de dosis 2D creando un plan híbrido. Sobre estas imágenes se selecciona un plano coronal donde se calculará la distribución de dosis 2D, mismo lugar donde se colocará el sistema de medición 2D para hacer la comparación, ver Figura 250.

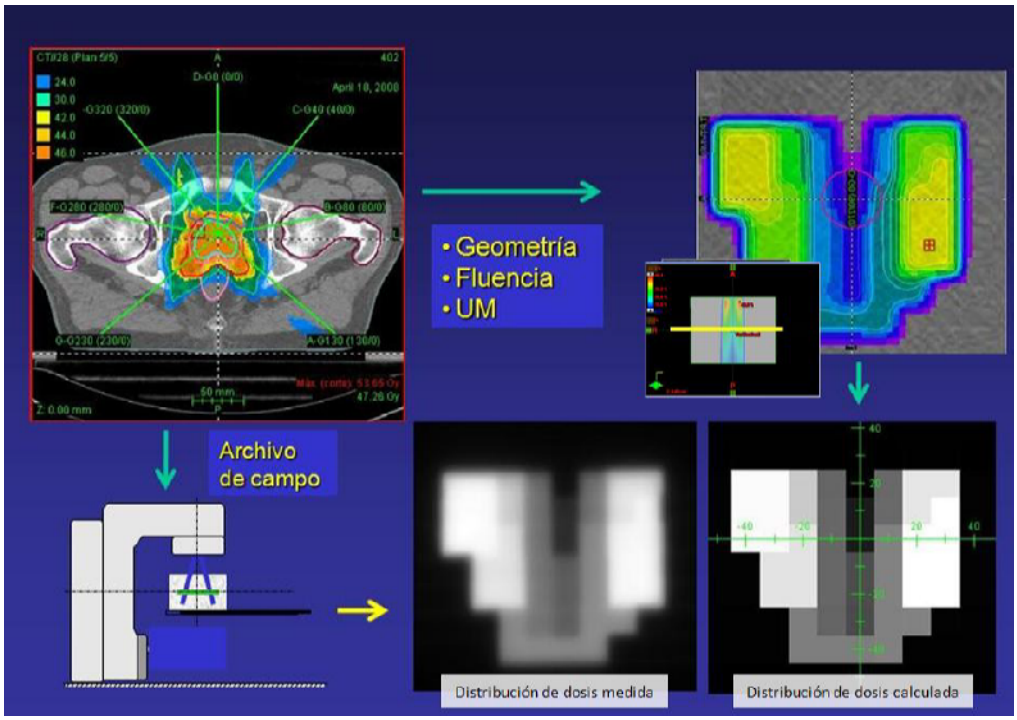


Figura 250. Creación de plan hibrido para verificación de distribución de dosis 2D en plano coronal de campos independientes

La comparación cuantitativa entre distribuciones de dosis 2D medidas y calculadas es una necesidad en IMRT. Toda comparación requiere de un adecuado sistema de registro que no introduzca nuevos errores durante el proceso de comparación. La superposición y/o substracción de curvas de isodosis muestra solo una información necesaria con regiones de falta de coincidencia pero no permiten especificar el grado de coincidencia en una forma cuantitativa. Una comparación completa que involucre diferencia de dosis y distancia a la coincidencia (DTA) es realizada mediante el análisis gamma, de la misma forma que se describió en el capitulo 6.1.6. La comparación entre distribuciones de dosis requiere de una normalización de ambas que por lo general se realiza en una región de alta dosis. El criterio de análisis gamma combina la utilización de diferencia de dosis en regiones de bajo gradiente y el criterio de DTA en regiones de alto gradiente en cada punto de interés; el mismo puede ser expresado gráficamente con mapas de paso o falla.

Las tolerancias propuestas en este trabajo para verificación de distribuciones de dosis de campos individuales de IMRT establecen que:

- **El análisis gamma debe arrojar un 95% de pixeles con γ>1 con una variación de dosis de 5% y DTA de 3%**
- **Ambas distribuciones deben estar normalizadas en una región de alta dosis y bajo gradiente**
- **La región de interés, donde se realiza la comparación debe corresponder a una zona con un umbral de dosis de 5%, respecto a la dosis máxima del campo.**

El resultado de una comparación entre distribuciones de dosis calculadas y medidas depende del sistema de medición a utilizar, Figura 251, de allí que el Protocolo podría ser adaptado

dependiendo del sistema elegido. En este trabajo se presentaran resultados con dosis medidas con film radiográficos XOmat-V y arreglo 2D de cámaras de ionización.

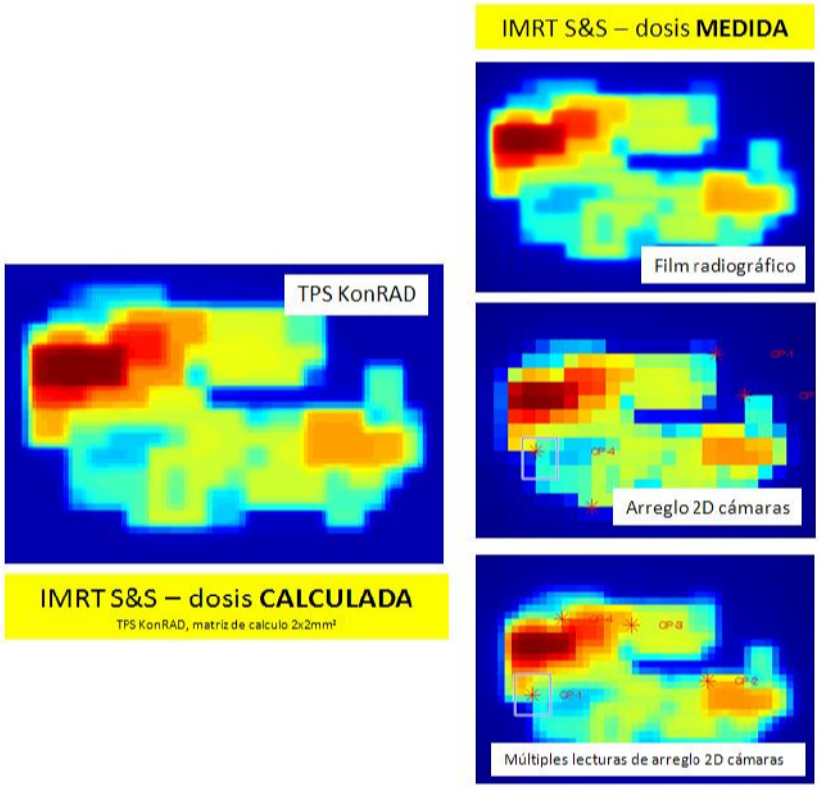


Figura 251. Distribución de dosis de campo individual calculado (izquierda TPS KonRAD) y medida con distintos sistemas de medición (films, arreglos 2D de cámaras y combinaciones de lecturas con arreglos 2D de cámaras.

8.2.1 Films radiográficos

Los films radiográficos han sido utilizados por muchos años en la dosimetría de radiaciones. Su uso es simple y económico, provee información de alta resolución y un registro de distribuciones 2D en un plano. La dosimetría fílmica posee muchos parámetros que influyen directamente en el resultado [111], en especial el revelado y escaneado de las películas. Ambos equipos son parte del sistema de medición y por lo tanto deben cumplir con ciertos requisitos para garantizar el resultado final. Por otro lado los filmes son de material no equivalente a agua (debido a sus átomos de plata) siendo muy sensibles a radiación de baja energía, produciendo de esta forma una fuerte dependencia de la profundidad y tamaño del haz. Además presentan una variación entre lotes de films y proceso químico de revelado, lo cual requiere un riguroso proceso de selección y calibración. Sin embargo las incertezas asociadas a la dosimetría fílmica están dentro de los errores experimentales. De allí entonces que los films radiográficos aparecen como un dosímetro ideal en especial cuando los mismos están ubicados perpendiculares a la incidencia del haz de radiación dentro de un fantoma, como es el caso de la verificación dosimétrica de campos individuales.

8.2.1.1 Verificación de dosis de campos individuales en IMRT S&S e IMRT dMLC

La verificación de campos independientes de IMRT dMLC o IMRT S&S pueden ser realizado mediante el uso de films radiográficos localizados en un fantoma de agua solida, ver Figura 252. Los films adecuados para tal fin son los XOmat V (Kodak) los cuales poseen un rango utilizable de dosis sin saturación con dosis que llegan hasta los 120cGy aproximadamente. La calibración de estos films se realiza mediante la construcción de una curva de dosis versus densidad óptica con suficiente cantidad de puntos de dosis; y la misma depende de los distintos factores antes señalados, ver Figura 253.

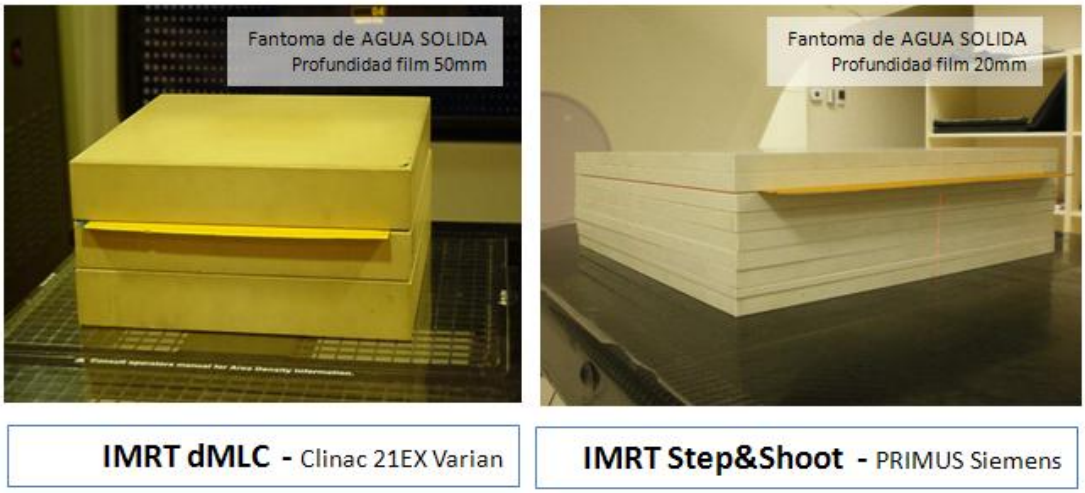


Figura 252. Fantoma de agua solida utilizados para la verificación de campos independientes de IMRT dMLC (izquierda) e IMRT S&S (derecha) con film radiográfico Xomat V.

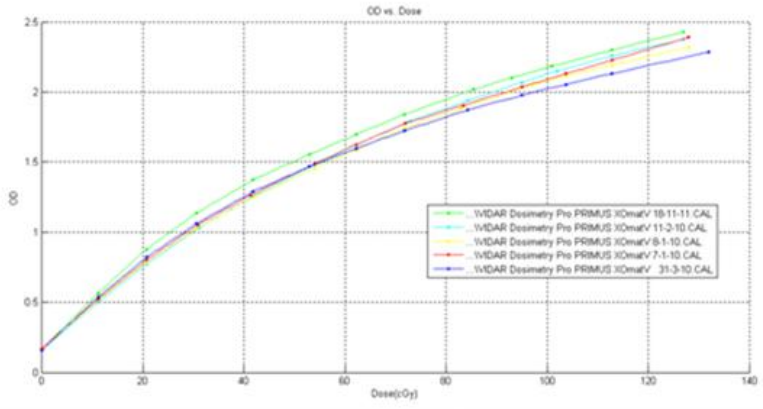


Figura 253. Curvas de calibración de dosis versus densidad óptica para films Xomat V

La grilla de cálculo que se debe utilizar en el cálculo de la dosis de los campos de IMRT a verificar debe ser lo suficientemente chica en relación a la resolución del film, a los efectos de evitar un error de promedio, ver Figura 254.

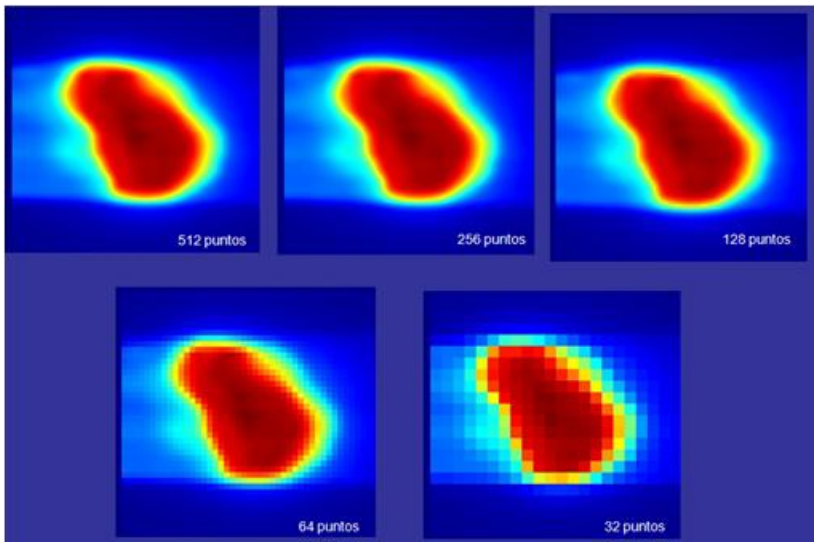
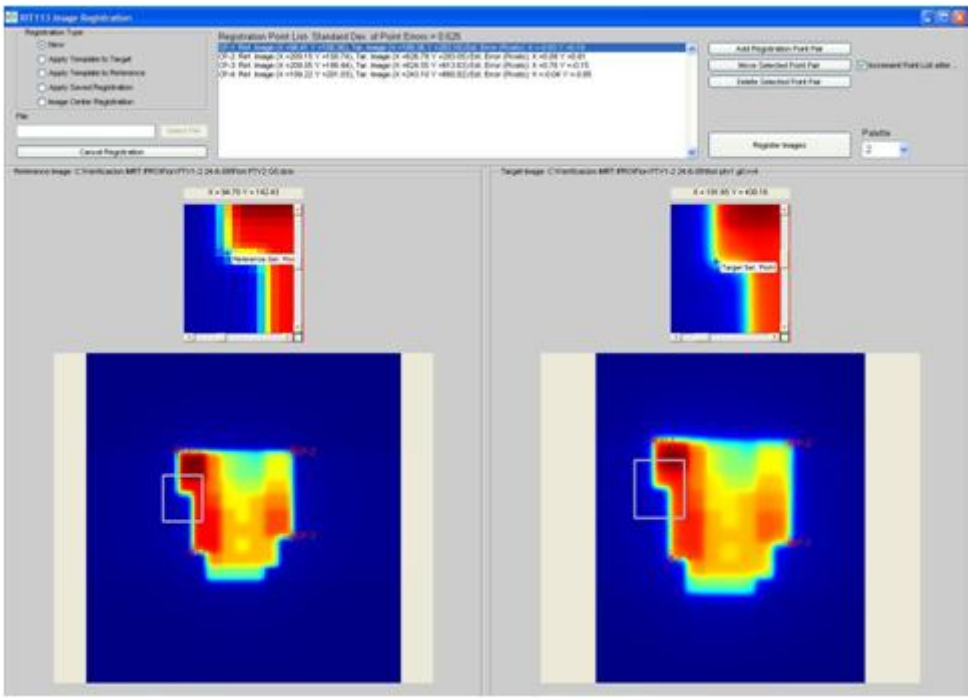


Figura 254. Variación de la distribución de dosis de un campo individual de IMRT dMLC con el tamaño de la grilla de cálculo

La distribución de dosis calculada y la medida con los films radiográficos deben ser registradas con el objeto de obtener una correspondencia geográfica entre puntos de ambas distribuciones. En el caso de IMRT S&S los bordes de los campos son rectos y de allí es posible seleccionar puntos comunes en ambas distribuciones para realizar la fusión, ver Figura 255.


Figura 255. Selección de puntos de registro entre distribuciones de dosis medida y calculada para campos individuales con modalidad IMRT S&S

En el caso de IMRT dMLC los bordes redondeados genera ciertas imprecisiones en la selección manual de puntos de registro por lo que es aconsejable la utilización de una fusión automática o la utilización de puntos de registro externos generados por el MLC (APENDICE 4), ver Figura 256.

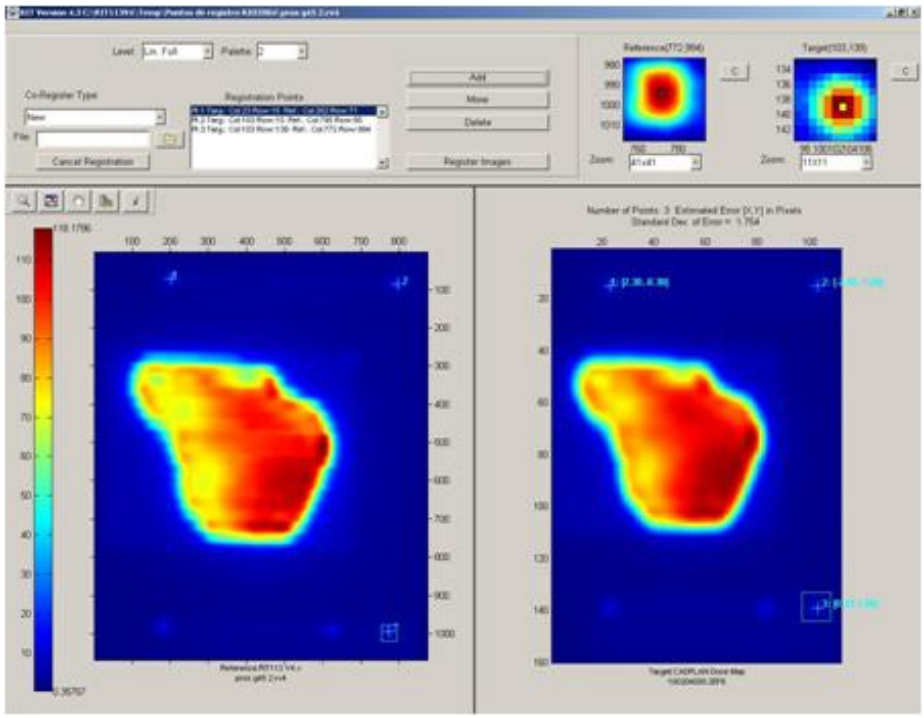


Figura 256. Puntos de registro generados por el MLC utilizados para la comparación entre distribuciones de dosis medida y calculada para campos individuales con modalidad IMRT dMLC

8.2.1.2 Resultado en casos clínicos.

Para los casos clínicos referencia de cáncer de próstata y cáncer de cabeza y cuello estudiados en el capítulo 7.2 se realizó una verificación de distribución de dosis de campos individuales para IMRT S&S e IMRT dMLC.

La comparación de distribuciones de dosis fue realizada mediante un análisis gamma con dosis de tolerancia de 3% y 5% y con un DTA de 3mm. Para los tratamientos de IMRT en próstata se muestran ejemplos de comparación que incluyen superposición de perfil de dosis, substracción de dosis, mapas gamma de paso y falla e histogramas gamma de campos para IMRT dMLC, Figura 257 e IMRT S&S, Figura 258. El resumen de los resultados de las comparaciones de análisis gamma para todos los campos se muestra en la Tabla 42.

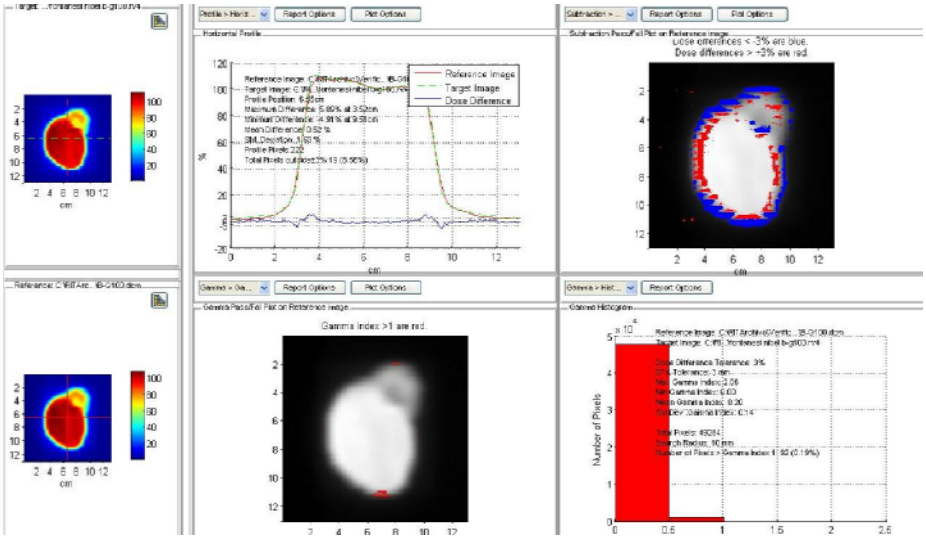


Figura 257. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico y calculada para campo individual de IMRT dMLC de cáncer de próstata

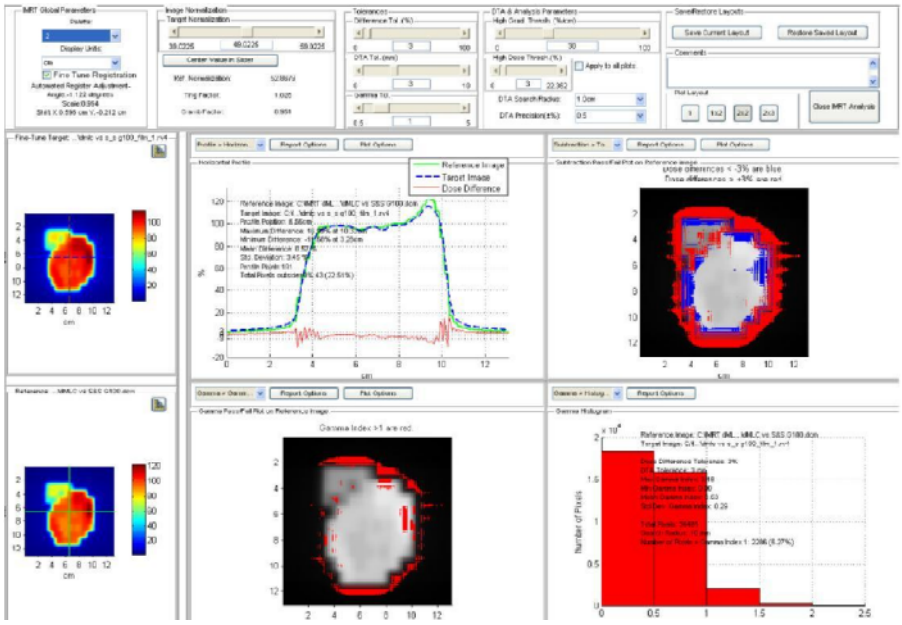


Figura 258. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico y calculada para campo individual de IMRT S&S de cáncer de próstata

	IMRT Secuencial		IMRT Dinámico	
CAMPO	%γ>1 (3%-3mm)	%γ>1 (5%-3mm)	%γ>1 (3%-3mm)	%γ>1 (5%-3mm)
G135º	7.4	1.1	0.2	0.1
G100º	6.3	1.3	0.2	0.1
G70º	7.8	1.4	0.1	0
G0º	6.3	1.5	0.4	0.3
G290º	7.9	1.8	0.2	0
G260º	5.9	0.9	0.2	0.1
G225º	6.1	1.3	3.5	0.1

Tabla 42. Resultado del control de calidad de campos individuales para tratamiento del cáncer de próstata con IMRT S&S (secuencial) e IMRT dMLC (dinámico). Se muestran el porcentaje de pixeles con γ>1 con criterio ΔD=3% - DTA=3mm y ΔD=5% - DTA=3mm

Para los tratamientos de IMRT de cabeza y cuello se muestran ejemplos de comparación para IMRT dMLC, Figura 259 e IMRT S&S, Figura 260. El resumen de los resultados de cuatro campos de tratamiento con análisis gamma se muestra en la Tabla 43

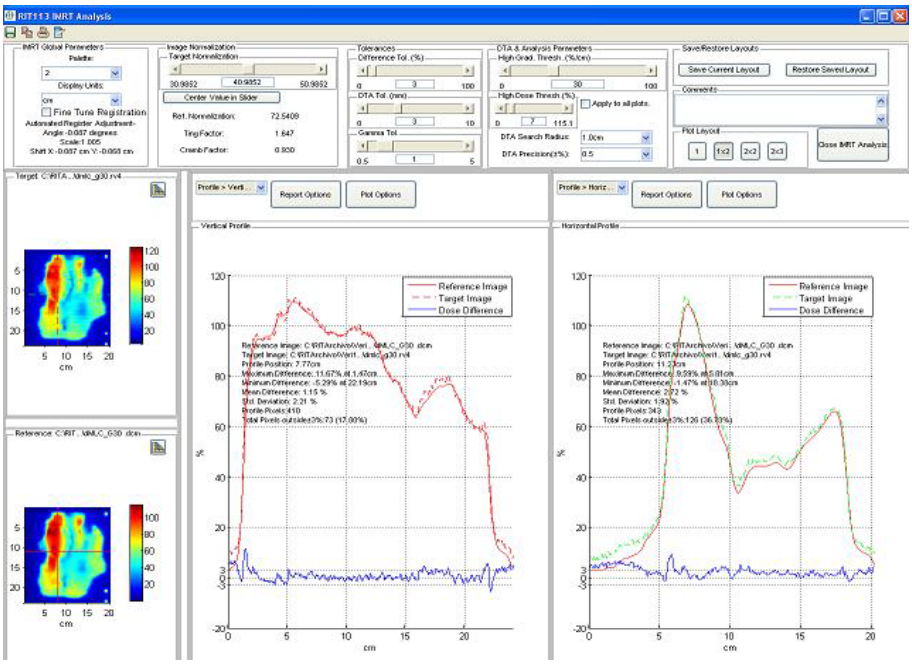


Figura 259. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico y calculada para campo individual de IMRT dMLC de cáncer de cabeza y cuello

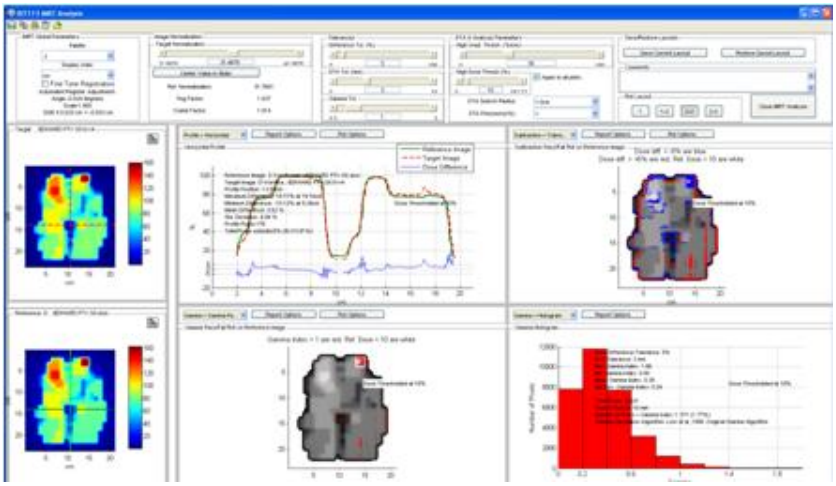


Figura 260. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico y calculada para campo individual de IMRT S&S de cáncer de cabeza y cuello

	IMRT Secuencial (S&S)		IMRT Dinámico (dMLC)	
CAMPO	% γ>1 (3%-3mm)	% γ>1 (5%-3mm)	% γ>1 (3%-3mm)	% γ>1 (5%-3mm)
G140º	7.2	2.0	3.8	3.3
G30º	4.9	1.2	2.0	0.5
G0º	8.3	1.8	4.1	3.6
G140º	5.5	0.6	4.5	2.6

Tabla 43. Resultado del control de calidad de campos individuales para tratamiento del cáncer de cabeza y cuello con IMRT S&S (secuencial) e IMRT dMLC (dinámico). Se muestran el porcentaje de pixeles con γ>1 con criterio ΔD=3% - DTA=3mm y ΔD=5% - DTA=3mm

8.2.2 Arreglo 2D de cámaras de ionización

La utilización de arreglo 2D de detectores se ha incrementado en los últimos años debido a que este sistema brinda un método rápido y digital sin las complicaciones asociadas al revelado y digitalización de películas. En particular la utilización de arreglos 2D de cámaras de ionización brinda un sistema de simple calibración, sin tiempo muerto, con medida de dosis en tiempo real y sin efecto significativo de daño por dosis.

En este trabajo se utilizo un arreglo 2D de cámaras de ionización PTW729 para verificación de tratamientos de IMRT S&S. Este sistema es un arreglo cuadrado de 27x27 cámaras de ionización cubicas (0.5cm de arista) con distancias entre centros de cámaras de 1cm y las mismas están polarizadas con 400volts. Las cámaras están a 5mm de agua solida equivalente y en nuestro caso se agregaron 15mm de material agua equivalente dejando los detectores a 20mm de profundidad. El dispositivo es centrado haciendo coincidir los ejes principales del haz de radiación con los ejes principales del dispositivo. Las medidas de campos individuales de IMRT con un arreglo de cámaras de ionización poseen baja resolución debido al tamaño y distancia entre los detectores. Un ejemplo de comparación entre la distribución de dosis medida con este dispositivo y calculada para el campo individual de IMRT S&S, nos arroja como resultados que un 7.4% de los pixeles tienen un gamma mayor a uno, Figura 261. Si realizamos la misma comparación pero midiendo la distribución de dosis con un film radiográfico, el porcentaje de pixeles con gamma mayor a uno se reduce a 1.2%, Figura 262.

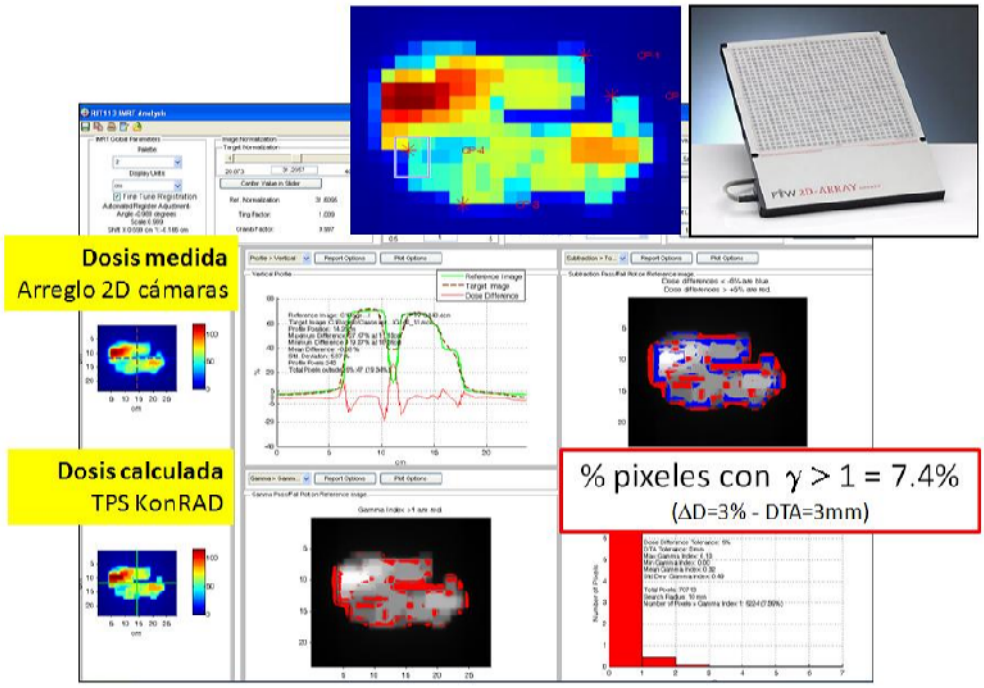


Figura 261. Comparación entre distribución de dosis medida con arreglo 2D de cámara de ionización y calculada con TPS KonRAD para un campo individual de IMRT S&S de cabeza y cuello

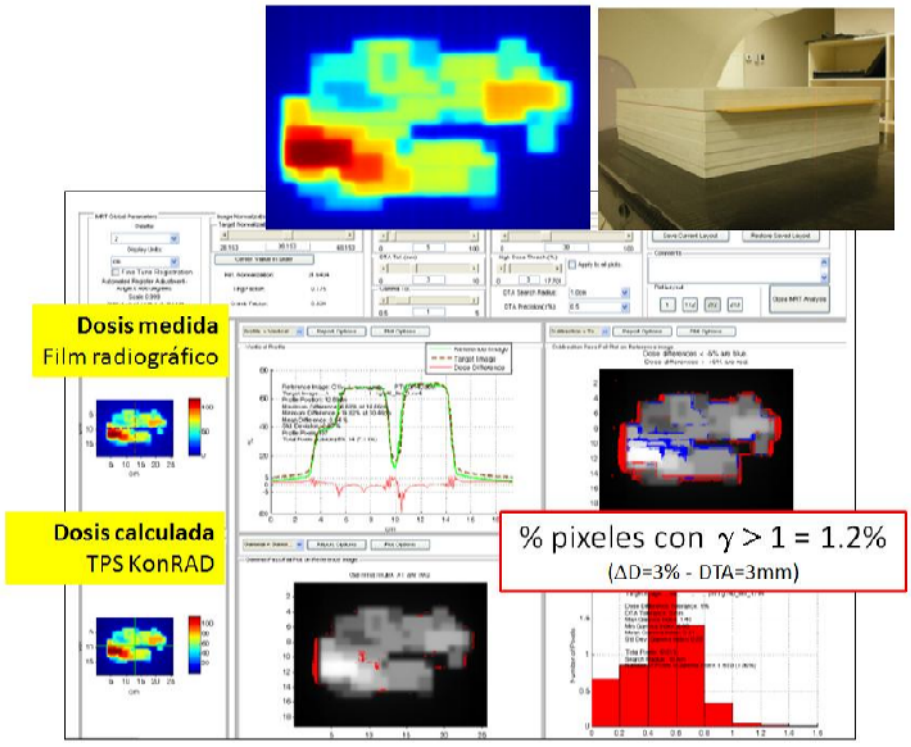


Figura 262. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico (XOmat-V) y calculada con TPS KonRAD para un campo individual de IMRT S&S de cabeza y cuello

La falta de resolución en la medición con el arreglo de cámaras 2D puede mejorarse si se utiliza la función de unión de lecturas de este dispositivo que contempla la realización y promedio de 4 medidas de dosis cada una con el dispositivo centrado en las esquinas del detector central

del mismo. La comparación con el mismo campo muestra un porcentaje de pixeles con gamma mayor a uno igual a 2.6%, Figura 263.

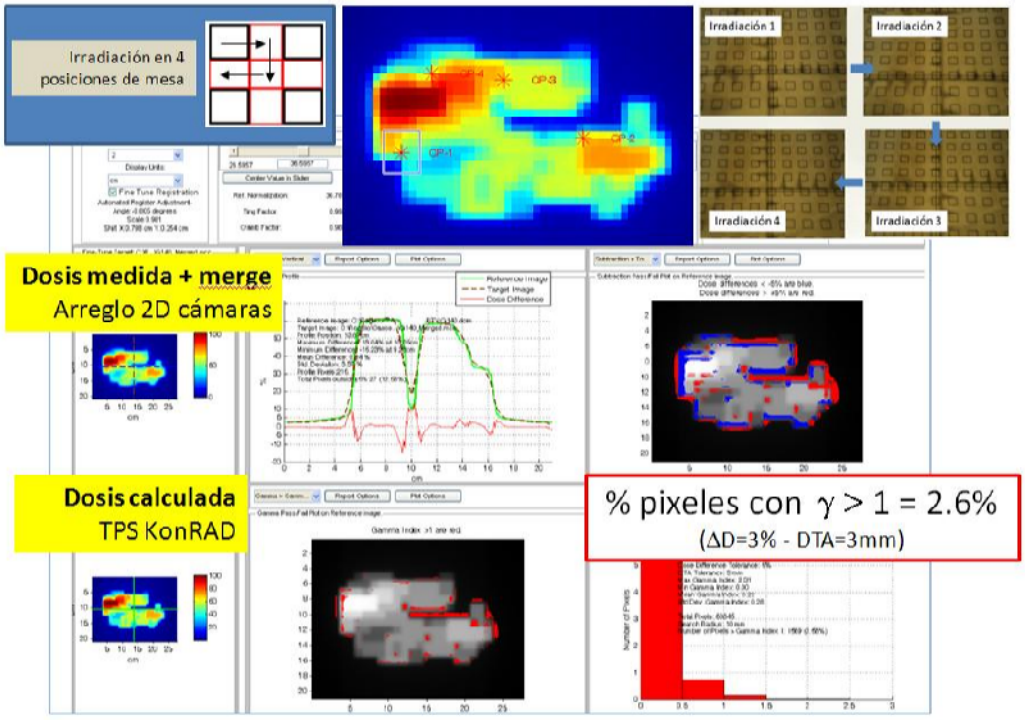


Figura 263. Comparación entre distribución de dosis medida con arreglo 2D de cámara de ionización con opción de unión de 4 lecturas (*"merge"*) y calculada con TPS KonRAD para un campo individual de IMRT S&S de cabeza y cuello

La coincidencia entre la distribución de dosis medida mediante el método anterior podría ser mejorada más aun si tomamos en cuenta la influencia del volumen de los detectores y su función de respuesta espacial mediante la convolución de la distribución de dosis calculada. Utilizando funciones respuesta de los detectores individuales del arreglo 2D es posible realizar una convolución de la dosis calculada y comparar con las medidas del sistema con fusión de lecturas, ver Figura 264.

Como parte de este trabajo se realizó un estudio de investigación con el objeto de optimizar el control de calidad de planes paciente específico de IMRT basado en arreglo 2D de cámaras de ionización PTW729. En este trabajo realizamos una comparación entre controles con films radiográficos, mediciones con arreglo de cámara con posiciones múltiples con y sin convulsión de la dosis calculada, APENDICE 11. [112]

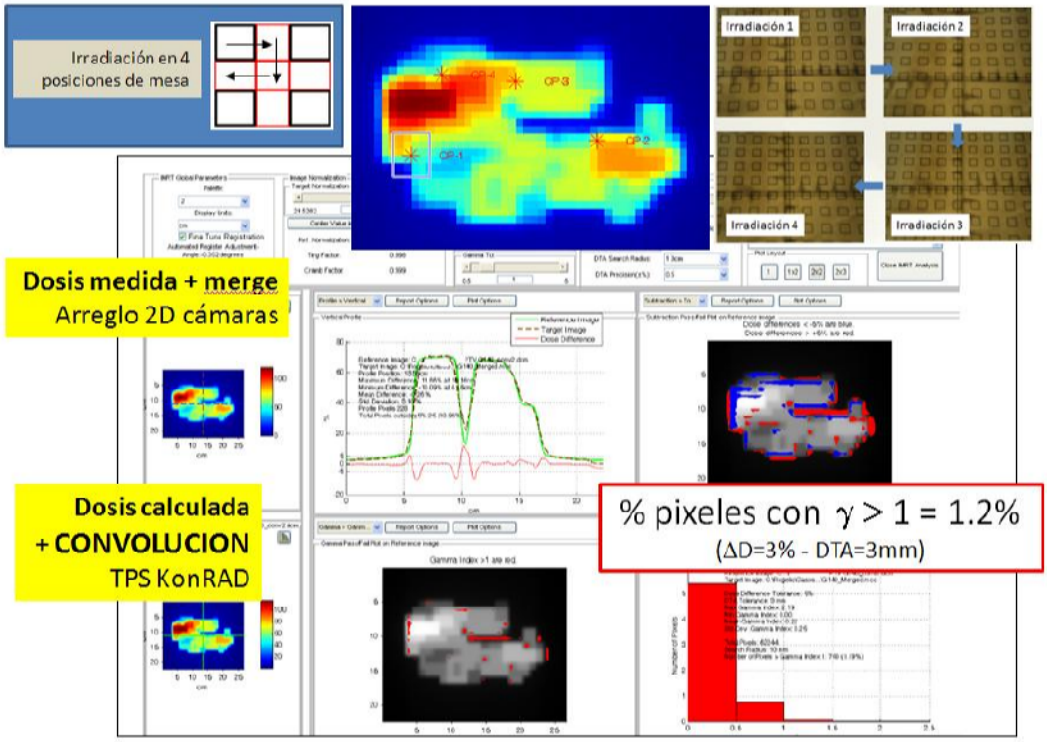


Figura 264. Comparación entre distribución de dosis medida con arreglo 2D de cámara de ionización con opción de unión de 4 lecturas (*"merge"*) y dosis calculada con TPS KonRAD + CONVOLUCION (consideración de función respuesta de cámara de arreglo) para un campo individual de IMRT S&S de cabeza y cuello

8.3 Verificación de la distribución de dosis del plan integral

La verificación de una distribución de dosis total 2D del plan integral es necesaria dentro del procedimiento de verificación de tratamiento de IMRT. Una verificación del plan integral permite simular la condición real en la que será tratado el paciente, se utilizan los ángulos de gantry y colimador originales (pudiéndose observar posibles problemas generados por posición y/o gravedad), es posible entregar el tratamiento utilizando la secuencia producida por el sistema de registro y verificación, la distribución de dosis resultante es similar a la que será entregada al paciente (aun cuando el fantoma no tenga la misma forma), el efecto "*tongue and groove*" es minimizado, se produce una compensación de errores y la distribución de la dosis resultante posee regiones de alta dosis y bajo gradiente.

8.3.1 Verificación de dosis de plan integral de IMRT S&S e IMRT dMLC.

Para la medición de distribuciones de dosis integrales, sin alterar el medio donde se realiza la lectura, los films radiográficos o radiocrómicos son el detector de elección. En particular los films radiográficos EDR2 (Kodak) tienen un rango de dosis de hasta 4Gy sin saturación. Dado que estas dosis son similares a las dosis por fracción a los pacientes es posible utilizar las UM originales de los tratamientos. La calibración de estos films se realiza mediante la construcción de una curva de dosis versus densidad óptica, ver Figura 265.

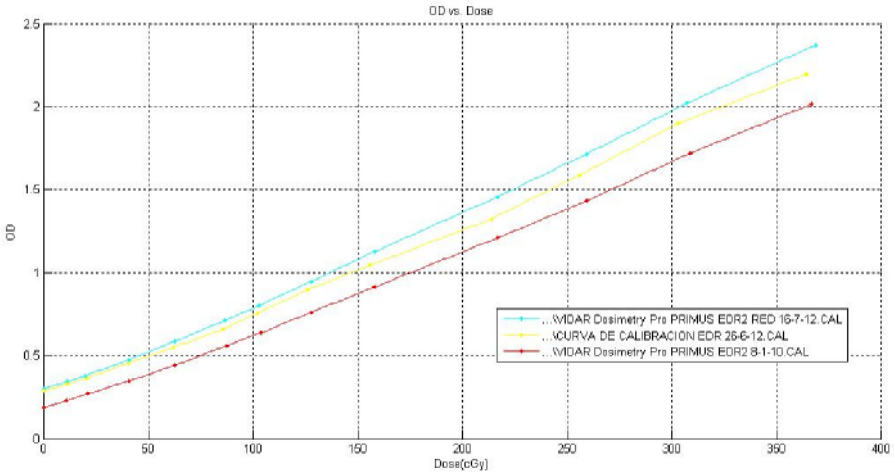


Figura 265. Curvas de calibración de dosis versus densidad óptica para films EDR2

Una vez que un plan de IMRT es finalizado todos los parámetros de tratamiento son exportados sobre las imágenes de TAC del fantoma donde se realizará la medida creando un plan hibrido. Sobre estas imágenes se seleccionan planos axiales donde se calculara la distribución de dosis 2D, mismo lugar donde se colocara los films para medición a partir de lo cual realizaremos la comparación, ver Figura 266.

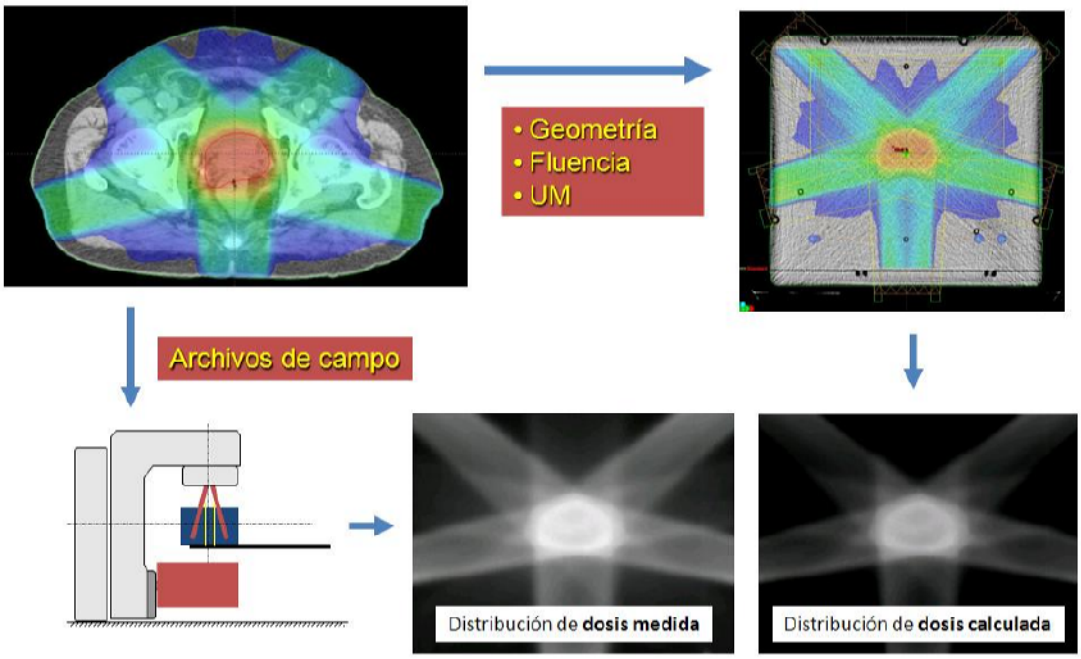


Figura 266. Plan hibrido para verificación de distribución de dosis 2D en plano axial para plan total de IMRT

Durante el desarrollo de este trabajo se utilizaron para IMRT dMLC un fantoma de agua solida MedTEC (CIVCO, USA) y para IMRT S&S se desarrollo localmente un fantoma de placas paralelas junto con una base plástica de sujeción y nivelación, ver Figura 267.

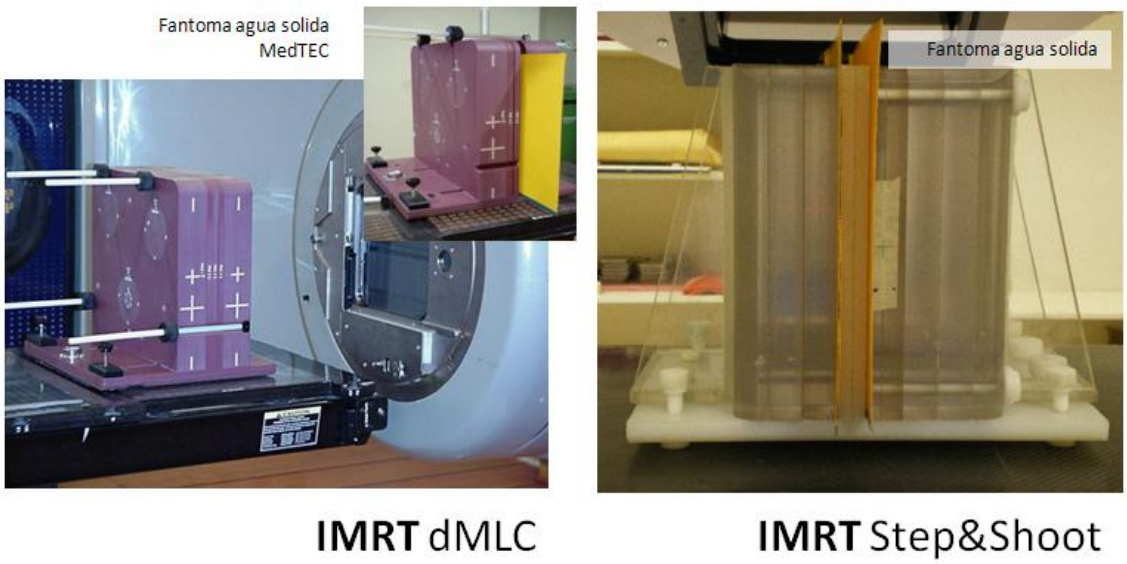


Figura 267. Fantoma de agua solida utilizados para la verificación de planes totales de IMRT dMLC (izquierda) y S&S (derecha) con film radiográfico EDR2 ubicados en planos axiales.

Toda comparación requiere de un adecuado sistema de registro que no introduzca nuevos errores durante el proceso de comparación. Durante el desarrollo de este trabajo se utilizó el método descripto en el APENDICE 5 el cual permite generar puntos de registro mediante la utilización del mismo MLC irradiando pequeños campos en las esquinas de la distribución de dosis. También se utilizó el sistema de fusión automática provisto por el mismo software de comparación de distribuciones RITv5.2. Al igual que con campos independientes la comparación se realizó mediante mapas de substracción de dosis, superposición de perfiles, mapas gamma de paso y falla e histogramas de índice gamma.

Las tolerancias propuestas en este trabajo para verificación de distribuciones de dosis del plan integral establecen que:

- **El análisis gamma debe arrojar un 95% de pixeles con γ>1 con una variación de dosis de 3% y DTA de 3%**
- **Ambas distribuciones deben estar normalizadas en una región de alta dosis y bajo gradiente**

8.3.2 Resultados en casos clínicos

Para los casos clínicos referencia de cáncer de próstata y cáncer de cabeza y cuello estudiados en el capítulo 7.2 se realizó una verificación de distribución de dosis de plan integral para IMRT S&S e IMRT dMLC.

La comparación de distribuciones de dosis fue realizada mediante un análisis gamma con dosis de tolerancia de 3% y con un DTA de 3mm. A modo de ejemplo para el tratamiento de IMRT S&S en próstata se muestran la comparación completa que incluyen superposición de perfil de dosis, substracción de dosis, mapas gamma de paso y falla e histogramas gamma de campos, Figura 268. El resultado del análisis con índice gamma para dos planos axiales con modalidad IMRT dMLC e IMRT S&S para cáncer de próstata se muestra en la Figura 269.

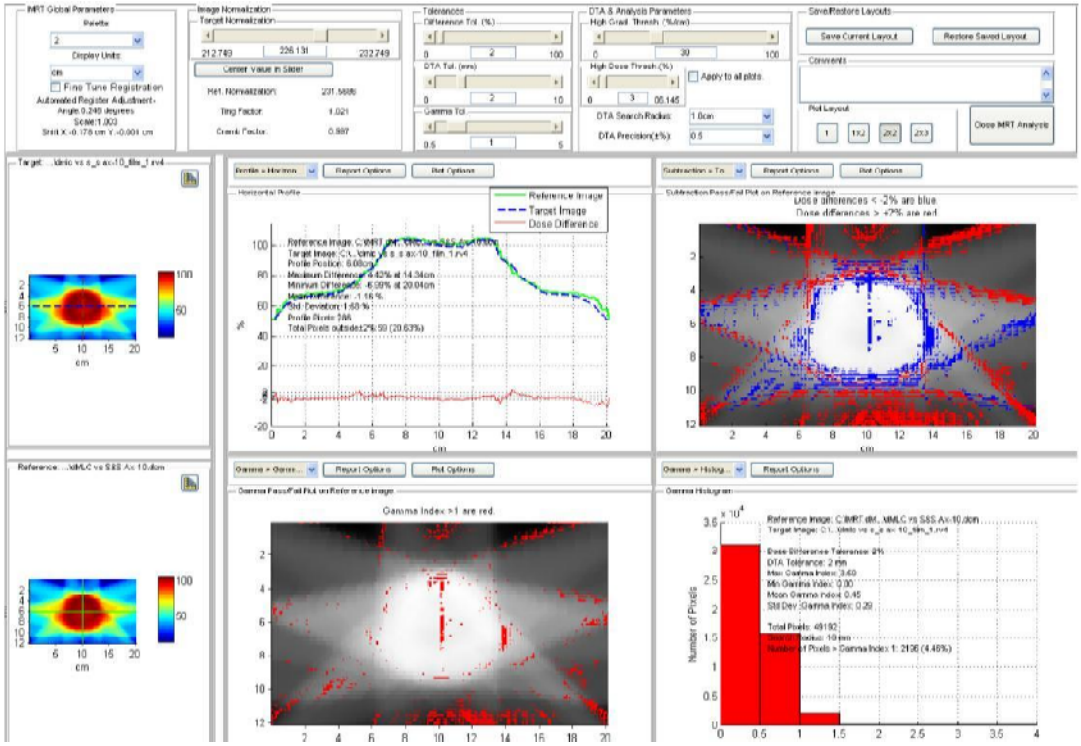


Figura 268. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con ΔD=2% y DTA=2)

PLAN TOTAL PROSTATA	IMRT Secuencial	IMRT Dinámico
Plano	% γ >1 (3% - 3mm)	% γ >1 (3% - 3mm)
- 10	0.2	1.4
+ 10	1.2	2.5

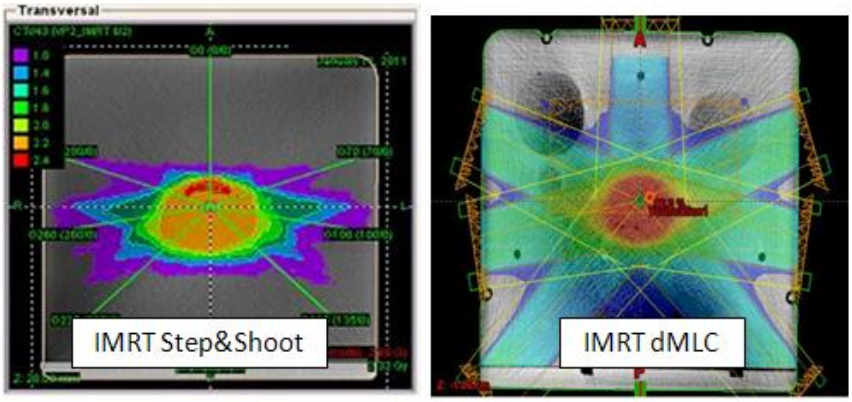


Figura 269. Comparación de porcentaje de pixeles con índice fuera de tolerancia para plan total con modalidad de IMRT S&S e IMRT dMLC para cáncer de próstata

El resultado del análisis con índice gamma para dos planos axiales con modalidad IMRT dMLC e IMRT S&S para cáncer de cabeza y cuello se muestran en la Figura 270 y Figura 271.

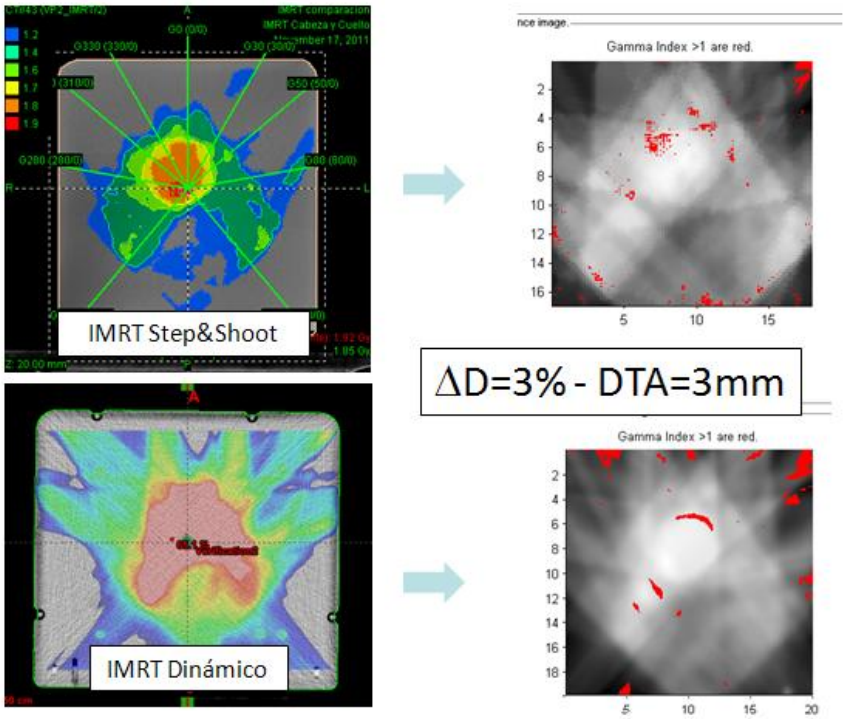


Figura 270. Mapas de paso y falla de índice fuera de tolerancia para plan total con modalidad de IMRT S&S e IMRT dMLC para cáncer de cabeza y cuello

PLAN TOTAL Cabeza y Cuello	IMRT Secuencial	IMRT Dinámico
Plano	%γ >1 (3% - 3mm)	%γ >1 (3% - 3mm)
- 10	1.9	1.8
+ 10	2.3	1.4

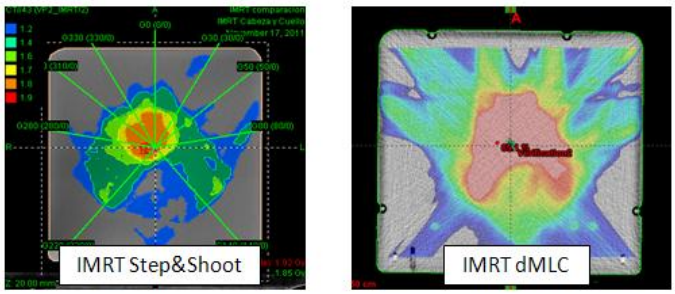


Figura 271. Porcentaje de pixeles con índice fuera de tolerancia para plan total con modalidad de IMRT S&S e IMRT dMLC para cáncer de cabeza y cuello

9. CONCLUSIONES

- Se desarrollaron métodos de control de calidad de MLC de diferentes tipos. Del análisis de los resultados experimentales de controles del MLC se concluye que la precisión de posicionamiento de las láminas es el factor más crítico a tener en cuenta para IMRT.

- Para resolver los problemas inherentes al uso de película radiográfica en el control de calidad del MLC se desarrolló un método para incrementar la resolución espacial de los arreglos 2D de cámaras de ionización utilizando el efecto de respuesta proporcional al volumen irradiado de los detectores. Este método forma la base de otras aplicaciones de cuantificación espacial de campos radiantes.

- La determinación del Scp es dependiente de la geometría y del tipo de detector. Para campos menores a 20×20 mm2 es imprescindible la utilización de al menos 2 métodos considerados como válidos y el valor final debe estar dado por el promedio de estos últimos. Detectores inadecuados presentan subestimación de la dosis por efecto de volumen lo cual puede conducir a errores importantes en la dosis. La dosimetría fílmica y de TLD (micro cubos) son métodos válidos, sin embargo la complejidad de las mismas requiere de equipamiento y cuidados especiales. Este uno de los factores principales que influencian la exactitud de los cálculos dosimétricos para IMRT en ambas modalidades ya que en estas se utilizan segmentos de campo de área reducida.

- Los kernels de convolución en el modelado de haces con algoritmo de pencil beam generados con medidas de cámaras de ionización pequeñas reproducen distribuciones de dosis medidas con mayor fidelidad espacial. Este efecto es importante en IMRT y queda demostrado en las mediciones presentadas.

- Se analizaron los factores principales de influencia en IMRT dinámico y IMRT Step&Shoot. Para IMRT dinámico la separación efectiva entre láminas opuestas y el control de velocidad del movimiento de las láminas son los factores críticos. En IMRT Step&Shoot el control de la estabilidad del haz para segmentos de pocas unidades de monitor es el factor dominante.

- Se estableció que el uso de patrones estándares de irradiación de intensidad modulada es de alta utilidad en la verificación del comisionamiento y en establecer valores de referencia para controles de calidad. El uso de estos patrones es sensible a cambios de la característica del haz y de los modelos de cálculo. Cambios del acelerador y/o de los modelos de cálculo del sistema de planificación deben ser verificados mediante el uso de estos patrones como barrera de seguridad. Este método es también crítico en la determinación de la equivalencia de aceleradores nominalmente iguales cuando se quiere usar IMRT.

- El grado de concordancia entre dosis medidas y calculadas para patrones estándar de IMRT son semejantes en ambas modalidades, por lo tanto desde el punto de vista del comisionamiento completo de los MLC, no hay una diferencia significativa, lo cual

implica que los dos métodos son apropiados para la IMRT. Uno de los procesos de medición de esta concordancia requiere un registro exacto de las dos distribuciones. Para este propósito se desarrollo un método de alta precisión basado en la mecánica del acelerador, usando mini haces producidos por el MLC e independiente de los sistemas ópticos de alineación.

- En un tratamiento típico de Próstata, el uso de IMRT dinámico reduce el tiempo total de cada sesión en comparación a IMRT Step&Shoot. Las unidades de monitor totales son semejantes, por lo cual consideraciones de Radioprotección no juegan un papel.

- En IMRT S&S para tratamiento del cáncer de próstata pasos de 5mm mejoran la uniformidad y protección de los OAR. Esto produce un aumento de UM, numero de segmentos y tiempo de tratamiento de un 25% comparado a pasos de 10mm que resulta clínicamente aceptable. Pasos menores a 5mm no son recomendados debido al aumento de los tiempos y debido a posibles dosimétricos generados por mayor error relativo de posicionamiento de las láminas. El aumento del número de niveles de intensidad aumenta la homogeneidad de la dosis en el PTV y el tiempo de tratamiento, sin un beneficio en la protección de los OAR. La utilización entre 7 y 10 niveles de intensidad se considera adecuada.

- Aunque este trabajo no es exhaustivo de todas las situaciones clínicas posibles, se observa que entre las 8 modalidades de entrega de IMRT estudiadas para el tratamiento del cáncer de próstata no hay una de ellas que ofrezca una ventaja contundente sobre las demás. Todas son claramente superiores a la clásica 3DCRT.

- En un tratamiento de Cabeza y Cuello las UM con IMRT dinámico son casi el doble de las necesarias con IMRT Step&Shoot. A pesar de ello los tiempos de tratamiento son esencialmente iguales por la características de las maquinas estudiadas e este trabajo.

- En IMRT S&S para tratamiento del cáncer de cabeza y cuello, pasos de 10mm producen planes con adecuada cobertura de los PTV y protección de los OAR. Pasos de 5mm mejoran levemente la homogeneidad en los PTV pero presentan un aumento del número de segmentos, UM y tiempo de tratamiento mayor al 30%, lo que no es conveniente en la práctica. Pasos menores a 5mm no producen ventajas dosimétricas adicionales y causan un aumento de los tiempos y posibles variaciones dosimétricas generadas por un mayor error relativo de posicionamiento de las láminas.

- Para el caso de cáncer de cabeza y cuello analizado todas las modalidades de IMRT incluidas en este estudio pueden ser utilizadas adecuadamente. Las distribuciones de dosis finales y protección de los órganos de riesgo son comprables.

- Los controles de calidad dosimétricos paciente especifico propuestos en este trabajo son validos para las dos modalidades sin necesidad de variar los valores de tolerancia.

- En base a un seguimiento de casi 3000 determinaciones de dosis absoluta para planes totales, incluida en este trabajo, se concluye que las tolerancias utilizadas para niveles de acción y aceptación son adecuadas. Dicho resultado no debe ser extrapolado o adoptado por otras Instituciones sin un estudio previo.

- Un arreglo bidimensional de cámaras de ionización adaptado para mejorar la resolución espacial puede ser utilizado para el control de calidad de campos independientes de IMRT. Esto presenta una alternativa de igual calidad y más conveniencia al uso de films radiográficos.

- Este trabajo presenta un modelo completo de procedimientos y métodos para el comisionamiento y la utilización de IMRT, consistente con protocolos internacionales, que puede servir de referencia y guía a quienes desean implementar esta modalidad.

10. Reconocimientos

A la Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA) y en particular al Dr. Ahmed Meghzfene y Dr. Rodolfo Alfonso por permitirme el honor de formar parte del Proyecto CRP y brindarme el apoyo necesario para concretar mi PhD.

Al Dr. Yakov Pipman, por su apoyo profesional y personal permanente, por ayudarme a superar todas las dificultades y saber brindar el empujón necesario cuando la culminación de este trabajo parecía lejano.

Al Dr. Raúl Mainardi, por su seriedad y claridad, por ayudarme a buscar siempre la Física entre tanta tecnología.

A la Dra. Silvia Zunino, por permitirme desempeñar mi trabajo en el Instituto de Radioterapia, y ser ejemplo de dedicación, perseverancia y excelencia profesional.

A la Facultad de Matemática, Astronomía y Física, FaMAF, por brindarme el marco académico ideal para concretar mi Doctorado.

A los miembros de mi Tribunal Evaluador, Dr. Alberto Marangoni, Dr. Marcelo Rubio y Dr. Carlos Eduardo de Almeida, por su trabajo de análisis crítico en analizar la Tesis y ayudar a que la misma se mejorara con sus correcciones. En particular al Dr. Carlos Eduardo de Almeida por introducirme en los aspectos básicos de los sistemas de colimación multihojas.

Al Dr. Edgardo Bonzi por su ayuda y función como parte de mi Comisión Asesora.

Al Dr. Pelayo Besa por confiar en que podía poner en marcha el programa de IMRT dinámico en la PUC de Chile y acompañarme en el desarrollo de muchos de los trabajos que fueron parte de esta Tesis.

A los compañeros de trabajo que formaron parte de este trabajo, Edgardo Garrigó, Rogelio Díaz Moreno, Juan Delgado, María José Almada, Carola Sánchez, Cristina Pfaff, Caroline Descamps, Alejandro Germanier, Gabriela Miranda, Ezequiel Gómez, André Vieira, Carlos Caballero, Dolores Lardies, Freddy Somarriba y José Carlos da Cruz, por sus ayudas personales y profesionales en la concreción de mi Doctorado.

11. Apéndices

APENDICE 1

A method to enhance spatial resolution of a 2D ion chamber array for quality control of MLC

MORENO RD, VENENCIA D, GARRIGO E and PIPMAN Y.
Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 13, Nº 3 (2011).

This work introduces a new method for verifying MLC leaf positions with enough spatial resolution to replace film-based methods in performing QA tests. It is implemented on a 2D ion chamber array, and it is based on the principle of varying signal response of a volumetric detector to partial irradiation. A PTW 2D-ARRAY seven29 (PTW-729 2D) array was used to assess a Siemens OPTIFOCUS MLC. Partial volume response curves for chambers in the array were obtained by irradiating them with the leaves of the MLC, progressively covering varying portions of the chambers correlated with the leaf positions. The readings from the array's chambers are processed with an in-house program; it generates a reference response that translates readings into leaf positions. This principle allows discriminating errors in pairs of opposing leaves that could combine to cancel their detection with other tools.
Patterns of leaf positions, similar to the Bayouth test but with different, purposefully introduced errors, were generated and used to test the effectiveness of the method. The same patterns were exposed on radiographic film and analyzed with the RIT software for validation. For four test patterns with a total of 100 errors of ± 1 mm, ± 2 mm and ± 3 mm, all were correctly determined with the proposed method. The analysis of the same pattern with film using the Bayouth routine in the RIT software resulted in either somewhat low true positives combined with a large fraction of false positives, or a low true positive rate with a low false positive ratio, the results being significantly affected by the threshold selected for the analysis.
This method provides an effective, easy to use tool for quantitative MLC QA assessment, with excellent spatial resolution. It can be easily applied to other 2D arrays, as long as they exhibit a partial volume detector response.

A1.I Introduction

The use of multileaf collimators (MLC) in radiotherapy calls for quality control procedures that guarantee their correct functioning.[25] Accurate positioning of leaves constitutes a critical parameter in treatment delivery, especially in intensity modulated radiation therapy (IMRT).[32], [38]

The literature describes different procedures to evaluate the mechanical accuracy and reproducibility of MLCs, which are mainly based on irradiation of radiographic films with fields of various geometries. [30] Recently, several authors have pointed out the current trend to move to digital imaging. This trend has resulted in a decline in the availability of films and chemical processors, [39], [40] which led us to look for alternative methods for this type of control.

2D arrays of detectors could be considered a solution for replacing radiographic films [41]; however, their low spatial resolution limits their applicability in resolving position errors in the order of few millimeters. The following work shows that this limitation can be solved by taking into account the fact that partial coverage of a volumetric detector by a radiation beam gives a response proportional to the irradiated volume, as described by Yang et.al [36] Spezi et.al [37] studied the response of a 2D ion chamber array when radiation fields gradually increase the coverage of the detector area, and found a close correspondence between detector coverage and its response.

The MLC_Fastchecker software [42] is a tool developed for the 2D ion chamber array PTW-729 to detect leaf positioning errors, associated with failures in the positioning of adjacent fields. However, this method does not allow determining which leaf of an opposing pair causes the error, nor does it guarantee that two errors of opposite effects will not go undetected.

The aim of this work is to implement a MLC quality control method that allows quantifying the error in individual leaf positioning using a 2D ion chamber array based on the concept of ion chamber partial volume response.

A1.II Materials and Methods

A PTW-729 2D ion chamber array (PTW-Freiburg, Germany), which has 729 detectors on a uniform matrix of 27 rows and 27 columns, was used. Each ionization chamber has an active cubic volume of 5 mm side. The chambers are separated by 5 mm septa, establishing a maximum detection area of 27 × 27 cm^2. Detectors are covered with a 5 mm depth PMMA layer. Several authors have studied the sensitivity and reproducibility parameters of this array and the results obtained are comparable with similar, commonly used detectors.[41], [37] The VeriSoft software (PTW-Freiburg, Germany) was used to record radiation dose readings. The array was optically aligned with the MLC so that each leaf corresponded to one row of detectors.

A 6 MV beam from a Primus linear accelerator (Siemens Medical Solution, Inc., Concord., CA) equipped with a 82 leaf MLC OPTIFOCUS (Siemens Medical Solution, Inc., Concord, CA) was used. The MLC leaves have a 1 cm wide projection at the isocenter, a 10 cm overtravel over the collimator axis, and a stated inaccuracy of leaf positioning not greater than 1 mm. [43]

First, a regular test pattern of 11 rectangular fields of 1 cm × 27 cm with intervening unirradiated bands of 1 cm was generated; the area thus covered is 21 × 27 cm, similar to the pattern studied by Bayouth et al., [30] as shown in Figure A1.1. In order to obtain the data for the partial volume response curve for each ion chamber of the 2D array, eight additional calibration patterns were then created based upon variations of the first pattern. One side of each rectangular field was shifted in steps of 1 mm, over a range of plus and minus 2 mm, so that the fraction of each detector covered by the radiation beam under its variable side would vary, as shown in Figure A1.2(a)–A1.2(e). The other side of the rectangular field was kept in its fixed position over the center of the complementary detectors column; then, the fixed and variable sides were reversed.

The response of each detector to different positions of the leaves for a constant number of monitor units in each field was recorded in the dose file returned by the PTW-729. A calibration file was created from the response of the detector readings under the variable field edge, normalized by the average reading of all the detectors in the adjacent column which is kept under the fixed field edge. As the fixed and variable field edges were reversed, the detectors in both sides were thus calibrated.

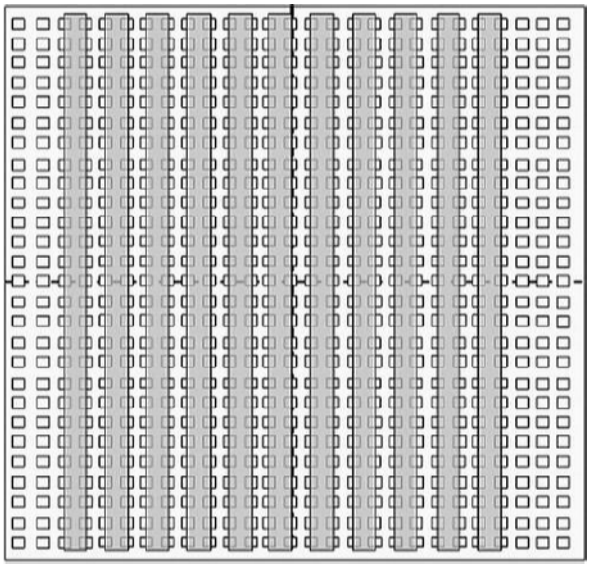


Figure A1.1. Pattern of rectangular radiation beams on the 2D detector array.

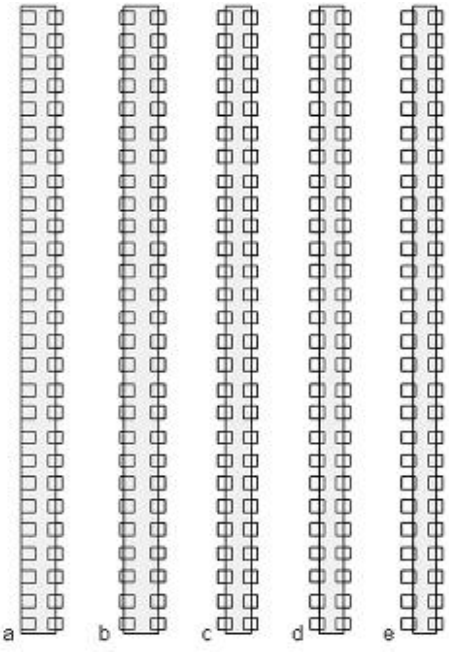


Figure A1.2. Variations of the sequential positions of the left side of the rectangular field used to calibrate the detector response of the left column of chambers.

A software program (AURIL, AUtomatic Radiotherapy program for Information of Leaves) was developed in MATLAB environment (The MathWorks, Natick, MA). The software reads the files containing the dose readings resulting from the irradiation of the calibration patterns. This information is arranged in a suitable matrix that contains the normalized response of the detectors to varying degrees of partial volume irradiation, as described above. For subsequent MLC regular test patterns, AURIL allows evaluating deviations corresponding to individual leaf positioning errors, assuming a linear dependence between position and detector response. Since a strict alignment of the PTW-729 device with the collimator/leaf axis is critical, a tool was developed in AURIL that calculates the mean readings ratio for the detectors under the left and right sides of the central rectangular field of the regular band pattern (Figure A1.3). A ratio between 0.97 and 1.03 was considered satisfactory.

For all the subsequent tests, the PTW-729 device was irradiated at 100 cm SAD and 15mm of water equivalent material (RW3, PTW-Freiburg, Germany) as buildup and 90 MU for each field of the patterns described above. Because of the PTW-729 size, only the 27 central leaves of the MLC were studied; the width limitation was given by the maximum overtravel of the MLC. For validation of the sensitivity of this method and the associated AURIL software program, four verification test patterns were created and irradiated on the PTW-729 after the calibration process. Each of these verification test patterns included predetermined, arbitrarily chosen leaf position errors of 1 mm, 2 mm and 3 mm, as shown in Table A1.1.

All these tests were carried out also with X-OMAT V Ready-Pack (Eastman Kodak Company, Rochester, NY) radiographic films of 35 cm × 43 cm, for comparison. Since the absolute position of each leaf in these tests depends on the precision achieved during the MLC leaf calibration procedure, we took an additional step designed to account for the residual errors in the leaf calibration on the Bayouth test with radiographic films. Prior to executing the test patterns, a full MLC calibration was performed following the manufacturer's guidelines. Next, a film was irradiated using the Bayouth test with 50 MU per field, and its results in the area of the 27 inner leaves were taken as reference. The film was scanned using a VIDAR VXR-16 Dosimetry Pro Advantage Scanner (VIDAR System Corporation, Herndon, VA) and analyzed using the RITv5.2 software (Radiological Imaging Technology, Colorado Springs, CO). In order to avoid errors caused by the field edge in the Bayouth test analysis, the first and last rows were discarded from the comparison and only the 25 innermost ones were analyzed. Based on the analysis of this reference pattern, a reference response matrix was obtained with the values of the initial leaves positions in order to eliminate the residual inaccuracy of the MLC calibration process from subsequent measurements.

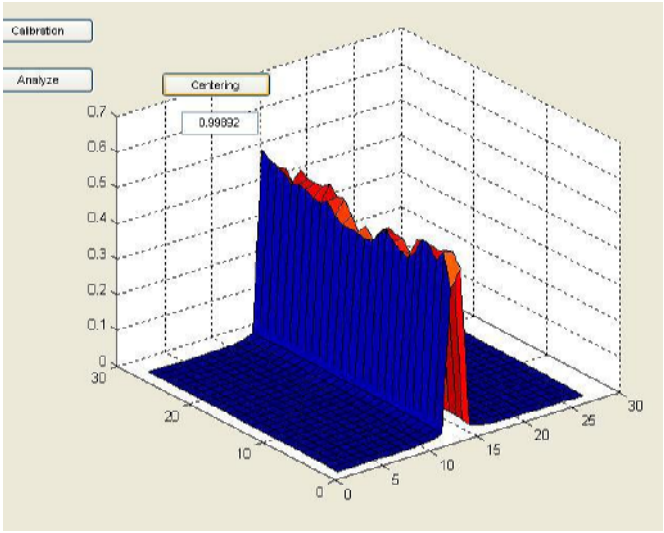


Figure A1.3. View of AURIL's tool and quantification index for device centering.

Table A1.1. Summary of results of errors introduced into the validation plans and detected by AURIL software.

Value of the introduced error (mm)	±1	±2	±3
Number of introduced errors	84	32	2
Numbers of errors correctly detected	84	32	2
Mean absolute values of the detected errors (mm)	0.97	1.84	-
Standard deviation (mm)	0.17	0.16	-
Binned values (mm)	0.6-1.4	1.5-2.3	2.7-2.8

The four verification test patterns with leaf position errors were then irradiated onto films, scanned, and analyzed using the same procedure. The leaf positions were obtained according to the standard Bayouth procedure and compared with the known predetermined position errors. In order to eliminate the effect of the residual leaf position errors during the MLC calibration, the reference response matrix was subtracted from the leaf position matrix obtained for each one of the four verification test patterns.

A1.III. Results

All response curves to partial volume irradiation were similar to those shown in Figure A1.4, corresponding to the ionization chambers in the 14th row, under the left and right side of the central rectangular field, and showed a linear behavior with small variations in the linear adjusted numerical parameters.

When the regular test patterns were irradiated over the PTW-729 and over the films, it was found that the MLC positioning errors were within the tolerance established by the manufacturer. For AURIL, the positioning errors were in the range of ± 0.4 mm (Figure A1.5), while for the Bayouth method; these values were in the range of ± 1 mm (Figure A1.6).

Figure A1.7 shows the film image of one of the verification test patterns with intentionally introduced MLC leaf positioning errors. Figure A1.8 shows the histograms of the errors detected by AURIL for this pattern when irradiated upon the PTW-729. Figure A1.9 shows another graphic representation of the positioning errors from one of the MLC banks, as an additional tool within the AURIL program.

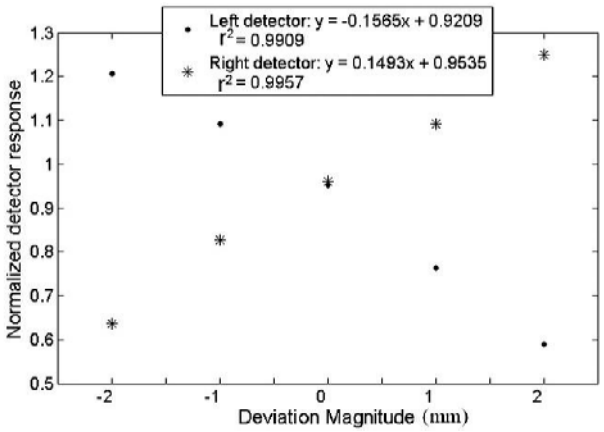


Figure A1.4. Partial volume response curves for the ionization chambers at the left and right sides of the central rectangle, under the central leaves

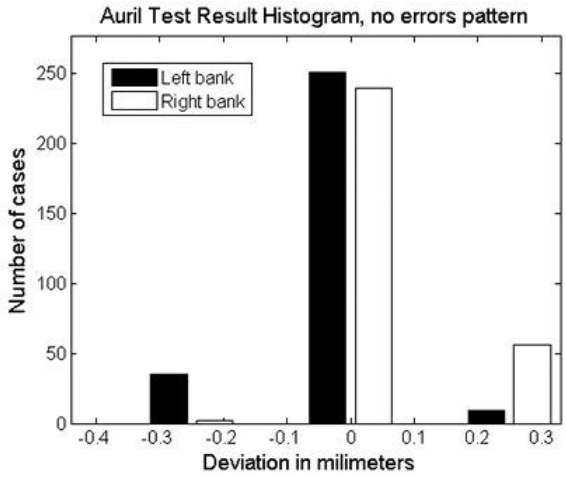


Figure A1.5. Result of AURIL software analysis of MLC for the 2D detector array exposed to a pattern without intentional errors.

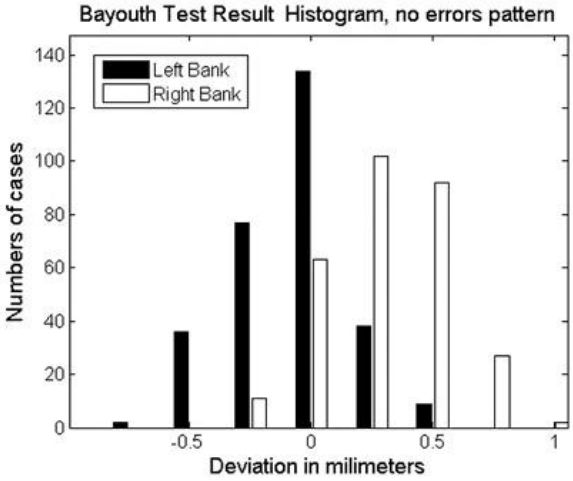


Figure A1.6. Illustration of the results using the Bayouth test analysis module within the RIT software for a film exposed to a pattern without intentional errors

Figure A1.10 shows the histogram of the MLC leaf positioning errors detected with the Bayouth test included in the RIT software for this same pattern.

Analyzing four different verification test patterns, it was found that AURIL detected the total number of intentionally introduced errors, as well as the direction of the deviations, as summarized in Table A1.1. AURIL binned values between 0.6 mm and 1.4 mm (0.97 ± 0.17) to “1mm” errors, values between 1.5 mm and 2.3 mm (1.84 ± 0.16) to “2 mm” errors, and values of 2.7mm and 2.8 mm to “3 mm” errors. The threshold for an error to be considered as “detected” was 0.6mm. This criterion was

adopted based on the minimum value obtained for “1 mm” deviations. Seven 0.6 mm deviation values and one 0.7 mm deviation value that did not correspond to predetermined errors were reported. Seven of these eight false errors were located on the field edge. These errors would have been among those discarded in the film-based test.

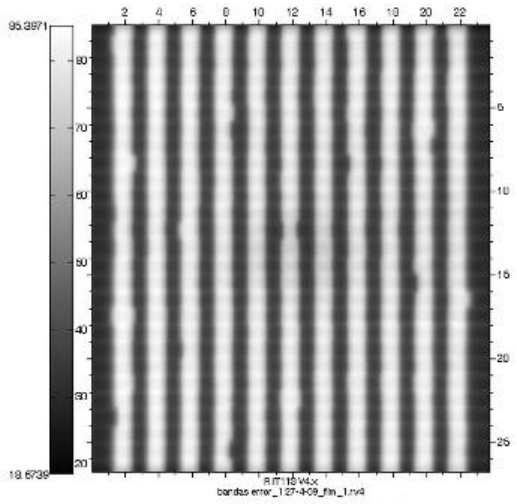


Figure A1.7. Film of one of the four validation patterns with intentional errors.

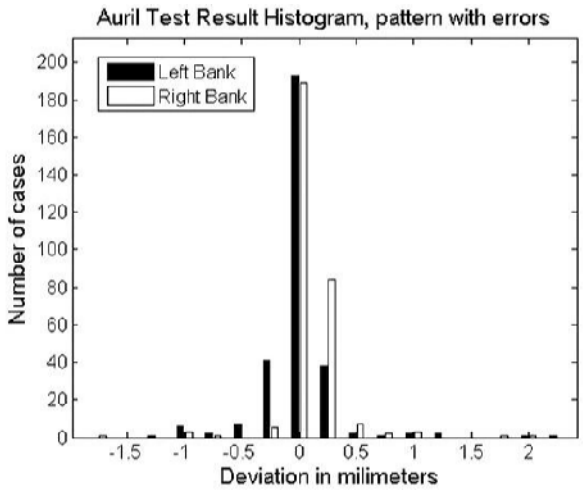


Figure A1.8. Errors detected by AURIL in the validation pattern corresponding to Fig. 7.

Table A1.2 shows the errors detected by the Bayouth test performed with film for the same four verification test patterns. The total of the intentionally introduced errors larger than 1 mm were detected. The number of 1 mm detectable errors proved to be lower than that detected with the PTW-729 and AURIL, and highly dependent on the established threshold value that defined a deviation as an “error”. The number of errors reported increases with a lower threshold value. There were a number of deviations reported in positions that neither corresponded to intentionally introduced errors, nor were they easily visible in the films. These deviations increased quickly with a lower threshold value, as shown in Table A1.2. The number of errors detected by the Bayouth method is also dependent on the definition by the operator of the central leafs axis position.

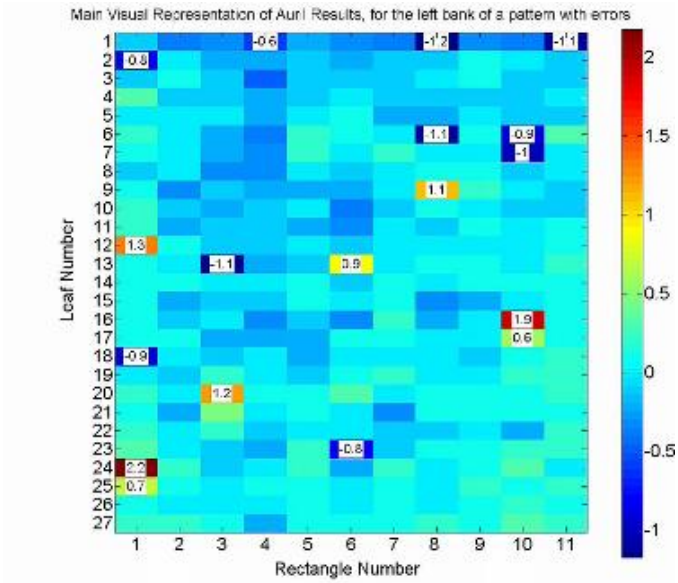


Figure A1.9. Graphic representation of the errors detected by AURIL software for the left leaves bank, in one of the validation pattern with errors corresponding to Figure A1.7. The columns correlate with the rectangular beams in the pattern and contain 27 fields for the leaves' positions. Deviations equal to or larger than 0.6 mm are emphasized with their numerical values

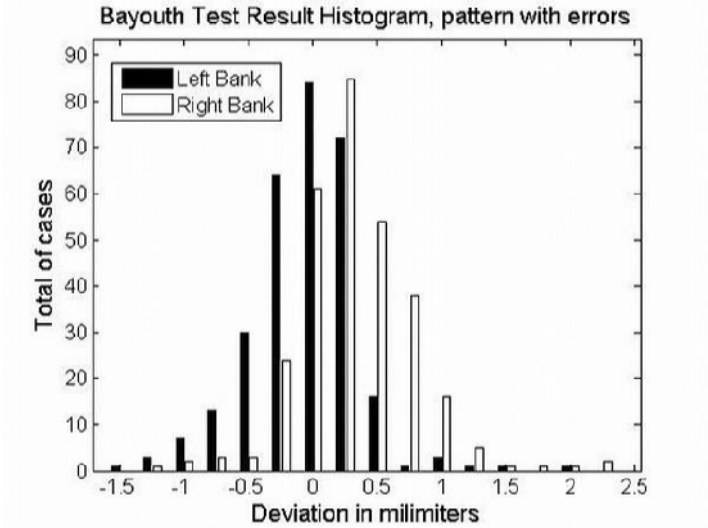


Figure A1.10. Errors in the validation pattern corresponding to Figure A1.6, detected in the Bayouth test with films analyzed by the RIT software.

Detection threshold used (mm)	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0
Total reported errors corresponding to those intentionally introduced	90	87	80	70	65
Reported errors not introduced and not visible in the film	324	239	147	66	31

Table A1.2. Summary of errors and threshold dependency reported by the Bayouth test with film.

Taking into account the reference matrix and its subtraction in the patterns with errors, the analysis showed higher specificity and similar sensitivity for low threshold values, causing a slight sensitivity decrease for high-threshold values, as can be seen in Table A1.3. The methodology used by AURIL automatically takes into account the residual errors of the initial MLC calibration, since it is built into the initial calibration process.

A1.IV. DISCUSSION

The ideal MLC quality control method should be able to reveal slight differences between the prescribed positions and the actual positions of the leaves, over all the range of positions. Preferably, it should be simple, automatic, and independent of extraneous factors.

The Bayouth test with radiographic films allows a quantification of the leaf deviations, but since it uses the midpoint between a dosimetric peak and the adjacent valley to determine the field edge, it is

possible to have opposite errors that do not alter the central position of a peak and the adjacent valleys. Under these circumstances, errors in leaf positioning would not be detected. Besides, the presence of a leaf position error introduces a shift in the dosimetric center of the adjacent peak and valley that may cause a false error report in the opposite side of that particular field or valley. In addition, our experience on the analysis of the Bayouth test using the RIT software indicates that its result is highly dependent on the choice of the central axis, and that an error threshold of less than 1 mm leads to an increasing number of false errors. Moreover, film dosimetry demands a high level of care, adding a burden that does not contribute to the value of the test. Also, the decreasing supply of film and photographic chemicals makes it necessary to find other alternatives. [30], [39]

The subtraction of the reference matrix appears to increase the specificity for lower threshold values of errors in the Bayouth test. This is consistent with the hypothesis that the residual leaves calibration errors, while lower than 1 mm, remains quite stable on near consecutive measurements.
The detector response dependence as a function of its irradiated volume fraction by a radiation beam allows the implementation of our algorithm to any other type of detector arrays, as long as they display a partial volume response. Although in our work only the 27 inner leaves were targeted, it is clear that the totality of the MLC can thus be evaluated with straightforward shifts of the PTW-729 in the gun-target direction.

The MLC_Fastchecker software uses a calibration somehow similar to ours, based on variations in the position of adjacent fields in order to identify deviations at the field edge. These deviations are seen in the response of the detectors that agree with the field boundaries. [42] Thus, deviations in leaf positioning are quantified. Since two adjacent fields cover a detector, the method is not able to indicate which bank of leaves is responsible for a particular error. A one-leaf error could be compensated by an error of the opposite leaf and neither of them would be detected. All 729 detectors are characterized by a unique calibration parameter.

The analysis developed with AURIL software to be used with the PTW-729 responds directly to position variation of the field boundaries being irradiated. Unlike the MLC_Fastchecker, each leaf bank can be evaluated independently, without opposing errors being cancelled. In addition, for each detector, the reading corresponding to the initial independent calibration is registered on a matrix for future use. The few false errors reported were found mostly at the field edges, where scattering conditions are more extreme.

Detection threshold used (mm)	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0
Reported errors corresponding to those intentionally introduced	93	86	74	66	59
Reported errors not introduced and not visible in the film	58	14	5	0	0

Table A1.3. Summary of errors and threshold dependency reported by the Bayouth test with subtraction of the baseline.

The initial system calibration time takes approximately 60 minutes, which includes the device setup and the irradiation of nine patterns with 11 fields. This initial calibration is valid for as long as the MLC calibration does not change. The acquisition time for a control test is about 20 minutes. Considering the preliminary results of ongoing studies, the number of MU for each field could be significantly reduced, shortening these times without affecting the quality of the results.

A1.V. Conclusions

This work proposes a new method for quality control of a MLC using a PTW-729 ion chamber array. The principle of varying signal response of a volumetric detector to partial irradiation enables this method to correlate the signal with the variations of the radiation beam edges and, therefore, to detect deviations in the expected position of the leaves with increased spatial resolution.

The method is easy to implement and does not exhibit many of the problems related to the use of radiographic films. It was possible to detect the total number of predetermined deviations and to quantify them at their correct frequency, with a minimum number of false errors. It is easy to modify to cover the whole MLC by doing the test in two stages. AURIL software may become a useful tool for the routine quality control of MLCs at radiotherapy departments.

APENDICE 2

Commissioning and quality assurance for intensity modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator

VENENCIA D and BESA P. Centro de Cáncer "Nuestra Señora de la Esperanza", Pontificia Universidad Católica de Chile, Diagonal Paraguay 319, Santiago, Chile.
Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 5, Nº3, 2004.

Abstract:

The objective of this paper is to present our experience in the commissioning and quality assurance (QA) for intensity-modulated radiotherapy (IMRT) using the dynamic multileaf collimator (dMLC), sliding window technique. The connectivity and operation between all IMRT chain components were checked on the Varian equipment. Then the following tests were performed: stability of leaf positioning and leaf speed, sensitivity to treatment interruptions (acceleration and deceleration), evaluation of standard field patterns, stability of dMLC output, segmental dose accuracy check, average leaf transmission, dosimetric leaf separation, effects of lateral disequilibrium between adjacent leaves in dose profiles, and multiple carriage field verification. Standard patterns were generated for verification: uniform field, pyramid, hole, wedge, peaks, and chair. Weekly QA protocol includes sweeping gap output, garden fence test (narrow bands, 2 mm wide, of exposure spaced at 2-cm intervals), and segmental dose accuracy check. Monthly QA includes sweeping gap output at multiple gantry and collimator angles, sweeping gap off-axis output, picket fence test (eight consecutive movements of a 5-cm wide rectangular field spaced at 5-cm intervals), stability of leaf speed and leaf motor current test (PWM test). Our patient QA procedure consists of an absolute dose measurement for all treatment fields in the treatment condition, analysis of actual leaf position versus planned leaf position (dynalog files) for each treatment field, film relative dose determination for each field, film relative dose determination for the plan (all treatment fields) in two axial planes, and patient positioning verification with orthogonal films. The tests performed showed acceptable results. After over one year of IMRT treatment, the routine QA machine checks confirmed the precision and stability of the IMRT system.

Key words: intensity-modulated radiotherapy, commissioning, quality assurance, implementation, IMRT protocol

A2.I. INTRODUCTION

Intensity-modulated radiotherapy (IMRT) using inverse treatment planning can improve dose distributions compared with conformal radiotherapy planning (3DCRT). [51] Multileaf collimator (MLC)–based IMRT can be delivered with two main modalities: segmental IMRT (step and shoot) and dynamic IMRT (sliding window). For the step-and-shoot modality, the MLC shape remains constant while the beam is on and changes while the beam is off. For the sliding window, each leaf pair moves continuously, unidirectionally, and with independent speed while the beam is on.

The clinical implementation of IMRT requires special commissioning, including machine and patient-related routine quality assurance (QA) beyond the ones currently performed for 3D-CRT with the MLC. [48], [49], [31], [34], [52], [30] Many components of this new technology, both hardware and software, are recent and their potential errors are unknown. There are no international guidelines for IMRT commissioning and QA. Recent publications describe some new procedures required to carry out the implementation of IMRT [45], [47]; however, there are few reports that describe special procedures or provide guidance in introducing IMRT. [44, 46] Radiotherapy departments wishing to implement IMRT need a commissioning and QA protocol.

The purpose of this paper is to present our experience with the implementation of IMRT commissioning and QA with dynamic multileaf collimator (dMLC) using the sliding-window technique.

A2.II. METHODS AND MATERIALS

A. The IMRT system

All the following equipment was from Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA. A linear accelerator Clinac 21EX, equipped with a 120-leaf MLC Millennium, was used for dynamic IMRT. The treatment energy used was 6 MeV photons. Virtual simulation was achieved with SomaVision. The 3D treatment-planning system (TPS) was Cadplan, and the inverse-planning system was Helios. All these systems were interfaced with Varis.

Relative dosimetry was achieved by using RIT113 software (Radiological Imaging Technology, Inc., Colorado Springs, CO), with Kodak EDR2 and X-Omat V Ready-Pack film (Eastman Kodak Company, Rochester, NY) and film scanner VIDAR VXR-12 (VIDAR Systems Corporation, Herndon, VA). The optical density versus absorbed dose to water curve was obtained for both types of films. Film was irradiated perpendicular to the incident beam (perpendicular configuration) in a solid water phantom at 5 cm depth, with only one exposure per film. To reduce the low energy scatter to the film, 0.5-mm lead sheets were placed at 1.2 cm on both sides. [53] Film dosimetry was used only for relative measurements. An automatic film processor (FPM 2800, FUJI Photo Film Co., Tokyo, Japan) was used to develop the film. To reduce the variability of working conditions, both the calibration and commissioning dosimetry measurements were performed within a single irradiation and developing session.

For absolute dosimetry a 0.6 cm3 farmer-type ionization chamber (PTW-FREIBURG W30001, Freiburg, Germany) was used. The phantoms used were solid water slabs (Gammex Inc., Middleton, WI) and the Benchmark IMRT Phantom (MED-TEC Inc., Orange City, IA).

B. Commissioning

After standard accelerator commissioning we proceeded to verify the connectivity and operation between all the components of the IMRT chain. The dosimetric precision of IMRT with dMLC is critically dependent on the accurate positioning and reproducibility of the gap between opposing leaves. [34] The initial adjustment of the MLC is crucial because it establishes the baseline for future comparisons. [54] During the initial commissioning process, the mechanical and dosimetric control tests listed in Table 1 were performed.

Table A2.1. Mechanical and dosimetric test done during commissioning or when the machine undergone on major repair

1. Mechanical Checks

1.1. Stability of the dynamic MLC
1.2. Stability of leaf speed
1.3. Sensitivity to treatment interruptions (acceleration and deceleration)
1.4. Evaluation of standard field patterns (Varian test [53])
- Synchronized Segmented Stripes
- Nonsynchronized Segmented Stripes
- X Wedges
- Y Wedges
- Pyramids
- Complex field A
- Complex Field B

1.5. Evaluation of fields with multiple carriage position

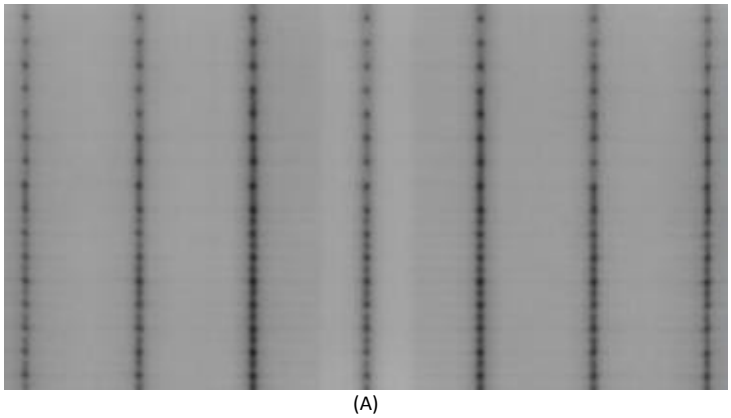
2. Dosimetric Checks

2.1. Stability of dMLC output "Sweeping gap test" (central axis (CAX) vs. gantry and collimator angles)
2.2. Segmental dose accuracy check
2.3. Average leaf transmission determination
2.4. Dosimetric leaf separation between leaf determination
2.5. Effects of lateral disequilibrium in dose profile between adjacent leaves

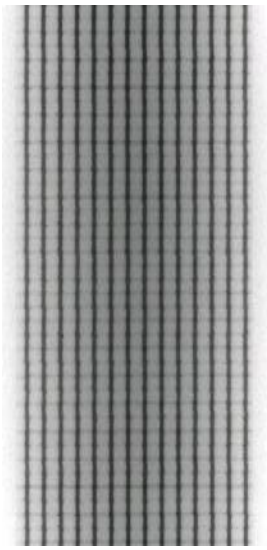
B.1 Mechanical checks

B.1.1 Stability of the dMLC

To check the stability of the dMLC mode and the reproducibility of the gap between leaves, two tests were carried out: the picket fence test (Fig. A2.1 (a)) and the garden fence test (Fig. A2.1 (b)), so called because the diagram obtained on the exposed film resembles a fence. The picket fence test consists of eight consecutive leaf movements of a 5-cm wide rectangular field spaced at 5-cm intervals; the field information is contained in three separate test files which are run in sequence. [55] This test field was exposed on a Ready-Pack film (33 cm × 43 cm) at 100 cm source-to-surface distance (SSD), placed over the treatment couch with 2 cm solid water buildup. The garden fence test consists of a narrow band (2 mm wide) spaced at 2-cm intervals. [34] The garden fence test was performed at four gantry angle positions (0º, 90º, 180º, and 270º). This test field was exposed on Ready-Pack film (25.4 cm × 30.5 cm) fixed to the collimator tray holder. Each leaf match line was analyzed either visually or using full-width half-maximum.



(A)



(B)

Figure A2.1. (A) Picket fence test. (B) Garden fence test

B.1.2 Stability of leaf speed

The stability of leaf speed was verified using a test field that requires the leaf pair to move at seven constant speeds, generating a stepwise homogeneous dose delivery of well-defined intensity.(4) This file was generated using Shaper software (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA). The stability of the different speed levels was analyzed, comparing the uniformity of each profile to the open field profile.

B.1.3 Sensitivity to treatment interruptions

During the leaf speed test, two beam interruptions were introduced to test the potential effect of acceleration and deceleration. [31] The stability of the intensity levels was analyzed, comparing the uniformity of each profile to the open field.

B.1.4 Evaluation of standard patterns

Quality assurance test patterns provided by Varian [55] were performed. The tests are designed to achieve a qualitative analysis of the position accuracy of the leaf, kinetic properties of the dMLC, and a dosimetric evaluation of fractional dose delivery.

B.1.5 Evaluation of fields with multiple carriage positions

The leaves of the MLC are mounted on a carriage. The maximum leaf motion relative to the corresponding carriage is 15 cm. Because the carriage remains fixed during irradiation, fields larger than 15 cm are delivered with two or three overlapping subfields with different carriage positions. Large fields are set to evaluate accuracy of multiple carriage delivery.

B.2 Dosimetric checks

B.2.1 Output stability with dMLC

The output stability with the dMLC was verified with a sweeping gap of 1.0 cm creating a uniform field of 20 × 20 cm2. The ion chamber was placed at the central axis (CAX) and off-axis, at positions ±5 cm; the measurement was normalized to the reference dose. To evaluate the possible effect of gravity, four different gantry angles were used (0º, 90º, 180º, and 270º). To determine whether the leaf gap changed between runs, measurements were taken using various gap widths.

B.2.2 Segmental dose accuracy check

Segmental dose checks allow for proving that interruptions sent by the control system are carried out correctly. In this test, a multiple beam segment field was used, and the dose of the first segment was measured and normalized to the reference dose. The first segment consisted of a 10 × 10 cm2 MLC field.

B.2.3 Determination of average leaf transmission

Average leaf transmission was determined with the ionization chamber and radiographic film as the ratio of the dose delivered through a fully closed and fully opened static MLC field. The ion chamber determination was obtained in a solid water phantom at the depth of maximum dose, averaging interleaf and midleaf transmission. The determination of leaf transmission with radiographic film was obtained in a solid water phantom, with films placed at 5-cm depth, perpendicular to the incident beam, averaging the dose profile perpendicular to the leaf direction in the center of the field. The transmission of all the leaves was verified following the factory-recommended procedure.

B.2.4 Determination of dosimetric leaf separation

Dosimetric leaf separation was determined using films placed at 100 cm from the source, at 5-cm depth in a solid water phantom. [34] Multiple static MLC fields with gap widths from 0 cm to 10 cm were used. All films were scanned and dose profiles in the direction of leaf movement were obtained. The dosimetric leaf separation was determined by extrapolating the average integral profile dose versus the MLC gap width to the zero dose.

B.2.5 Effects of lateral disequilibrium

The effect of lateral disequilibrium between adjacent leaves was measured using the leaf speed stability test, analyzing the profile perpendicular to the direction of the leaf motion. [31]

B.3 Dosimetric verification for the total system

To determine the accuracy of the dose distribution with dMLC for the combination of the TPS and LINAC, computer-generated calculations were compared with film-measured dose distributions. Standard patterns were created manually for comparison by editing the optimal fluence file with a text editor, and assigning intensity values to the corresponding fluence matrix components (cell index value). The fluence patterns created for verification were uniform field, pyramid, hole, wedge, peaks, [49] and chair. [48] To match calculated to film-measured isodoses, registration points were created using in-house software. This software reads the optimum fluence of the treatment field and generates the registration points (Fig. A2.2). The registration points are outside of the irradiated area and do not interfere with the measurements.

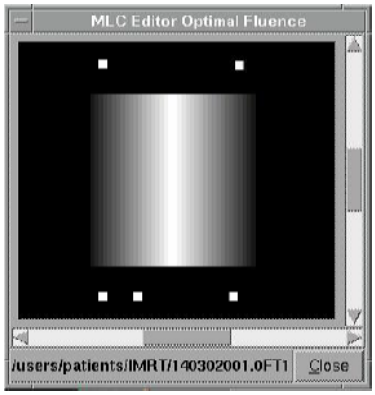


Figure A2.2. Standard pyramid pattern created for system verification. This pattern may be created editing the optimal fluence file

Dose distribution was calculated by the TPS on a coronal plane in a flat phantom at 5-cm depth using a 2.5-mm calculation grid. Comparisons between calculated and measured doses for different standard patterns were performed by dose profile and superposition of isodoses.

C. Machine quality control

To guarantee the ongoing stability and geometrical precision of the dMLC, it is necessary to add special tests to the standard QA program. [2], [31], [52] The tests and frequency required for each one are shown in Table A2.2. In addition, the weekly and monthly checks must be carried out each time preventive maintenance for the MLC is performed.

Table A2.2. Protocol for QA of the dMLC and the frequency with each test is performed

1. Weekly

- 1.1. Sweeping gap output (gantry and collimator angle 0º).
- 1.2. Garden Fence Test (4hs post initialization of the MLC).
- 1.3. Segmental dose accuracy check.

2. Monthly

- 2.1. Sweeping gap output versus gantry angle (0º, 90º, 180º and 270º, collimator angle 0º).
- 2.2. Sweeping gap output off-axis (± 5cm).
- 2.3. Picket Fence Test.
- 2.4. Stability of leaf speed.
- 2.5. PWM Test (Varian).

The stability of leaf speed and leaf motor current test (PWM test) provided by the manufacturer directly determines the amount of current needed to move a leaf a certain distance, in a certain time, at different positions.

D. Patient treatment verification

Pretreatment verification for IMRT is performed before the patient starts therapy. All verifications performed are shown in Table A2.3. A checklist, IMRT QA form, must be completed for each patient (Fig.A2.3).

Table A2.3. Protocol for patient pre-treatment verification

1. Absolute dose for all treatments fields (treatment condition).
2. Analysis of the Dynalog Files for each treatment field.
3. Relative dose for each treatment field.
4. Relative dose for all treatments fields in two axial planes.
5. Treatment position verification (two orthogonal films).

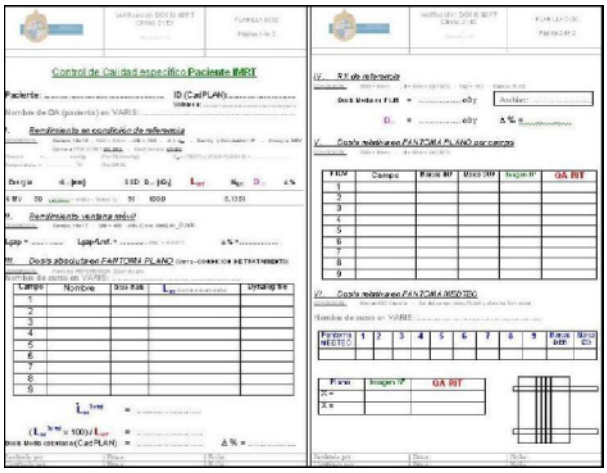


Figure A2.3. Form that must be completed in the pre-treatment QA of each patient before the first day of treatment

D.1 Absolute dose for all treatment fields

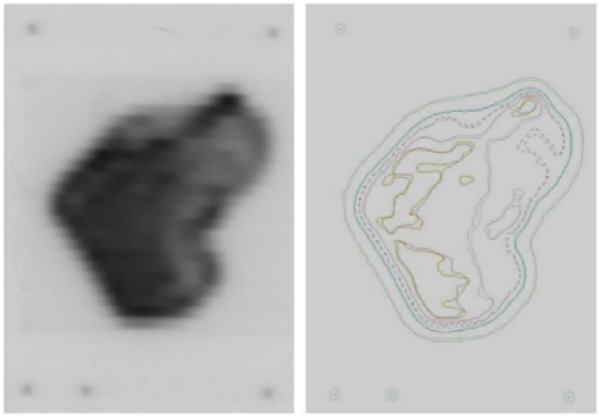
The IMRT fields are imported from the patient's plan into the phantom used for measurements. Dose distributions are calculated and mean dose for a volume, which represents the ion chamber, is obtained from the dose volume histogram (DVH). The calculated dose is compared with the measured dose. A 0.6 cm3 farmer-type ionization chamber is used for the measurement. An acceptance criterion for the absolute dose was developed; the absolute dose is considered adequate if the difference between the calculated and the measured dose is <3%. If the difference between measured and calculated dose is 3% to 5%, the plan has to be verified; if >5%, the plan is rejected.

D.2 Analysis of the dynalog files

The dynamic log files, created by the MLC controller at the end of every IMRT field delivery, are analyzed using Dynalog File Viewer software (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA), which is part of the MLC Varian workstation software. This file contains information about the planned versus actual position for all leaves every 50 ms while the beam is on. The software generates data tables and plots an error histogram (which shows information for all leaf position deviations), error RMS (which shows the calculated root-mean-square value for individual leaf deviations), and beam hold-off versus time plot (which shows beam hold-off during dynamic treatment). For each field the error histogram result is considered acceptable if 95% or more of the error counts (number of leaf position deviations) have misplacements <0.1 cm and there is no error count with misplacements >0.3 cm. The largest accepted RMS is 0.05 cm. The maximum number of beam hold-offs accepted per field is 2. Error histogram and error RMS are saved for each IMRT field. The data obtained are also used to screen for initial MLC motor failure and determine the need for preventive replacement.

D.3 Relative dose for each treatment field

To obtain the relative dose for each treatment field, the fluence for each field is imported into a flat phantom with normal incidence. Dose distribution is calculated on a coronal plane at 5 cm depth with Cadplan. Registration points outside of the treatment field are used to match measured and calculated doses. Comparisons between calculated and measured isodoses are carried out by overlapping and/or subtracting curves (Fig.A2.4).

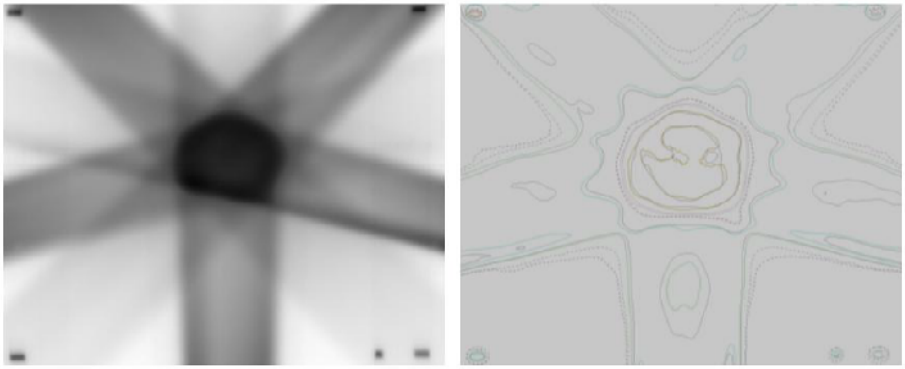


(A) (B)

Figure A2.4. (A) Film of treatment field with registration points incorporated. (B) Isodoses superposition of calculated and measured doses.

D.4 Relative dose for all treatment fields

The total plan is imported into a benchmark IMRT phantom. Two additional fields are added with the registration points for position information. Relative doses are calculated on two axial planes. Comparisons between calculated and measured film isodoses are carried out by overlapping and/or subtracting curves (Fig.A2.5).



(A) (B)

Figure A2.5. (A) Film of total plan with registration points incorporated. (B) Isodoses superposition of calculated and measured doses.

D.5 Treatment position verification

To verify the patient's position during treatment, machine films for an orthogonal pair of non-modulated fields, with a reference size, are taken weekly. The machine films are compared with the reference digitally reconstructed radiograph.

A2.III. RESULTS AND DISCUSSION

The initial adjustment of the MLC is crucial in producing the reference values that will allow the detection of future MLC errors. Picket fence and garden fence tests were designed to accurately detect leaf position errors. To evaluate the sensitivity of detecting leaf pair errors, several errors were

introduced into the garden fence sequence [31] by editing the leaf motion sequence. Errors in individual leaf positions or gaps as small as 0.05 cm could easily be detected (Fig.A2.6). The garden fence, picket fence, and the PWM tests allowed for the detection of problems with the leaf components (motor, screw, plastic nut, or spring).

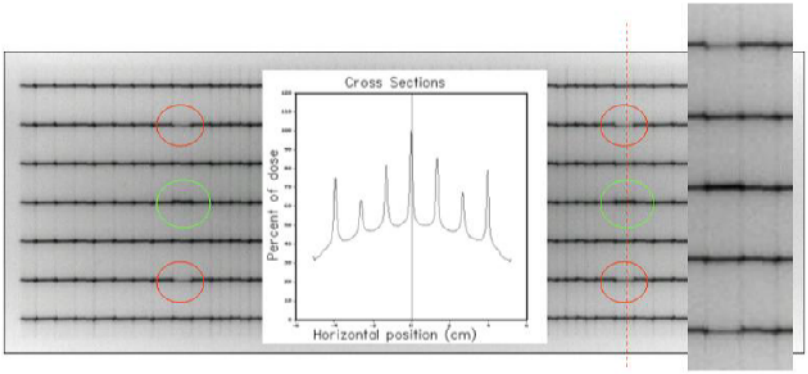


Figure A2.6. Result of the Garden Fence test with simulating errors of ±0.05cm.

The profiles obtained from the speed stability test for all intensity levels were uniform; dose differences to the open field profile were always below 2%. When unscheduled interruptions were introduced during treatment delivery, the dose profiles with these interruptions were not different from the tests without interruptions. Leaf speed remained stable, and dose delivered was not affected by the interruptions.

A qualitative analysis of all standard Varian pattern tests shows straight field boundary and match lines between different intensity segments. For all cases, match line segments fell within the positional limit error of ±1.0 mm established by the manufacturer.

The variation in the output of the sweeping gap versus the gap width is shown in Fig. A2.7. A variation of 1.5% in the output corresponds to a 0.2-mm error in the gap width. After more than a year, the 1-cm sweeping gap output test had a maximum deviation of less than 1.5%, including at different gantry angles.

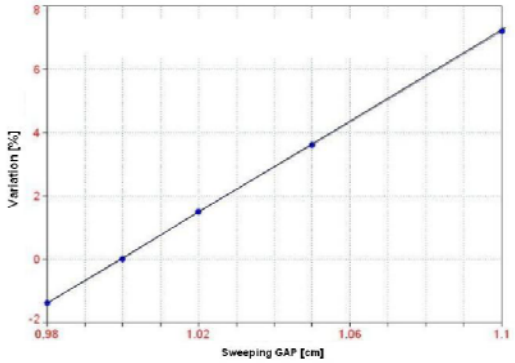


Figure A2.7.Graph of sweeping gap dose versus gap width.

Segmental dose measurements show variations of less than 0.5% after more than a year.

The average leaf transmission found for 6 MeV was 1.4% with ion chamber and 1.6% with film; a value of 1.5% was adopted. The dosimetric leaf separation determined by film for 6 MeV was 2.0 mm (Fig.A2.8).

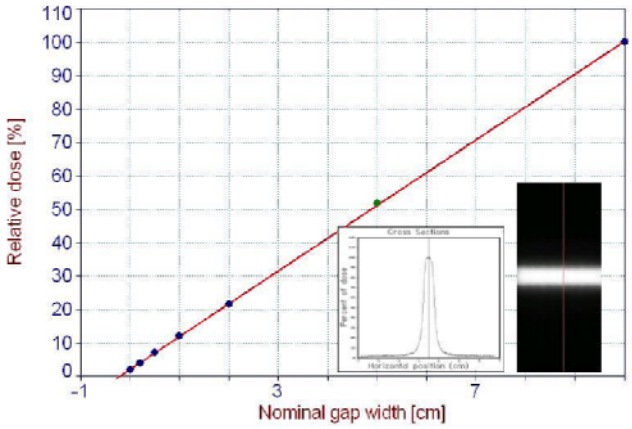


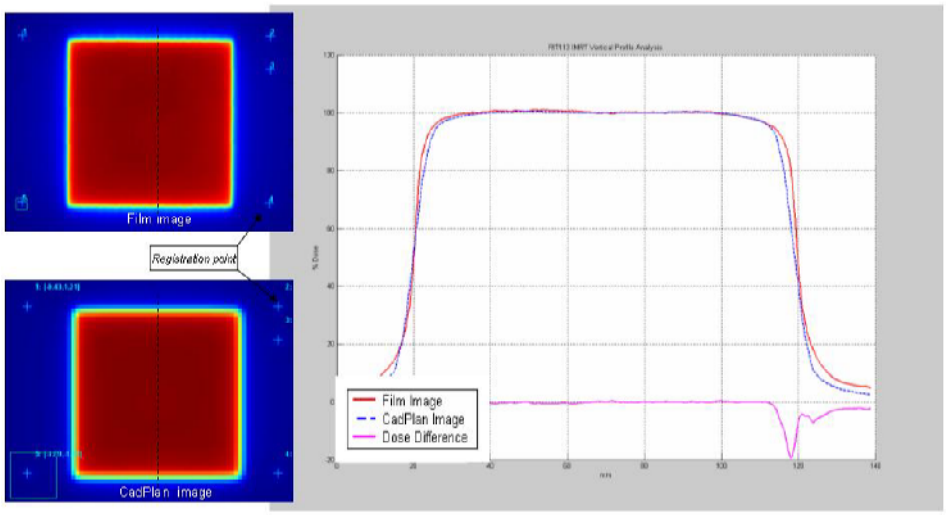
Figure A2.8. Relation between integral dose versus the MLC gap width.

A summary of the parameters used for the Cadplan configurations is listed in Table 4.

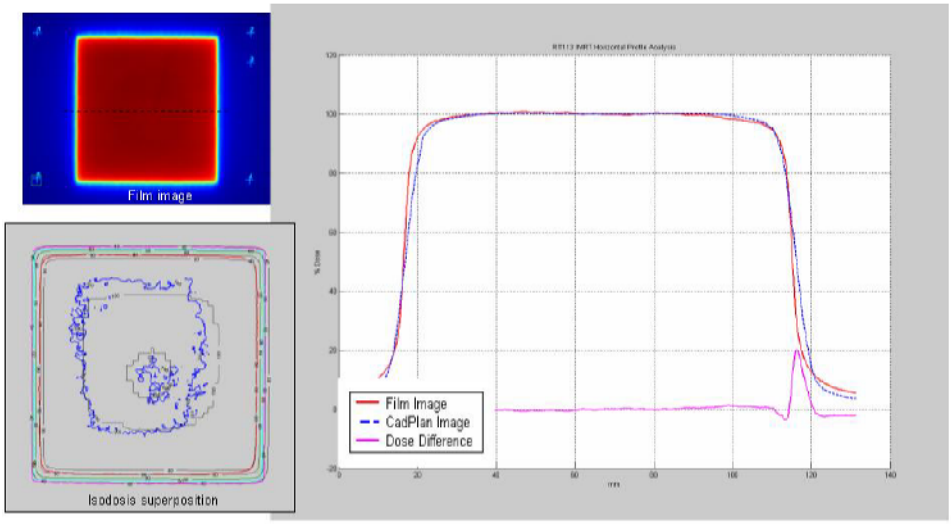
Table A2.4. Parameters of CadPlan v6.2.7 for IMRT with 6MV

Leaf Tolerance	0.15 cm
Dose rate for dMLC	300 MU/min
Dosimetric leaf separation in dMLC	0.20 cm
Minimum leaf gap in dMLC	0.06 cm
Average transmission	1.5 %

Comparison between TPS calculation and measured relative dose was done for all standard patterns. For the uniform test field (Fig. A2.9), profile superposition shows an agreement better than 1%, in the high dose–low gradient (HD-LG) region, both in the direction of leaf movement and in the perpendicular direction. The localization of the registration points used for the superposition of the images is shown in Fig.A2.9. Dose differences in the high-gradient region increase due to different film resolutions and the calculation grid size.



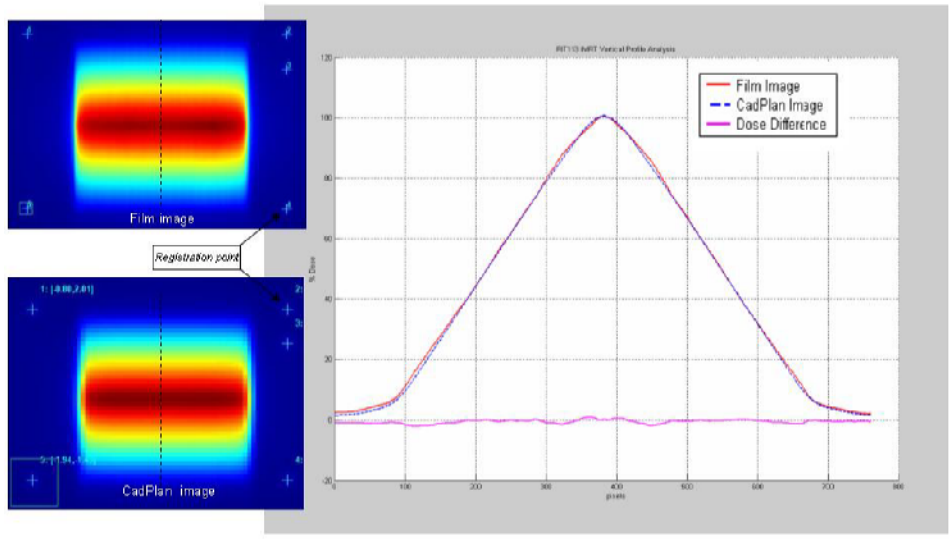
A



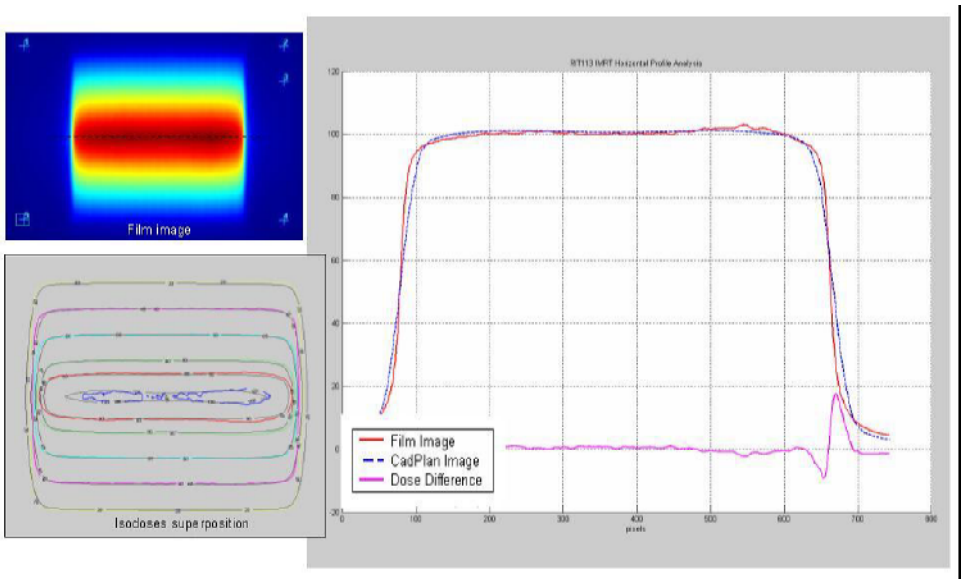
B

Fig.A2.9. (a) Comparison between TPS calculated and measured relative dose for the uniform test field in the direction of leaf movement. Profile superposition shows an agreement better than 1% in the HD-LG region. (b) Profile superposition in a perpendicular direction to leaf movement shows an agreement better than 1% in the HD-LG region.

For the pyramid test field (Fig. A2.10), the profile superposition shows an agreement better than 1% in the direction of leaf movement; in the perpendicular direction the dose difference is similar to the uniform test field. The isodose superposition for the pyramid field shows good agreement, better than 4% dose difference and 3-mm distance to agreement.



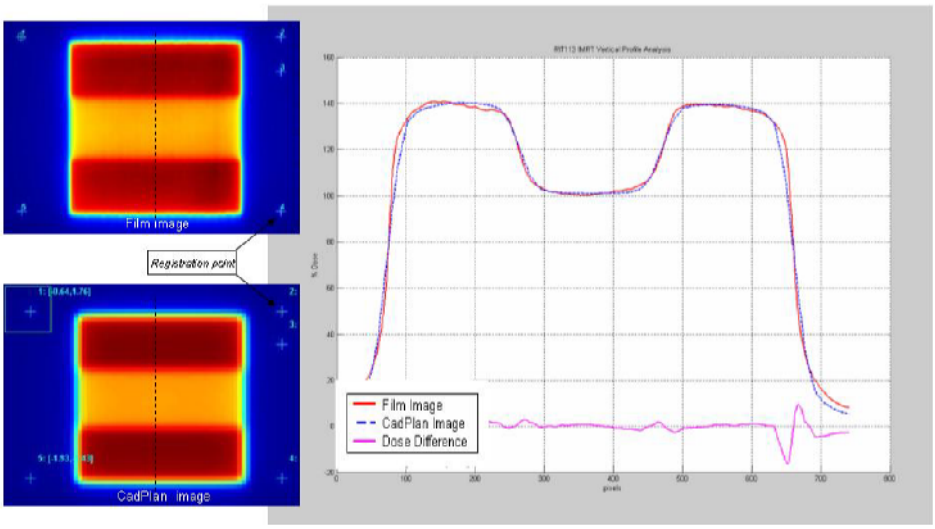
A



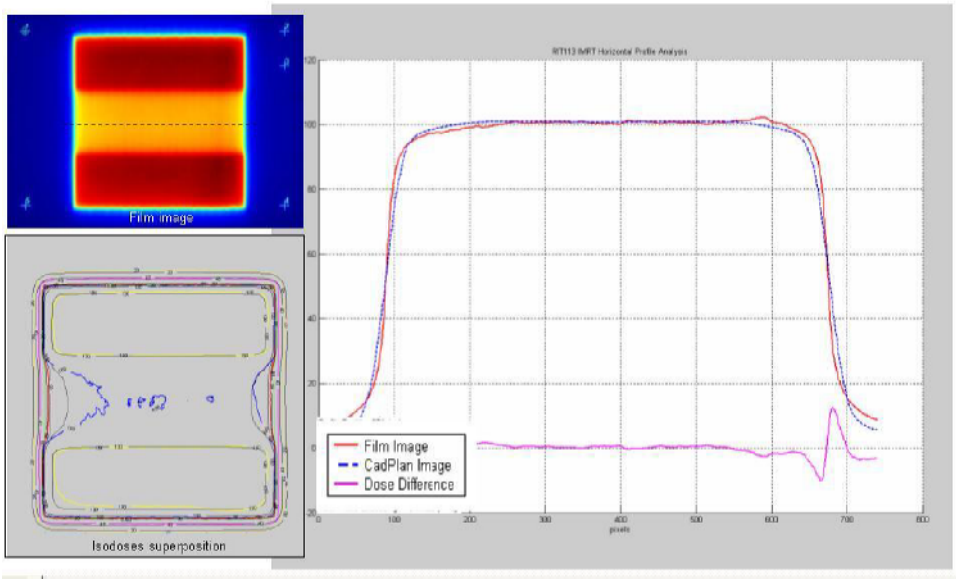
B

Fig.A2.10. (a) Comparison between TPS calculated and measured relative dose for the pyramid test field in the direction of leaf movement. Profile superposition shows an agreement better than 1% in the HD-LG region. (b) Comparison in a perpendicular direction to leaf movement shows dose difference similar to the uniform test field. Isodose superposition shows agreement better than 4% dose difference and 3-mm distance to agreement.

The hole test field (Fig. A2.11) shows two different dose levels; the profile superposition in the direction of leaf movement shows an agreement better than 3% in the HD-LG region. In the perpendicular direction the dose difference is similar to the uniform test field. Isodose superposition for the hole test field shows good agreement, better than 4% dose difference and 3-mm distance to agreement.



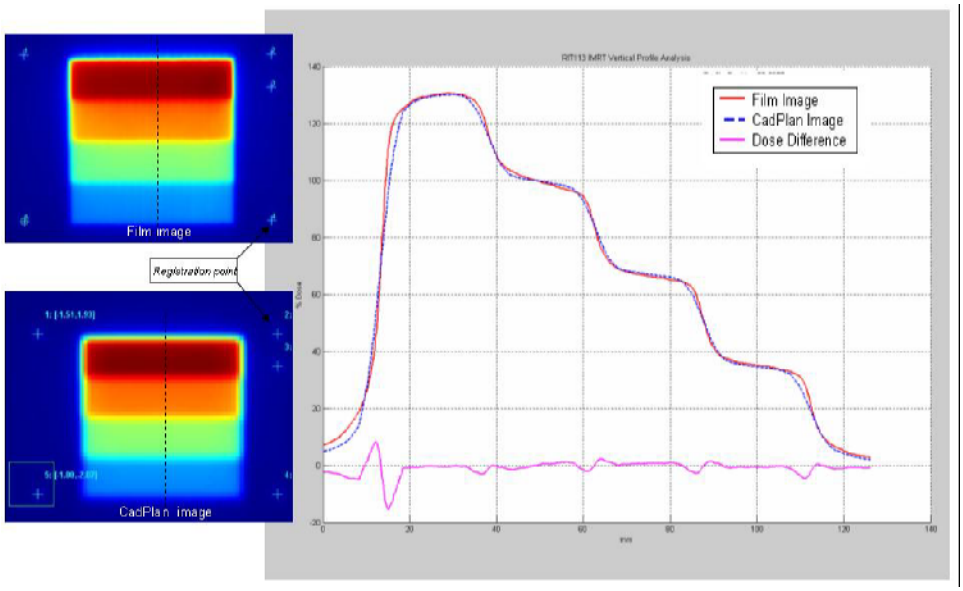
A



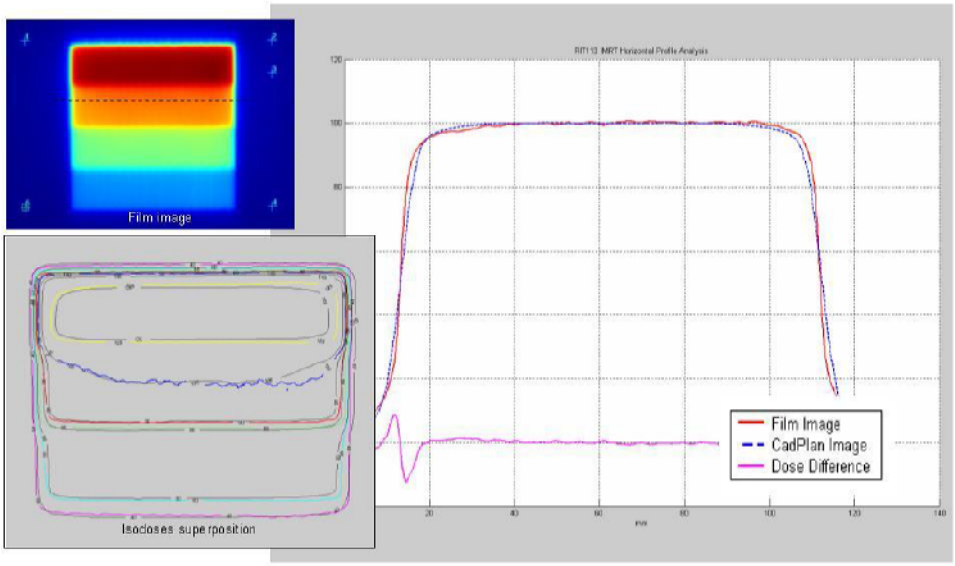
B

Fig. A2.11. (a) Comparison between TPS calculated and measured relative dose for the hole test field in the direction of leaf movement. Profile superposition shows an agreement better than 3% in the HD-LG region. (b) Comparison in a direction perpendicular to leaf movement shows a dose difference similar to the uniform test field. Isodose superposition shows agreement better than 4% dose difference and 3-mm distance to agreement.

For the wedge test field (Fig. A2.12), profile superposition in the direction of leaf movement shows an agreement better than 2% in the HD-LG region for the four dose levels. Dose differences increase at the edge of each dose level.



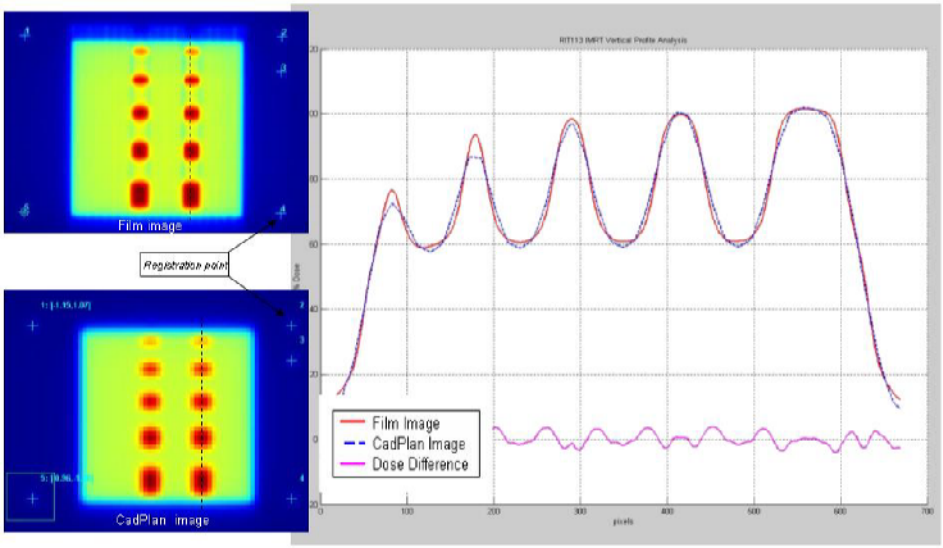
A



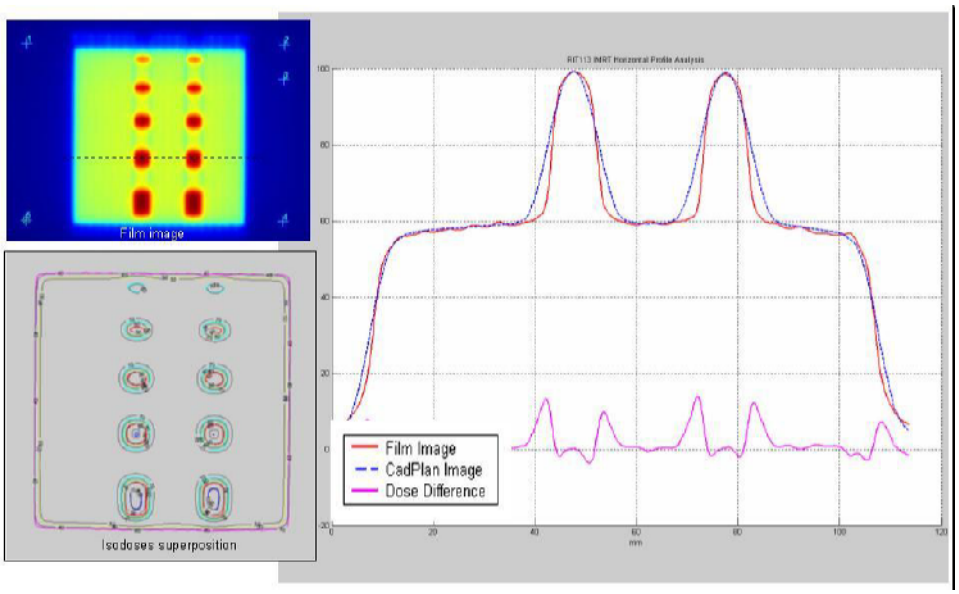
B

Fig. A2.12. (a) Comparison between TPS calculated and measured relative dose for the wedge test field in the direction of leaf movement. Profile superposition shows an agreement better than 2% in the HD-LG region. Dose difference increases at the edge of each dose level. (b) Comparison in a direction perpendicular to leaf movement shows dose difference similar to the uniform test field. Isodose superposition shows agreement better than 4% dose difference and 3-mm distance to agreement.

The peak test field (Fig. A2.13) shows peaks of different widths: 2.5 mm, 5 mm, 7.5 mm, 10 mm, and 15 mm in the direction of leaf movement with 10-mm height. Dose normalization was done at the center of the 10-mm width peak. Profile superposition shows an agreement better than 2% for 15-mm and 10-mm width peaks, 3% for 7.5-mm width peak, 5% for 5-mm width peak, and 7% for 2.5-mm width peak. Dose profiles in the perpendicular direction show an agreement better than 2% in the HD-LG and the dose difference increases in the HG region.



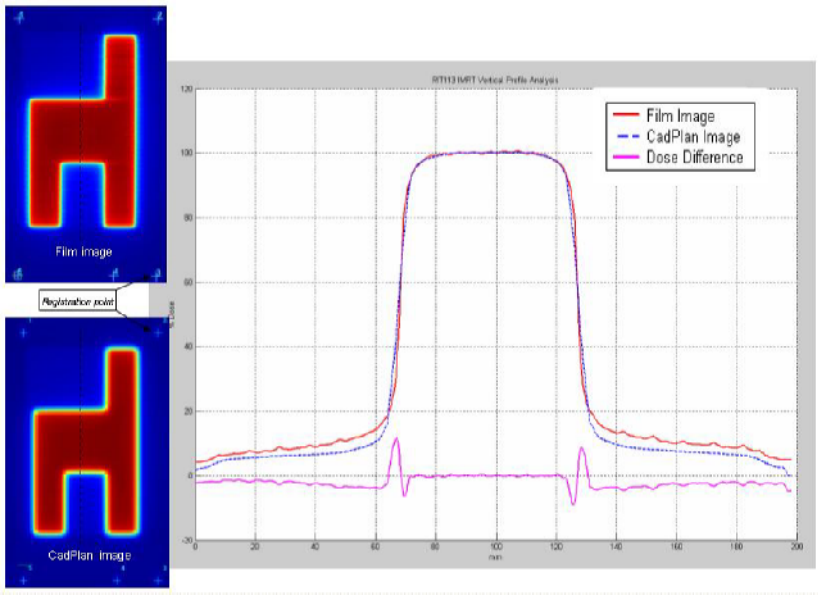
A



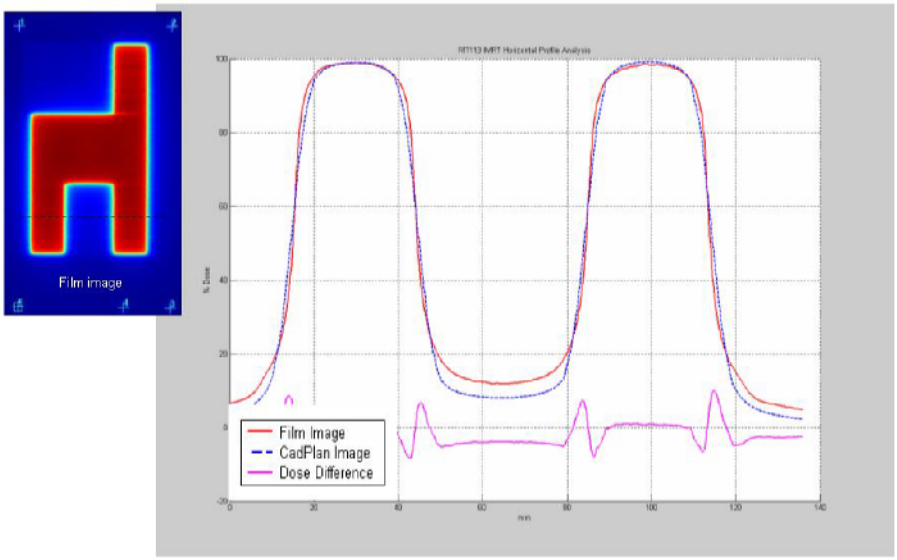
B

Fig. A2.13. (a) Comparison between TPS calculated and measured relative dose for the peak test field in the direction of leaf movement. Profile superposition shows an agreement better than 2% for 15-mm and 10-mm peak width, 3% for 7.5-mm peak width, 5% for 5-mm peak width, and 7% for 2.5-mm peak width. (b) Comparison in a direction perpendicular to leaf movement; profile superposition shows an agreement better than 2%. Dose difference increase in the high gradient region.

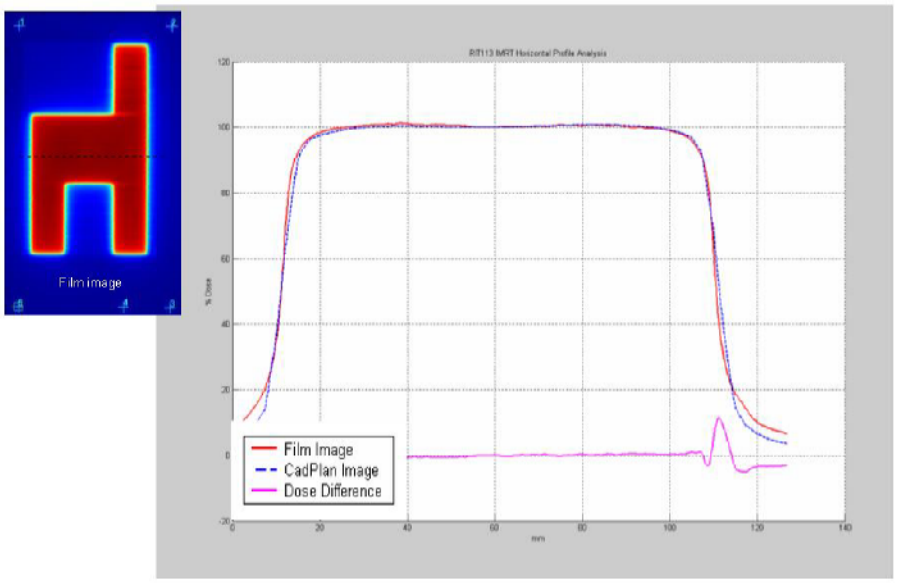
For the chair test field (Fig. A2.14) the dose profile superposition in the direction of leaf movement and the perpendicular direction show agreements similar to the uniform test field. In the low-dose region differences increase up to 5%, probably due to the film's sensitivity to scatter radiation.



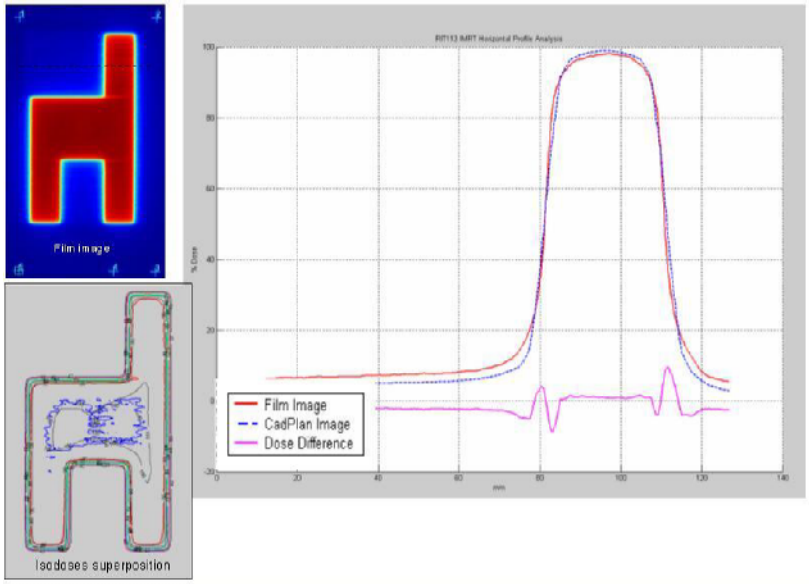
A



B



C



D

Fig. A2.14. (a) Comparison between TPS calculated and measured relative dose for the chair test field in a direction perpendicular to leaf movements. Differences in the low-dose region increase up to 5%. (b), (c), (d) Profile comparisons in the direction of leaf movement. Dose differences increase up to 5%.

The dose rate is adjusted depending on the number of beam hold-offs for a dynamic field. If more than two beam hold-offs are detected for a given treatment field, the dose rate is reduced by 100 MU/min.

The variations of the calculated absolute dose for all treatment fields with the ion chamber measurement, for the first 120 patients, were within the acceptable criterion (Fig. A2.15). The average variation value was –0.55%.

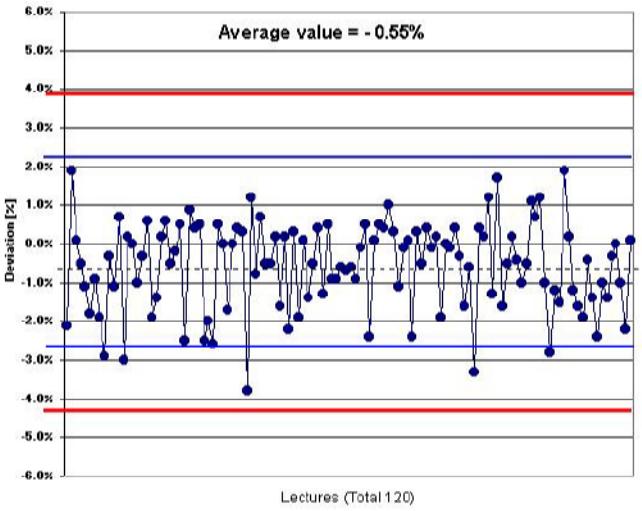


Fig. A2.15. Measured versus calculated dose in IMRT patients. Comparison between the calculated and ion chamber measured absolute dose for 120 IMRT patients

IV. CONCLUSION

All mechanical and dosimetric tests have proved very useful and detected only minor deviations. After more than one year of routine use of our QA protocol for dMLC IMRT, we have not detected any deviation in the MLC position. The implementation of IMRT must not be underestimated or simplified. Treatment-planning system configuration parameters must be measured. The TPS calculated dose and the measured absolute dose should not deviate more than 3% to ensure safe treatment. It is necessary to maintain strict criteria to compare measured and calculated values. The patient pretreatment QA requires significant machine time for measurements and must be completed before treatment starts.

In the future, in order to reduce patient pretreatment QA time, an independent monitor unit calculation program [56], [57] can be evaluated. Also, introduction of new analyzing tools, such as DTA (distance to agreement) [58] or γ (gamma factor), [59] can be useful to better quantify the comparison between measured versus calculated dose distributions.

Every institution should adopt a QA protocol. The QA protocol presented here has proved adequate, and with it we have had no patient complications attributed to IMRT delivery.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors wish to thank Chen-Shou Chui, PhD, Doracy Fontenla, PhD, and Yakov Pipman, PhD, for reviewing this paper.

APENDICE 3

Influencia del tamaño de la cámara de ionización en el modelado de haces de IMRT

D. Venencia, F. Somarriba, P. Besa.

SU-FF-T-153. Medical Phys. 32, 1985 (2005)

A3.1 Introduction

The objective of commissioning an intensity modulation treatment planning systems (TPS) is to ensure that the calculated dose accurately agrees with the dose delivered to the patient. Intensity modulated radiation therapy (IMRT) fields are generated with a multi leaf collimator (MLC) segmenting the field into small beamlets. The field generated has steep dose gradients and the TPS should adequately reproduce the penumbra to represent the dose distribution. TPS modeling of the penumbra is determined by the penumbra modeling algorithm and the quality of the beam profile measurements. The beam data measurements depend on the internal ionization chamber diameter, more than its volume, to characterize the width of the penumbra. The effect on the size of the penumbra for IMRT treatment with different detectors: ionization chamber, film [62], diamond [63] and diode [64] and have been studied. Some authors have proposed to modify dose kernels shapes [65] to match the penumbra.

Film dosimetry has the highest resolution to determine the penumbra. TPS modeling requires multiple profile measurements for different field sizes and depths in water that make film dosimetry impractical. Measurement with small ionization chambers closely reproduces the penumbra determined with film dosimetry. The use of small ionization chambers could improve IMRT beam modeling compare to the standard scanning detectors.

The purposes of this work are to model a photon beam for dynamic IMRT using two chambers with different sizes and compare the results using film dosimetry.

A3.2 Method and Materials

A linear accelerator Clinac 21EX equipped with a 120-leaf multileaf (MLC), with energy of 6 MV photons was used. The TPS employed was CadPlan/Helios version 6.2.7 (Varian Medical Systems), using a single pencil beam convolution (PBC) dose calculation algorithm. The TPS requires beam data acquisition including depth dose curves and dose profiles for open fields. Square open field were measured for widths: 2, 3, 4, 6, 8, 10, 12, 15, 20, 25, 30, 35 and 40 cm. Profiles were measured at 15, 50, 100, 200 and 300 mm in a cross plane direction for all fields and in a diagonal direction for the maximum field size. The two ionization chambers used were: IC-10 of 0.13cc (Wellhofer) with internal diameter of 6 mm and a PinPoint 31014 of 0.015cc (PTW) with an internal diameter of 2 mm. A WP700 Wellhofer phantom was used for beam data measurement and the Omni Pro software for data handling. Dose profile data measurements were modified using a median smoothing function. The mean value region used was 5 mm for the IC-10 and 10 mm for the PinPoint, due to increased ripple. Two sets of 6MV data were developed for beam commissioning as two separated machines and pencil beam kernels were calculated.

For film dosimetry Kodak EDR2 Ready-Pack film (Eastman Kodak Company) was used. Relative dosimetry was analyzed with RIT113 v4.1 software (Radiological Imaging Technology), and film scanner VIDAR VXR-12. The optical density versus absorbed dose to water curve was obtained. Film was irradiated perpendicular to the incident beam (perpendicular configuration) in a solid water phantom at 5 cm depth. To reduce the low energy scatter to the film, 0.5 mm lead sheets were placed at 1.2 cm on both sides [53]. An automatic film processor (FPM 2800, FUJI) was used to develop the film. The calibration and commissioning dosimetry measurements were performed within a single irradiation and developing session.

Eight standards IMRT patterns were used for comparison: peaks, hole, head and neck field, two prostate fields, total prostate axial distribution plan and total head and neck axial dose distribution plan. Calculation grid size (CGS) was 1.25x1.25mm2 and 2.5x2.5 mm2 for large field. To match calculated to film-measured isodoses, external MLC generated registration points were used. Comparison between calculated and measured isodoses was done by subtracting isodoses and gamma evaluation (3mm/3% and 2mm/2%) analysis.

A3.3 Results

Detector noise and measuring time increased with PinPoint chamber. Dose profile comparison for an 8x8 cm^2 field at 50 mm depth for IC-10, PinPoint and a high resolution film measurement are shown in Figure A3.1.

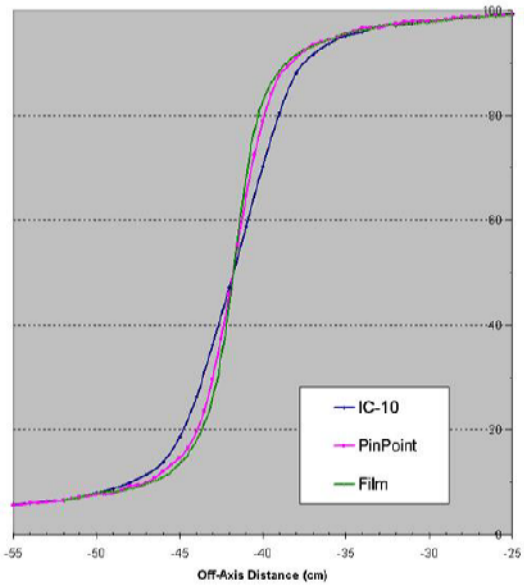


Figure A3.1 Beam profiles for an 8x8 cm2 open field at 50 mm depth measured with ionization chambers IC-10, PinPoint and EDR2 film.

Penumbra measurements (20%- 80%) were: PinPoint detector 4.1 mm, IC-10 5.8 mm and film 3.8 mm. Pencil beam kernels were calculated using both data sets, Figure A3.2. The dosimetric leaf separation and MLC transmission used in the beam modeling was the same for all data sets.

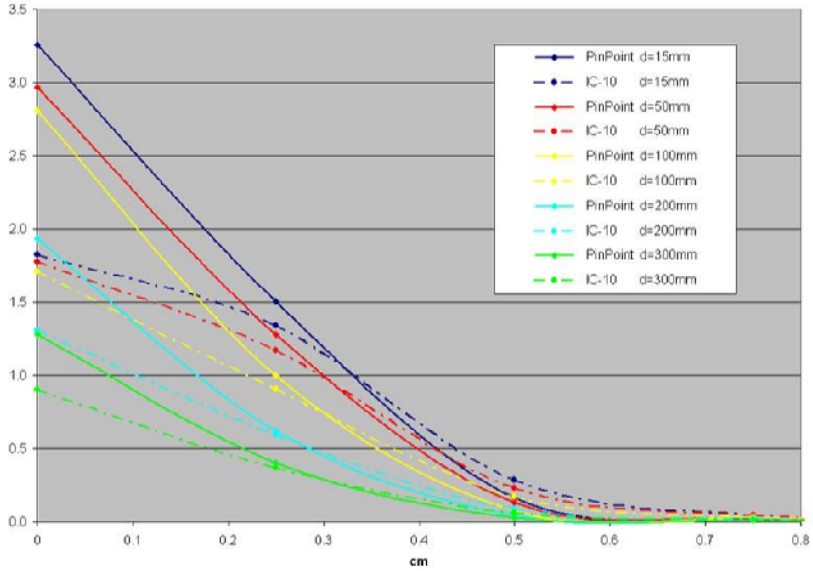


Figure A2.2 Pencil beam kernels calculated by TPS at five depths for IC-10 and PinPoint ionization chambers.

Dose distributions for all IMRT patterns measured and calculated were registered and compared, Figure A3.3. For Peak pattern subtracting isodose analysis was performed between calculated and measured isodoses, with a 3% tolerance, Figure A3.4. Gamma index analysis, with calculation grid size of 1.25x1.25 mm^2 and 2.5x2.5 mm^2, between both ionization chambers modeling and film measurement are show in Table A3.1.

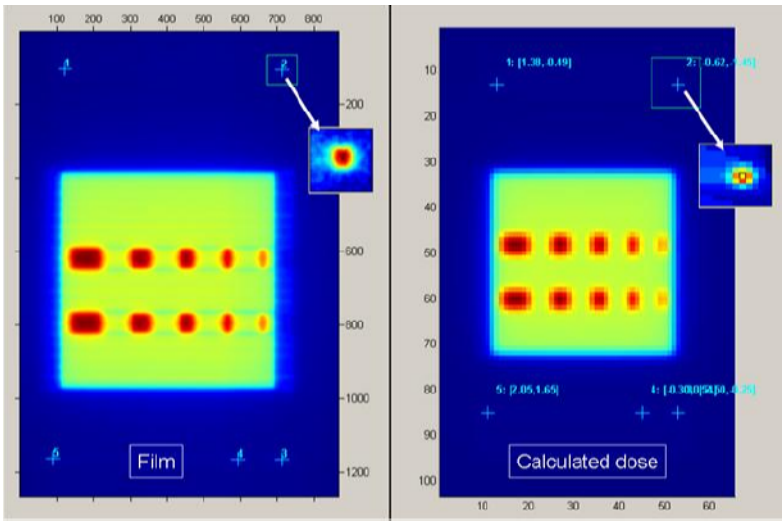


Figure A3.3 Registration of measured and calculated dose distribution for Peak patterns. Enlargements show registration points for alignment.

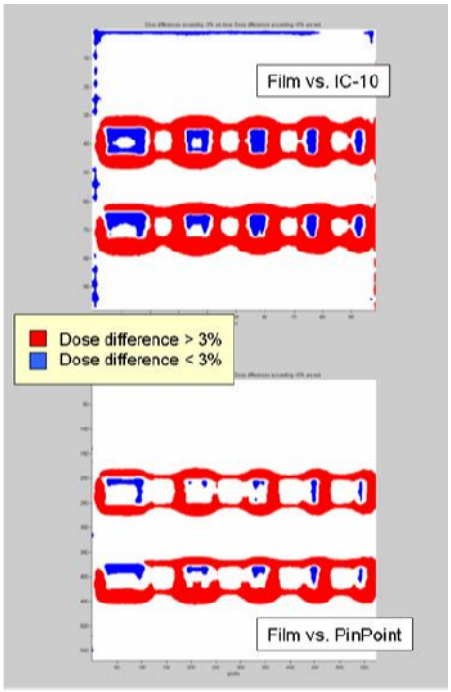


Figure A3.4. Comparison between ionization chambers modeling with film dosimetry using subtracting isodoses.

γ tolerance (calculation grid size)	3%/3mm (1.25x1.25mm²)	2%/2mm (1.255x1.25mm²)	3%/3mm (2.5x2.5mm²)	2%/2mm (2.5x2.5mm²)
Film vs. IC-10 (% pixel with γ>1)	7.8	15	10.8	21
Film vs. PinPoint (% pixel with γ>1)	3.8	7.8	5	10.2
% variation	**51**	**48**	**54**	**51**

Table A3.1

Single field gamma index analyses, using calculation grid size of 2.5x2.5mm^2, was done for the Hole pattern, Table A3.2, anterior head and neck treatment field, Table A3.3, posterior prostate treatment field, Table A3.4 and oblique left posterior treatment field, Table A3.5.

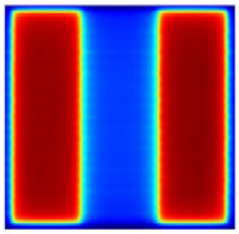
γ tolerance (calculation grid size)	3%/3mm (2.5x2.5mm²)	2%/2mm (2.5x2.5mm²)	
Film vs. IC-10 (% pixel with γ>1)	0.2	0.68	
Film vs. PinPoint (% pixel with γ>1)	0.11	0.28	
% variation	**45**	**59**	

Table A3.2

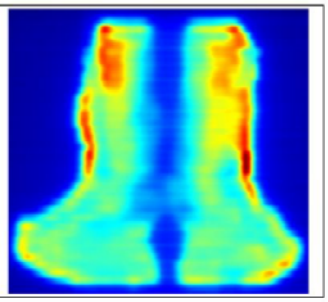
γ tolerance (calculation grid size)	3%/3mm (2.5x2.5mm²)	2%/2mm (2.5x2.5mm²)	
Film vs. IC-10 (% pixel with γ>1)	12.8	27.9	
Film vs. PinPoint (% pixel with γ>1)	10.6	25.5	
% variation	**18**	**10**	

Table A3.3

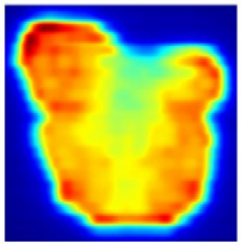
γ tolerance (calculation grid size)	3%/3mm (2.5x2.5mm²)	2%/2mm (2.5x2.5mm²)	
Film vs. IC-10 (% pixel with γ>1)	4.47	17.6	
Film vs. PinPoint (% pixel with γ>1)	1.9	15.8	
% variation	**58**	**10**	

Table A3.4

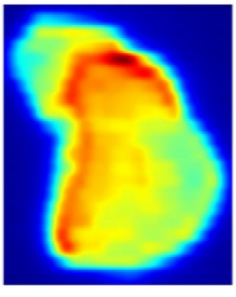
γ tolerance (calculation grid size)	3%/3mm (2.5x2.5mm²)	2%/2mm (2.5x2.5mm²)	
Film vs. IC-10 (% pixel with γ>1)	3.6	18.7	
Film vs. PinPoint (% pixel with γ>1)	1.3	16.3	
% variation	**64**	**13**	

Table A3.5

Gamma index analysis was done for a total axial dose distribution for a five field prostate treatment, Table A3.6 and Figure A3.5 and for a nine-field head and neck treatment, Table A3.7.

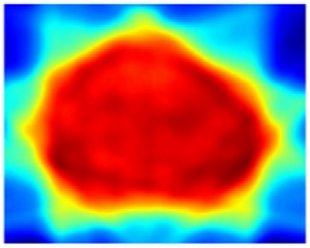
γ tolerance (calculation grid size)	3%/3mm (2.5x2.5mm²)	2%/2mm (2.5x2.5mm²)	
Film vs. IC-10 (% pixel with γ>1)	0.16	4.93	
Film vs. PinPoint (% pixel with γ>1)	0.05	0.57	
% variation	69	88	

Table A3.6

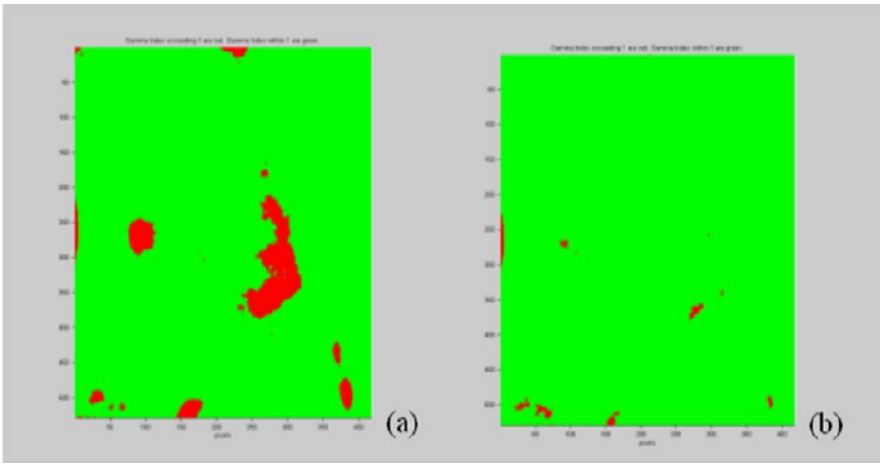


Figure A3.5. Gamma index evaluation for the total axial dose distribution from a five field prostate plan, tolerance 2mm / 2% for (a) Film measurement versus IC-10 modeling and (b) film measurement versus PinPoint modeling

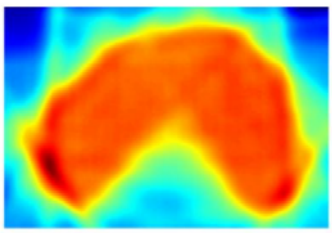
γ tolerance (calculation grid size)	3%/3mm (2.5x2.5mm²)	2%/2mm (2.5x2.5mm²)	
Film vs. IC-10 (% pixel with γ>1)	0.09	4.1	
Film vs. PinPoint (% pixel with γ>1)	0.02	3.1	
% variation	78	24	

Table A3.7

A3.4 Conclusions

Pencil beam kernels generated from the smaller ionization chamber are sharper. Calculated dose distribution is sharper with PinPoint modeling because input data averaging is reduced.

For all analyzed IMRT patterns and plans, the agreement between calculated and measured isodoses was better for the beam modeling using the smaller detector and also the number of pixel exceeding $\gamma > 1$ decreased. For CadPlan/Helios TPS, beam modeling for IMRT improves using an ionization chamber with smaller internal diameter.

APENDICE 4

Design of an alignment method for calculated and measured dose distributions with registration points generated by the multileaf collimator (MLC) in intensity modulated radiotherapy (IMRT).

Daniel Venencia and Pelayo Besa.
World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Sydney, Australia, August de 2003, oral presentation.

A4.1 Abstract

IMRT treatment verification requires the comparison between measured and calculated dose distributions for both single fields and the total plan. The comparison is a quantitative analysis including superimposed isodoses, dose differences, distance to agreement (DTA) distribution and gamma analysis. To carry out the comparison it is necessary to recognize identical locations or registration points, to overlap the images. The standard eye- balling method uses the treatment field edges for alignment. The selection of points by eye-balling is very difficult and time consuming because the images resolutions are different and the IMRT treatment fields do not always have corners.
The purpose of this paper is that to describe and verify a design for an alignment method by using registration points generated with the MLC.
For the independent field comparison software was developed to read the optimal fluence file (OF) of the treatment field and generate registration points outside of the treatment area. For the total plan comparison, the registration points are generated with a 90º table and gantry rotation.
The MLC generated registration points are a quick, safe, and exact procedure for overlapping measured and calculated isodoses. The method also provides a verification of the position of the treatment field in relation to the central axis.

A4.2 Introduction

Quality control (QC) in Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) requires verification of the treatment fields fluences generated by the inverse planning system. The QC consists of a comparison, by means of quantitative analysis, between calculated and measured dose distributions in the same conditions for individual fields, and the total plan included in our IMRT QC Protocol in IMRT. [50] The comparison is carried out by means of superposition and subtraction of doses, distribution of distance to agreement (DTA), [67] and gamma (γ) evaluation [59]. To perform the comparison it is necessary to spatially relate the calculated and measured isodoses by means of the identification of identical locations or "registration points" in both distributions, which will relate them in one system of coordinates.
The difference in resolution between calculated dose distribution produced by the treatment planning system (TPS) and the measured dose distribution with film makes the selection of registration points in the treatment field difficult. Often difficulty in locating identical points is increased by round and undefined treatment field edges.
The objective of this work is the development and implementation of an alignment method for calculated and measured dose distributions in IMRT using the MLC. This method must be simple and reproducible. The dosimetric effect produced by the introduction of errors into the positioning of the registration points will also be analyzed.

A4.3 Method and Material

The equipment used was from Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA. A linear accelerator Clinac 21EX, equipped with a 120-leaf Millennium MLC, in dynamic IMRT mode (sliding window), with energy of 6 MV photons was used. The 3D treatment planning system (TPS) was CadPlan (version 6.2.7) and the inverse planning system was Helios.
The TPS generates optimal fluences (OF) of the treatment fields starting from the inverse planning module. The fluence of each field can be described by an intensity matrix with relative values between 0 and 1, where each one of the components is called *beamlet.* Each *beamlet* has an associate index

named *CellIndex,* corresponding to the row and column position in the corresponding intensity matrix [64], Equation 1.

$$CellIndex\ (i, j) = Row\ (i) * 256 + Column\ (j) \qquad \text{Eq. [1]}$$

The size of each *beamlet* is 0.25cm width and a height equal to the thickness of the leaf, Figure A4.1.

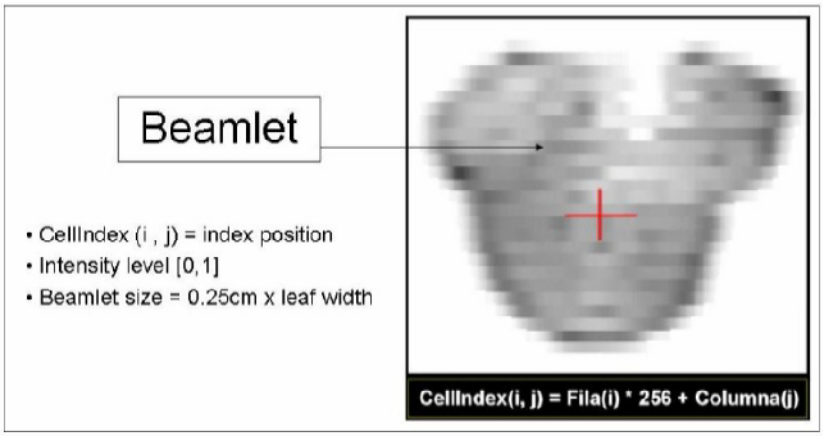


Figure A4.1. The fluence of each field can be described by an intensity matrix where each component is called Beamlet. Each beamlet has an associate index called CellIndex.

The OF files contain information on the position and intensity of each one of the *beamlets* which make up the treatment field as well as the position of the primary diaphragms (X1, X2, Y1, and Y2). The OF files are located in the directory of the treatment plan, and they are identified by the code *ddmmyyxxx.zFpf,* where *ddmmyyxxx.z* is the identification of the patient, *F* indicates that it is a fluency file, *p* is the number of the plan, and *f,* the number of the field [68].

Once the OFs have been obtained, they are converted into actual fluences (AF) by using the Leaf Motion Calculator (LMC software, Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA). The AFs take into consideration the transmission and leakage of radiation through the MLC leaf, effect of the MLC leaf borders and MLC mechanical limitations.

The measured relative dose distributions were carried out with EDR2 Kodak films (Eastman Kodak Company, Rochester, NY). The films were irradiated in a flat solid water phantom (Gammex Inc., Middleton, WI) for individual fields and a Benchmark IMRT phantom (MED-TEC, Inc., Orange City, IA) for the total plan. An automatic processor (FPM 2800, FUJI PhotoFilm Co., Tokio, Japan) was used for developing the films. Comparison between the calculated and measured dose distributions was carried out with a RIT113 v4.1 system (Radiological Imaging Technology, Inc., Colorado Springs, CO) and a VIDAR-VRX-12 scanner (VIDAR Systems Corporation, Rendon, VA). The optic density curve vs. dose was obtained with films irradiated perpendicularly to the beam incidence. To reduce the low energy disperse radiation, the calibration curve was obtained using 0.5 mm thick lead slabs placed on both sides of the film at 1.2 cm distance [53].

Once the patient's planning is defined, the QC of the relative dose of each treatment field is verified. The AF of each field is imported to the phantom and the dose distribution is calculated at 5 cm deep in a coronal plane. For verification of the total plan, the Afs of all fields are imported to the IMRT phantom and dose distribution is calculated in the axial planes. In both cases dose distribution is calculated using a 2.5 x 2.5 mm^2 calculation grid size.

A5.3.1 Registration points in individual fields

The information contained in the OF files of each treatment field is used to calculate the position of additional points outside of the treatment area, which will be used as registration points. The registration points are chosen according to the criterion of Fitzpatrick et.al [69], which establishes that at least 4 points are necessary for keeping the fusion errors small: the center of the mass of the registration points must coincide with the center of the image to be fused, the points must not be placed on the same row, and they must be chosen outside the image to be fused. A software was

developed (Turbo Pascal, Bortland Software Corporation, CA) to read the OFs of the treatment field and calculate the position of 5 registration points, by means of equations 2 to 6.

1st registration point (left inferior point) Eq. [2]
Col (1st) = 125-Mod [XI / 0.25]
Row (1st) = 25 – Mod [Y1 / 0.5]

2nd registration point (middle right inferior point) Eq. [3]
Col (2nd) = Col (1st) + Mod [0.2 * Mod [(X1 + X2)/ 0.25]]
Row (2nd) = Row (1st)

3rd registration point (right inferior point) Eq. [4]
Col (3rd) = 125 + Mod [X2 / 0.25]
Row (3rd) = Row (1st)

4th registration point (left superior point) Eq. [5]
Col (4th) = Col (1st)
Row (4th) = 37 + Mod[Y2 / 05

5th registration point (right superior point) Eq. [6]
Col (5th) = Col (3rd)
Row (5th) = Row (4th)

With the positional information of the registration points, the values of CellIndex are calculated using Equation [1]. From there on the software has two options: (i) to modify the OF of the treatment field including the information of the registration points, Figure A4.2, or (ii) to generate two new OF files, the first one of them with intensity values in *beamlets* corresponding to the three inferior points, and the second corresponding to two superior points, Figure A4.3. In the latter case, these files can be associated, in the same plan, to two new fields which we will call "registration fields".

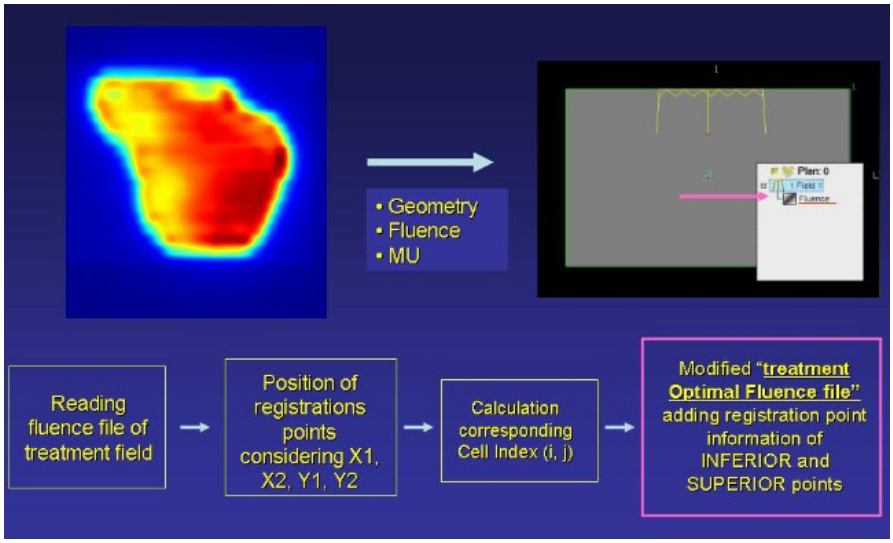


Figure A4.2. Flow diagram of the optimal treatment field fluence modification to include the information for the registration points.

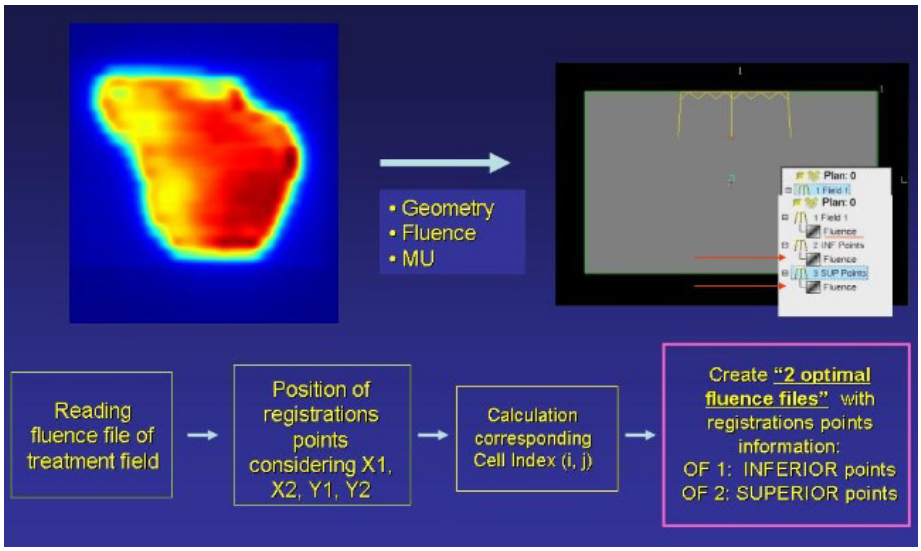


Figure A4.3. Flow diagram for the generation of the two optimal fluence files. The first one corresponding to the three inferior registration points, with intensity values in *beamlets,* and the second for the two superior registration points.

To reduce the scattering and transmission dose to the treatment field area, the positions of the primary diaphragms during the registration field's treatment delivery are modified so as to avoid direct irradiation. The calculated OFs are associated to the registration fields and the LMC is executed to convert the OFs to AFs. The dose distribution of the treatment field and the registration fields is obtained by the TPS in a coronal plane at a depth of 5 cm. The film is placed at 5 cm on the coronal plane of the phantom corresponding to the dose calculated, and irradiation is carried out. The optical density versus absorbed dose curve was obtained within the same irradiation and developing session. The film is developed and digitalized. The dose distribution of the treatment field plus the 5 registration points is obtained.

A prostate treatment field was used for verification of the process. Comparison between calculated and measured dose distributions, and analysis of the dosimetric effect due to lateral displacements of 2.5 mm and 5.0 mm at the registration point positions was done.

A4.3.2 Registration points in plan.

The comparison of the total plan is carried out on axial planes. Once the total plan is imported to the IMRT phantom, two non-coplanar fields, or "registration fields", are added. These fields have a 90º rotation at the gantry and treatment table. These fields have fixed CellIndex intensity values, generating three inferior and two superior registration points corresponding to the corners of the IMRT phantom, Figure A4.4.

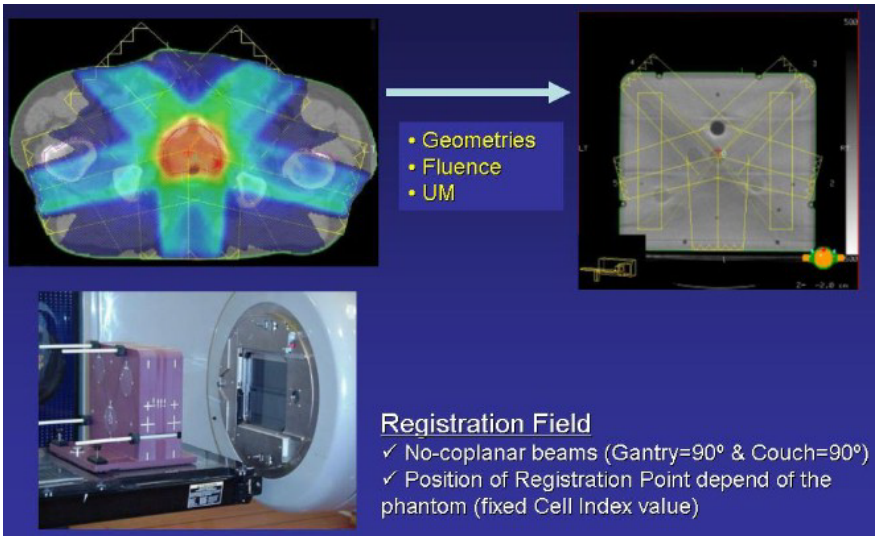


Figure A4.4. Registration fields used for total plan comparison

A prostate treatment plan was used for verifying the process. Comparison between calculated and measured dose distribution and analysis of the dosimetric effect due to lateral displacements of 2.5 mm in the position of registration points was done.

A4.4 Results

A4.4.1 Individual fields

The calculated TPS dose distribution was exported to the film dosimetry analysis system, to be compared with the measured dose. Both images were acquired and their corresponding registration points were identified and aligned, Figure A4.5.

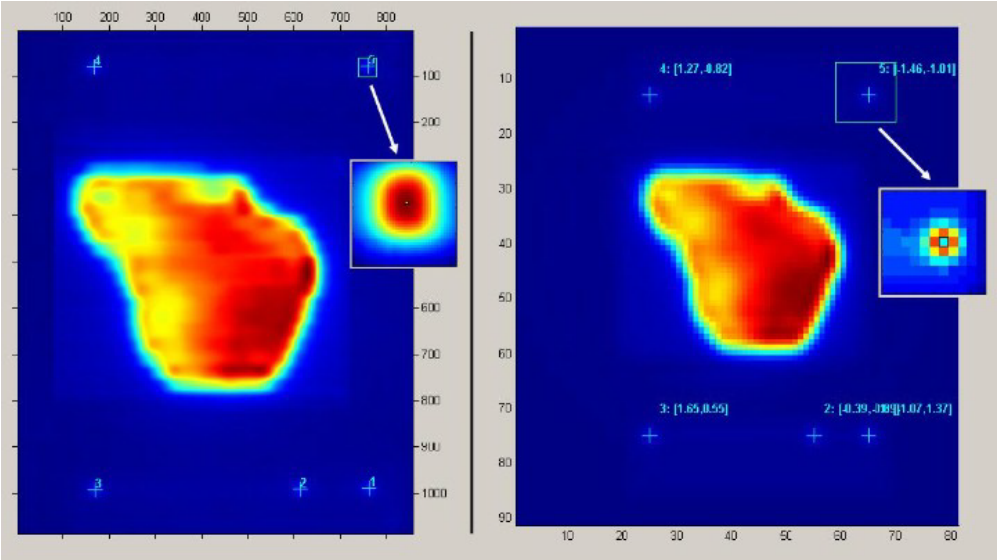


Figure A4.5. Identification of registration points on measured and calculated dose distribution for individual field

The comparison between calculated and measured dose distribution was carried out by means of a superposition and subtraction of isodoses and Gamma analysis, Figure A4.6a and Figure A4.6b. For the case analyzed, the percentage of pixels exceeding ±5% is 1.52%. Considering, the γ analysis, a 4% dose difference and a 4 mm distance to agreement (DTA) tolerance, the total of pixels surpassing the tolerance of γ>1 was 0.57%.

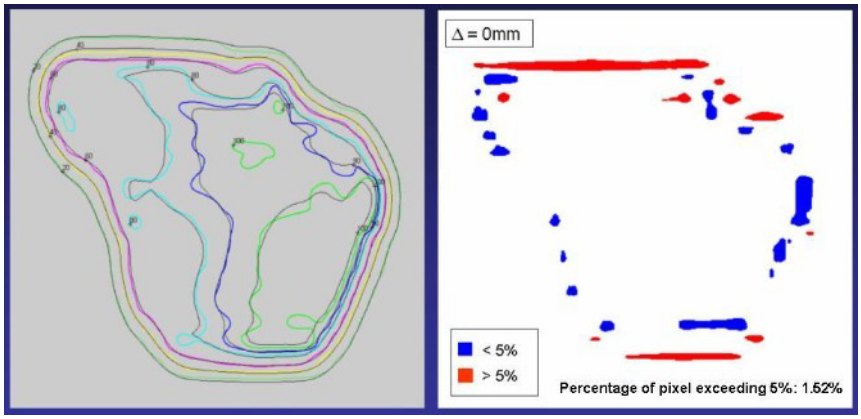


Figure A4.6a. Comparison between calculated and measured dose distribution by means of isodoses superposition and subtraction for an individual field. The percentage of pixel exceeding 5% is 1.52%.

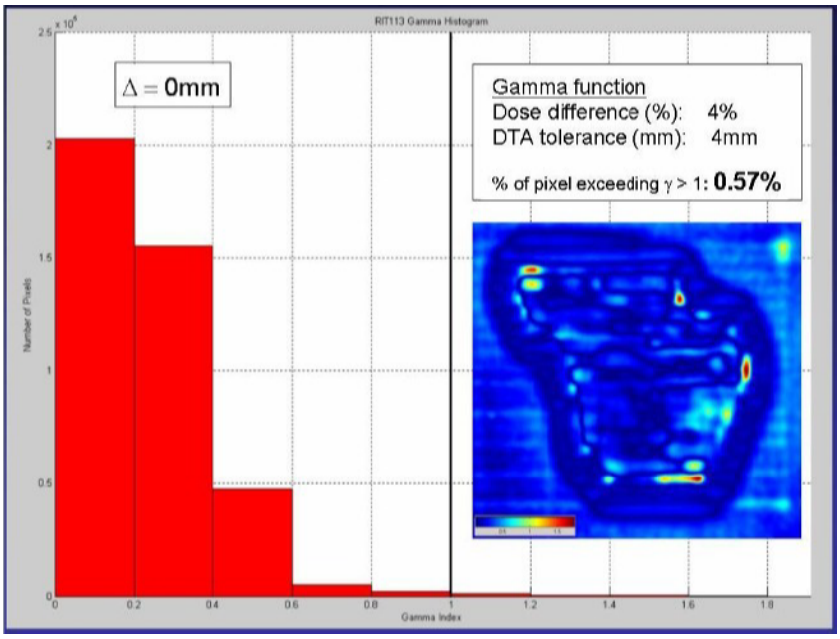


Figure A4.6b. Comparison between calculated and measured dose distribution by means of Gamma analysis for an individual field. Considering a dose difference of 4% and a distance to agreement of 4mm the percentage of pixels exceeding $\gamma > 1$ is 0.57%

By introducing a 2.5mm lateral displacement in the position of the registration points, corresponding to 1 pixel of the calculated dose distribution, a visible effect can be observed in the comparison, Figure A4.7a). The percentage of pixels exceeding the tolerance of ±5% is 7.4%, Figure A4.7a and the percentage of pixels with γ>1 is 2.03%, Figure A4.7b.

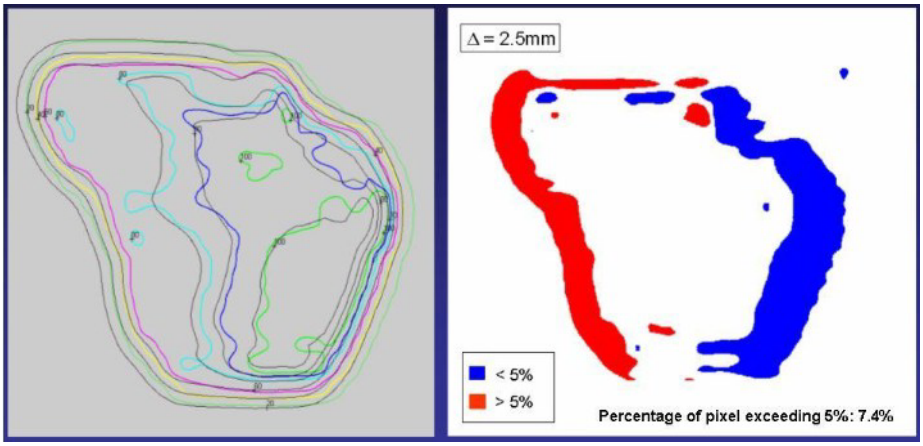


Figure A4.7a. Comparison between calculated and measured dose distribution by means of isodoses superposition and subtraction for an individual field, introducing a 2.5mm lateral displacement in the position of the registration points. The percentage of pixels exceeding 5% is 7.4%.

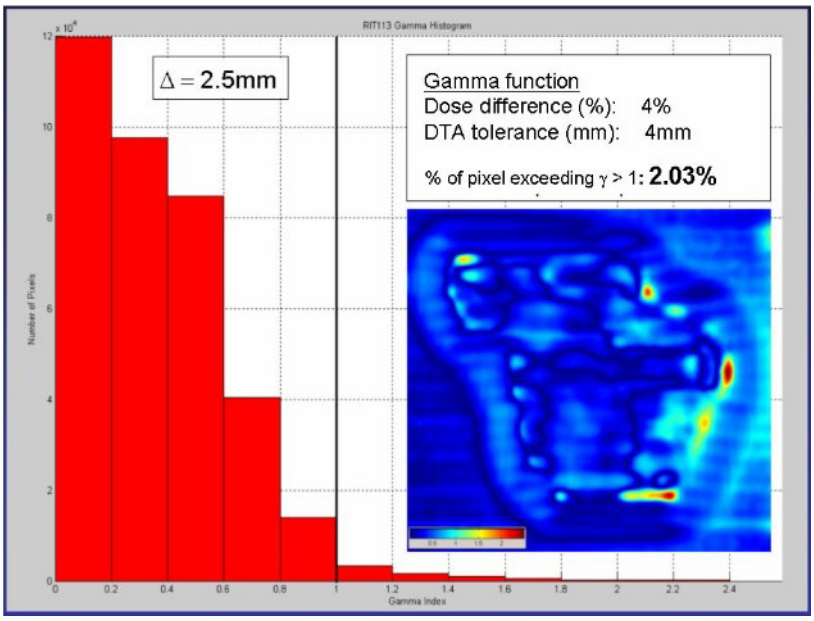


Figure A4.7b. Comparison between calculated and measured dose distributions by means of Gamma analysis for an individual field, introducing a 2.5mm lateral displacement in the position of the registration points. Considering a dose difference of 4% and a distance to agreement of 4mm the percentage of pixels exceeding $\gamma > 1$ is 2.03%

By introducing a lateral displacement of 5.0 mm in the registration point position, corresponding to 2 pixels of the calculated dose distribution, the percentage of pixels exceeding the tolerance of ±5% is 12.2%, Figure A4.8a and the percentage of pixels with γ>1 is 19.8%, Figure A4.8b.

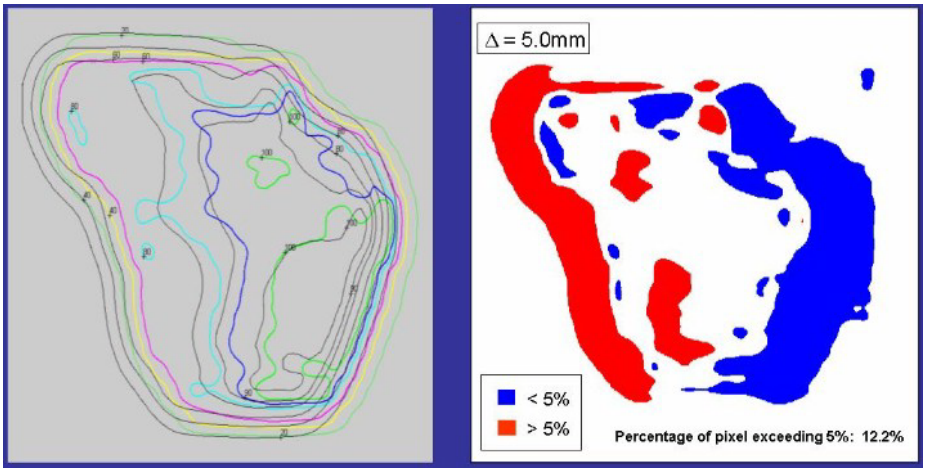


Figure A4.8a. Comparison between calculated and measured dose distribution by means of isodose superposition and subtraction for an individual field, introducing a 5mm lateral displacement in the position of the registration points. The percentage of pixels exceeding 5% is 12.2%.

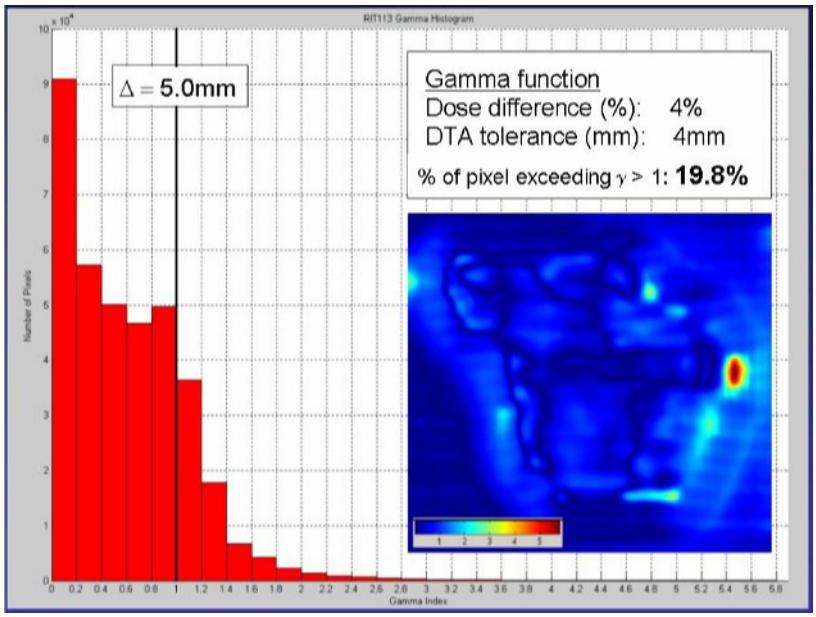


Figure A4.8b. Comparison between calculated and measured dose distribution by means of Gamma analysis for an individual field, introducing a 5mm lateral displacement in the position of the registration points. Considering a dose difference of 4% and a distance to agreement of 4mm the percentage of pixels exceeding $\gamma > 1$ is 19.8%

A4.4.2 Total plan

The calculated dose distribution was exported from the TPS to the film dosimetry analysis system, to be compared to the measured dose distribution. Both images were acquired and the corresponding registration points were identified and aligned, Figure A4.9.

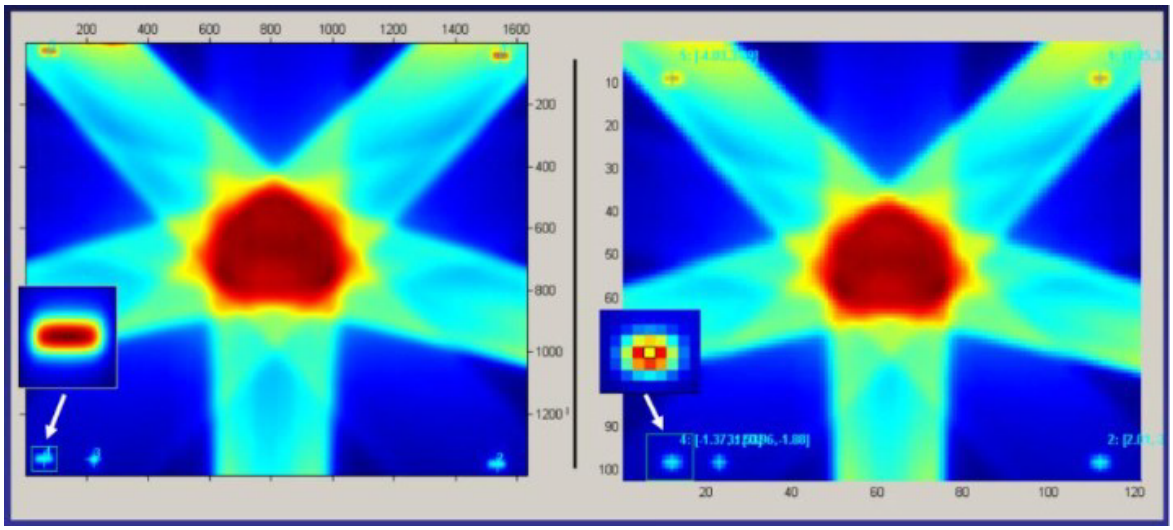


Figure A4.9. Identification of registration points on measured and calculated dose distribution for the total plan

The comparison of dose distributions was performed by means of a superposition and subtraction of isodoses and γ histogram, Figure A4.10a and Figure A4.10b. In the case being analyzed, the percentage of pixels exceeding the tolerance of ±2% is 3.8% and 3% is 0.3%. Considering, in the γ analysis, a dose difference of 3% and a DTA tolerance of 2mm, we have no pixels surpassing the γ>1 tolerance.

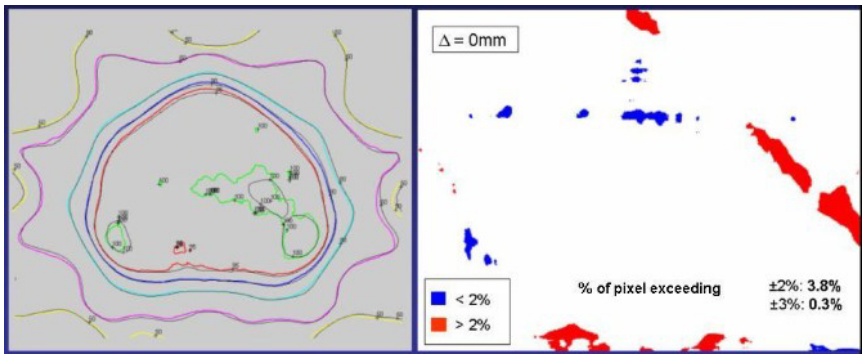


Figure A4.10a. Comparison between calculated and measured dose distribution by means of isodose superposition and subtraction for the total plan. The percentage of pixels exceeding 2% is 3.8% and 3% is 0.3%

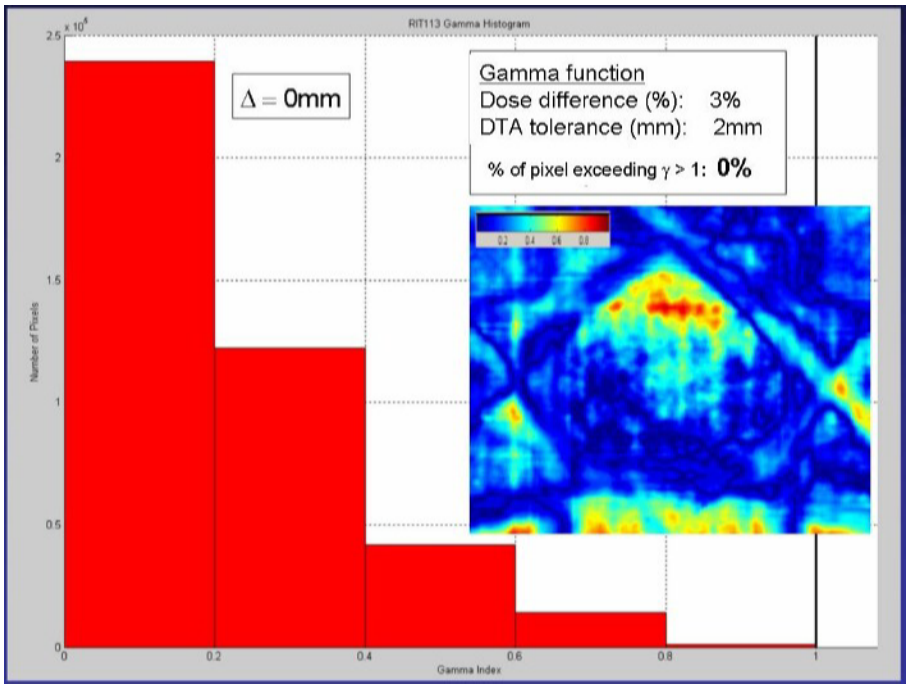


Figure A4.10b. Comparison between calculated and measured dose distribution by means of Gamma analysis for the total plan. Considering a dose difference of 3% and a distance to agreement of 2mm the percentage of pixels exceeding $\gamma > 1$ is 0%

Introducing a lateral displacement of 2.5 mm, corresponding to 1 pixel of the calculated dose distribution, in the position of the registration points, a visible displacement can be observed in the superposition of isodoses, Figure A4.11a. The percentage of pixels exceeding the ±2% and ±3% is 35.3% and 24.4% respectively, Figure A4.11a and the percentage of pixels with γ>1 is 5.2%, Figure A4.11b.

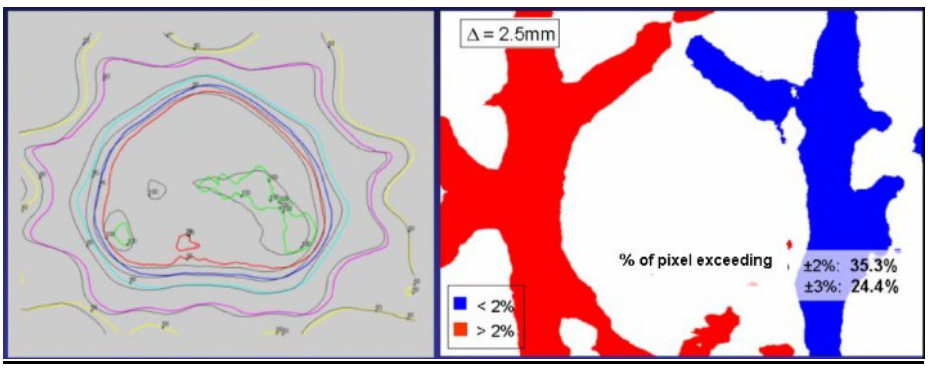


Figure A4.11a. Comparison between calculated and measured dose distribution by means of isodose superposition and subtraction for the total plan, introducing a 2.5mm lateral displacement in the position of the registration points. The percentage of pixels exceeding 2% is 35.3% and 3% is 24.4%.

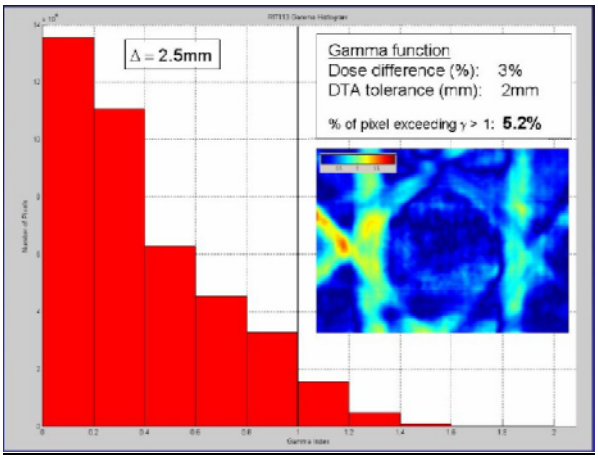


Figure A4.11b. Comparison between calculated and measured dose distribution by means of Gamma analysis for the total plan, introducing a 2.5mm lateral displacement in the position of the registration points. Considering a dose difference of 3% and a distance to agreement of 2mm the percentage of pixels exceeding $\gamma > 1$ is 5.2%

A4.5 CONCLUSION

The method described avoids the uncertainty of using landmarks belonging to the treatment field, and does not require punching the film for light field alignment. The system described uses the MLC to produce the registration points and it is quick and safe.

Small displacements in the alignment, one pixel or 2.5mm, are easily appreciated demonstrating high alignment accuracy. This methodology of image recording with independent registration points also allows the verification of the treatment field in relation to the collimator axis.

APENDICE 5

Medida de factores de campo total (S_{cp}) para tamaños de campo pequeños.

D. Venencia, E. Garrigó y A. Germanier
II Congreso de Radioquimioterapia y Braquiterapia y V Jornadas de Física Médica.
Córdoba, Argentina 13 al 15/6/2009

Introducción

El factor de campo total, S_{cp}, nos permite mostrar la variación de la dosis respecto al tamaño de campo generado por el cambio en la cantidad de radiación directa y dispersa. El Scp está definido sobre el eje central del haz a la profundidad de referencia como el cociente entre la dosis para un tamaño de campo dado y la dosis para el campo de referencia

$$S_{cp}(A) = D(z_{ref}, A, f) / D(z_{ref}, 100, f) \qquad \text{Ec. A5.1}$$

Donde *A* es el tamaño de campo, Z_{ref} es la profundidad de referencia y *f* es la distancia fuente superficie. Para campos de tamaño mayores a 50x50mm^2 las cámaras de ionización de volúmenes mayores a 0.1cc son ideales por lo que para otro tipo de detectores es posible modificar la ecuación anterior

$$S_{cp}(A) = \left(D(z_{ref}, A, f) \times D^{CI}(z_{ref}, 50, f)\right) / \left(D(z_{ref}, 50, f) \times D^{CI}(z_{ref}, 100, f)\right) \qquad \text{Ec. A5.2}$$

Donde *CI* corresponde a la lectura con la cámara de ionización de volumen mayor a 0.1cc.

A medida que el tamaño de campo disminuye la perdida de equilibrio electrónico lateral y el tamaño del detector comienzan a influir en la correcta determinación de este factor, situación común en radiocirugía o IMRT. Numerosos autores han desarrollado esta problemática estableciendo recomendaciones tales como que el tamaño del detector a utilizarse debe ser al menos 0.5 veces más pequeño que el radio del campo [(72)], para campos menores a 12.5mm el diámetro del detector debe ser menor a 3mm y que para este tipo de haces al menos dos métodos independientes validos de medida deben ser utilizados [(73)].

Es bien conocido que no existe un único detector ideal para mediciones de dosis en campos pequeños, cada detector posee ventajas y desventajas que deben ser tenidas en cuenta al momento de realizar medidas en estas condiciones.

Entre las cámaras de ionización de pequeño volumen esta la PTW PinPoint, este detector tiene un radio de 1.45mm, sin embargo para campos mayores que 10x10 cm^2 se produce una sobre estimación de la dosis debido a la sobre respuesta a scattering Compton de baja energía [(74)]. Para campos menores a 20x20mm^2 se comienza a subestimar la dosis debido al incremento del desequilibrio electrónico lateral y el efecto de volumen del detector. Respecto a los diodos, en particular los sin blindaje tipo “p” por ejemplo el PTW TN60012, su composición no es agua equivalente, poseen una dependencia de la respuesta con la energía y hay un incremente de los electrones secundarios en campos pequeños que conduce a una sobre estimación de la dosis [(75)]. Los films radiográficos tienen una excelente resolución sin embargo sus desventajas principales son la condición de revelado y el incremento de la respuesta con radiación de baja energía para campos grandes. Para haces pequeños la relación de radiación primaria y scattering es muy alta por lo que el incremento de la componente espectral por debajo de 400keV de allí que el problema del incremento de la respuesta es despreciable [(76)]. Los films radiocrómicos tiene la ventaja de no necesitar revelado, ser agua equivalente, poseer una respuesta independiente de la energía y ser resistentes al agua. Sin embargo necesitan un tiempo entre la irradiación y la lectura y el material es no uniforme con

lo cual es necesario un proceso de pre escaneado [77]. Los TLD (micro cubos) son de volumen pequeño, son agua equivalente y tienen una respuesta lineal con la dosis. Sin embargo poseen un elevado error asociado a su proceso de lectura y su proceso de preparado y lectura es muy laborioso [75].

El objetivo de este trabajo es de determinar el S_{cp} para tamaños de campos pequeños definidos por un MLC convencional para un haz de 6MV con distintos tipos de detectores.

Materiales y Métodos

Se utilizo un haz de fotones de 6MV generado por un acelerador lineal Primus con un MLC Optifocus de 82 láminas (Siemens). El S_{cp} fue determinado a una distancia fuente superficie de 95cm y 5cm de profundidad. Los tamaños de campo utilizados fueron de 6x6mm^2, 10x10mm^2, 14x14mm^2, 20x20mm^2, 30x30mm^2, 40x40mm^2, 50x50mm^2, 60x60mm^2, 80x80mm^2 y 100x100mm^2. Se utilizaron 8 tipos de detectores:

- Cámaras de ionización (posicionado con eje principal paralelo al eje principal del haz e radiación)
  - PTW PinPoint TN30016 (Volumen: 0.016cc, radio: 1.45mm, longitud: 2.9mm)
  - PTW 0.3cc 31003 (Volumen: 0.3cc, radio: 2.75mm, longitud: 16.3mm)
  - PTW 0.125cc 23323 (Volumen: 0.1cc, radio: 1.6mm, longitud: 12mm)
- Diodo tipo "p" sin blindaje PTW TN60012 (posicionado con eje principal paralelo al eje principal del haz e radiación). Radio del diodo: 0.56mm.
- Films radiográficos (posicionado en un plano perpendicular al eje principal del haz de radiación)
  - EDR2 (Kodak)
  - XOmat-V (Kodak)
- Films radiocrómicos EBT, ISP (posicionado en un plano perpendicular al eje principal del haz de radiación)
- Dosímetros TLD100 (LiF: Mg,Ti micro cubes 1x1x1 mm^3 – Harshaw 4000B)

Las medidas con cámara de ionización y diodo fueron realizadas en fantoma de agua con el detector en posición vertical paralelo al eje del haz. Las medidas con films y TLD en fueron realizadas en fantoma de agua solida en el plano coronal de referencia.

Los films radiográficos fueron escaneados con un scanner Vidar 16 Dosimetry Pro Advantage con una resolución de 178 micrones y analizados con el software RITv5.2. La conversión de densidad óptica a dosis fue realizada a través de una curva de calibración con 13 valores de dosis, utilizando 4 valores de dosis por film. Para evitar variaciones la irradiación y revelado de los films de calibración y campos fueron realizados en el mismo momento. Para obtener un mayor valor estadístico cada valor de dosis fue irradiado en films 2 independientes, siendo la densidad óptica final el promedio de las mismas. El valor de densidad óptica fue el valor promedio de una región de interés central del campo de 1x1mm^2.

Los films radiocrómicos recibieron el mismo tratamiento que los radiográficos. Para eliminar la falta de uniformidad cada film radiocrómicos fue pre escaneado generando una imagen de fondo. Luego de irradiado el film con el campo a medir, este es registrado con la imagen de fondo y la misma es substraída de la imagen final.

Para la irradiación de los TLD se diseño una pieza removibles de forma cilíndrica de una plancha de agua solida. En el centro de los cilindros se fabrico una cavidad, dentro de la cual entraban 4 microcubos de TLD. La irradiación de cada tamaño de campo fue repetida 2 veces reposicionando el disco con un TLD en el centro del campo.

Resultados

Los valores de S_{cp} fueron obtenidos normalizando las lecturas respecto a la del tamaño de campo de referencia 100x100mm^2 medido con la cámara de 0.3cc y multiplicado por el cociente de las lecturas para el campo 50x50mm^2 de la cámara 0.3cc y de los detectores en cuestión. La Figura A5.1 y A5.2 nos muestra los S_{cp} medidos con la cámara de ionización PinPoint y diodo respectivamente en función al tamaño de campo expresado en centímetros.

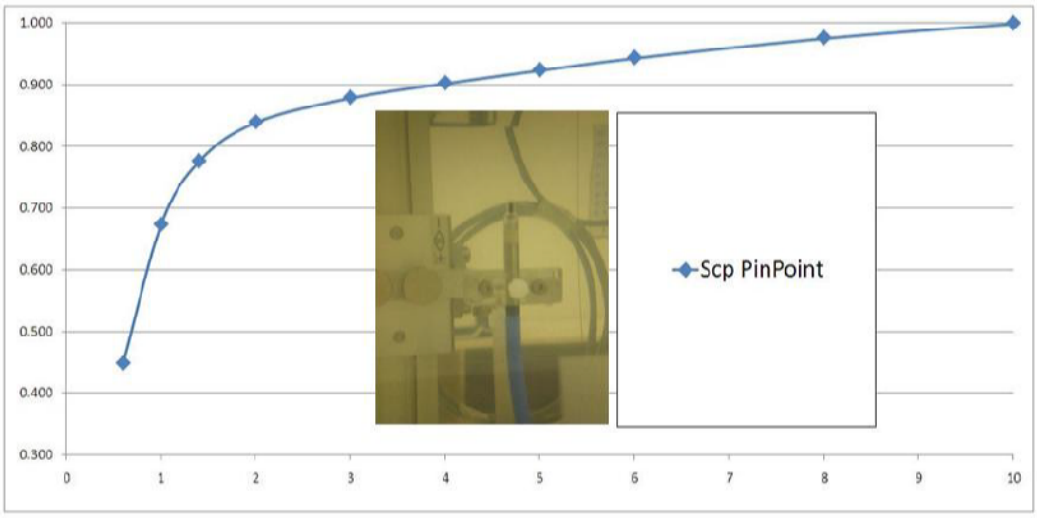


Figure A5.1. Scp medido con cámara PTW PinPoint

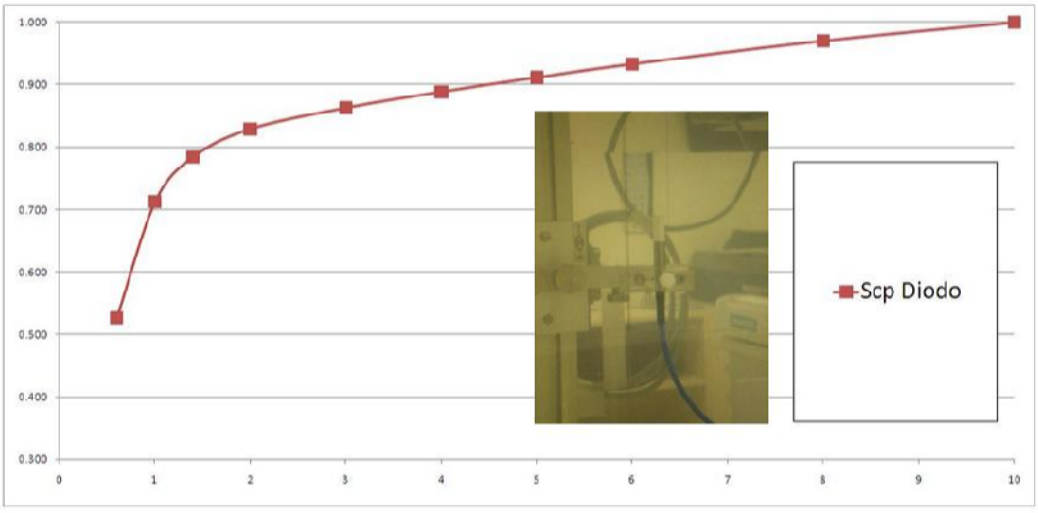
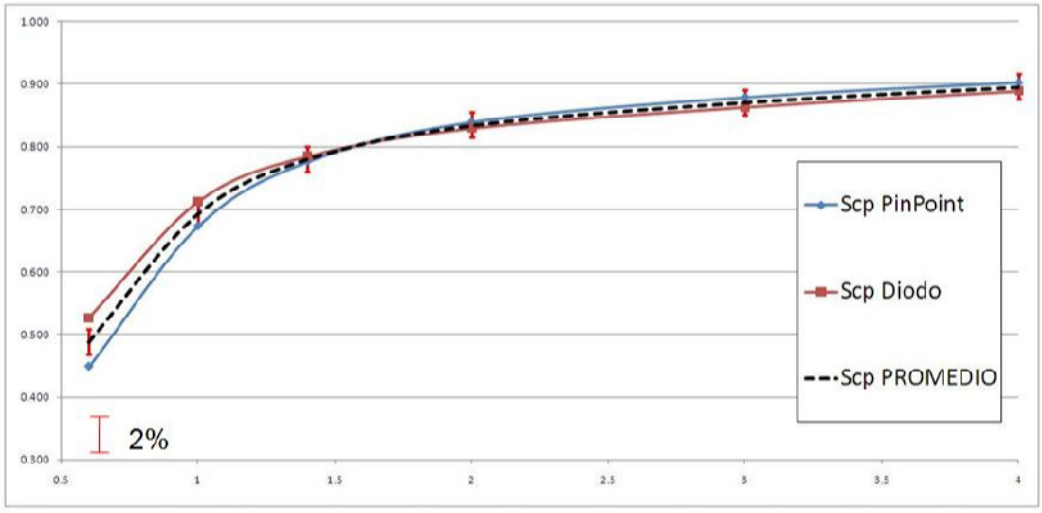


Figure A5.2. Scp medido con diodo PTW TN60012

El valor promedio de ambas mediciones es considerado como el valor real o S_{cp} de referencia. A partir de allí se calcularon las variaciones de los demás métodos de medición respecto a este promedio. La Figura A5.3 nos muestra el valor de S_{cp} promedio en línea de puntos negro y la variación entre el S_{cp} medido con cámara de ionización PinPoint y diodo en función al tamaño de campo (expresado en centímetros).



Campo	0.6	1	1.4	2	3	4	5	6	8	10
Var. Diodo-Prom.	3.9%	1.9%	0.4%	-0.5%	-0.8%	-0.7%	-0.6%	-0.5%	-0.3%	0.0%

Figure A5.3. Scp promedio, entre cámara de ionización PinPoint y diodo. Abajo la variación entre los Scp obtenidos con ambos métodos de medición. En el grafico aparece además la barra correspondiente a un 2% de error.

Las curvas de densidad óptica versus dosis para films EDR2 y Xomat V pueden verse en la Figura A5.4. Luego la Figura A5.5 nos muestra los gráficos del S_{cp} con ambos tipos de films radiográficos y las variaciones de los mismos respecto al valor promedio de referencia en función al tamaño de campo (expresado en centímetros).

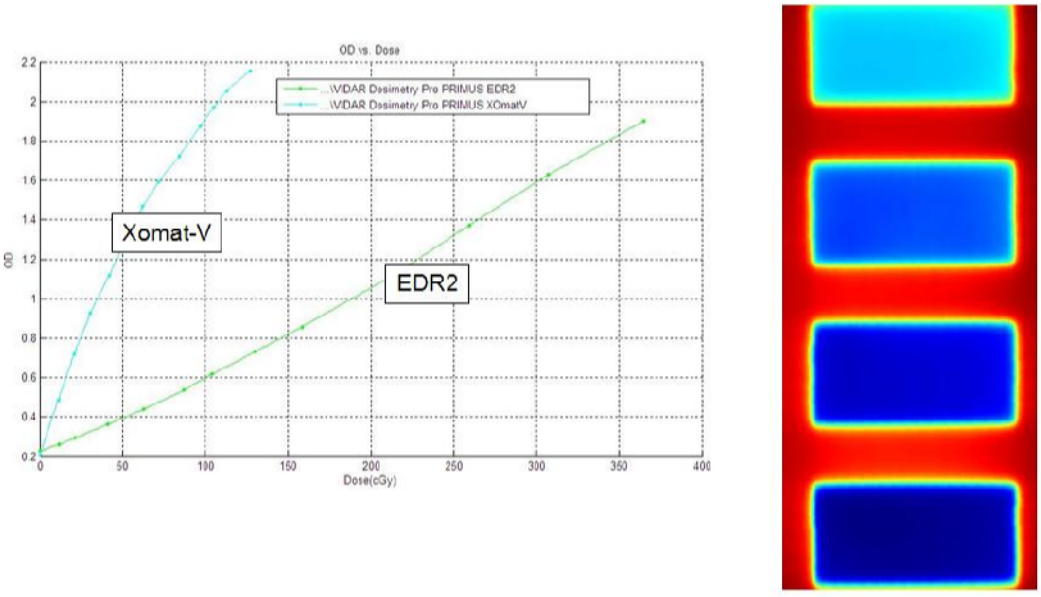
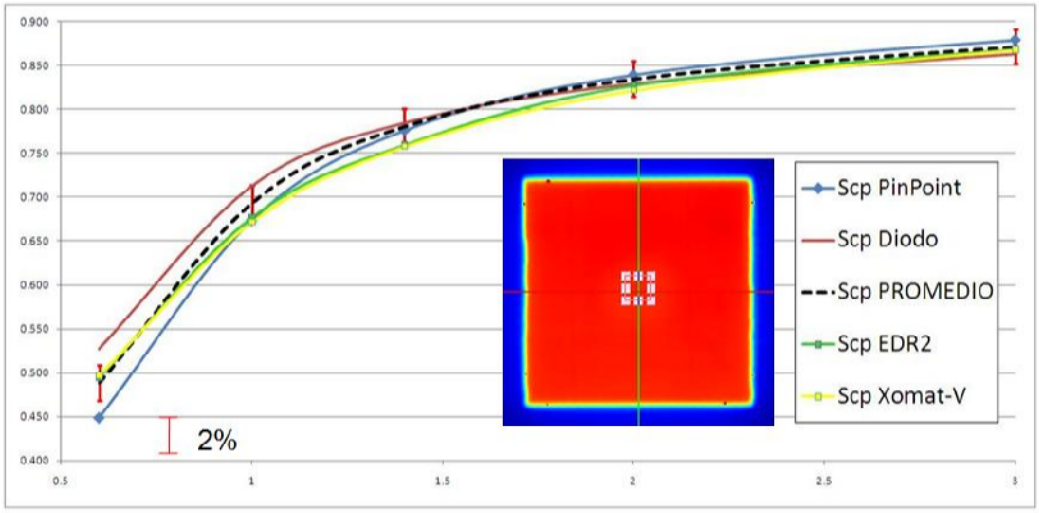


Figure A5.4. Curva de densidad óptica versus dosis para films radiográficos EDR2 y Xomat-V



Campo	0.6	1	1.4	2	3	4	5	6	8	10
Var. EDR2-Prom.	0.7%	-1.6%	-2.1%	-0.7%	-0.2%	0.3%	-0.1%	-0.2%	0.4%	0.0%
Var. XOmatV-Prom.	0.9%	-2.2%	-2.3%	-1.3%	-0.3%	0.4%	0.8%	1.0%	0.4%	0.0%

Figure A5.5. Curvas de Scp para films radiográficos, cámara PinPoint, diodo y curva de Scp de referencia. Variación de los Scp de films radiográficos respecto al Scp de referencia

Las curvas de densidad óptica versus dosis para films radiocrómicos EBT pueden verse en la Figura A5.6. Luego la Figura A5.6 nos muestra los gráficos del S_{cp} y las variaciones de los mismos respecto al valor promedio de referencia en función al tamaño de campo (expresado en centímetros).

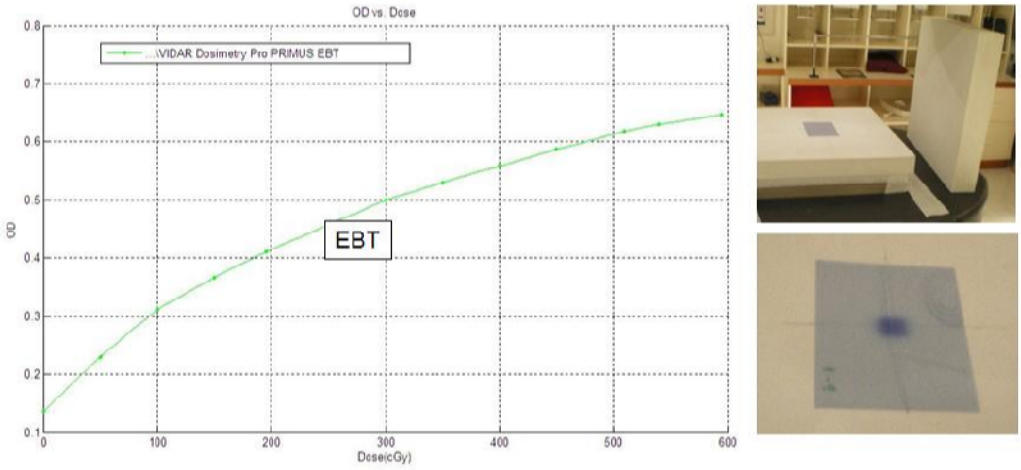
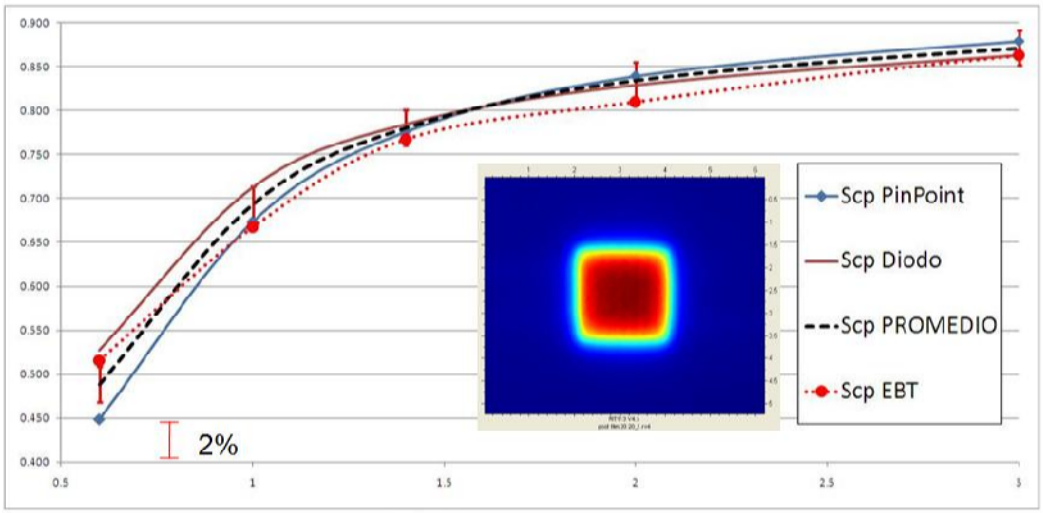


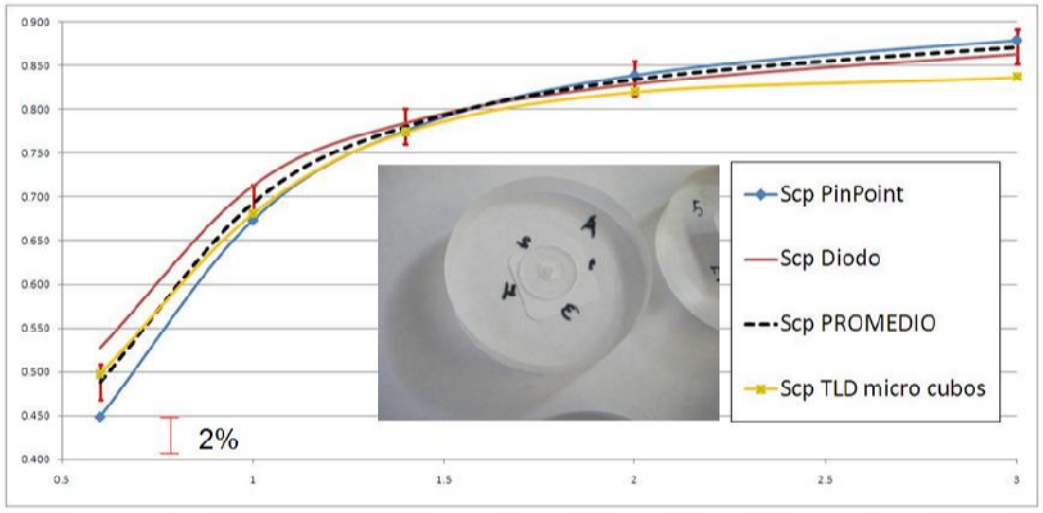
Figure A6.6. Curva de densidad óptica versus dosis para films radiocrómicos EBT



Campo	0.6	1	1.4	2	3	4	5	6	8	10
Var. EBT -Prom.	2.8%	-2.6%	-1.3%	-2.4%	-0.8%	-0.8%	-0.3%	-1.5%	0.5%	0.0%

Figure A5.7. Curva de Scp para films radiocrómicos, cámara PinPoint, diodo y curva de Scp de referencia. Variación de los Scp de films radiocrómicos respecto al Scp de referencia

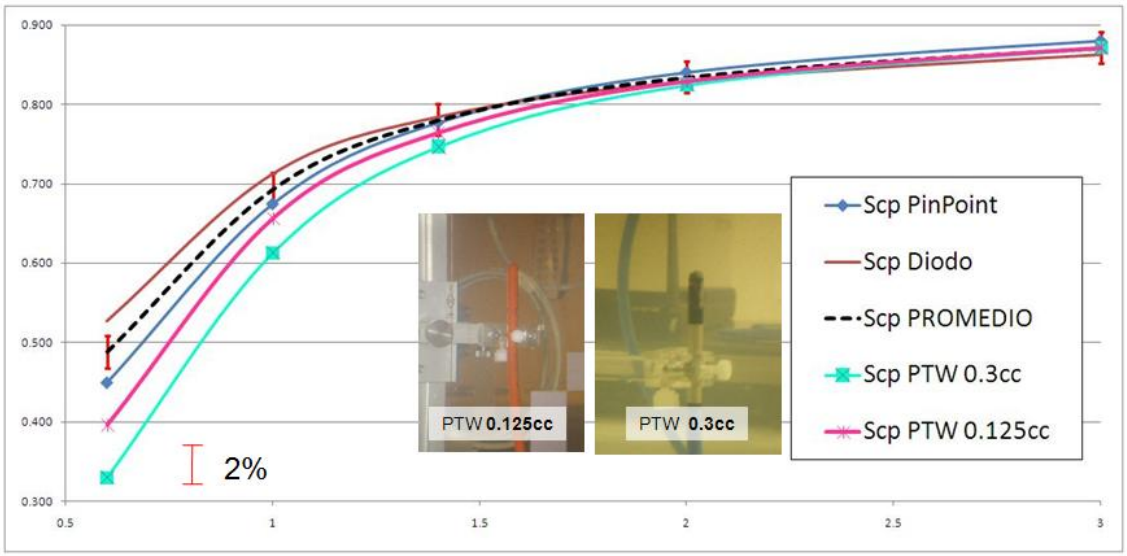
Luego la Figura A5.8 nos muestra los gráficos del S_{cp} obtenidos con TLD y las variaciones de los mismos respecto al valor promedio de referencia en función al tamaño de campo (expresado en centímetros). En la misma figura aparece el contenedor cilíndrico utilizado para la colocación de 4 TLD.



Campo	0.6	1	1.4	2	3	4	5	6	8	10
Var. TLD -Prom.	0.9%	-1.3%	-0.7%	-1.5%	-3.4%	-3.6%	-3.0%	-3.0%	-1.2%	0.0%

Figure A5.8. Curva de Scp para TLD, cámara PinPoint, diodo y curva de Scp de referencia. Variación de los Scp de TLD respecto al Scp de referencia. Cilindro contenedor de TLD.

La medición de los S_{cp} con cámara de ionización de mayor volumen muestra un decrecimiento del S_{cp} generado por efecto de volumen en función al tamaño de campo (expresado en centímetros). Tal como puede verse en la Figura A5.9 la cámara de 0.3cc muestra efecto de volumen para campos menores a 20x20mm^2. Para la cámara de 0.125cc el efecto de volumen se hace visible para campos menores a 14x14mm^2.



Campo	0.6	1	1.4	2	3	4	5	6	8	10
Var. PTW 0.3-Prom.	-15.9%	-8.1%	-3.4%	-1.0%	-0.1%	0.0%	0.1%	0.1%	0.0%	0.0%
Var. PTW 0.125 -Prom.	-9.2%	-3.7%	-1.6%	-0.5%	0.1%	0.1%	0.2%	0.2%	0.1%	0.0%

Figure A5.9. Curva de Scp para cámara de ionización de 0.3cc, 0.125cc y PinPoint, diodo y curva de Scp de referencia. Variación de los Scp de cámara de volumen de 0.125cc y 0.3cc respecto al Scp de referencia. Foto de las cámaras en posición vertical.

Conclusiones

La determinación del S_{cp} es dependiente del método de medición. Para campos menores a 20×20 mm^2 es imprescindible la utilización de al menos 2 métodos considerados como válidos y el valor final debe estar dado por el promedio de estos últimos. Detectores inadecuados presentan subestimación de la dosis por efecto de volumen lo cual puede conducir a errores importantes en la dosis. La dosimetría fílmica y de TLD (micro cubos) son métodos válidos, sin embargo la complejidad de las mismas requiere de equipamiento y cuidados especiales.

APENDICE 6

Beam matching of Primus linacs for step and shoot IMRT

D. Venencia[1]*, E. Garrigó[1], C. Descamps[1], E. Gomez[1], R. Mainardi[2], Y. Pipman[3]

[1]Instituto de Radioterapia, Córdoba, ARGENTINA. [2]Facultad de Matemática, Astronomía y Física, UNC, Córdoba, ARGENTINA. [3]Long Island Jewish Medical Center, New York, USA.

International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS) Vienna Austria, 2010. Poster.

A6.1 Introduction

Patient treatment flow in radiotherapy can be optimized by having linacs with identical dosimetric characteristics. The aim of this work was to compare the dosimetric characteristics of two linacs with beam-matching adjustments and its effect on step and shoot IMRT fields and to compare the results of patient specific quality control of IMRT treatments plans on both linacs.

A6.2 Method and Materials

Two linacs Primus, Siemens with 6MV photon beams were used. One of the linacs was taken as reference and the second one was adjusted in terms of energy and flatness following the manufacture beam-matching procedure. Comparison of percent depth dose (PDD_{10} and $PDD_{20,10}$), output factors (S_{cp} and S_c), inplane and cross plane profiles, diagonal profiles, primary collimators and MLC transmission and performances for small MU delivery, were done. Both MLC were calibrated following the same factory procedure and the leaf positions were verified with a slit pattern test. The reference linac data was used in the commissioning of the treatment planning system (TPS) (Konrad v2.2, Siemens) to represent both linacs. Standard IMRT patterns (uniform fields, wedge, pyramid, chair, holes and peaks patterns) were calculated and measured on both linacs for verification. For a set of 50 IMRT treatment plans (prostate, head and neck, rectum) we created verification plans in order to compare calculated versus measured dose for both linacs. Absolute doses were measured in a water-equivalent phantom with a Farmer type ionization chamber. Moreover, for 10 IMRT treatments, a total plan and individual field dose distributions were calculated on a water-equivalent phantom. Total plans and individual fields were irradiated with both linacs and measured using EDR2 and X-Omat V films respectively. Calculated and measured dose distributions were compared using a gamma analysis criteria implemented on the RITv4.2 software (ΔD=3%, DTA=3mm for total plan and ΔD=5%, DTA=3mm for individual fields).

A6.3 Results

The PDD_{10} and $PDD_{20,10}$ variations were 0.1% and 0.4% for 10x10cm^2 field, Figure A6.1. The agreement between PDDs for all measured field sizes was better than 1%. The S_c and S_p variation was less than 0.9%, down to field sizes of 3x3 cm^2, Figure A6.2 and Figure A6.3.

All profiles passed a 2%/2 mm gamma evaluation criteria ($\gamma_{2\%,2mm}$<1), Figure A6.4 and Figure A6.5. Variations of the transmission of the primary collimators and MLC's were lower than 0.1%. Both MLC successfully passed the slit pattern test with leaf position variations smaller than 1mm.

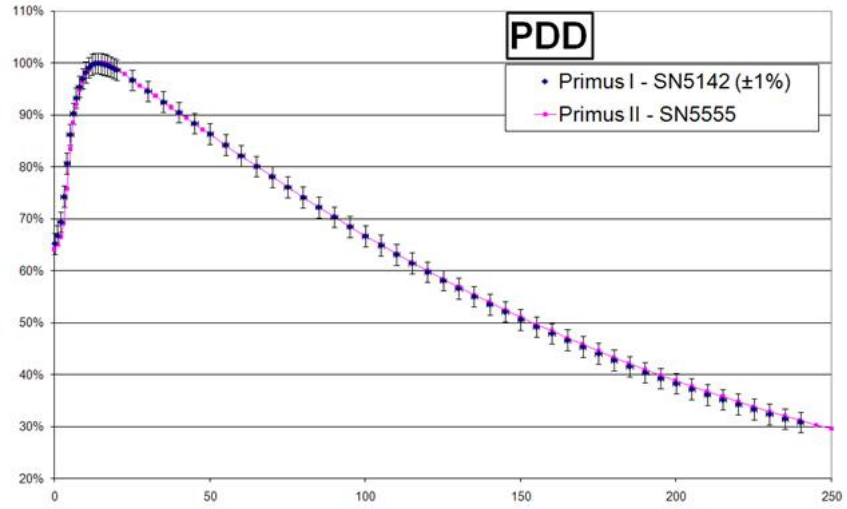


Figure A6.1. Agreement between PDDs for 10x10cm^2 field size with errors bars of ±1%.

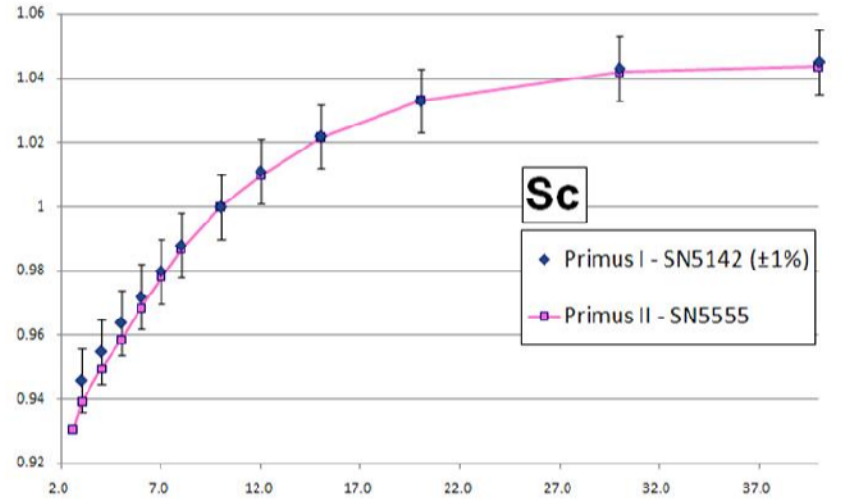


Figure A6.2. Agreement between Sc with errors bars of ±1%

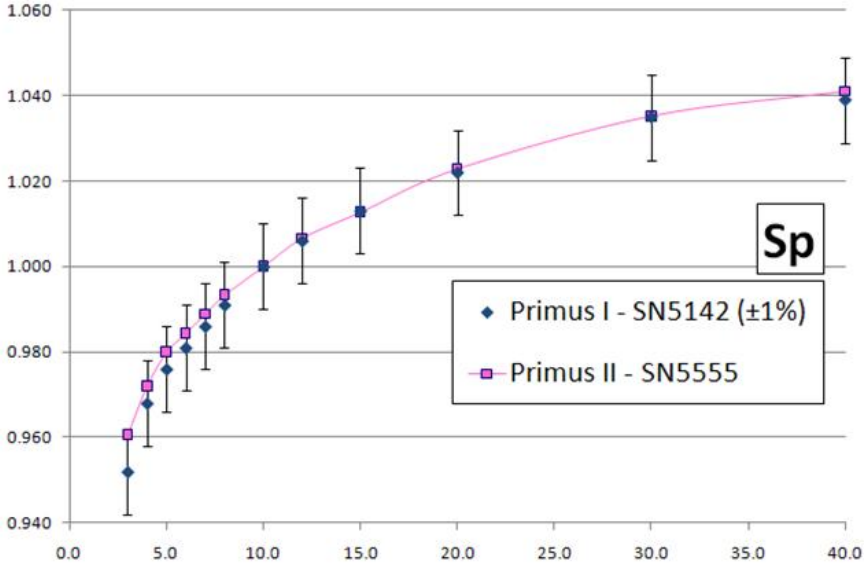


Figure A6.3. Agreement between Sp with errors bars of ±1%

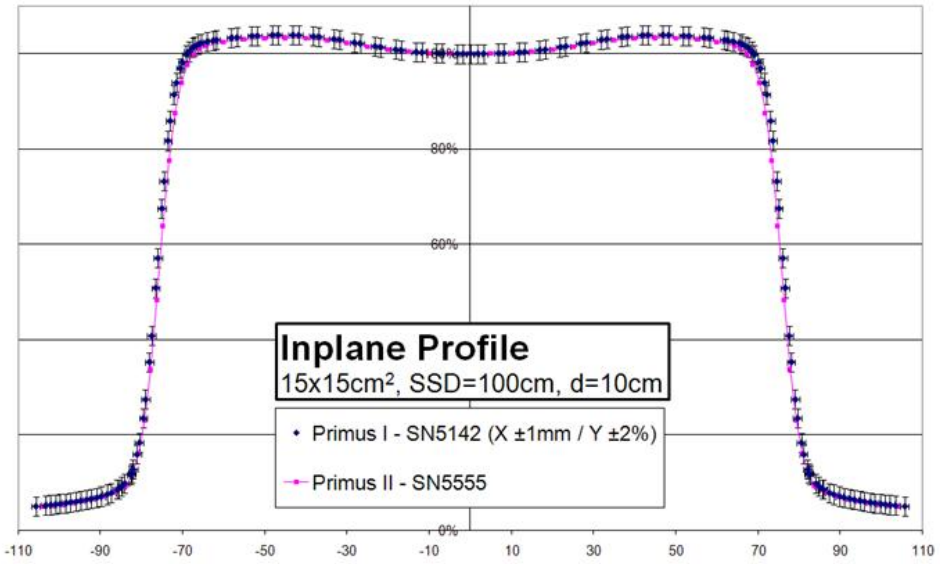


Figure A6.4. Agreement between inplane profiles for 15x15cm^2 field size with errors bars of ±2% in vertical axe and ±1mm in horizontal

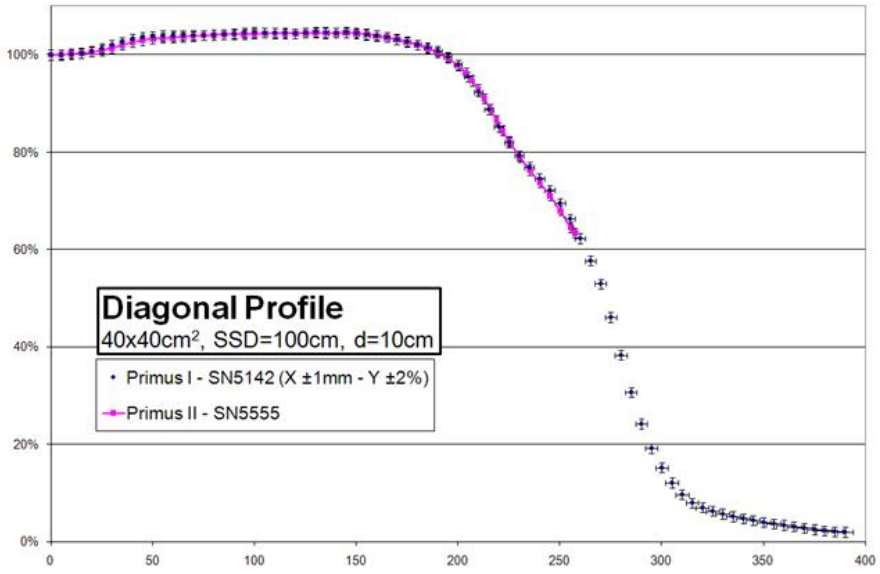


Figure A6.5. Agreement between diagonal profile for 40x40cm^2 field size with errors bars of ±2% in vertical axe and ±1mm in horizontal

A minimum of 3MU per segment was used to assure a variation between calculated and measured dose lower than 2% for both linacs. The comparison between calculated and measured doses for all patterns showed that the number of pixels with $\gamma_{3\%,\ 3mm}>1$ was less than 5% and corresponded to the same high dose regions for both linacs measurements, Figure A6.6

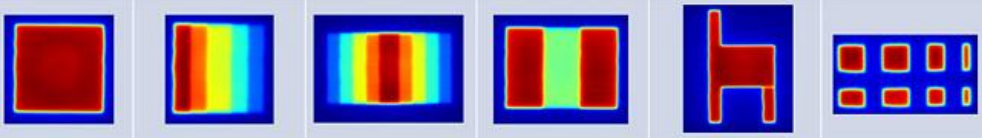
% pixels γ>1	Open field	Wedge	Pyramid	Hole	Chair	Peaks
						
	PRIMUS I (SN5142)					
3% - 3mm	1.7	1.3	0	2.2	2.8	4
5% - 3mm	0.3	0.8	0	0.1	0.8	1.4
	PRIMUS II (5555)					
3% - 3mm	2.7	2.9	0.7	3.3	2.7	4.7
5% - 3mm	0.5	0.4	0	0.4	0.5	2

Figure A6.6. Percentage of pixels with γ>1 for Primus I (SN5142) and Primus II (SN5555) using 3%-3mm and 5%-3mm criteria for standard IMRT patterns (open field, wedge, pyramid, hole, chair and peaks).

For the 50 IMRT plans, the mean variations between calculated and measured total doses were -0.6 ± 0.7% [-2.1, 0.7] (Primus I – SN5142) and -0.2 ± 0.6% [-1.5, 1] (Primus II – SN5555). The variation between linacs was -0.5 ± 1% [-2.9, 1.2], Figure A6.7.

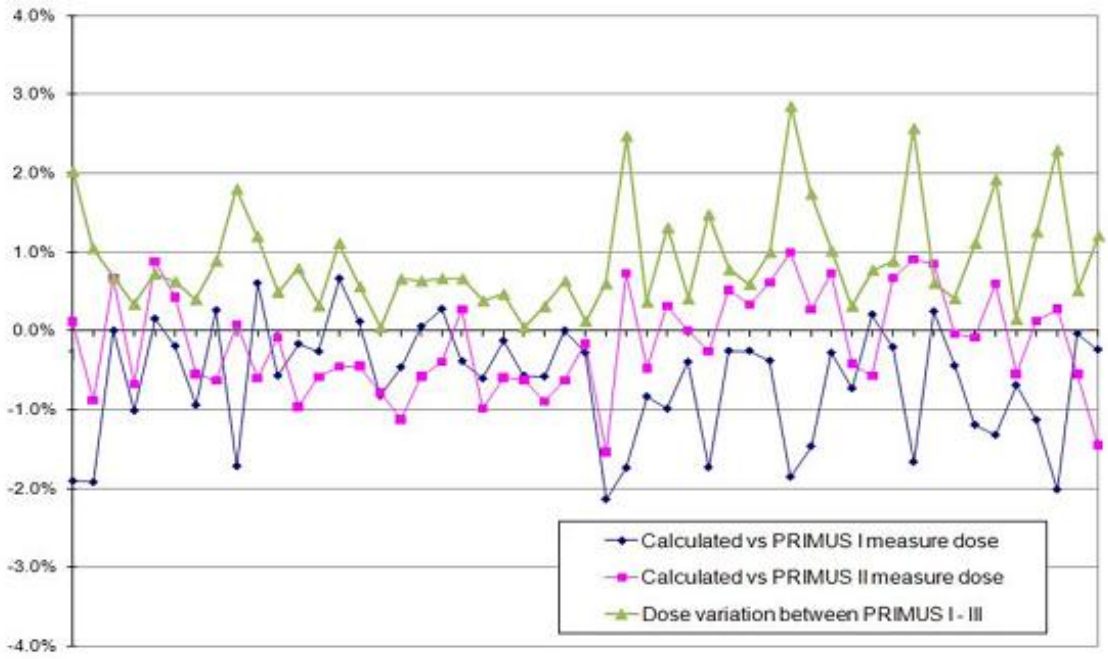


Figure A6.7. Calculated versus measured dose for 50 IMRT plans with PRIMUS I (blue line) and PRIMUS II (pink line). Variation between linac agreements is shown in a green line.

Total plan dose distribution comparison showed that the number of pixels with $\gamma_{3\%,3mm}$>1 was 1.7 ± 0.7% [0.4, 2.5] (Primus I – SN5142) and 0.9 ± 0.9% [0.3, 2.7] (Primus II – SN5555), Figure A6.8.

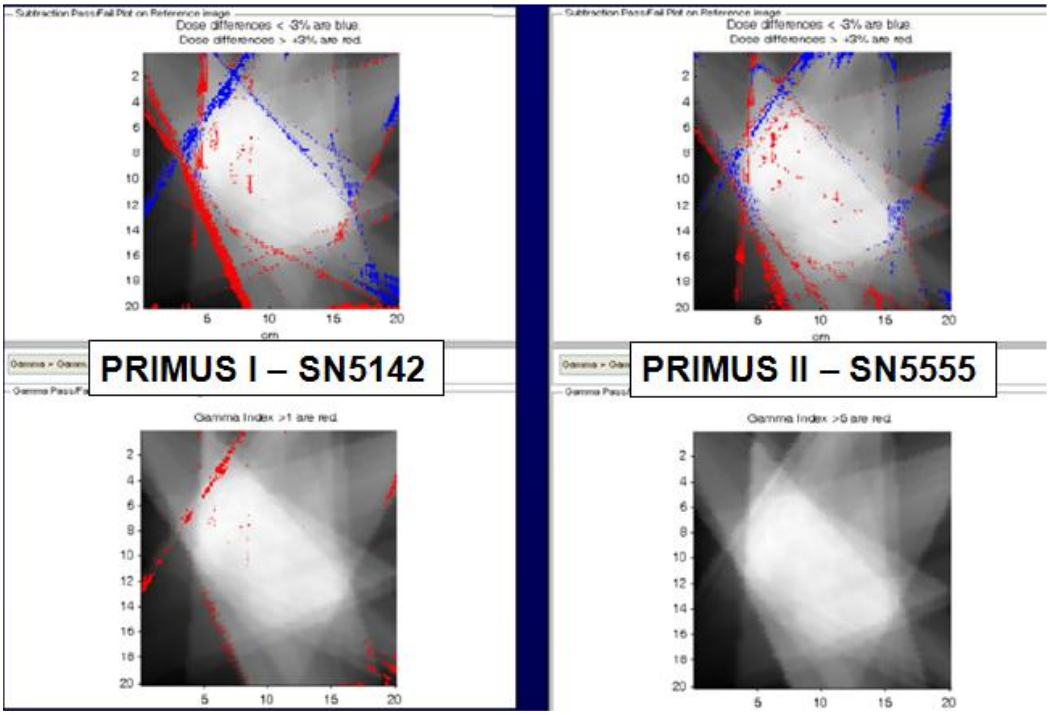


Figure A6.8. Total plan dose distribution comparison (subtraction and gamma evaluation with 3%-3mm criteria) between calculated versus measurements (film) for PRIMUS I and PRIMUS II

Individual field dose distribution comparison showed that the number of pixels with $\gamma_{5\%,\ 3mm}>1$ was 1.0 ± 1.2% [0, 1.3] (Primus I – SN5142) and 0.6 ± 0.6% [0.1, 2.2] (Primus II – SN5555), Figure A6.9.

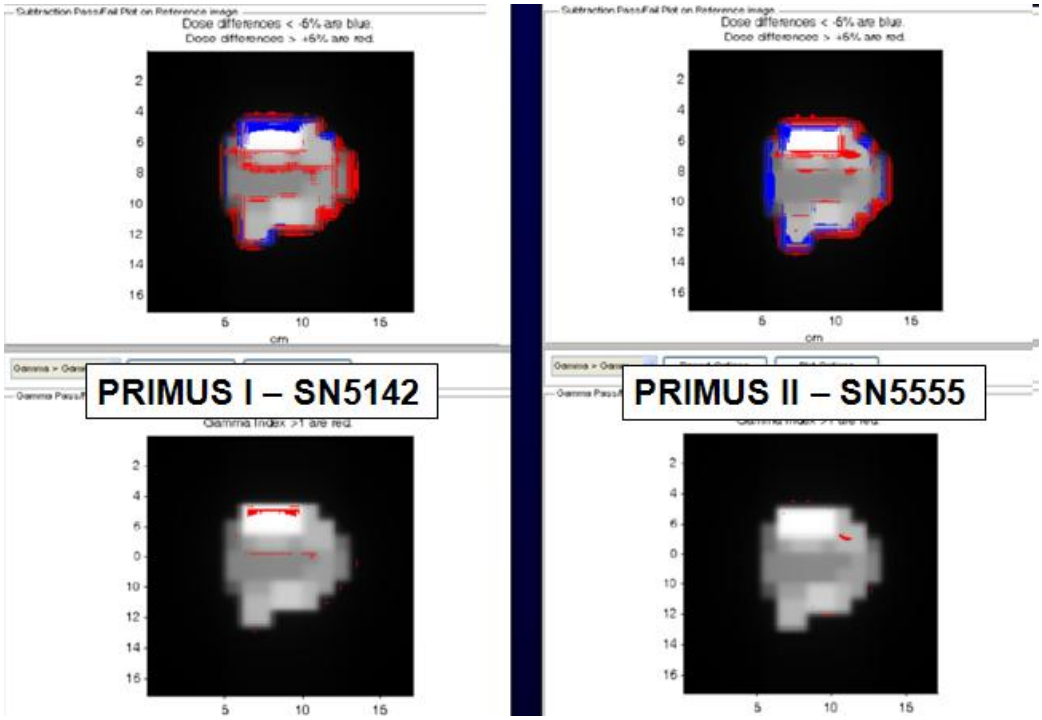


Figure A6.9. Individual field dose distribution comparison (subtraction and gamma evaluation with 5%-3mm criteria) between calculated versus measurements (film) for PRIMUS I and PRIMUS II

A6.4 Conclusions

When the dosimetric characteristics of two linacs are within clinically accepted accuracy, it is possible to model just one in the TPS, and still be within clinically acceptable recommendations in the delivery of open and IMRT fields. From a dosimetric point of view, changing linacs that are beam-matched in this way does not require additional changes or extra verifications of the IMRT treatment plans.

APENDICE 7

Advantages of non-coplanar intensity modulation radiation therapy (IMRT) technique for brain tumors

D. Venencia and P. Besa*
Centro del Cáncer, Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago, Chile.
46th Annual Meeting, American Association on Medical Physics. Lugar: Pittsburg, USA, 25 al 29 de julio del 2004.

A7.1 Introduction

Radiation therapy has been used for many years for brain tumor treatment. Non-coplanar 3D conformal radiation therapy (3D-CRT) techniques are typically used. For 3D-CRT some of the guiding principles for beam angle selection are: the beam incidence has to be selected according to beam eye view (BEV) to include the planning target volume (PTV) and minimize the amount of organs at risk (OAR), the beams should not be opposed and beams should be dispersed in a solid angle (non-coplanar incidences). Dose distribution can be optimized changing the relative beam weight and/or changing the direction or magnitude of the dose gradient of one or more of the individual beams. (84)

With the introduction of IMRT most planners concentrated in the use of multiple coplanar fields. Khoo et. al (85) demonstrated that for medium size brain tumors (PTV mean volume of 85 cm^3), even with tomotherapy (Peacock method) coplanar IMRT improved the PTV coverage slightly for convex tumors and the dose to OAR is increased comparing with stereotactically guided conformal radiotherapy.

The use of non-coplanar beams in IMRT adds an additional degree of freedom in the inverse planning optimization. The purpose of this work is to compare coplanar IMRT plans with symmetrically distributed beams 5, 7 and 9 versus a 6-fields technique with 1 non-coplanar beam for the treatment of large brain tumors.

A7.2 Method and Material

Eleven patients with brain tumors, treated at our Institution, were analyzed. The mean PTV volume was 337 cm^3 (range 162-582 cm^3). All patients had CT and MRI images with 2.5mm slice thickness and slice increment, from C1 to the top of the skull. All patients were immobilized with a thermoplastic mask. The CTV, PTV and OAR were defined on the CT and/or T1/T2 MRI images using SomaVision (Varian Medical System). A virtual structure was created, named “normal brain”, equal to the entire brain minus the PTV with a 2mm margin. A 6-field non-coplanar IMRT treatment was created for each patient. The field arrangement includes 5 coplanar fields and 1 non-coplanar field with the couch rotated at 90º angle and gantry angles from 50º to 90º. Each field incidence was selected to minimize the overlap with the OAR using BEV, Fig. 1a). For comparison three coplanar IMRT plans, with symmetrically distributed incidences, using 5, 7 and 9 beams were created, Figure A7 1b), 1c) and 1d). Isocenter position was the same for all plans. The 3D treatment planning and inverse planning system used CadPlan/Helios version 6.2.7. The treatment energy employed was 6MeV generated with a Clinac 21EX equipped with a 120-leaf MLC Millenium (Varian Medical System) using the sliding window technique.

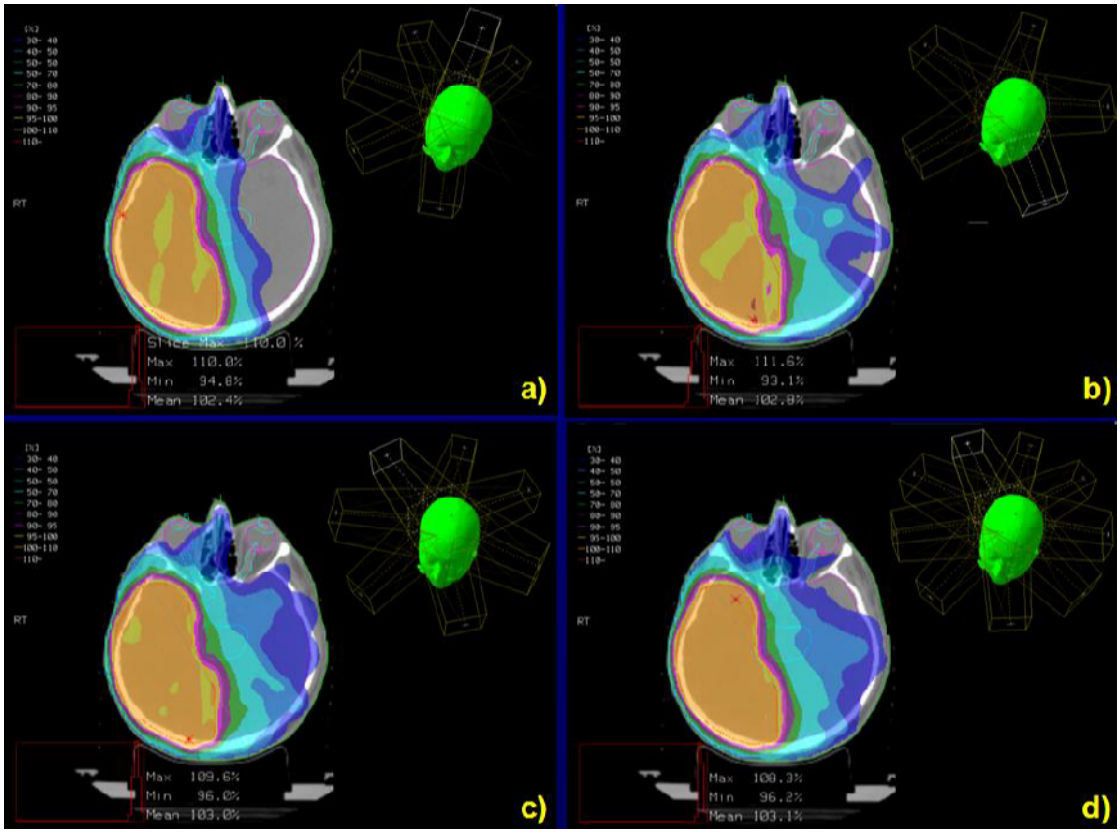


Figure A7.1: IMRT techniques used to irradiate brain tumors, a) Non-coplanar, b) 5 coplanar fields, c) 7 coplanar fields, d) 9 coplanar fields.

For each patient the same dose volume constrains were used for inverse planning optimization for all plans. For comparison purposes the same PTV prescribed dose (Dp) was used in all plans. The optimization criteria used for IMRT considers that the minimum dose (Dmin) in the PTV must be equal to the prescribed dose and that the dose distribution inside the PTV has to be uniform like the 3DCRT. Tumor control probability (TCP) could decrease as a result of a cold spots in the PTV and hot spots could produce tissue damage. For inverse planning optimization plans were requested to have a homogeneity index (HI = Dmax / Dp) of 1.1, assigning a priority of 100% to Dp (equal to Dmin) and a priority of 90% to the Dmax (1.1 x Dp). Dose constraints to OAR were selected below tolerance value [86]. Even when tolerance doses are achieved for all OARs, optimization is forced to keep the OAR doses as low as possible. The probability of injury to OAR could diminish with fewer doses. The plans for each patient were normalized to have the same mean PTV dose. Dose volume histograms for PTV, OAR (normal brain, brain stem, etc.) and external contour, were calculated for every plan, Figure A7 2a), 2b), 2c) and 2d).

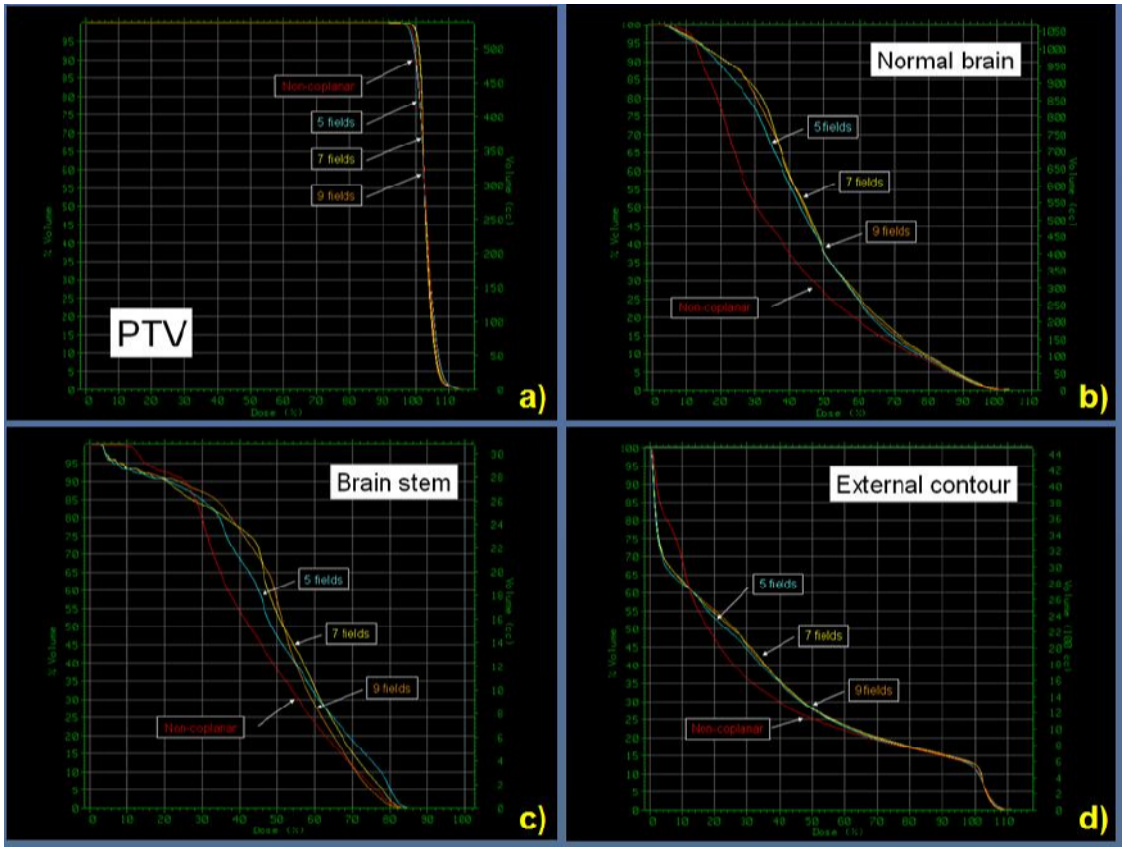


Figure A7.2: Comparison between DVH of non-coplanar and coplanar IMRT techniques for patient 2.

The area under the DVH curve for the normal brain was calculated. For comparison purposes, equivalent uniform dose (EUD) [87] for normal brain was evaluated, for a=1 to 6, assuming that the normal brain could exhibit a large volume effect, Figure A7.3. Using the DVH for external contour the volume of the 50% and 80% isodoses were obtained. The parameters CI50 and CI80 were calculated as the ratio of the isodose volume by the PTV volume.

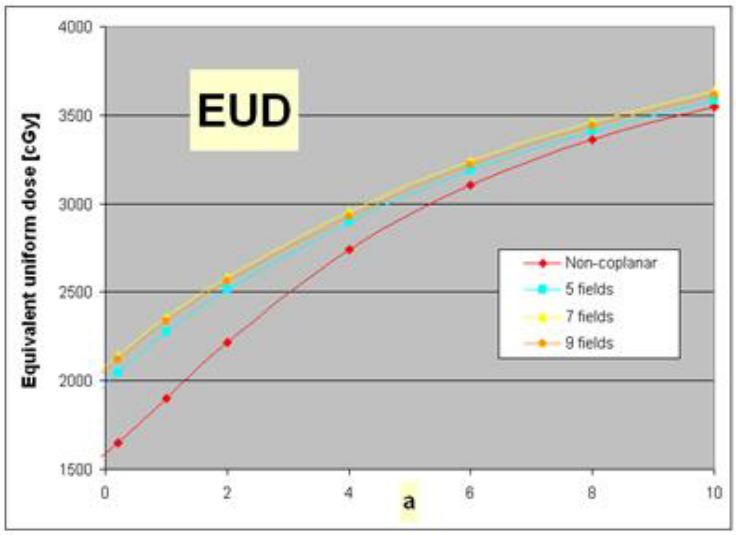


Figure A7.3: EUD for normal brain

A7.3 Results

All IMRT plans provided acceptable PTV coverage and homogeneity indexes. Doses for OAR were kept below the tolerance threshold, however DVH for OAR were different, Figure A7 1b) and 1c). The differences are greater for the normal brain. DVH differences for normal brain were compared for the non-coplanar technique against the three coplanar plans, Figure A8 4a). For doses between 20% and Dmax the area increment increased, Figures A7 4b). The doses below 20% increased for the non-coplanar technique, especially for small PTV located near the base of the skull. The mean dose (EUD for a=1) was always lower for non-coplanar plan compared to the coplanar plans, Table 1a). The EUD was also lower for the non-coplanar plans for a=2, a=4 and a=6, Table 1.

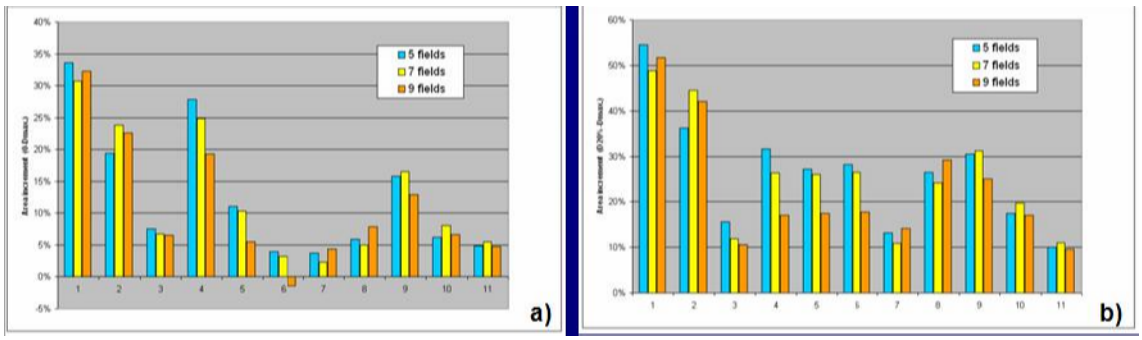


Figure A7.4: Differences in normal brain DVH integral for non-coplanar versus coplanar techniques a) from 0 to Dmax and b) from 20% of Dp to Dmax.

ΔEUD (a = 1) [cGy]

Patient	5 fields	7 fields	9 fields
1	34%	31%	33%
2	20%	24%	23%
3	8%	7%	7%
4	28%	25%	20%
5	11%	11%	6%
6	4%	3%	-1%
7	4%	2%	4%
8	6%	5%	8%
9	16%	17%	13%
10	6%	8%	7%
11	5%	6%	5%

ΔEUD (a = 2) [cGy]

Patient	5 fields	7 fields	9 fields
1	23%	19%	20%
2	13%	17%	15%
3	7%	5%	4%
4	21%	18%	12%
5	11%	10%	5%
6	11%	10%	5%
7	7%	5%	7%
8	10%	9%	11%
9	14%	13%	10%
10	7%	8%	6%
11	5%	6%	5%

ΔEUD (a = 4) [cGy]

Patient	5 fields	7 fields	9 fields
1	12%	8%	9%
2	6%	8%	7%
3	4%	3%	2%
4	14%	9%	5%
5	7%	5%	1%
6	9%	8%	4%
7	6%	4%	6%
8	7%	5%	7%
9	8%	7%	5%
10	4%	5%	3%
11	4%	4%	3%

ΔEUD (a = 6) [cGy]

Patient	5 fields	7 fields	9 fields
1	8%	4%	4%
2	3%	4%	4%
3	3%	2%	2%
4	11%	6%	2%
5	5%	3%	-1%
6	6%	5%	2%
7	4%	3%	5%
8	4%	3%	5%
9	5%	5%	2%
10	3%	4%	2%
11	3%	3%	2%

Table A7.1: Normal brain EUD percentage differences for non-coplanar versus coplanar techniques for a=1, a=2, a=4 and a=6.

DVH analysis for the rest of OAR showed smaller differences, but in every case the non-coplanar technique was the same or better than the coplanar arrangement. A more detail analysis is required for the small volume OAR. To compare the plans conformality the optimization was set with less priority for

the PTV constraints and increased for the OAR, in order to have the same OAR DVH for every plan. The PTV DVH changes were analyzed Figure A7.5.

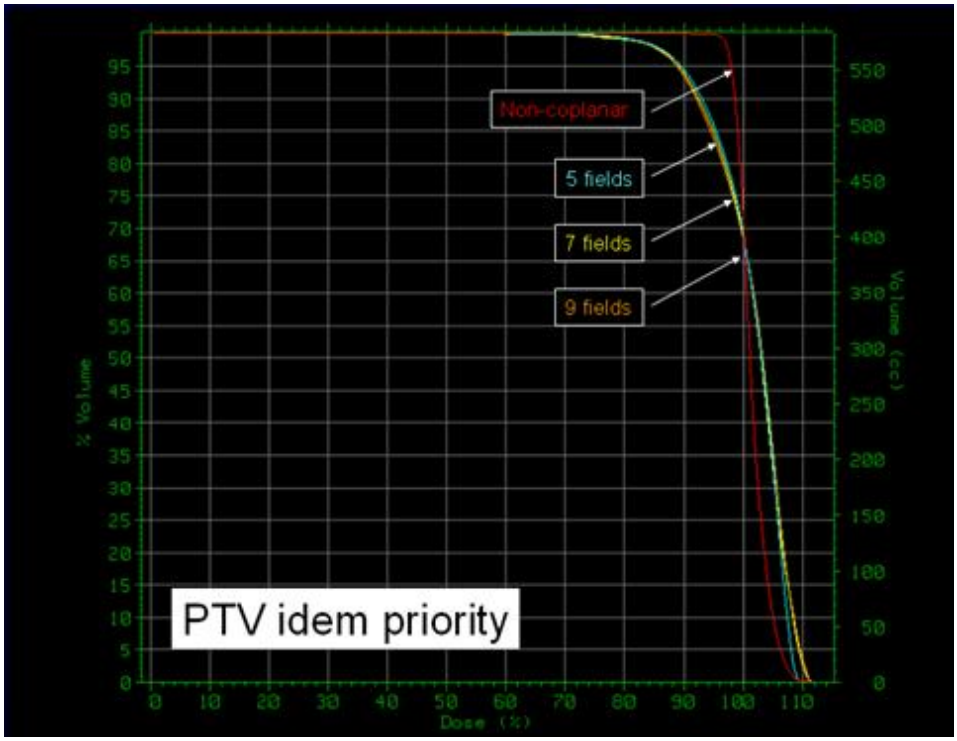


Figure A7.5: PTV DVH for coplanar and non-coplanar techniques if normal brain DVH is the same for every plan.

The non-coplanar plan had better PTV coverage. The 50% isodose volume was smaller for the non-coplanar technique in every patient, Figure A7.6a). The 80% isodose volume had a smaller difference, but it was smaller for the non-coplanar plans in most cases, Figure A7.6b). Non-coplanar treatment delivery was simple and only required a slight increase in the overall treatment time due to the couch rotation (less than 2 minutes).

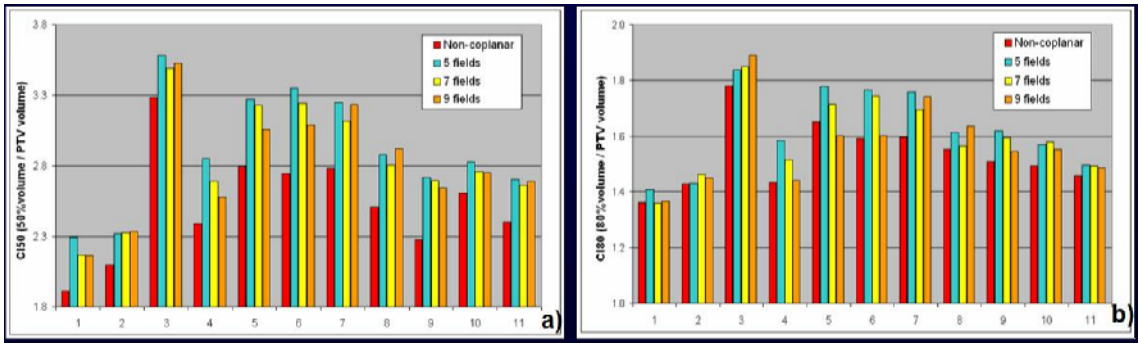


Figure A7.6: Isodose volume comparison for coplanar and non-coplanar techniques a) CI50 and b) CI80.

A7.4 Conclusions

Non-coplanar technique had better PTV coverage and decreased dose to normal brain in the mid dose range. At the low dose range the non-coplanar plan had a larger volume because the non-coplanar field goes through normal brain volume not irradiated by the coplanar fields. Brain damage due to radiation has been defined for high doses, threshold doses. The biologic significance of lower doses is unknown.

APENDICE 8

Influence of the Multileaf Collimator Step Size in Step&shoot IMRT for Head&neck treatments

M. Almada[1], D. Venencia[1], C. Descamps[1], E. Garrigo[1] and Y. Pipman[2]
[1] Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie, Córdoba, ARGENTINA, [2]Long Island Jewish Medical Center, USA.
54th Annual Meeting, American Association on Medical Physics, Joint AAPM/COMP Meeting, July 31 - August 4, 2011, Vancouver, Canada.

A8.1 Introduction

Reducing the beamlet size during step&shoot IMRT treatment planning may lead to improvement of dose conformity of target volumes and to the reduction of the dose to organs at risk (OAR). The beamlet height is determined by the MLC leaf width which cannot be modified. The beamlet length can be adjusted with the leaf step size along the travel direction of the MLC. This parameter could be configured in the treatment planning system (TPS) and its modification produces a variation in treatment times, segment numbers and monitor units (MU). The purpose of this work was to analyze the influence of the leaf step size during Head&neck treatments.

A8.2 Methods and Materials

Ten patients with Head&neck IMRT treatment indication were selected. Patient position was supine with immobilization mask. CT images were acquired with 3mm-thick slices, Figure A8.1. Treatment plan was carried out in 30 fractions and includes the simultaneous irradiation of a GTV, CTV_1 and CTV_2. All target volumes were expanded by 5mm in all directions in order to obtain PTVs. For inverse planning the proposed dose volume constraints were: GTV D100% = 66Gy and D_{max} <110%, CTV_1= 60Gy, CTV_2= 50Gy and for all PTVs D95% = 95% of the prescribed dose. Parotids, spinal cord, brainstem, optic nerve, optic chiasm, ears, larynx were considered as organs at risk during this work. “Planning” regions as the mouth and the posterior neck were created in order to reduce dose to this volume.

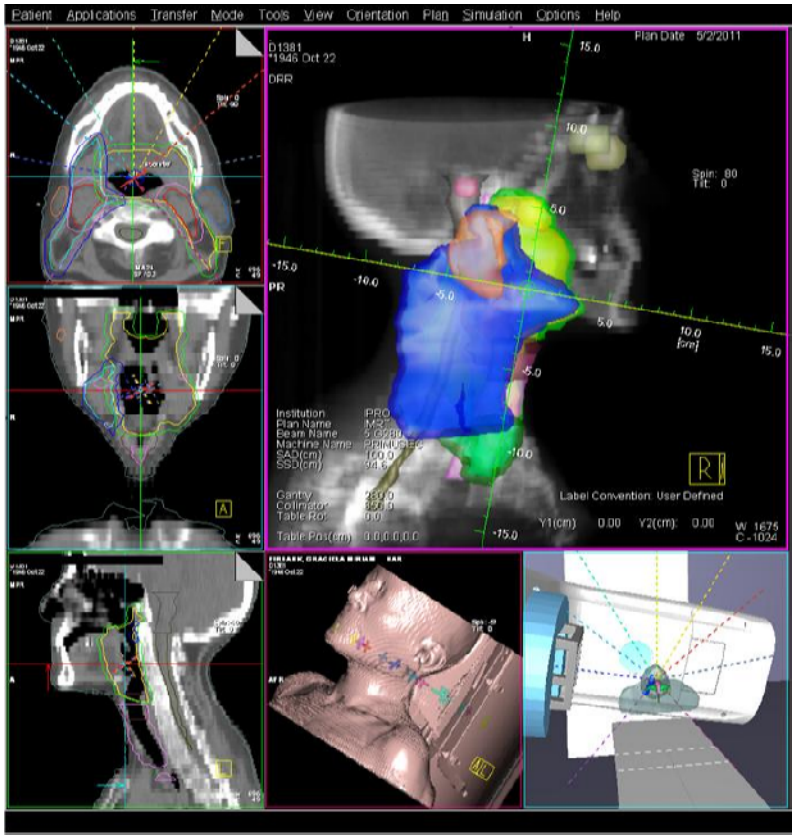


Figure A8.1. Virtual simulation of H&N IMRT treatment

Treatment plans were calculated with nine 6MV photon beams (gantry angles of 220°, 280°, 310°, 330°, 0°, 30°, 50°, 80°, and 140°, Figure A8.2) using step&shoot IMRT modality. A Primus linac (Siemens) associated with an Optifocus MLC (Figure A8.3, 10mm leaf width) was used with a dose rate of 200MU/min. Inverse planning was performed using Konrad v2.2 TPS (Siemens) with a minimum of 3MU per segment, 15 intensity levels and the leaf step size of 10mm.

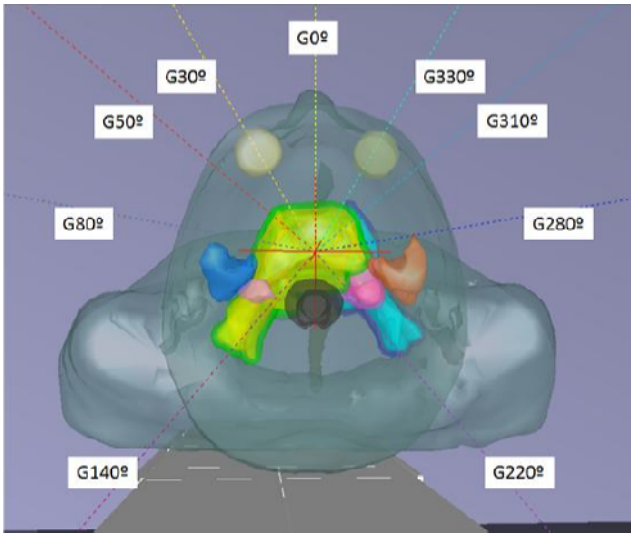


Figure A8.2. Treatment field angle for an H&N IMRT treatment

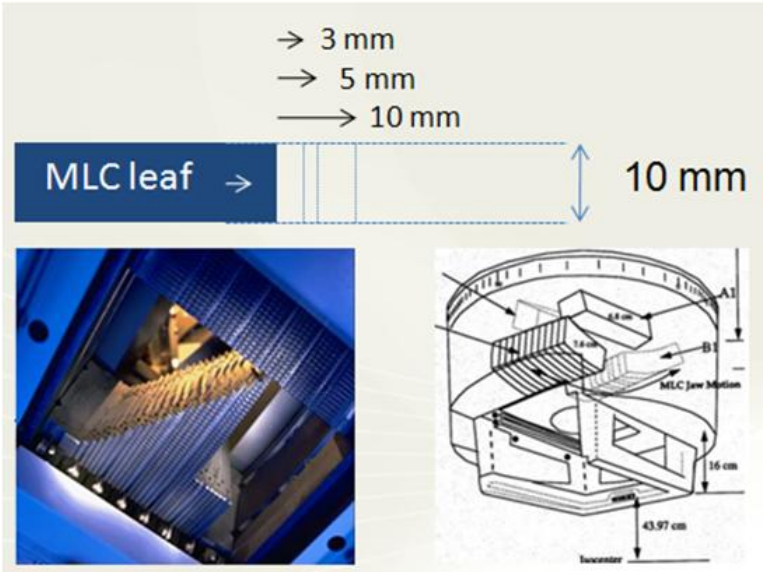


Figure A8.3. MLC Optifocus and leaf step size representation

Dose was calculated using pencil beam algorithm with heterogeneity corrections and a 1mmx1mmx2.5mm calculation grid size. All plans were recalculated using 3mm and 5mm leaves step sizes, Figure A8.4. For each step-size, plans were compared in terms of MU, number of segments, treatment time, dose distribution and dose volume histogram (DVH). The dose delivered by the entire plan treatment was measured using a solid water phantom and a PinPoint ionization chamber. Variations between measured and calculated doses were evaluated for all plans.

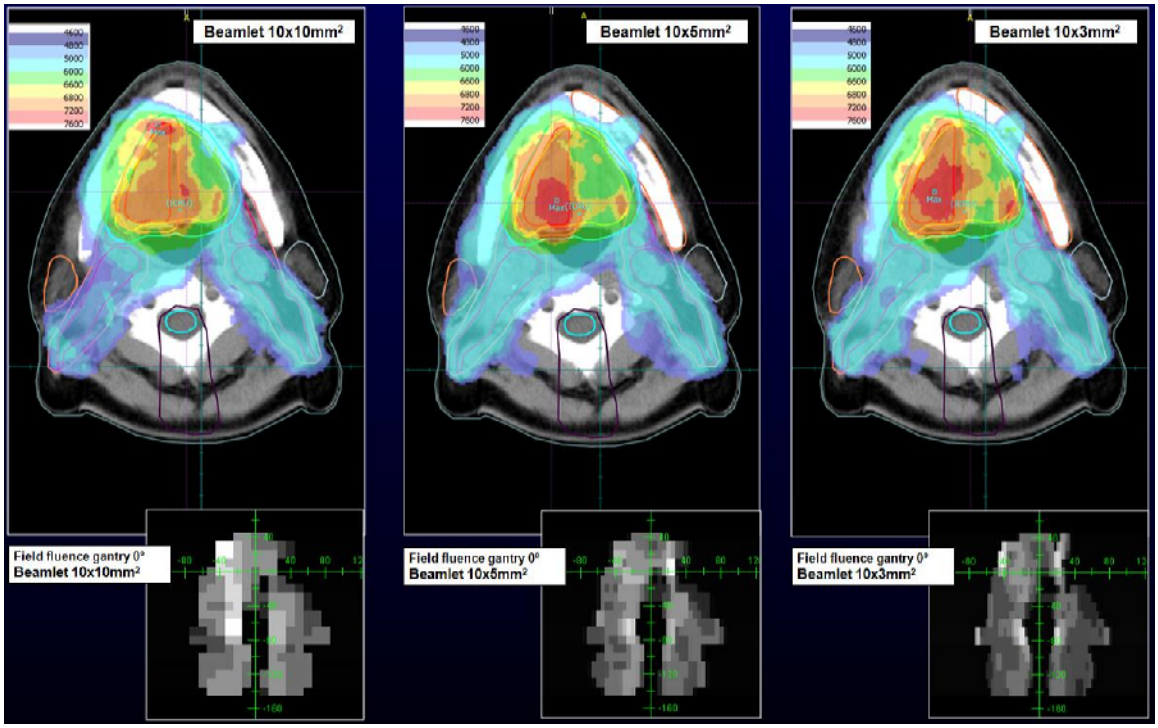


Figure A8.4. Dose distribution and field fluence for H&N IMRT with beamlet size of different sizes

A8.3 Results

The average number of MU for 10mm step-size plans was 624 [495,770]. The MU increased 51% [36%, 87%] for 5mm and 124% [93%, 171%] for 3mm, Table A8.1. The average number of segments for 10mm step-size plans was 111 [99,129]. The number of segments increased 41% [27%, 52%] for 5mm and 102% [71%, 125%] for 3mm, Table A8.2. The average treatment time for 10mm step-size plans was 11.47min [11.08min, 12.45min]. The treatment time increased 24% [9%, 33%] for 5mm and 65% [27%, 74%] for 3mm, Table A8.3.

Total MU

	Beamlet 10x10mm²	Beamlet 10x5mm²	Beamlet 10x3mm²
Patient 1	616	980	1508
Patient 2	641	971	1440
Patient 3	495	927	1342
Patient 4	724	1070	1589
Patient 5	679	939	1373
Patient 6	770	1048	1572
Patient 7	529	784	1167
Patient 8	504	716	971
Patient 9	657	940	1521
Patient 10	621	949	1405
Average	**624** [495,770]	**932** [716,1070]	**1389** [971,1589]
Variation	-	**+ 49 %**	**+ 122 %**

Table A8.1. MU (total, average and range) for H&N IMRT treatment for different beamlet sizes

Segments

	Beamlet 10x10mm²	Beamlet 10x5mm²	Beamlet 10x3mm²
Patient 1	121	169	223
Patient 2	116	162	224
Patient 3	105	152	218
Patient 4	129	181	256
Patient 5	99	138	191
Patient 6	112	142	202
Patient 7	106	161	239
Patient 8	105	145	180
Patient 9	111	155	231
Patient 10	107	159	236
Average	**111** [99,129]	**156** [138,181]	**220** [180,256]
Variation	-	**+ 41 %**	**+ 98 %**

Table A8.2. Segments (total, average and range) for H&N IMRT treatment for different beamlet sizes

Treatment time [min.]			
	Beamlet 10x10mm²	Beamlet 10x5mm²	Beamlet 10x3mm²
Patient 1	11.5	14.9	19.5
Patient 2	11.5	14.6	19.8
Patient 3	11.5	14.4	19.5
Patient 4	12.5	16.5	21.7
Patient 5	11.0	13.5	17.8
Patient 6	12.5	14.5	19.5
Patient 7	10.8	14.2	18.6
Patient 8	10.1	12.1	14.2
Patient 9	11.5	15.3	19.6
Patient 10	11.1	15.3	19.3
Average	**11.4** [10.1, 12.5]	**14.5** [13.5, 16.5]	**19.0** [14.2, 21.7]
Variation	-	+ 28 %	+ 66 %

Table A8.3. Treatment time (total, average and range) for H&N IMRT treatment for different beamlet sizes

Reducing the step-size from 10mm to 5mm led to an increment of PTV_66Gy dose uniformity within ICRU50 tolerance; there was no difference between 5mm and 3mm. Variation of step-size from 10mm to 3mm allowed a better coverage of PTV_50Gy especially in the regions close to the patient surface, Figure A8.5. Figure A8.6 shows the increment in dose uniformity, by DVH superposition, for PTV1 and PTV2. For all the studied plans the DVH analyze did not reveal differences in the mean doses of the parotids and maximum dose of spinal cord. The average variation between measured and calculated doses was 1.1% for 10mm step size. It increased to 1.7% and 2.4% for 5mm and 3mm respectively.

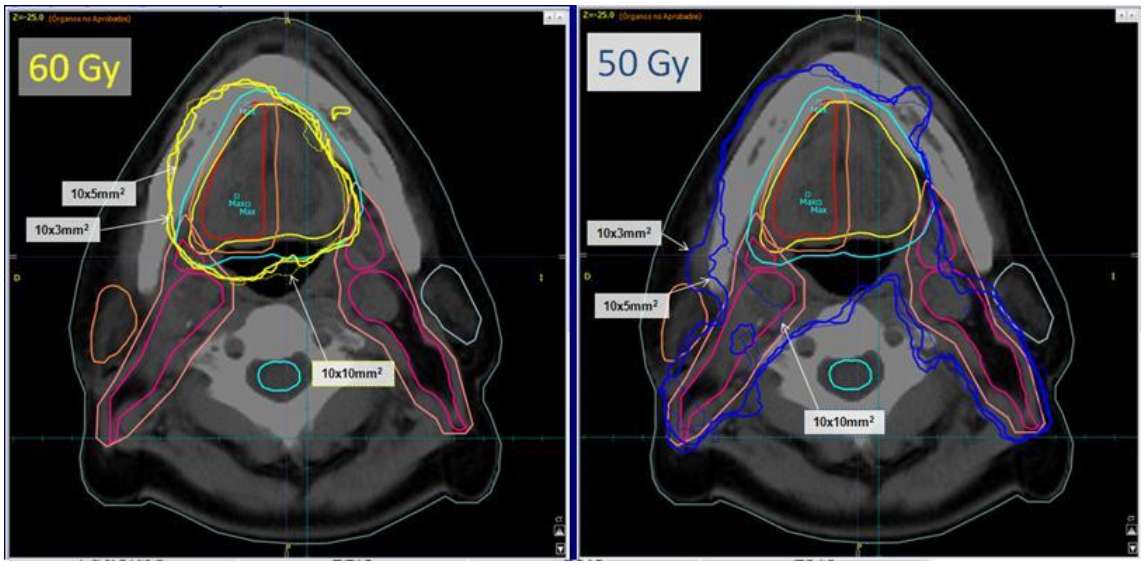


Figure A8.5. 60Gy and 50Gy isodose superposition for H&N IMRT treatment using different beamlet sizes

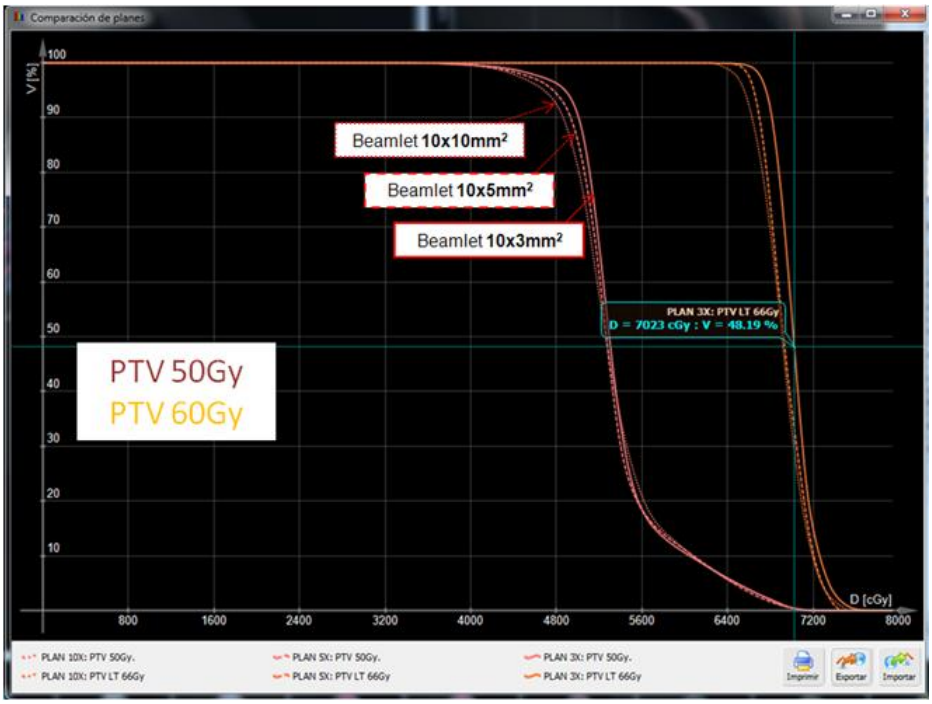


Figure A8.6. Increment of dose uniformity for PTV_1 (60Gy) and PTV_2 (60Gy) decreasing the leaf step size

A8.2 Conclusions

Using 10mm step-size produced plans with adequate OAR doses. Dose uniformity and volume coverage of PTV could be improved by 5mm step size. The reduction of step-size to 3mm led to larger treatment times without advantages in dose distributions. The variation between the doses measured and calculated was higher for plans with smaller step sizes.

APENDICE 9

Influence of the Multileaf Collimator Step Size in Step&shoot IMRT for prostate treatments

C. Descamps, E. Garrigó and D. Venencia.
Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie, Córdoba, ARGENTINA.
52th Annual Meeting, American Association on Medical Physics, July 18-22, 2010, Philadelphia, Pennsylvania, USA.

A9.1 Introduction

The aim of this works was to analyze the influence of the leaves step size using during ten step and shoot IMRT prostate treatments in terms of treatment quality (dose uniformity, dose conformity, Organs at risk doses), UM quantity, number of segments, treatment time and pretreatment quality assurance.

A9.2 Methods and Materials

Ten patients with prostate IMRT treatment indication were selected. Patient position was supine. CT images were acquired with 3mm-thick slices. Treatment plan was carried out in 41 fractions. The target volume and doses were

- Prostate + proximal seminal vesicles (10-15mm) = $CTV_{prostate+SV}$ → D_{min} = 80 Gy
- Distal seminal vesicles = $CTV_{distalSV}$
- $PTV_{prostate+SV}$ = $CTV_{prostate+SV}$ with 9 mm (Left, Right, Inferior, Superior, Anterior) y 5 mm (Posterior) margins → D95 = 80 ± 1 Gy, D_{min} = 72 Gy, Dmax = 88 Gy
- PTVdistalSV = $CTV_{distalSV}$ with 9 mm (Left, Right, Inferior, and Superior), 12 mm (Anterior) y 5 mm (Posterior) margins → D95 = 56-58 Gy, D_{min} = 50-52 Gy

IMRT treatment plan were done using Konrad v2.2.23 TPS and 6MV Primus linac associated with a 1cm width MLC Optifocus, Siemens. Treatment plan include seven-field arrangement with gantry angle of 135º, 100º, 70º, 0º, 290º, 260º and 225º. The number of intensity levels used was 15 and the step sizes studied 3, 5 y 10 mm. Plans comparison were done by

- Dose conformity, dose uniformity, minimum and maximum doses of the target volumes
- Doses received by the organs at risk (OAR : rectum, bladder and femoral heads)
- UM quantity, treatment time or number IMRT segments
- Dose delivered and comparison with the TPS calculations

A9.3 Results

A9.3.1 Influence of step size on target doses

Changing the step size from 10mm to 3mm the hot and cold spots in the target volumes reduced. Better dose uniformity of the target volumes (standard deviation of the dose in the $PTV_{prostate+SV}$ =1.9, 1.3 and 1.2 for step size of 10, 5 and 3mm). The Table A9.1 shows minimum doses, maximum doses and D95% for target volume.

Volume	Parameter	Dose [Gy]		
		10mm	5mm	3mm
$CTV_{prostate+SV}$	Dmin	80.1	80.3	80.6
$PTV_{prostate+SV}$	Dmin	80.4	81	81.3
	D95%	70.6	73.4	72.9
	Dmax	88.8	87.6	87.6
$PTV_{distalSV}$	Dmin	50.7	53.2	53.2
	D95%	60.3	61	61.5

A9.3.2 Influence of step size on OAR

The reduction of the step size increase the protection of the rectum with a dose decrement around 3% for 5 mm and 7% for 3 mm, Figure A9.1.

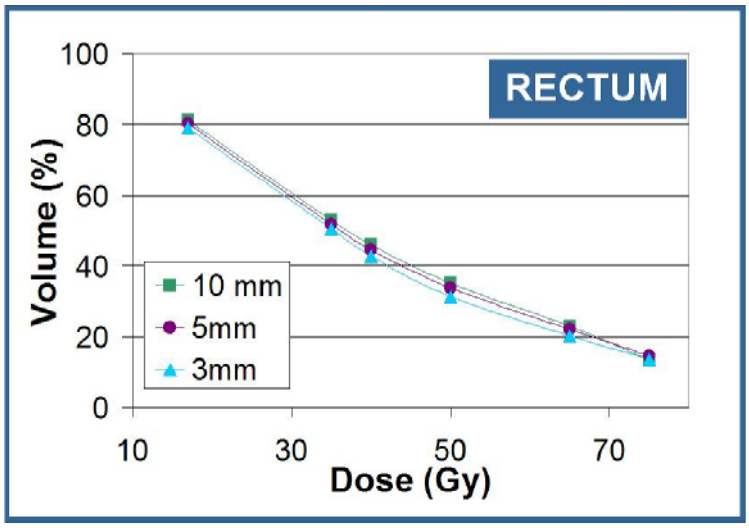


Figure A9.1. DVH for rectum for S&S IMRT plans with step sizes of 10, 5 and 3mm

For the bladder the sparing increase about 10% and 15% for step sizes of 5 mm and 3mm and for femoral head 21% and 43% respectively, Table A9.2

Volume	Parameter	Dose [Gy]		
		10 mm	5 mm	3 mm
Bladder	V40Gy	28.7	26.5	24.1
	V65Gy	17.5	15.8	14.4
Femoral head	V50Gy	7.4	5.8	4.2

A9.3.3 Influence on treatment condition

The Table A9.3 shows the variation on UM, number of segments and treatment time for different step sizes

UM			Segments			Treatment time [min]		
10 mm	5 mm	3 mm	10 mm	5 mm	3 mm	10 mm	5 mm	3 mm

521	663 (+27%)	770 (+48%)	91	124 (+37%)	148 (+63%)	8.5	10.3 (+21%)	11.5 (+35%)

Pre treatment quality assurance was satisfactory for all the leaf step sizes used (differences between calculated and measured doses less than 1%).

A9.4 Conclusion

Using smaller size during S&S IMRT treatment produces better uniformity of the target volume dose and increment the OAR sparing. Leaf step size of 5mm is a good compromise to increase treatment quality.

APENDICE 10

Effects of the number of intensity levels in step&shoot IMRT for prostate cancer

*E. Garrigo[1], **D. Venencia[1]**, M. J. Alamda[1], C. Descamps[1] and Y. Pipman[2]*
*[1] **Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie, Córdoba, ARGENTINA,** [2] Long Island Jewish Medical Center, NY, USA*
54th Annual Meeting, American Association on Medical Physics, Joint AAPM/COMP Meeting, July 31 - August 4, 2011, Vancouver, Canada.

A10.1 Introduction

Step&shoot IMRT Treatment planning requires the conversion of an optimized fluence into deliverable sequences of MLC segments. The number of resulting segments depends on the number of intensity levels selected in the sequencer. The objective of this work was to study the effect of the intensity levels number variation in prostate step&shoot IMRT treatments.

A10.2 Method and Materials

Patient data with prostate cancer and IMRT treatment indication were selected. Treatment planning was done using a 6MV 7-field arrangement (Primus linac, Optifocus MLC, 10mm leaf-width) and Konrad v2.2 (Siemens) TPS, Figure A10.1. MLC step-size of 0.5cm (beamlet size 1x0.5cm^2) and a minimum of 3 MU per segment were selected.

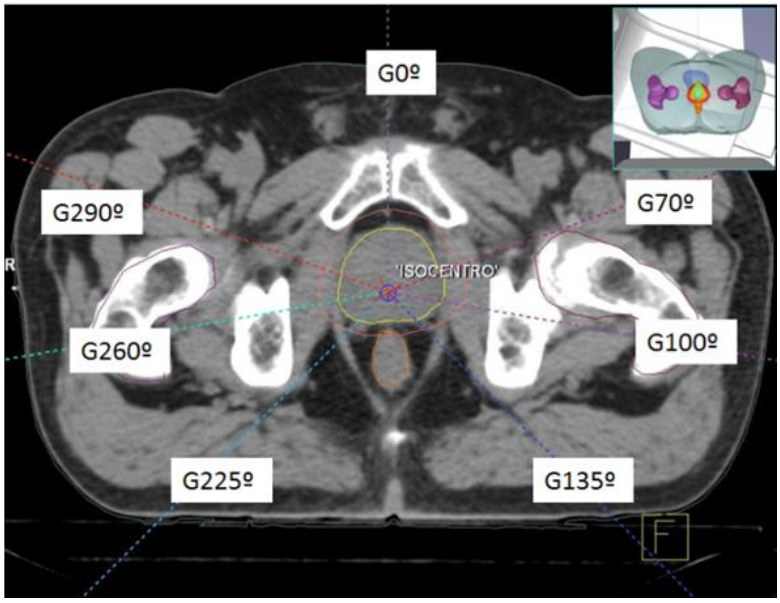


Figure A10.1. Beam angles for prostate IMRT treatment plan

Treatment plan included simultaneous irradiation of the prostate (CTV_1) to 82Gy and of the seminal vesicles (CTV_2) to 64Gy in 41 fractions. Dose volume constraints for inverse planning were: CTV_1 D100% = 82Gy (2Gy/fraction), PTV_1 D95% = 82Gy, CTV_2 D100% = 64Gy (1.6Gy/fraction) and PTV_2 D95% = 64Gy; dose to urethra region and intersection of PTV_1 with PRV rectum less than 83Gy; rectum V75Gy<15%, V65Gy<20% and V40Gy<50%; bladder

V65Gy<25%; femoral heads D10 %< 50% and posterior rectum D100 %< 50Gy. The inverse planning software used the maximum number of iterations. The time for inverse planning optimization and dose calculation (pencil beam algorithm with heterogeneity corrections) was 220 seconds. Four plans were generated using 5, 7, 10 and 15 intensity levels and normalized to deliver D100% = 82Gy to CTV_1, Figures A10.2. For all plans the sequencer used a smoothing of the intensity profiles with a 2D filter (size 3) and "smooth peaks only" option was selected. Comparisons between plans were made in terms of total segment number, MUs, treatment delivery time, isodoses superposition and dose-volume histogram (DVH) for PTVs and OARs (rectum, bladder and femoral heads).



Figure A10.2. Inverse planning software and sequencer (KonRad) used for prostate IMRT treatment plan.

A10.3 Results

The total segment numbers were 44, 60 (+36%), 84 (+91%) and 116 (+163%) for 5, 7, 10 and 15 intensity levels. The MU's total numbers decreased with the increase of the intensity levels (527, 522, 518 and 508), Table A10.1. The increase in the number of intensity levels was accompanied by a rise in treatment time. The total treatment time was 387sec, 431sec (+11%), 475sec (+23%) and 531sec (+37%). The treatment time increment percentage was similar for all individual fields, Table A10.2. The variations of fluence for a treatment field (gantry angle 135º) with the number of intensity levels are shown in Figures A10.3.

Segments - MU

Intensity levels numbers	Total segment numbers	Variation	MU	Variation
5	44	-	527	-
7	60	+ 36%	522	- 1%
10	84	+ 91%	518	- 1.7%
15	116	+ 163%	508	- 3.6%

Table A10.1

Treatment time

Intensity levels numbers	Field gantry 135° [sec.]	Field gantry 100° [sec.]	Field gantry 70° [sec.]	Field gantry 0° [sec.]	Field gantry 290° [sec.]	Field gantry 260° [sec.]	Field gantry 225° [sec.]	TOTAL [sec.]	Variation
5	39	44	44	35	36	33	28	**387**	-
7	44	52	47	38	43	47	34	**431**	**+11%**
10	50	56	63	43	47	45	43	**475**	**+ 23%**
15	61	62	68	59	54	52	57	**531**	**+ 37%**

Table 10.2

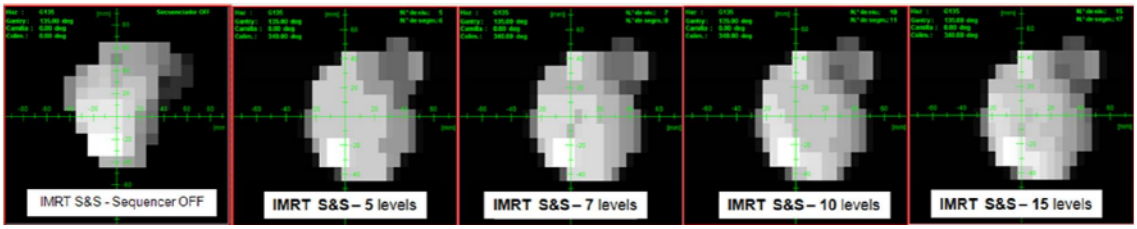


Figure A10.3. Optimal (sequencer OFF) and actual treatment field for 5, 7, 10 and 15 intensity levels

Dose distributions for axial planes are depicted in Figure A10.4. Dose distributions for sagittal planes are illustrated in Figure A10.5. Isodoses superposition for sagittal and coronal planes is illustrated in Figure A10.6 and A10.7.

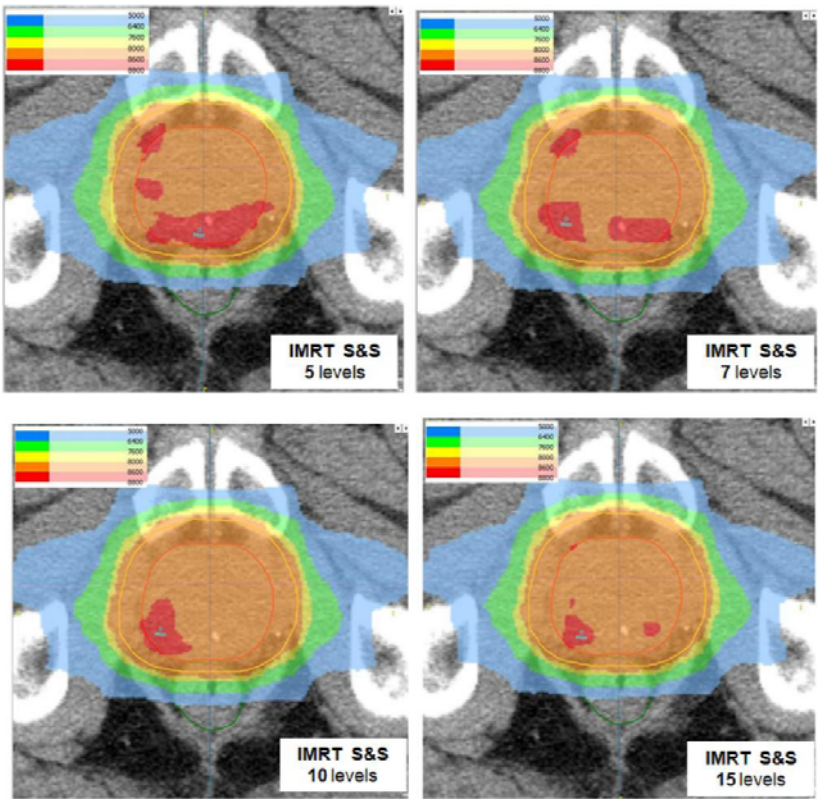


Figure A10.4. Comparison of axial dose distribution for different intensity levels

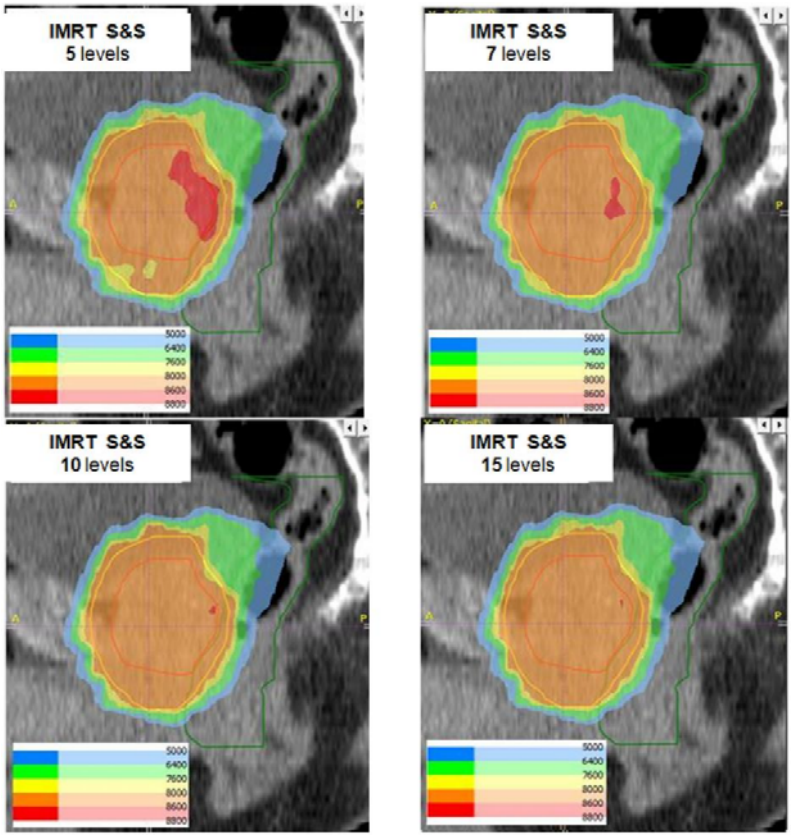


Figure A10.4. Comparison of sagittal dose distribution for different intensity levels

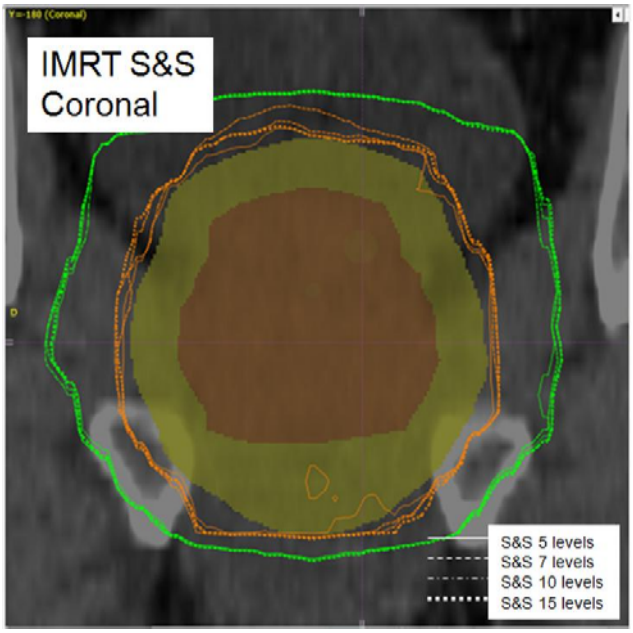


Figure A10.6. Isodoses superposition of coronal dose distribution for different intensity

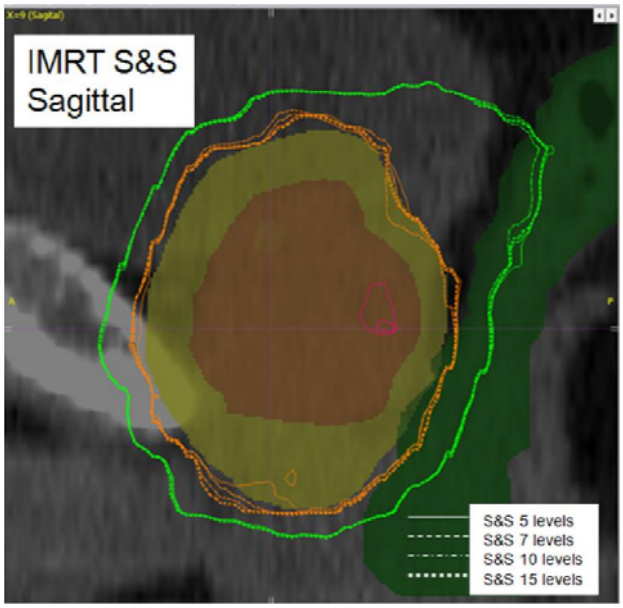


Figure A10.7. Isodoses superposition of sagittal dose distribution for different intensity levels

Maximum and minimum doses for CTV_1, PTV_1 and PTV_2 are summarized in Table A10.3. Maximum doses for all target volumes decreased with as the intensity levels increased. Minimum doses for all target volumes increased with the increment of intensity levels. The conformity indexes for CTV_1, and PTV_1 showed an increment with the number of intensity levels, Table A10.4. No difference in minimum dose and CI was found for the seminal vesicle PTV. Dose volume histogram superposition, Figure A10.8, demonstrated the improvement of dose homogeneity of PTV_1 and the insignificant change of OARs DVH.

Intensity levels numbers	15	10	7	5
CTV_1 - D_{max} [Gy]	86.9	88	88.3	89.7
PTV_1 - D1% [Gy]	86.3	86.7	86.9	87.5
PTV_1 - D_{min} [Gy]	79.1	77.9	77.5	78.4
PTV_1 - D99% [Gy]	81.0	80.0	80.3	80.0
PTV_1 - D_{max} [Gy]	87.7	88.3	88.2	89.7

Table A10.3

Intensity levels numbers	15	10	7	5
Conformity index CTV_1	1	0.994	0.998	0.960
Conformity index PTV_1	0.957	0.926	0.905	0.836

Table A10.4

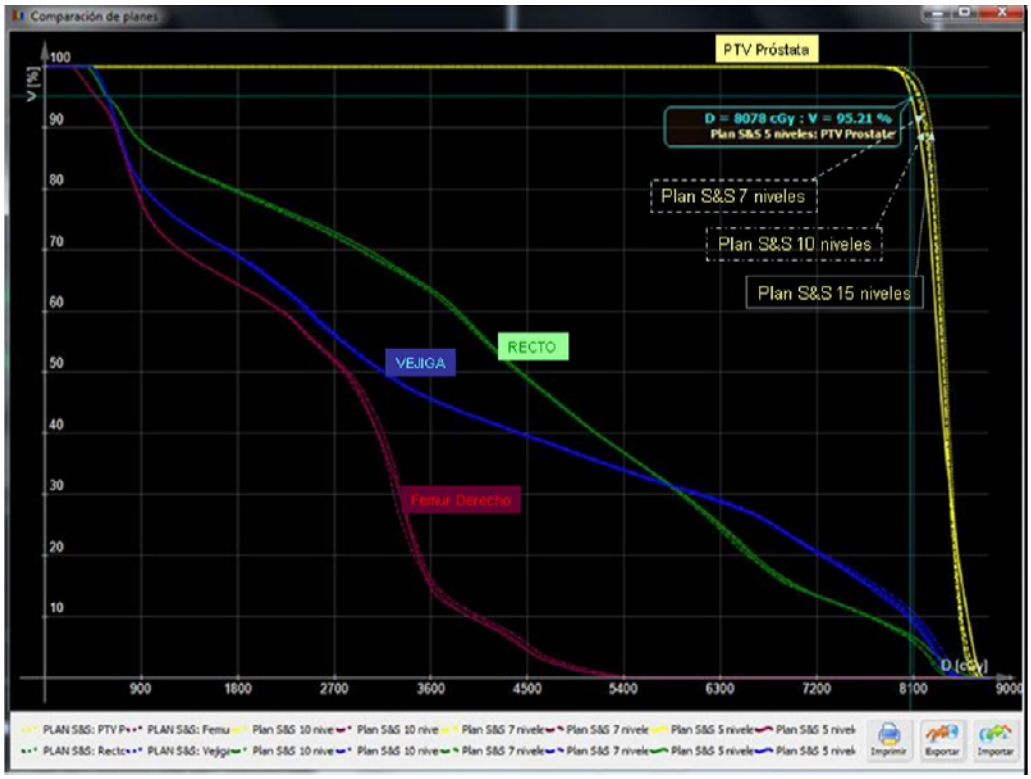


Figure A10.8. DVH superposition of prostate PTV, rectum, bladder and femoral head for different intensity levels

A10.4 Conclusion

The increment in the intensity level numbers resulted in an improvement of the PTV_1 homogeneity without any extra sparing to OARs. The total numbers of MU did not change. There was an increment of treatment time with the number of intensity levels. The benefit of a better uniform dose in the Prostate PTV should be analyzed for each treatment in order to set planning guidelines.

APENDICE 11

Optimización del control de calidad a los planes paciente – específicos de IMRT, basado en el arreglo bidimensional de cámaras de ionización PTW – 729

R.M. Diaz Moreno[1], D. Venencia[2], E. Garrigo[2] and Y. Pipman[3]
[1]Instituto de Neurología y Neurocirugía, La Habana, Cuba, [2]Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie, Córdoba, ARGENTINA, [3] Long Island Jewish Medical Center, NY, USA

La conveniencia de remplazar los sistemas basados en películas radiográficas, para realizar los controles de calidad paciente específico en tratamientos sofisticados de radioterapia, aumenta el interés por el uso de los arreglos bidimensionales de detectores. Mediante procedimientos de fusión de imágenes adyacentes, se mitigan las desventajas en resolución espacial de estos arreglos respecto al sistema de películas. Tomando en cuenta la influencia del volumen de los detectores y su función de respuesta espacial mediante la convolución de la distribución de dosis calculada, es posible obtener valores de correspondencia entre el resultado de esta convolución y la imagen de dosis registrada, según el análisis gamma, tan buenos o mejores que con el procedimiento tradicional basado en el uso de películas.

A11.1 Introducción

La realización de controles de calidad paciente específicos es una práctica recomendada para los tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT). La medición del patrón de intensidades para cada haz de radiación independiente es un método generalizado entre los Hospitales que utilizan IMRT [113, 114]. Las intensidades de los campos individuales puede medirse haciendo incidir al haz planificado sobre un maniquí y midiendo la dosis absorbida con un sistema dosimétrico bidimensional tal como una placa radiográfica o radiocrómica, o arreglos bidimensionales de detectores, diodos o cámaras de ionización. Un método extendido para estimar la calidad de la coincidencia entre imagen de dosis calculada y aquella medida con el sistema dosimétrico correspondiente, es el cálculo del índice gamma, que toma en cuenta tanto la diferencia en dosis calculada y la medida en un punto, como la distancia entre este punto y aquel de igual dosis en la distribución calculada por el sistema de planificación [59, 115]. La adquisición de la matriz de dosis mediante filmes es un procedimiento que requiere en sí de cuidados minuciosos y su propio sistema de control de calidad [111]. Más recientemente, se ha producido en el ambiente hospitalario una tendencia a desplazarse al entorno digital, lo que ha implicado un decline en la disponibilidad de ofertas por parte de los suministradores de la anterior tecnología [39]. La disponibilidad de dispositivos compuestos de arreglos bidimensionales de detectores permite un nuevo enfoque a la tarea de control de calidad a planes de IMRT paciente-específico [37, 41]. Estos arreglos consisten en un número determinado de detectores, cámaras de ionización o diodos, distribuidos en patrones específicos sobre una matriz, y permiten obtener imágenes bidimensionales del campo de radiación incidente sobre los mismos. El tamaño y espaciamiento de los detectores determina la resolución espacial alcanzable con estos dispositivos. Debido a que la resolución espacial de los arreglos de detectores es inevitablemente peor que la de los filmes radiográficos, los resultados de los controles de calidad de planes paciente – específicos realizados con los

primeros, suelen ser en general inferiores a los obtenidos con los últimos. En el caso del arreglo de cámaras de ionización PTW-729, la forma y el espaciamiento entre detectores permite que se pueda aplicar la opción de fusión (Merge), consistente en efectuar una serie de 3 corrimientos de 5mm, repitiendo la medición de un campo dado, de manera que se monitorea con mejor resolución la totalidad de la sección del haz de radiación contenido en los límites geométricos del arreglo como ha sido estudiado por Spezi et al. [116]. Por otra parte, Poppe et al demostraron que la consideración en el análisis de la influencia de la geometría y dimensiones de los detectores sobre la lectura de la dosis de radiación incidente, permite una comparación más fidedigna con la dosis considerada como "gold standard", que en su caso fue la obtenida con un dosímetro de semiconductor [115]. Para este fin, proponen la convolución de la dosis gold standard con una función típica de las cámaras de ionización, que caracteriza su respuesta ante la irradiación con un haz fino ("slit beam"). En el Instituto Privado de Radioterapia de Córdoba nos propusimos introducir el uso del arreglo de detectores PTW-729 para la comprobación de planes paciente-específicos de IMRT, con vistas a sustituir el uso de placas radiográficas. En este trabajo ofrecemos los resultados de la comparación del método anterior basado en placas, con el nuevo método utilizando el arreglo de detectores con la opción de fusión de imágenes adyacentes adquiridas con el arreglo, según la propuesta de Spezi et al. Asimismo se ofrecen los resultados de la comparación realizada de los resultados obtenidos aplicando la convolución de la matriz de dosis calculada con la función respuesta de los detectores.

A11.2 Métodos y Materiales

Se utilizó el haz de fotones de 6MV de un acelerador lineal Primus (Siemens Medical Solution, Inc., Concord, CA) con un MLC Optifocus de 82 láminas (Siemens Medical Solution, Inc., Concord, CA) para irradiar los haces de tratamientos de IMRT, generados con el sistema de planificación Konrad y trasmitidos al acelerador vía sistema de registro y verificación (R&V) LANTIS. La matriz de fluencia de dosis de estos haces, aplicados al estudio tomográfico de un maniquí de láminas de agua equivalente (RW3, PTW-Freiburg, Germany), es enviada por el mismo sistema de R&V a una estación con el software de control de calidad RITv5.2 (Radiological Imaging Technology, Colorado Springs, CO). El tamaño de pixel de esta matriz es de $2x2mm^2$.

Para el registro de las dosis por el método con placas radiográficas, se emplearon filmes radiográficos X-Omat V Ready Pack (Eastman Kodak Company, Rochester, NY). Los filmes fueron insertados en el maniquí de láminas de agua equivalente (RW3, PTW-Freiburg, Germany) a una profundidad de 2cm y con 5cm de retro dispersión. Este mismo maniquí fue escaneado para el cálculo de la matriz de dosis correspondiente a cada haz. Los haces de IMRT fueron irradiados independientemente, con el gantry en posición vertical y con la modalidad Step&Shoot. Después de irradiados y revelados, los filmes fueron escaneados en un escáner Vidar, VXR-16 Dosimetry Pro Advantage (VIDAR System Corporation, Rendón, VA). Las distribuciones de las dosis calculadas y las dosis medidas fueron comparadas con el software RITv5.2, con parámetros para la obtención del índice gamma, de 5% de diferencia de dosis y 3mm de distancia.

Para el registro de las dosis con arreglo de detectores se utilizó el arreglo bidimensional PTW–729 (PTW-Freiburg, Germany). El PTW–729 consiste en un arreglo regular

de 729 cámaras de ionización de geometría cúbica, de 5mm de arista, en 27 columnas de 27 detectores cada una, espaciados entre sí por una distancia de 5mm. El arreglo de detectores fue colocado sobre la mesa del equipo de tratamiento, y sobre el arreglo se colocaron 1.5cm del mismo material. Este mismo conjunto fue escaneado para efectuar el cálculo de la matriz de dosis correspondiente a cada haz. Al igual que en el caso anterior, los haces de IMRT fueron irradiados independientemente, con el gantry en posición vertical y con la misma modalidad. Se aplicó la opción de fusión (Merge), consistente en efectuar una serie de 3 corrimientos de 5mm, repitiendo la medición de un campo dado, de manera que se monitorea con mejor resolución la totalidad de la sección del haz de radiación contenido en los límites geométricos del arreglo, según la metodología de Spezi et al., ver Figura A11.1 [116]. Las distribuciones de las dosis calculadas y las dosis medidas con la opción de Merge fueron comparadas con el mismo software RITv5.2, con iguales parámetros para la obtención del índice gamma de 5% de diferencia de dosis y 3mm de distancia.

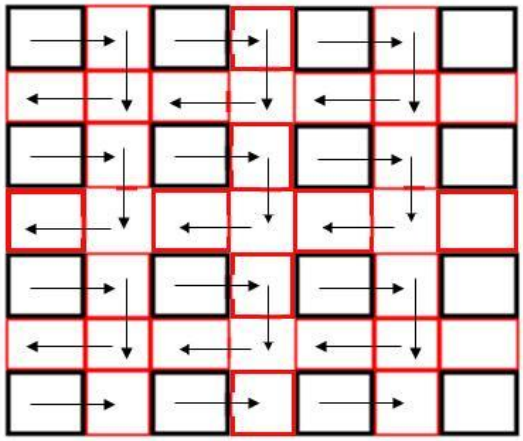


Figura A11.1. Representación esquemática del método de fusión (“merge”).

Por su volumen finito y la respuesta a electrones secundarios dispersados, las cámaras de ionización del arreglo 2D, PTW729 presentan una respuesta espacial característica, según se reporta en el trabajo de Poppe et.al. [39]. Estos autores reportan una función lineal consistente en una meseta de 5mm de ancho, que cae linealmente a cero en un intervalo de 2mm. En nuestro caso, primeramente se tomó un vector con los valores promedios de la función original en intervalos de 2mm, para ser congruentes con el tamaño de pixel de la dosis calculada en el TPS. A continuación se calculó el producto vectorial de esta función consigo misma, para obtener la respuesta bidimensional con la cual realizar la convolución de la matriz de dosis calculada. La operación de convolución se efectuó con ayuda de una rutina simple elaborada localmente sobre Matlab (Mathworks, Inc), a partir del fichero DICOM de dosis generado por el TPS, ver Figura A11.2, Figura A11.3 y Figura A11.4. La imagen convolucionada fue normalizada para asegurar que no se alterara el valor máximo de la imagen primaria.

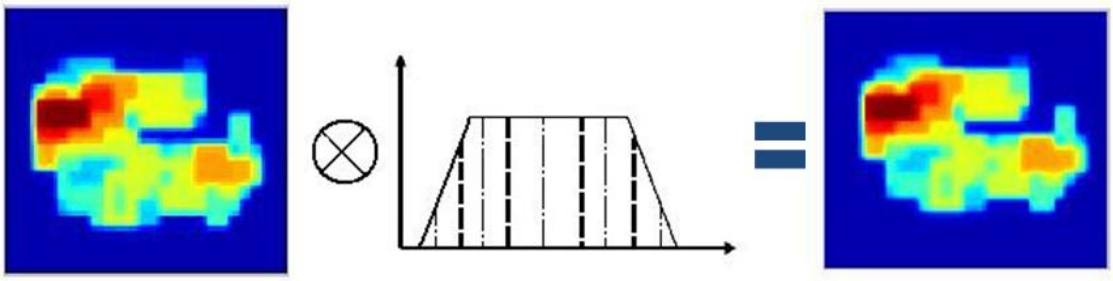


Figura A11.2. Operación de convolución sobre matriz de dosis calculada

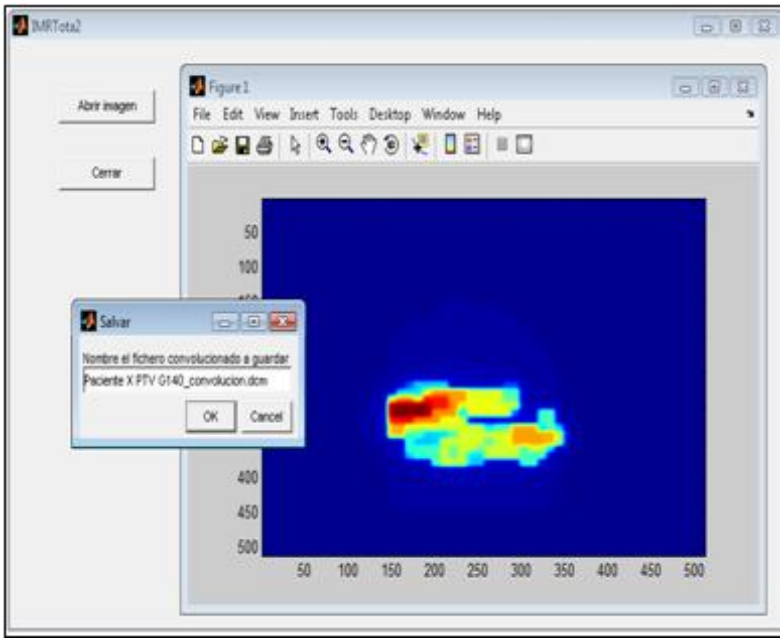


Figura A11.3. Representación esquemática del método de fusión (“merge”).

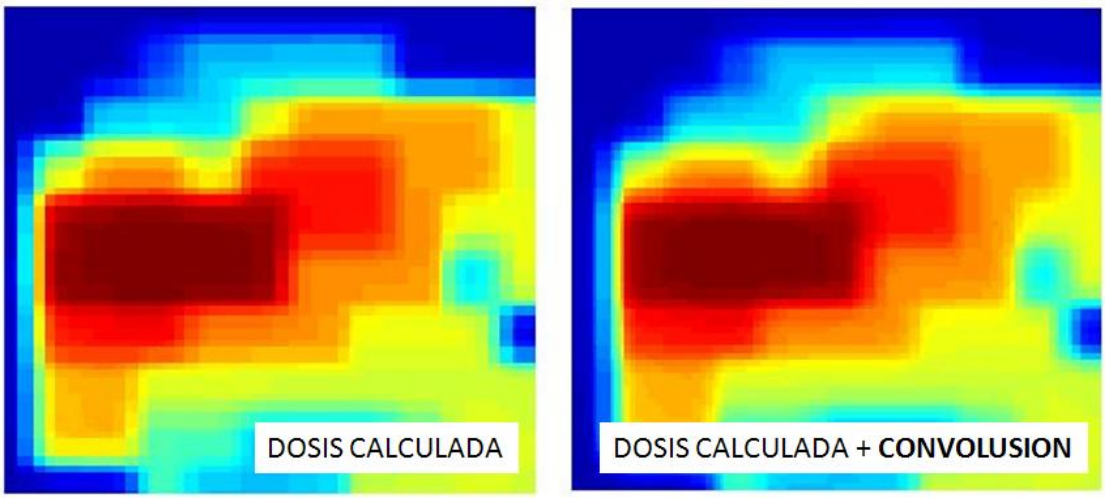


Figura A11.4. Efecto de la convolución sobre la matriz de dosis calculada por el TPS

Las distribuciones de las dosis calculadas + convolución, y las dosis medidas con la opción de fusión, fueron comparadas con el mismo software RITv5.2, con iguales parámetros para la obtención del índice gamma de 5% de diferencia de dosis y 3mm de distancia, ver Figura A11.5.

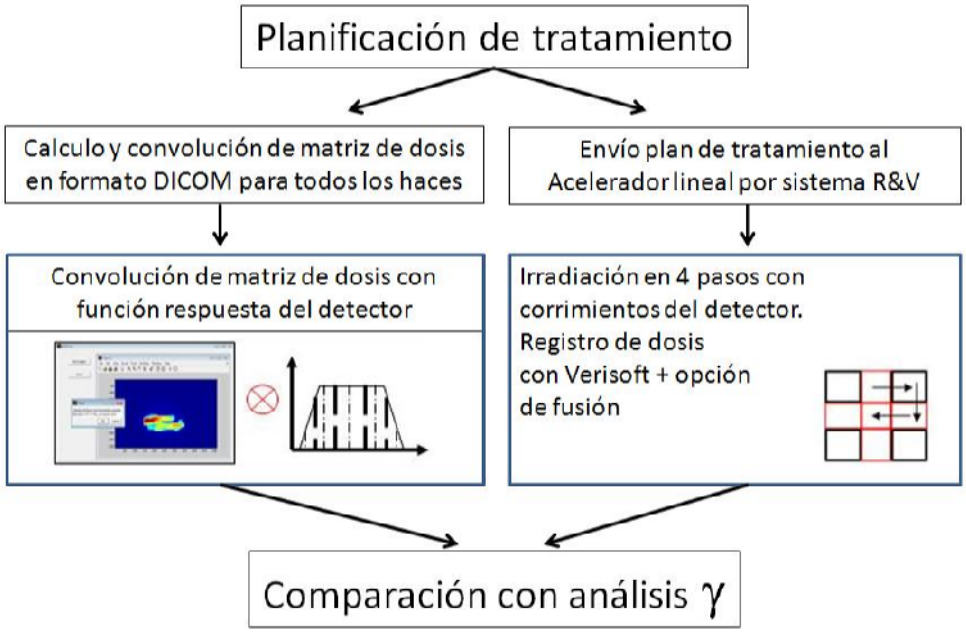


Figura A11.5. Diagrama de flujo de comparación entre dosis medida con fusión y dosis calculada con convolución.

Se estudiaron 12 pacientes con un total de 35 campos individuales de IMRT. Asumiendo como "*gold standard*" los resultados de la comparación de la dosis medida con placas radiográficas con respecto a la dosis calculada, se compararon con estos los resultados de la comparación de la dosis medida con el arreglo de detectores y la opción de fusión con respecto a la dosis calculada, ver Figura A11.6, y los resultados de la comparación de la dosis medida con el arreglo de detectores y la opción de fusión con respecto a la dosis calculada y convolucionada, ver Figura A11.7, aplicando un test t de Student.

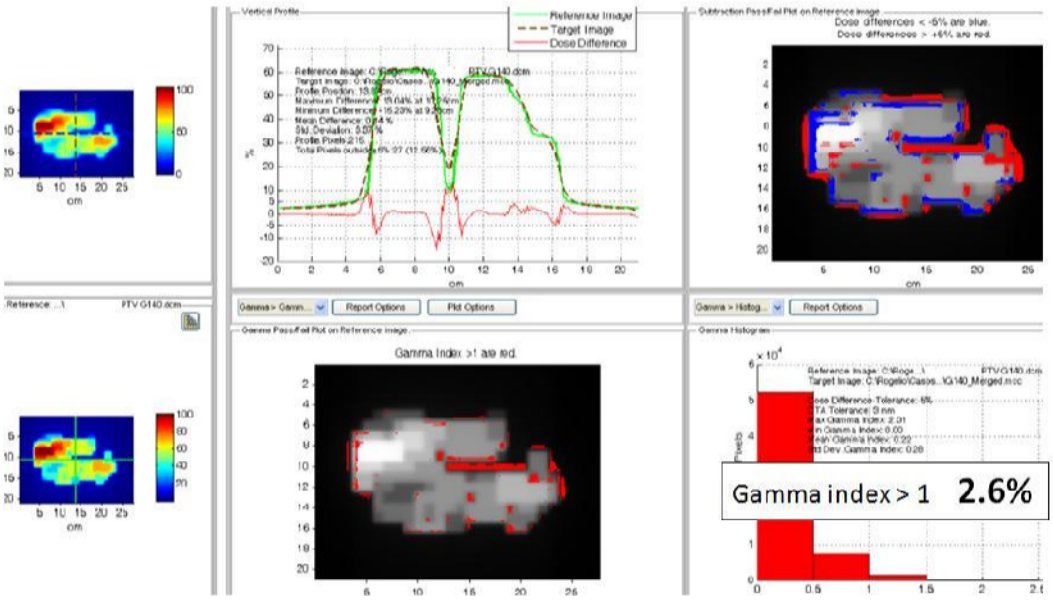


Figura A11.6. Ejemplo de comparación entre dosis medida con el arreglo de detectores y la opción de fusión con respecto a la dosis calculada. Porcentaje con índice gamma fuera de tolerancia 2.6%

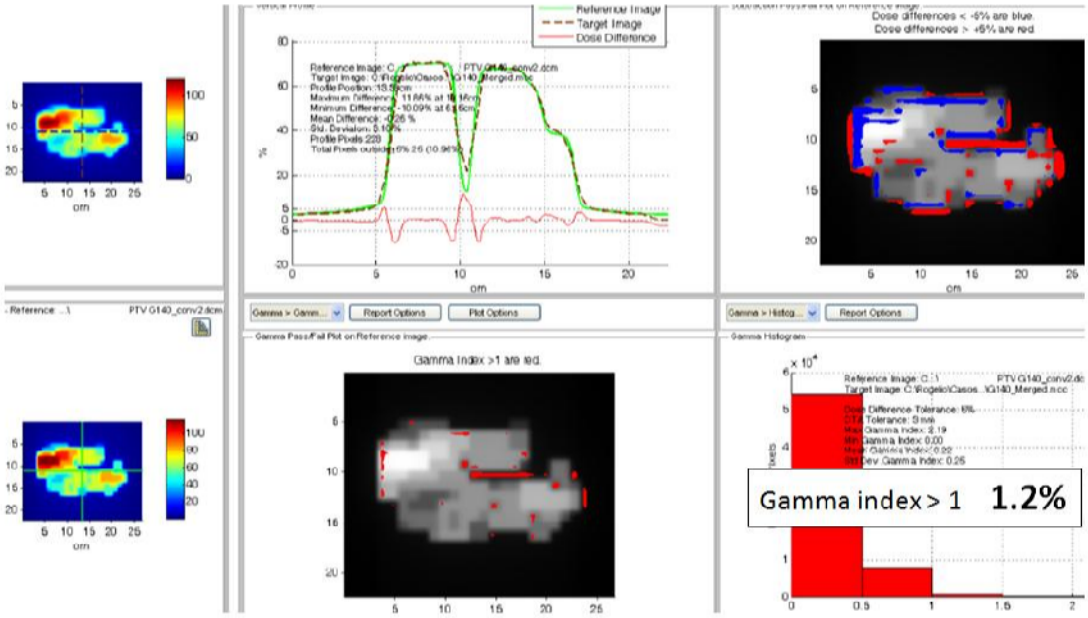


Figura A11.7. Ejemplo de comparación entre dosis medida con el arreglo de detectores y la opción de fusión con respecto a la dosis calculada con convolución. Porcentaje con índice gamma fuera de tolerancia 1.2%

A11.3 Resultados

En los controles de las dosis calculadas con las medidas mediante películas radiográficas, el numero de pixeles promedio con gamma mayor a 1 fue de 1.5 ± 1.1%. Estas desviaciones se encontraron fundamentalmente en las zonas limítrofes de los campos, lo que resulta coherente con lo aceptado según las experiencias internacionales [115]. Para la comparación entre una matriz de dosis calculada y la dosis adquirida mediante el arreglo de detectores con la opción de fusión de imágenes adyacentes, el número promedio de píxeles que sobrepasaron la tolerancia fue de 2.3 ± 1.0%, mayor que en el caso con filmes con una diferencia estadísticamente significativa para el test T-student con muestras pareadas, p = 0.00078. Aunque mayor que en el caso anterior, este valor se encuentra dentro de los límites considerados aceptables para este tipo de control, y la mayoría de los pixeles que fallan en satisfacer los parámetros se encontraron en regiones limítrofes de los haces. En el caso de la comparación de dosis calculada con convolución y la dosis adquirida mediante el arreglo de detectores con la opción de fusión de imágenes adyacentes, el numero de pixeles que superaron la tolerancia fue de 1.1 ± 0.8%. Este valor porcentual es menor que aquel obtenido utilizando filmes, con una diferencia estadísticamente significativa para el test T-student a un nivel de p=0.025. Al igual que en el caso anterior, la mayoría de los píxeles que fallan en satisfacer los parámetros se encontraron en regiones limítrofes de los haces, ver Figura A11.8.

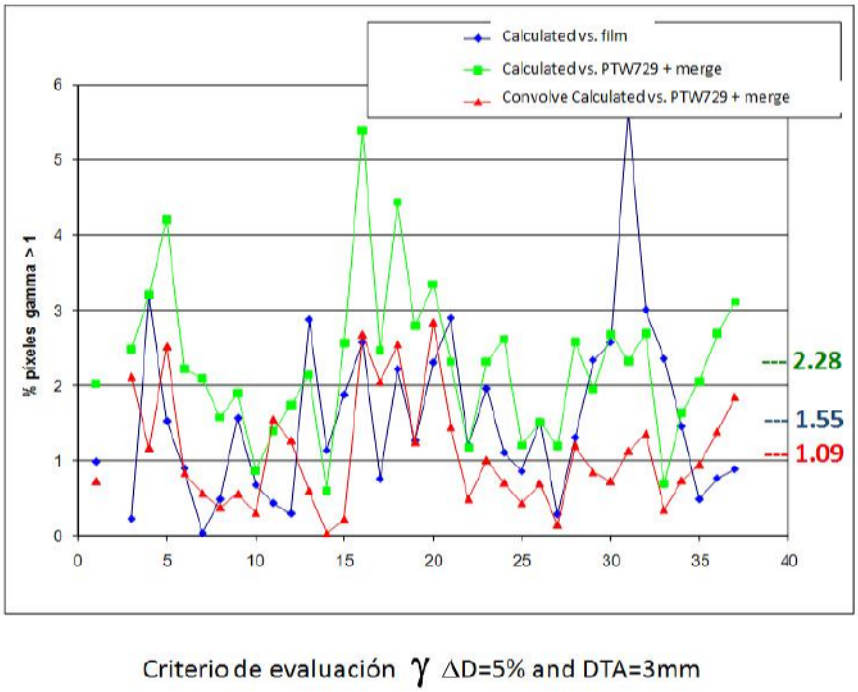


Figura A11.8. Variación del numero de pixeles para 35 campos de IMRT S&S con gamma fuera de tolerancia entre dosis calculada y medida con film radiográficos (azul), arreglo 2D de cámara de ionización con opción fusión (verde) y dosis calculada con convolución y medida con arreglo 2D de cámaras de ionización con opción de fusión (rojo)

A11.3 Discusión

El procedimiento convencional basado en películas radiográficas, con sus minuciosos requerimientos, cumple con el objetivo de la verificación bidimensional de los planes de IMRT, pero el repliegue de clientes y suministradores de esta tecnología impone el desarrollo de técnicas alternativas. Los dispositivos de arreglos bidimensionales de detectores tienen la capacidad de registrar distribuciones bidimensionales de dosis. En dependencia de las diferentes características físicas de los mismos es posible desarrollar metodologías que permitan su máximo aprovechamiento. Aún en los casos de arreglos de diodos, con detectores de menor tamaño que los de cámaras de ionización, la resolución espacial no es comparable con la alcanzable con la tecnología basada en películas radiográficas. La miniaturización y el aumento numérico de los componentes, en la búsqueda del aumento de la resolución, encuentra en algún momento la limitación práctica de los costes del dispositivo. El uso de la imagen simple producida por los arreglos comerciales existentes no permite competir con los resultados que ofrece la tecnología tradicional de películas. La posibilidad de registrar dosis aún en los puntos donde no se encuentra presente ningún detector es una variante que permite aumentar la resolución de la imagen adquirida, sin mucho coste. Esto se puede alcanzar de manera óptima mediante la opción de fusión de imágenes (Merge) adquiridas con un dispositivo cuya geometría, como en el caso del PTW – 729, permite monitorear la totalidad del campo de radiación con un número limitado de adquisiciones sucesivas y desplazamientos específicos del sensor. Los resultados obtenidos en nuestro trabajo mostraron ser apenas algo inferiores a los obtenidos con la técnica tradicionalmente aplicada en el departamento basada en películas y el índice Gamma. En el proceso de detectar si existen diferencias entre la distribución de dosis planificada y la verdaderamente impartida, se interpone otro obstáculo.

El volumen finito del volumen de los detectores cúbicos del PTW-729 es responsable de cierto suavizado específico de la imagen de dosis adquirida, dado por la geometría del detector, que determina su respuesta espacial. Esto redunda en la introducción de diferencias adicionales entre dosis calculada y la medida mediante este instrumento. La posibilidad de eliminar una fuente de interferencias aumenta la capacidad de evaluación de otras posibles fuentes de error. De ahí la utilidad del procedimiento de convolución de la imagen de dosis calculada, que permite eliminar de esta matriz una fuente conocida de diferencias mediante un procedimiento matemático que refleja exclusivamente las características del instrumento de medición. En este trabajo, la comparación de la imagen de dosis calculada con la registrada mediante el procedimiento de fusión en el PTW-729, arrojó resultados aceptables en la práctica clínica, si bien algo inferiores a los obtenidos con placas radiográficas. En cambio, la comparación de la imagen de dosis calculada y convolucionada con la registrada mediante el proceso de fusión en el PTW-729, arrojó resultados incluso mejores que los obtenidos con placas radiográficas, de acuerdo a los valores de índice Gamma alcanzados, aunque la diferencia tiene una menor significación estadística. Esto demuestra, a nuestro entender, que el procedimiento de convolución refleja correctamente el fenómeno del suavizado específico introducido por el volumen finito de los detectores a la imagen registrada. El hecho de que esta comparación se muestre ventajosa aún frente al patrón oro de la película radiográfica, parecen indicar que los defectos introducidos por la constitución de la película, más las contingencias del proceso de revelado y escaneado, introducen en general fuentes de error de mayor magnitud que los problemas que puedan generarse a partir del uso del arreglo de detectores con las modificaciones necesarias. En nuestro trabajo se manifestó cómo estas últimas fuentes de error pueden llegar a anular la ventaja inicial de la película sobre el arreglo de detectores en cuanto a resolución espacial. El procedimiento de control de calidad con el arreglo de detectores no se diferencia sustancialmente del realizado con la película. En ambos casos se parte del plan exportado al acelerador vía sistema de R&V, e irradiado ya sea sobre la película o sobre el arreglo. En el caso del arreglo, el procedimiento de fusión implica la repetición de la irradiación otras 3 veces con los corrimientos correspondientes, pero el tiempo que se pierde con ello es recuperado con creces por la inmediatez del procedimiento de registro de la imagen, ahorrándose los trabajos de revelado y escaneado de la película. La convolución de la imagen de dosis calculada se puede automatizar mediante una rutina elemental en cualquier lenguaje de computación con capacidad de procesamiento de matrices numéricas y capacidad de procesar imágenes DICOM. La comparación mediante el análisis gamma de la imagen medida –con película o arreglo- con la calculada, o la medida con la calculada convolucionada, se lleva a cabo mediante el mismo software de uso estándar en el departamento.

A11.4 Conclusión

En este trabajo se llevó a cabo la comparación de tres métodos de control de calidad de planes de tratamiento paciente-específicos con campos individuales de IMRT. Los resultados reflejaron que el procedimiento de comparación de la imagen de dosis calculada con aquella registrada con el arreglo bidimensional de detectores PTW729, mediante la opción de fusión de imágenes adyacentes, es aceptable para la práctica clínica, si bien ligeramente inferior al procedimiento de irradiación de placas radiográficas. Cuando la imagen de dosis

calculada se convolucionó con la función de respuesta espacial del detector, se obtuvieron resultados como mínimo tan buenos como los tradicionales con el método de placas radiográficas, con un considerable ahorro de tiempo y recursos para el departamento. En opinión de los autores, los métodos basados en los arreglos de detectores para el control de calidad de planes paciente – específico de IMRT, pueden sustituir ventajosamente a los basados en películas radiográficas.

Bibliografía

1. BRAHME A. “Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques”, Radiotherapy and Oncology, 12(2), 1988, 129-140.
2. PALTA J. “Intensity-Modulated Radiation Therapy. The state of the Art” – “Physical optimization”, AAPM Monograph Nº29, page 51.
3. ARRANS R. “Radioterapia con Intensidad Modulada y estrategias de planificación inversa y directa”. Servicio de Radiofísicas, Hospital Virgen Macarena, Sevilla, España. Comunicación personal
4. VAN DYK J. “The Modern Technology of Radiation Oncology”, Volume 2, 2005.
5. CHUI C.S., CHAN M.F., YORKE E., SPIROU S. and LING C.C. “Delivery of intensity-modulated radiation therapy with conventional multileaf collimator: Comparison of dynamic and segmental methods”, Medical Physics 28(12), December 2001.
6. AGAZARYA H. et al. “An evaluation of gaiting gating window size, delivery method, and composite field dosimetry of respiratory-gated IMRT”, Medical Physics 29: 2517-2525, 2002.
7. IBBOTT G. “The RPC evaluation of advanced technology”, oral presentation at the 50th AAPM Annual Meeting, Houston, Texas, USA. http://rpc.mdanderson.org/rpc/
8. MIRANDA G. “Comparación de tamaño de penumbra entre colimación convencional y colimadores multiláminas”. Tesis de Licenciatura en Física, Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago, Chile, 2007, Director: VENENCIA D.
9. GALVIN J. “The multileaf collimator a complete guide”, AAPM Meeting Philadelphia.
10. JORDAN T. and WILLIAMS P.C. “The design and performance of a multileaf collimator”, Phys Med. Biol. 39 (1994), 231-251.
11. HUQ MS, YU Y, CHEN ZP and SUNTHARALINGAM N. “Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator”, Med. Phys. 22(2), February 1995.
12. PALTA JR, YEUNG DK and FROUHAR V. “Dosimetric consideration for a multileaf collimator system”, Med. Phys. 23(7), July 1996.
13. GEORGE D, JULIA F, BRIOT E, HUYSKENS D, WOLFF U and DUTREIX A. “Dosimetric comparison of an integrated multileaf-collimator versus conventional collimator”, Phys. Med. Biol. (42), 1997.
14. “Multileaf Collimator System” [Scanditronix] MM50 System Manual, 1998.
15. DAS I, DESORBY GE, MCNEELEY SW, CHENG EC and SCHULTHEISS TE. “Beam characteristic of a retrofitted double-focused multileaf collimator”, Med. Phys. 25(9), September 1998.
16. GALVIN JM, SMITH AR, MOELLER RD, GOODMAN RL, POWLIS WD, RUBESTEIN J, SOLIN LJ, MICHEAL B, NEEDHAM M, HUNTZINGER CJ and KLIGERMAN MM. “Evaluation of MLC design for a photon beam”, Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. (23), pp. 789-801, 1992
17. BOYER A, OCHRAN TG, NYERICK CE and WALDRON TJ. “Clinical dosimetry for implementation of a MLC”, Med. Phys. 19(5), 1992
18. GALVIN J, SMITH AR and LALLY B. “Characterization of a multileaf collimator system”, Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. (25), pp. 181-192, 1993.
19. KLEIN E, HARMS WB, LOW DA, WILLCUT V and PURDY JA. “Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: dosimetry, networking, simulation and QA”, Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. (33)5, pp. 1195-1208, 1995
20. KLEIN E, LOW DA, MAAG D and PURDY J. “A quality assurance program for ancillary high technology devices on dual-energy accelerator”, Radiotherapy and Oncology 38 (1996)
21. HOUNSELL A and JORDAN TJ. “Quality control aspects of the Philips multileaf collimator”, Radiotherapy and Oncology 45 (1997)
22. KLEIN EE. “Implementation and clinical use of MLC and dynamic wedges”, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University. Personal communication, 1995
23. WELCH M. “Quality assurance regimes for MLC”, 17th International Cancer Congress, Brazil, 1998.
24. “IPEM Report 54, Commissioning of Multileaf Collimators (MLCs) – Chapter 8”, M. Kirby, 2006.
25. BOYER A. et.al, “AAPM Report Nº72. Basic applications of multileaf collimators”. Report Task Group Nº50, 2001
26. “Contrôle de qualité des collimateurs multilames” Sociedad Francesa de Física Medica, Rapport SFPM Nº20, 2003
27. “Control de calidad en sistemas de colimación multiláminas – Tema 10”, SEFM
28. “Standard for Quality Control at Canadian Radiation treatment Centers, Multileaf Collimators”, CAPCA, 2006

29. LOW DA, SOHN JW, KLEIN EE, MARKMAN J, MUTIC S and DEMPSEY JF. “Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy”, Med. Phys. 28(5), May 2001.
30. BAYOUTH JE, WENDT D and MORILL SM. “MLC quality assurance techniques for IMRT applications”, Med. Phys. 30(5), May 2003
31. CHUI CS, SPIROU S and LOSASSO T. “Testing of dynamic multileaf collimation”, Med Phys. **23**(5), May 1996.
32. RANGEL A and DUNSCOMBE P. “Tolerances on MLC leaf position accuracy for IMRT delivery with a dynamic MLC”. Med. Phys. 36 (7), July 2009.
33. MU G, LUNDLUM E and XIA P. ”Impact of MLC leaf position errors on simple and complex IMRT plans for head and neck cancer”, Phys. Med. Biol. 53 (2008).
34. LOSASSO T, CHUI CS and LING CC. “Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy”, Med. Phys. 25 (10), October 1998
35. MORENO RD, VENENCIA D, GARRIGO E and PIPMAN Y. “An enhanced spatial resolution implementation of a 2D ion chamber array for quality control of MLC`s”, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 13(3), 2011.
36. YANG Y and XING l. “Using the volumetric effect of a finite-sized detector for routine quality assurance of multileaf collimator leaf positioning”, Med Phys. 30(3), Mar 2003.
37. SPEZI E, ANGELINI AL, ROMANI F and FERRI A. “Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments”, Phys Med Biol. 50(14), 2005.
38. YAN G, LIU C, SIMON TA, PENG LC, FOX C and LI J.G. “On the sensitivity of patient-specific IMRT QA to MLC positioning errors”, J Appl. Clinical Med Phys. 2009; 10(1): 120–28.
39. POPPE B, BLECHSCHMIDT A, DJOUGUELA A, KOLLHOFF R, RUBACH A, WILLBORN KC and HARDER D. “Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification”, Med Phys. Apr 2006; 33 (4): 1005–15.
40. VAN ESCH A., CLERMONT C., DEVILLERS M., IORI M. and HUYSKENS DP. “On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom”, Med Phys. October 2007; 34(10): 3825–37.
41. WIEZOREK T., BANZ N., SCHWEDAS, SCHEITHAUER M., SALZ H., GEORG D. and WENDT TG. “Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy. Feasibility study for a filmless approach”, Strahlenther Onkol. 2005; 181(7):468–74.
42. SALZ H. Checking MLC accuracy with the Array Seven29 (PTW Frieburg) and the MLC Fastchecker program. Jena University Hospital, Department of Radiotherapy and Radiooncology, Bachstrasse, Jena, Germany. Available from: http://www.ptw.de/mlc_fastchecker.html
43. BAYOUTH JE. Siemens multileaf collimator characterization and quality assurance approaches for intensity-modulated radiotherapy. Int. J Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2008; 71(1-Suppl):S93–S97.
44. EZZEL G, GALVIN JM, LOW D, PALTA JR, ROSEN I, SHARPE MB, XIA P, XIAO Y, XING L. and YU CX. ”Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee”, Med. Phys. 30(8), August 2003.
45. LOW D., MORAN, J.M., DEMPSEY, DONG L. and OLDHAM M. “Dosimetry tools and technique for IMRT”, Med. Phys. 38(3), March 2011.
46. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, “Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issues of interest”, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **51**, 880-914 (2001).
47. BOHSUNG J, GROLL J, MOYS A, BOHMER D, MARNITZ S and BUDACH V. “One year of clinical IMRT with dynamic MLC – the Charite experience from a physicist point of view”, Proceeding of the 9th Varian European Users Meeting; 2001: 39-45.
48. VAN ESCH A, BOHSUNG J, SORVARI P, TENHUNEN M, PAIUSCO M, IORI M, ENGTROM P, NYSTROM H and HUYSKENS DP. “Acceptance test and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and sliding window technique: experience from five radiotherapy departments”, Radiotherapy and Oncol. 2002; **60**, 53-70.
49. ESSERS M, LANGEN M, DIRKX MLP and HEIJMEN BJ. ”Commissioning of a commercially available system for intensity-modulated radiotherapy dose delivery with dynamic multileaf collimation”, Radiotherapy and Oncol. 2001; **60**, 215-224.
50. VENENCIA D and BESA P. “Commissioning and quality assurance for intensity modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator”, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 5, Nº3, 2004.

51. KALLMAN P, LIND B, EKLOF A and BRHAME A. “Shaping of arbitrary dose distribution by dynamic multileaf collimation”, Phys. Med. Biol., 1998, Vol. **33**, Nº 11, 1291-1300.
52. LOSASSO T., CHUI C.C. and LING C. “Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode”, Med Phys. 28(11), November 2001
53. YEO IJ and WANG C. “A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy”, Med. Phys. December 1997; **24**(12), 1943-1953
54. Millennium MLC, Systems and Maintenance Guide. Varian P/N 1101018-04, 3/01. Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto CA.
55. DMLC, QA Test patterns and procedures. Varian P/N 100012878-01, 2001. Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto CA.
56. KUNG JH, CHEN GTY and KUCHNIR FK. “A monitor unit verification calculation in intensity modulated radiotherapy as a dosimetry quality assurance”, Med Phys 2000; 27(10).
57. muCheck Monitor Unit Validation Program, Oncology Data Systems, Inc.;1998: Oklahoma City, OK.
58. HARMS WB, LOW DA, PURDY JA and WONG JW. “A quantitative software tool for verifying 3D dose calculation programs”, Int J Radiat Oncol Biol Phys 1994; 30:187.
59. LOW DA, HARMS WB, MUTIC S and PURDY JA. “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions”, Med Phys May 1998; 25(5):656-661.
60. PTW Note 920.200.00/01. Small field dosimetry, application guide, 2011-05.
61. VENENCIA D, BESA P and SOMARRIBA F. “Influence of ionization chamber size for intensity modulation treatment planning modeling”. SU-FF-T-153. Med. Phys. 32, August 2005.
62. ARNFIELD MR, OTTO K, AROUMOUGAME VR and ALKINS RD. “The use of film dosimetry of the penumbra region to improve the accuracy of intensity modulated radiotherapy”, Med. Phys. 32(1), 12-18 (2005).
63. KOREVAAR E. “Influence of the detector size used for beam data acquisition on the shape of the pencil kernel in CadPlan”, Varian user meeting 2001.
64. LAUB W and WONG T. “The volume effect of detector in the dosimetry of small fields used in IMRT”, Med. Phys. 30(3), 341-347 (2003)
65. BERGMAN A, OTTO K and DUZENLI C.”The use of modified single pencil beam dose kernels to improve IMRT dose calculation accuracy”, Med. Phys. 31(12), pp 3279-3287, December 2004.
66. GRAVES MN, THOMPSON AV, MARTEL MK, MCSHAN DL and FRAASS BA. “Calibration and quality assurance for rounded leaf-end MLC systems”, Med. Phys. 28(11), November 2001.
67. VAN DYK J, BARNETT RB, CYGLER JE and SHRAGGE PC. “Commissioning and quality assurance of treatment planning systems”, Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993; 26(3): 261-273.
68. LMC – The leaf motion calculator reference manual (P/N D HS62-12LMC). Varian Medical Systems, Inc, Finland. December 11, 2000.
69. FITZPATRICK JM. “Predicting Error in Rigid-Body Point-Based Registration”, IEEE Transactions on Medical Imaging, 1998; 17(5).
70. KonRAD Base data Sheet, Siemens OCS. Version B1, 27.11.2006, 2006.
71. IPlan, BrainLAB. Pencil Beam: Beam Measurement Data Template for Siemens 3-D (58 and 82 Leaves). FORM 09-628, 2009.
72. BJARNGARD B., TSAI JS and RICE RK. “Doses on the central axis of narrow 6MV x-ray beam”, Med. Phys. 17(5), 1990.
73. SCHELL M et.al. “Stereotactic Radiosurgery, Report of TG42”, 1995.
74. MARTENS C, DE WAGTER C and DE NEVE W. “The value of the PinPoint ion chamber for the characterization for small field segments used in intensity modulated radiotherapy”, Phys. Med. Biol. 45 (2000) 2519-2530.
75. ZHU XR, ALLEN JJ, SHI J and SIMON WE. “Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: Comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber and radiographic film”, Medical Physics 27(3), March 2000.
76. MACK A, SCHEIB SG, MAJOR J, GIANOLINI S, PAZMANDI G, FEIST H, CZEMPIEL H and KREINER HJ. “Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery—Determination of Gamma Knife® output factors”, Medical Physics 29(9), 2002.
77. MACK A, MACK G, WELTZ D, SCHEIB SG, BOTTCHER HD and SEIFERT V. “High precision film dosimetry with GAFCHROMIC® films for quality assurance especially when using small fields”, Medical Physics 30(9), 2003.
78. SHARPE M, MILLER BM, YAN D and WONG JW. “Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step-and-shoot approach”, Med. Phys. 2000, 27(12) 2719-2725.
79. CHENG CW and DAS IJ. “Comparison of beam characteristics in intensity modulated radiation therapy (IMRT) and those under normal treatment condition”, Med. Phys. February 2002, 29(2) 226-230

80. PFAFF C., SANCHEZ C., GARRIGO E. y VENENCIA D. “Medición del factor de atenuación de la camilla TT-A del Acelerador Lineal Primus”, 2º Congreso de Radioquimioterapia y Braquiterapia y 5º Jornadas de Fisica Medica, Mayo 2009, Córdoba, Argentina.
81. BORTFELD T. “Physical Optimization, IMRT the state of art”. AAPM Monograph Nº29, 200
82. VENENCIA D and BESA P. “Advantages of non-coplanar intensity modulation radiation therapy (IMRT) technique for brain tumors”. Med. Phys. 31(6), August 2004.
83. Y. PIPMAN. “Comparison of the effect of beam energy on plan quality parameter for brain and prostate”, personal communication.
84. SHEROUSE G. “A mathematical basis for selection of wedge angle and orientation”, Med Phys 20(4), pp. 1211-1218 (1993)
85. KHOO VS, OLDHAM M, ADAMS EJ, BEDFORD JL, WEBB S and BRADA M. “Comparison of intensity-modulated Tomotherapy with stereotactically guided conformal radiotherapy for brain tumors”, Int. J Radiat Oncol. Biol. Phys Vol. 45, pp. 415-425 (1999)
86. EMAMI B, LYMAN J, BROWN A, COIA L, GOITEIN M, MUNZENRIDER JE, SHANK JE, SOLIN LJ and WESSON M. “Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation”, Int. J Radiat Oncol. Biol. Phys Vol. 21, pp 109-122 (1991)
87. NIEMIERKO A. “A generalized concept of Equivalent Uniform Dose (EUD)”, Med Phys 26(6), 1999.
88. ALMADA MJ, VENENCIA D, DESCMAPS C, GARRIGO E and PIPMAN Y. “Influence of the Multileaf Collimator Step Size in Step&shoot IMRT for Head&neck treatments”. Med. Phys. 38, pp 3683 (2011)
89. DESCAMPS C, GARRIGO E and VENENCIA D. “Influence of the Multileaf Collimator Step Size in Step&shoot IMRT for prostate treatments”. Med. Phys. 37, pp 3681 (2011).
90. GARRIGO E, VENENCIA D, ALMADA MJ, DESCAMPS C and PIPMAN Y. “Effects of the number of intensity levels in step&shoot IMRT for prostate cancer”. Med. Phys. 38, 3674 (2011).
91. VENENCIA D, DELGADO J, ZUNINO S, BESA P and PIPMAN Y. “Comparison between step&shoot and dynamic MLC based IMRT for prostate treatment”. Med. Phys. 38, pp 3683 (2011).
92. VENENCIA D, DELGADO J, ZUNINO S, BESA P and PIPMAN Y. “Comparação das técnicas de IMRT dinâmico e step&shoot para um mesmo caso clínico – câncer da próstata”. Capitulo casos clínicos, Bases físicas de un programa de garantía de calidad en IMRT, Asociación Brasilera de Física Medica (ABFM), 242 (2011).
93. VENENCIA D, DELGADO J, CABALLERO C, ZUNINO S and PIPMAN Y. “Dosimetric comparison of IMRT prostate treatment using step&shoot (MLC and mMLC), dynamic MLC and Tomotherapy”. Med. Phys. 38, 3681 (2011).
94. ALMEIDA CE et.al. “Bases físicas de un programa de garantía de calidad en IMRT”, Asociación Brasilera de Física Medica, ABFM, Brasil 2012.
95. SPRATT DE, PEI X, YAMADA J, KOLMEIER MA, COX B and ZELEFSKY MJ. “Long-term survival and toxicity in patients treated with high-dose intensity modulated radiation therapy for localized prostate cancer”. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, in press. July 2012.
96. BAUMAN G, RUMBLE RB, CHEN J, LOBLAW A and WARDE P. “Intensity-modulated radiotherapy in the treatment of prostate cancer”. Clinical Oncology Sep.; 24(7), 461 (2012).
97. VENENCIA D, DELGADO J y BESA P. Planificación de tratamiento IMRT dMLC y S&S en cáncer de próstata y cáncer de cabeza y cuello, Pontificia Universidad Católica de Chile, PUC, Chile.
98. LARDIES L. Planificación de tratamiento IMRT S&S en cáncer de próstata y cabeza y cuello con PCRT3D, Técnicas Radiofísicas, España. Comunicación personal.
99. VIEIRA A y CRUZ JC. Planificación de tratamiento IMRT RapidARC en cáncer de próstata y cáncer de cabeza y cuello, Hospital Albert Einstein, Sao Pablo, Brasil. Personal communication.
100. CABALLERO C. Planificación de tratamiento IMRT Tomoterapia en próstata, Southwest Oncology Centers, LLC. Arizona, USA. Personal communication.
101. WALS A, MACIAS J y DORADO P. “Albireo Target Cygnus X1”, Radiobiología aplicada a la Radioncología, Fundación Hospital Carlos Haya, España (www.albireotarget.com)
102. SEUNG S, BAE J, SOLHJEM M, BADER S, GANNETT D, HANSEN EK, LOUIE J, UNDERHILL K and CHA C. “Intensity-modulated radiotherapy for head-and-neck cancer in the community setting”, IJROBP 2008, 72(4),1075-1081
103. IAEA-TECDOC 1588. “Transition from 2D radiotherapy to 3D conformal and Intensity modulated radiotherapy”, IAEA, 2008
104. MIJNHEER B. et.al. “Guidelines for the verification of IMRT”. ESTRO, 2010
105. VAN DYK J. et.al. “TRS 430, Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer”. IAEA, 2004.

106. MIJNHEER B. et.al. “Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams”. ESTRO, 2004
107. IAEA-TECDOC 1540. “Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems”, IAEA 2007.
108. IAEA-TECDOC 1583. “Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques”, IAEA, 2008.
109. BURMAN C, CHUI CS, KUTCHER G, LEIBEL S., ZELEFSKY M. LOSASSO T, SPIROU S, WU Q, YANG J, STEIN J, MOHAN R, FUKS Z and LING CC. “Planning, delivery and quality assurance of intensity modulated radiotherapy using dynamic multileaf collimator: a strategy for large scale implementation for the treatment of carcinoma of prostate”. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 39(4), 1997.
110. LEYBOVICH LB, SETHI A and DOGAN N. “Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification”, Med Phys 30(2), February 2003.
111. PAI S, DAS IJ, DEMPSEY JF, LAM KL, LOSASSO TJ, OLCH AJ, PALTA JR, REINSTEIN LE, RITT D and WILCOX EE. “Radiographic film for megavoltage beam dosimetry – TG69”, Medical Physics 34, June 2007
112. DIAZ MORENO R.M., VENENCIA D. et.al. “Optimización del control de calidad a los planes paciente – específicos de IMRT, basado en el arreglo bidimensional de cámaras de ionización PTW – 729”.
113. ICRU Report 83. “Prescribing, recording and reporting photon-beam Intensity-Modulated radiation therapy (IMRT). ICRU Report No. 83”. The International Commission on Radiation Units and Measurements, Journal of the ICRU, Vol. 10, April 2010.
114. HARTFORD A, PALISCA MG, EICHLER TJ, BEYER DC, DEVENENI VR, IBBOTT GS, KAVANAGH B, KENT JS, ROSENTHAL SA, SCHULTZ CJ, TRIPURANEMI P and GASPAR LE. “American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR) practice guidelines for Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)”, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 73, No. 1, 2009
115. DEPUYDT T, VAN ESCH A and HUYSKENS. “A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical evaluation of the gamma evaluation”, Radiotherapy and Oncology, 62, 309–319, 2002
116. SPEZI E, ANGELINI AL and FERRI A. “A multiple acquisition sequence for IMRT verification with a 2D ion chamber array”. Medical Dosimetry, 2006, Winter, 31(4).