



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Análisis de perfiles de dosis de radioterapia de intensidad
modulada utilizando diversos detectores

Tesis presentada al

Colegio de Física

Como requisito parcial para la obtención del grado de

Licenciada en Física Aplicada

Por

Karen Romero Sánchez

Asesorada por

M. en C. Eva Medel Báez

Dr. Guillermo Tejeda Muñoz

Puebla, Puebla.

Junio 2015.



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Análisis de perfiles de dosis de radioterapia de intensidad
modulada utilizando diversos detectores

Tesis presentada al

Colegio de Física

Como requisito parcial para la obtención del grado de

Licenciada en Física Aplicada

Por

Karen Romero Sánchez

Asesorada por

M. en C. Eva Medel Báez

Dr. Guillermo Tejeda Muñoz

Puebla, Puebla.

Junio 2015.

TÍTULO DE LA TESIS: Análisis de perfiles de dosis de radioterapia de intensidad modulada utilizando diversos detectores

NOMBRE DE LA ALUMNA: Karen Romero Sánchez

**Benito De Celis Alonso
PRESIDENTE**

**Arturo Fernández Téllez
SECRETARIO**

**Humberto Salazar Ibargüen
VOCAL**

**Dulce Isabel González Gómez
SUPLENTE**

**M.C. Eva Medel Báez
ASESOR**

**Dr. Guillermo Tejeda Muñoz
ASESOR**

AGRADECIMIENTOS

Gracias a Dios por colmarme de tantas bendiciones, la salud física, la paz espiritual, la familia que tengo, los amigos, y todas las expresiones de su amor, que me manifiesta día con día.

Gracias a mi familia, a mis padres por darme la vida, por sus cuidados amorosos y su apoyo, sin ustedes nada de lo que soy sería como es; a mis hermanos por su amor y comprensión, y por la excelente tarea que hacen teniendo que lidiar con una futura Física en la familia. A mis queridos abuelos y tíos, siempre pendientes de mí y con palabras de cariño y aliento. Cómo no agradecer a mi pequeña Emireth, el angelito que vino a darle una inmensa alegría a mi vida, llenando de luz y ternura mis días. De manera especial, gracias a ti mami, por darme tanto, más allá del apoyo económico. He vivido gracias a ti, el amor tan puro e infinito de una madre, valoro muchísimo todos los sacrificios y preocupaciones por los que tuviste que pasar con mi venida a Puebla, tu lucha incansable y tu esencia te hacen un gran ejemplo de mujer, madre, profesional y ser humano: este trabajo y todo mi esfuerzo, te los dedico a ti.

Gracias a mis asesores, Eva y Guillermo, por todas sus enseñanzas, por su guía y apoyo, por introducirme en la Física Médica, por la paciencia en todo momento y por las adversidades que hemos tenido que enfrentar juntos para hoy poder estar presentando este trabajo. Son un gran ejemplo profesional para mí.

A mis amigos, Dulce, Ale y David, por su valiosa amistad y consejos, por las circunstancias que hemos vivido juntos y que nos han hecho crecer como personas fortalecer nuestra amistad.

Gracias a Ali, que desde hace ya varios años ha sido un soporte, un apoyo y una motivación extraordinarios, además de ser mi colega y amor de vida; hoy veo todos los días de preocupación, los desvelos y la enfermedad, recompensados por los logros y los sueños que hemos alcanzado, las satisfacciones que tenemos. Nos espera una hermosa etapa en varios ámbitos, espero tener la fortuna de seguir caminando a tu lado, y afrontar lo venga.

Gracias al comité evaluador por tomarse el tiempo para hacer la revisión de mi trabajo, por sus oportunas correcciones y observaciones.

ÍNDICE GENERAL

Resumen

Capítulo 1. Introducción

1.1 Radioterapia.....	1
1.2 Radioterapia de Intensidad Modulada	4
1.2.1 Tipos de IMRT.....	6
1.2.2 Diferencias entre tratamientos convencionales y tratamientos con IMRT.....	7
1.2.3 Planificación inversa.....	8
1.2.4 Aspectos necesarios para la implementación de IMRT	
1.2.5 Dosimetría para IMRT.....	9
1.2.5.1 Dosimetría de campos pequeños	
1.2.5.2 Efectos del tamaño de la fuente de radiación.....	10
1.2.5.3 Rango de electrones y pérdida de equilibrio electrónico.....	10
1.2.5.4 Correcciones y perturbaciones.	11
1.3 Detectores de radiación.....	11
1.3.1 Dosímetros puntuales.....	11
1.3.1.1 Cámaras de ionización.....	11
1.3.1.2 Detectores tipo diodo.....	13
1.3.1.3 Detectores de diamante.....	13
1.3.2 Dosímetros 2 dimensionales.....	14
1.3.2.1 Película radiocrómica.....	14

Capítulo 2. Material y Métodos..... 17

2.1 Verificación de isocentro.....	17
2.2 Mediciones de comisionamiento de IMRT con diferentes detectores de radiación.....	23
2.3 Prueba de garantía de calidad.....	28

Capítulo 3. Resultados..... 32

3.1 Verificación de isocentro.....	32
3.2 Mediciones de comisionamiento de IMRT con diferentes detectores de radiación.....	35
3.3 Prueba de garantía de calidad: aplicación a casos clínicos.....	53

Capítulo 4. Discusión..... 59

Capítulo 5. Conclusión..... 63

Bibliografía.....	64
--------------------------	-----------

Apéndice.....	65
----------------------	-----------

1. Cáncer de próstata
 - 1.1 Factores de riesgo
 - 1.2 Diagnóstico
 - 1.3 Clasificación
 - 1.4 Etapificación
 - 1.5 Tratamiento
2. Haz de fotones

LISTA DE ABREVIATURAS

3DCRT: Radioterapia conformacional 3D
CAX: Eje central
DTA: Distancia de tolerancia
DVH: Histograma Dosis-Volumen
EBRT: Radioterapia de haz externo
EBT: Terapia de haz externo
FWHM: Ancho total en la mitad del máximo
FW: Ancho de campo
IMRT: Radioterapia de intensidad modulada
LINAC: Acelerador lineal
MLC: Colimador multihojas
OAR: Órgano en riesgo
OD: Densidad óptica
OF: Factor de campo
PDD: Porcentaje de dosis a profundidad
RT: Radioterapia
TPS: Sistema de planificación

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Efecto fotoeléctrico.	2
Figura 2. Efecto Compton.	3
Figura 3. Producción de pares.	3
Figura 4. Campo de radiación empleado en IMRT, donde pueden apreciarse los segmentos o “beamlets” con diferentes intensidades.	4
Figura 5. Distribución de dosis con terapia convencional para cáncer de próstata.	5
Figura 6. Distribución de dosis con IMRT para cáncer de próstata.	6
Figura 7. Ubicación del MLC en el gantry del acelerador.	7
Figura 8. Ejemplos de conformación del MLC.	7
Figura 9. Arriba: Condiciones de un campo convencional de radiación. Abajo: Condiciones de un campo pequeño de radiación.	9
Figura 10. Algunas cámaras de ionización disponibles comercialmente para dosimetría de campos pequeños.	
Figura 11. Detectores tipo diodo.	13
Figura 12. Estructura atómica del diamante.	13
Figura 13. Detector de diamante.	14
Figura 14. Modelo de películas radiocrómicas utilizadas.	15
Figura 15. Isocentro de un acelerador.	16
Figura 16. Arreglo experimental para la verificación del isocentro con fantoma Iso-Align.	17
Figura 17. Escáner usado para la lectura de las películas.	18
Figura 18. Película empleada para la calibración del escáner.	18
Figura 19. Ejemplo de plan de tratamiento creado para la calibración de las películas radiocrómicas.	19
Figura 20. Izquierda: PRC irradiada con 12 franjas de dosis creciente. Derecha: PRC irradiada con 12 franjas de dosis creciente, en el software OmniPro I ^m RT. Escala de dosis bajas.	20
Figura 21. Izquierda: escalones de dosis de la PRC irradiada, vista 2D. Derecha: escalones de dosis de la PRC irradiada, vista 3D. Escala de dosis bajas.	21
Figura 22. Izquierda: PRC irradiada con 12 franjas de dosis creciente. Derecha: PRC irradiada con 12 franjas de dosis creciente, en el software OmniPro I ^m RT. Escala de dosis altas.	21
Figura 23. Izquierda: escalones de dosis de la PRC irradiada, vista 2D. Derecha: escalones de dosis de la PRC irradiada, vista 3D. Escala de dosis altas.	22
Figura 24. Posicionamiento del detector de referencia.	22
Figura 25. Posicionamiento del detector de referencia dentro del campo a irradiar.	23
Figura 26. <i>Blue Phantom</i> ² con el tanque lleno.	23
Figura 27. Arreglo experimental para la adquisición de datos de comisionamiento.	24
Figura 28. Sentido de escaneo para medición de porcentaje de dosis a profundidad.	25
Figura 29. Sentido de escaneo para medición de perfiles de dosis.	25
Figura 30. Posicionamiento del fantoma en el tomógrafo.	25
Figura 31. Contorneo del fantoma I ^m RT con base y la cámara de ionización, visto desde diferentes cortes, en el ambiente de Monaco.	25
Figura 32. Imagen tomográfica en corte transversal del detector MatriXX y el fantoma MULTICube.	28
Figura 33. Contorneo del fantoma MULTICube con el detector MatriXX.	28
Figura 34. Arreglo empleado para efectuar una prueba de garantía de calidad de planes de IMRT con el detector MatriXX y el fantoma MULTICube.	29
Figura 35. Test estrella para el gantry, utilizando DoseLab 4; el diámetro del círculo generado es de 0.22 mm.	29
Figura 36. Test estrella para el colimador, utilizando DoseLab 4; el diámetro del círculo generado es de 0.26 mm.	29
Figura 37. Test estrella para la mesa de tratamiento, utilizando DoseLab 4; el diámetro del círculo generado es de 0.37 mm.	29
Figura 38. Cuadro de 5x5 <i>cm</i> ² irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.	32

Figura 39. Cuadro de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.	33
Figura 40. Cuadro de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.	34
Figura 41. Cuadro de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.	40
Figura 42. Cuadro de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.	40
Figura 43. Campo luminoso de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ sobre película radiocrómica.	41
Figura 44. Arreglo experimental para la irradiación del cuadrado de referencia.	41
Figura 45. Campo irradiado de $10 \times 10 \text{ cm}^2$	42
Figura 46. Cuadrado de referencia con perfiles de dosis en dirección crossline.	51
Figura 47. Plan de tratamiento con IMRT de un paciente con cáncer de próstata. Se observan las curvas de Isodosis en diferentes cortes anatómicos, y su DVH.	51
Figura 48. Plan para realizar la garantía de calidad del paciente con cáncer de próstata, calculado en el fantoma. Se observan las curvas de Isodosis en diferentes cortes anatómicos, y el DVH.	52
Figura 49. Comparación de dos distribuciones de dosis: medición con MatriXX (arriba izquierda) vs TPS (abajo izquierda). Superposición de perfiles (arriba derecha) y test Gamma (abajo derecha).	52

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Algunas propiedades sobresalientes del diamante y su correspondiente valor.	13
Tabla 2. Tipos de diamante.	14
Tabla 3. Detectores empleados en las mediciones, con sus correspondientes detectores de referencia....	20
Tabla 4. d_{max} para diferentes tamaños de campo.	23
Tabla 5. Principales características de los detectores empleados.	24
Tabla 6. Valores reales de tamaño de campo en las mediciones de perfiles de dosis para los detectores empleados.	27
Tabla 7. Valores reales de tamaño de campo en las mediciones de porcentaje de dosis a profundidad para los detectores empleados.	35
Tabla 8. Valores reales de tamaño de campo en las mediciones de factores de campo para los detectores empleados.	36
Tabla 9. Valores de los parámetros obtenidos para los diferentes tamaños de campo y detectores.	42
Tabla 10. Diferencias entre las lecturas de la cámara de ionización CC01 y los demás detectores.	43
Tabla 11. Diferencias entre las lecturas de la cámara de ionización CC13 y los demás detectores.	44
Tabla 12. Diferencias entre las lecturas del detector de microdiamante y los demás detectores.	44
Tabla 13. Diferencias entre las lecturas del diodo estereotáctico y los demás detectores.	45
Tabla 14. Tamaño de campo real, posición y dosis para factor de campo con la cámara de ionización CC01.	48
Tabla 15. Valores de factor de campo para la cámara de ionización CC01.	48
Tabla 16. Tamaño de campo real, posición y dosis para factor de campo con diodo.	48
Tabla 17. Valores de factor de campo para diodo.	49
Tabla 18. Tamaño de campo real, posición y dosis para factor de campo con diamante.	49
Tabla 19. Valores de factor de campo para diamante.	50
Tabla 20. Cuadrado de referencia con perfiles de dosis en dirección crossline.	50
Tabla 21. Lectura de corriente y su correspondiente dosis calculada para la cámara CC13, al entregarse el plan de control de calidad de un paciente con cáncer de próstata.	52
Tabla 22. Valores reales de los ángulos del gantry utilizados.	55
Tabla 23. Dosis máximas y su ubicación del plan de tratamiento del paciente y del plan de tratamiento para el control de calidad, calculadas por el TPS.	55
Tabla 24. Dosis máxima y su ubicación, aplanado, simetría y penumbra del plan de tratamiento en modo control de calidad, medidos con el procedimiento actual y con el propuesto.	55
Tabla 25. Dosis máxima y su ubicación, aplanado, simetría y penumbra del plan de tratamiento en modo control de calidad, medidos con el procedimiento actual y con el propuesto.....	56

RESUMEN

En el presente trabajo se realizó un análisis dosimétrico de campos pequeños de radiación utilizados en Radioterapia de Intensidad Modulada, y se propuso una prueba para la garantía de calidad de los planes de tratamiento de pacientes con cáncer de próstata atendidos con esta modalidad. Debido al creciente interés e implementación de esta técnica de radioterapia en los centros médicos del país, contar con una base de datos institucional que permita su óptimo entendimiento y aprovechamiento se vuelve una tarea imprescindible; un conocimiento experimental del comportamiento del haz de fotones bajo las condiciones de la radioterapia de intensidad modulada y de los detectores disponibles, permite ofrecer un servicio seguro para los pacientes. Se emplearon diferentes detectores de radiación para obtener perfiles de dosis de varios tamaños de campo, de los cuales se analizó aplanado, simetría y penumbra; igualmente se obtuvieron y analizaron curvas de porcentaje de dosis a profundidad y factores de campo. Posteriormente se realizó una prueba de garantía de calidad más práctica, que incluye análisis dosimétricos robustos, como el test gamma para la comparación de los cálculos del sistema de planificación y las mediciones experimentales. Se trató de un estudio transversal no intervencionista, que se llevó a cabo en el Centro Médico Nacional Unidad Médica de Alta Especialidad Manuel Ávila Camacho, del Instituto Mexicano del Seguro Social, en el departamento de Radioterapia, durante el periodo comprendido entre Enero y Mayo de 2015. Se incluyeron hombres diagnosticados con cáncer de próstata, cuyo tratamiento haya sido prescrito con Radioterapia de Intensidad Modulada.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 RADIOTERAPIA

La Radioterapia es el uso de la radiación generada por partículas de alta energía o por ondas electromagnéticas, para tratar una enfermedad; comúnmente se utilizan rayos X como fuente de radiación. Desde su descubrimiento en 1895, los rayos X han sido ampliamente utilizados en el área de la medicina, tanto con fines diagnósticos mediante la obtención de imágenes, como con fines de tratamiento y de investigación. En México, la radiación como técnica de tratamiento tuvo sus inicios alrededor de los años veinte [1], y desde entonces, cerca del 40% de los pacientes con cáncer recibe en algún momento terapia con radiación.

Esta modalidad de tratamiento aprovecha el hecho de que las células cancerosas son más sensibles a la radiación que las células sanas; el objetivo de la radiación es provocar un daño en el material genético de las células cancerosas para imposibilitar su división y crecimiento. Con esto, se logra una reducción considerable del tamaño del tumor, o bien, la destrucción total del mismo.

Durante su paso a través del cuerpo humano, los rayos X (fotones) tienen diferentes posibles comportamientos; un haz de fotones es atenuado al atravesar un medio absorbente mediante cinco interacciones principales: dispersión coherente, efecto fotoeléctrico, efecto Compton, creación de pares y fotodesintegración. Cada interacción tiene una relación específica con la energía de los fotones y con el número atómico efectivo (z_{eff}) del material absorbente. En radioterapia, el efecto de interacción dominante es el efecto Compton.

EFFECTO FOTOELÉCTRICO

El efecto fotoeléctrico puede presentarse con electrones de las capas K, L, M y N; en este tipo de interacción, existe transferencia de energía. El fotón incidente interactúa primeramente con el átomo, cediéndole toda su energía ($h\nu$); esta energía es transferida a un electrón orbital, que consecuentemente, sale expulsado (Fig. 1). El fotoelectrón, como ahora se nombra, tiene una energía cinética dada por:

$$E_{cinética} = h\nu - E_B$$

Siendo E_B la energía de enlace del electrón.

La expulsión del electrón deja al átomo excitado y con una vacancia disponible para ser ocupada por otro electrón. Cuando un electrón orbital externo ocupa este lugar, hay una emisión de rayos X característicos, aunque existe también la posibilidad de que se emitan electrones Auger [2].

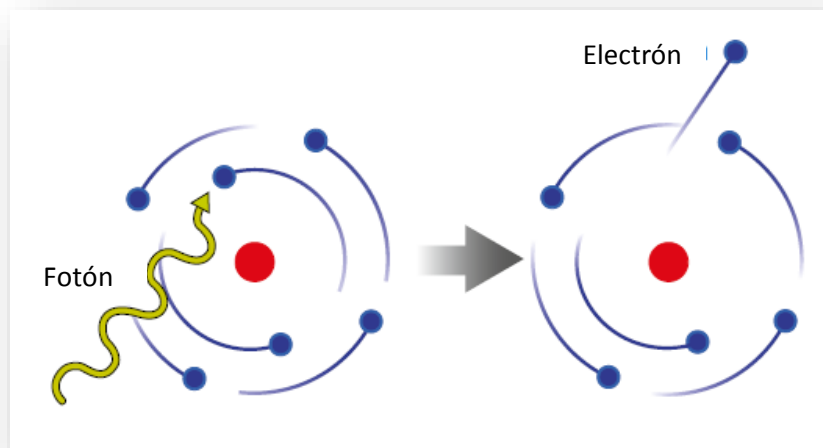


Figura 1. Efecto fotoeléctrico.

EFFECTO COMPTON

Durante el proceso del efecto Compton, un fotón de energía mucho mayor que la energía de enlace de los electrones atómicos cede parte de su energía a un electrón, que es expulsado del átomo a un ángulo θ ; el fotón es dispersado a un ángulo φ , con una energía menor que la inicial (Fig. 2). Debe cumplirse que:

$$\begin{aligned} \text{Pérdida de energía del fotón} &= \text{ganancia de energía en el electrón} \\ hv - hv' &= \text{Energía cinética del electrón} \\ \text{Cantidad de movimiento inicial} &= \text{Cantidad de movimiento final} \end{aligned}$$

La relación entre los ángulos del electrón emitido y el fotón dispersado puede calcularse empleando la física de colisiones. Por conservación del momento y de la energía se tiene que:

$$E = hv_0 \frac{\alpha(1 - \cos\varphi)}{1 + \alpha(1 - \cos\varphi)}$$

$$hv' = hv_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\varphi)}$$

$$\cot \theta = (1 + \alpha) \tan \varphi / 2$$

Donde:

hv_0 es la energía del fotón incidente.

hv' es la energía del fotón dispersado.

E es la energía del electrón.

$\alpha = \frac{h\nu_0}{m_0c^2}$, con $m_0c^2 = 0.511 \text{ MeV}$, energía en reposo del electrón.

Entre mayor sea la energía del fotón incidente en comparación con la energía de enlace del electrón, mayor es la probabilidad de que se produzca el efecto Compton, y dado que esta interacción se produce con electrones libres, es independiente del número atómico del material absorbente [2].

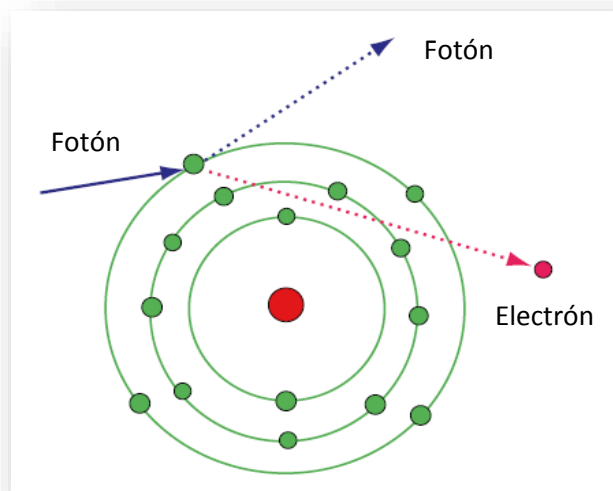


Figura 2. Efecto Compton.

PRODUCCIÓN DE PARES

Para que se produzca este efecto, existe un umbral de energía que el fotón debe igualar o sobrepasar. La interacción se da entre el fotón y el campo electromagnético del núcleo atómico; toda la energía del fotón es cedida para la producción de un par electrón-positrón, como se ilustra en la Fig. 3. Debido a que la energía en reposo del electrón es de 0.511 MeV, la energía mínima requerida para la producción de pares es 1.02 MeV; si el fotón es más energético, la energía sobrante se reparte en el par creado en forma de energía cinética [3].

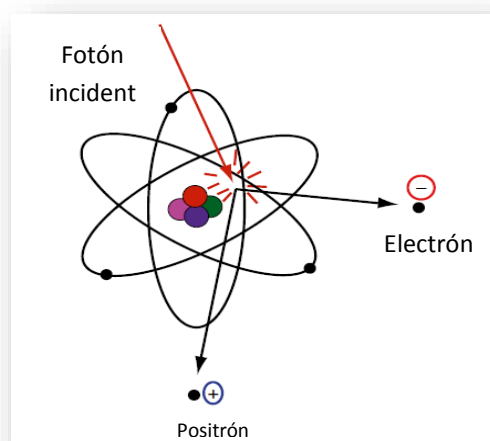


Figura 3. Producción de pares.

1.2 RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA

Los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de técnicas cada vez más precisas de radioterapia, en las que se hace uso de campos pequeños de radiación. De esta manera, la radioterapia moderna ofrece tratamientos más focalizados, con grandes ventajas para los pacientes. Una de estas técnicas avanzadas es la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), introducida a finales de los años 90 en la práctica clínica, en la que cada haz de radiación se subdivide en campos pequeños llamados “beamlets” o segmentos con diferentes intensidades, como se aprecia en la Fig. 4.

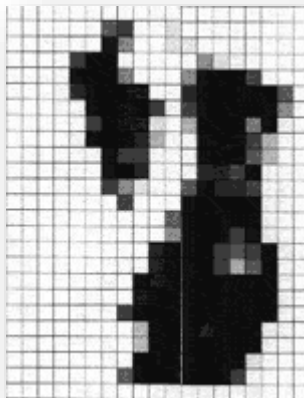


Figura 4. Campo de radiación empleado en IMRT, donde pueden apreciarse los segmentos o “beamlets” con diferentes intensidades (tonos de gris).

Las ventajas que ofrece la IMRT son las siguientes:

- En comparación con las terapias convencionales, en las que las distribuciones de dosis alrededor del tumor son rectas o convexas (Fig. 5), con la IMRT se logran distribuciones de dosis cóncavas, mejor adaptadas a la forma del volumen blanco (Fig. 6).
- Al lograr una mejor conformación al volumen blanco, la toxicidad de los órganos circundantes se ve reducida, puesto que será justamente el volumen blanco el que reciba la mayor dosis.
- Como la intensidad de cada segmento se modula, se logra obtener regiones de alto gradiente de dosis, de tal manera que los órganos en riesgo (OAR) reciban dosis bajas pero el volumen blanco reciba dosis altas. Asimismo, si en el volumen blanco hay regiones que por algún motivo sean más o menos radiosensibles que otras (por ejemplo, regiones hipóxicas), se puede lograr que la intensidad sea alta o baja en las zonas que sea necesario lograr una dosis mayor o menor, según sea el caso.

Esto hace que la IMRT sea una opción de tratamiento adecuada para neoplasias en las que el tumor es quirúrgicamente inaccesible, tiene un tamaño pequeño y se encuentra en una posición tal que penetra o compromete altamente órganos muy radiosensibles; como ejemplo de dichas neoplasias se encuentran: cáncer de mama, tumores de cabeza y cuello, y cáncer de próstata. Con la aplicación de la IMRT es posible escalar dosis, ya que se tiene alto control en la conformación de los haces. Esto implica un mejor control local, y una disminución en la toxicidad de los tejidos sanos.

Contar con una técnica o una fusión de técnicas de imagen que muestren a detalle la neoplasia a tratar, lograr un contorno preciso de los órganos en riesgo y del volumen blanco, y realizar pruebas de control y garantía de calidad oportunas, hacen de la IMRT una opción de tratamiento precisa y segura para el paciente.

Sin embargo, existen algunas limitaciones de diversa índole durante cada etapa de la cadena para implementar la IMRT: computacionales, físicas, de imagenología y de posicionamiento, por mencionar algunas. No siempre es posible alcanzar todas las optimizaciones deseadas durante la planificación del tratamiento, ya sea porque algunos objetivos son contradictorios y se deben elegir prioridades, o porque el software no logra obtener totalmente lo solicitado.

Debido a los cambios anatómicos que el paciente experimenta durante su tratamiento y a movimientos voluntarios e involuntarios, la posición del volumen a tratar y de los órganos en riesgo se modifica intra e interfacciones, lo que vuelve prioritario contar con buenos métodos de imagen para ubicar el tumor antes de iniciar un tratamiento con IMRT. Uno de los riesgos que se corren es que, al ser posible la obtención de altos gradientes de dosis, una equivocación en la colocación y posicionamiento del paciente puede provocar que haya áreas sobredosificadas en los órganos circundantes e hipodosificadas en el volumen blanco, traduciéndose en una alta toxicidad en un caso y en una disminución del control de la enfermedad en el otro. Otra adversidad es que al obtenerse distribuciones de dosis complejas, su interpretación y evaluación es más difícil.

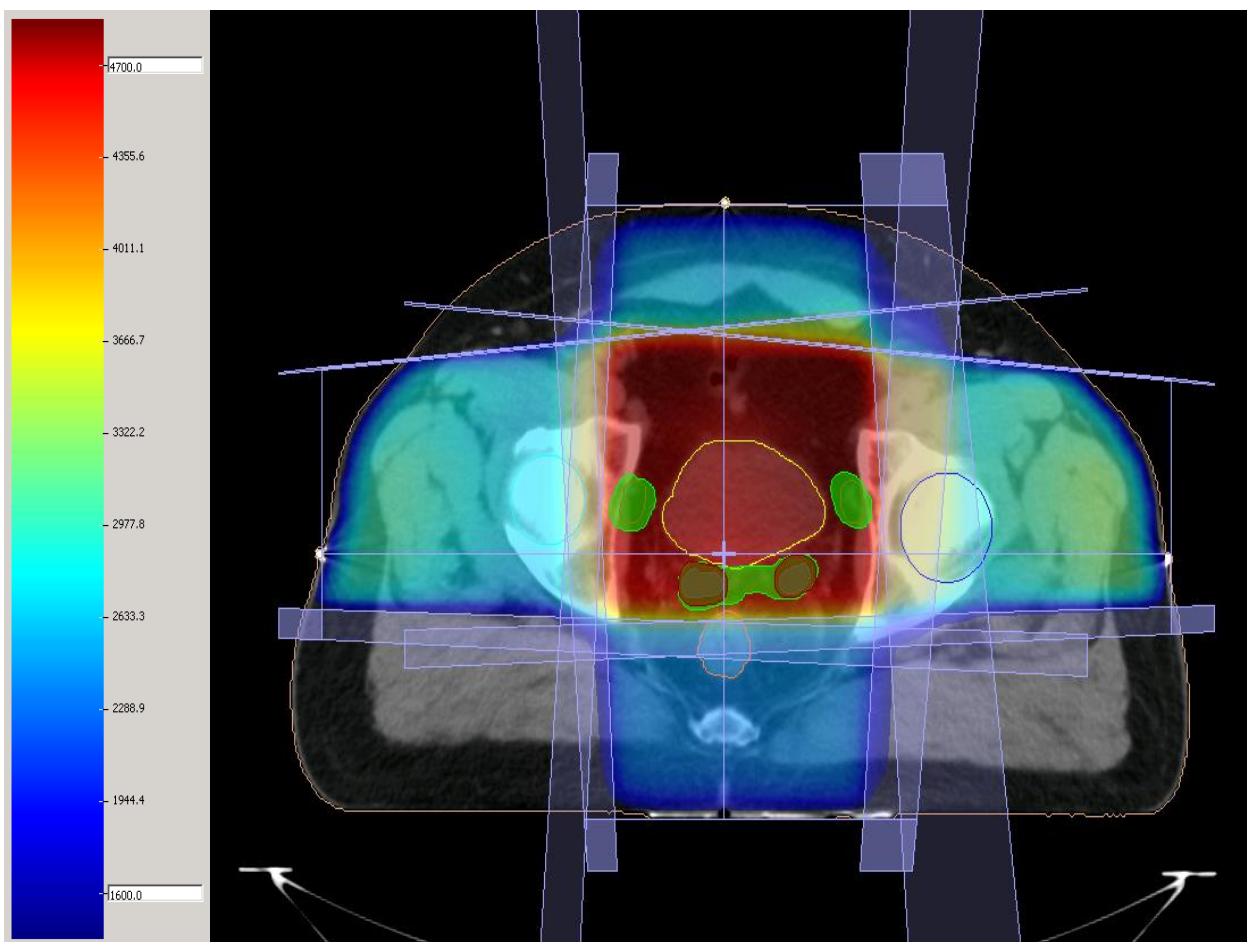


Figura 5.Distribución de dosis con terapia convencional para cáncer de próstata.

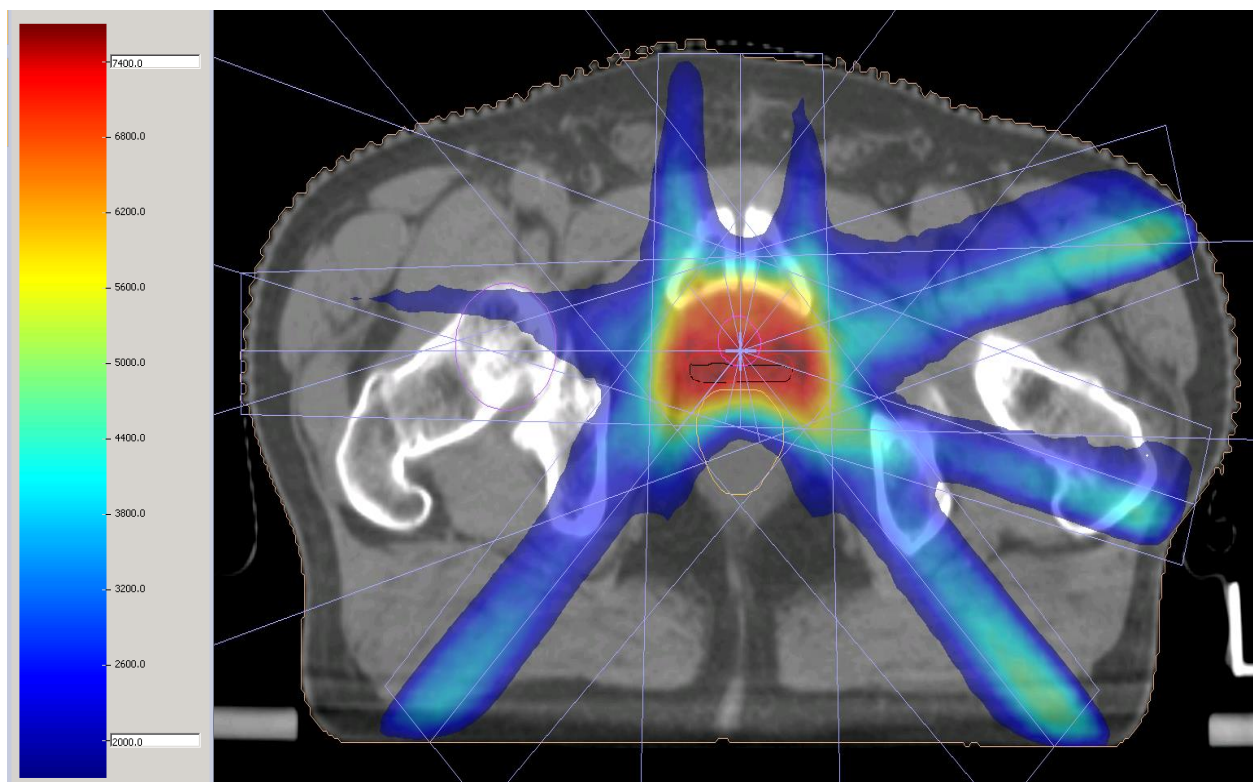


Figura 6. Distribución de dosis con IMRT para cáncer de próstata.

1.2.1 TIPOS DE IMRT

Existen varias modalidades para administrar la radioterapia de intensidad modulada.

1. Con el brazo del acelerador fijo:
 1. a. **Modo estático:** llamado “step and shoot”, en esta modalidad, el gantry del acelerador lineal se ubica en la angulación requerida, el colimador multihojas (Fig. 7) se coloca en la posición planeada y se administra la radiación. Una vez hecho esto, y sin entregar radiación, el gantry se posiciona en el siguiente ángulo, el colimador multihojas se vuelve a conformar (Fig. 8) y se administra la radiación, y así sucesivamente para los campos planeados para el tratamiento.
 1. b. **Modo dinámico:** llamado “sliding window”, en esta modalidad, el gantry del acelerador lineal se coloca en la angulación requerida y se administra la radiación, pero durante el proceso el MLC se mueve para lograr la modulación de la intensidad. Posteriormente, el gantry se coloca en el siguiente ángulo y se administra radiación nuevamente mientras el MLC se mueve, y así sucesivamente para todos los campos planeados.
2. Con el brazo del acelerador dinámico:

Si el gantry del acelerador rota continuamente alrededor del paciente y a su vez, el MLC se mueve para lograr la modulación de la intensidad, se tiene una modalidad de IMRT llamada Volumetric Intensity Modulated Archtherapy (VMAT).

Como se ha visto, según sea el funcionamiento del MLC, es la modalidad de IMRT con brazo fijo.



Figura 7. Ubicación del MLC en el gantry del acelerador

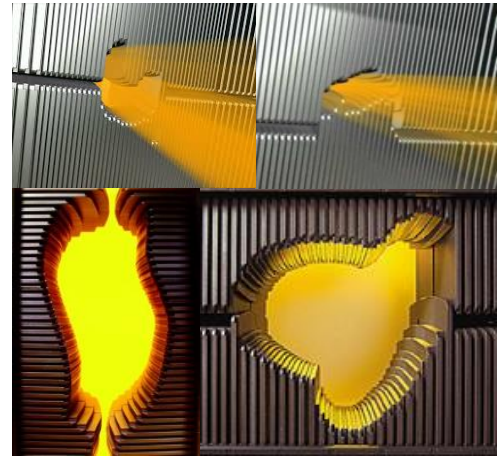


Figura 8. Ejemplos de conformación del MLC.

La aplicación de la IMRT supone grandes desafíos para un Físico Médico, pues al ser una técnica más sofisticada, la exigencia del control que se debe tener en cada etapa del tratamiento es mayor. Las consecuencias de utilizar dosis altas y gradientes pronunciados de dosis podrían ser muy desfavorables para el paciente, de tal suerte que incluso se conseguiría un esquema contrario al deseado, que es lograr un mejor control de la enfermedad y una mayor protección de los tejidos sanos [4].

1.2.2 DIFERENCIAS ENTRE TRATAMIENTOS CONVENCIONALES Y RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA

Existen diferencias entre los tratamientos convencionales de radioterapia conformacional 3D (3DCRT) y la radioterapia de intensidad modulada. En principio, con la IMRT se consiguen distribuciones de dosis muy complejas comparadas con las obtenidas con 3DCRT, debido a que se logran gradientes de dosis muy pronunciados entre los órganos en riesgo y el volumen blanco e inclusive dentro del mismo blanco; una adecuada elección de los dosímetros disponibles para las verificaciones necesarias es imprescindible para alcanzar una implementación confiable de IMRT. Bajo estas condiciones dosimétricas, la utilización de las técnicas tradicionales con cámaras de ionización no es óptima, por lo que se debe desarrollar una metodología y recurrir a dosímetros con características especiales para realizar las mediciones de una manera precisa y confiable.

Debido a que en la mayoría de los tratamientos de 3DCRT el gantry, el colimador y la mesa de tratamiento se mantienen fijos, realizar mediciones en fantasmas de agua haciendo un escaneo con cámaras de ionización permite hacer interpolaciones entre puntos de medición, de ser necesario, sin riesgos de modificar los resultados obtenidos; sin embargo, un tratamiento con IMRT es dinámico: la forma y la fluencia de partículas de cada haz está cambiando durante todo el tratamiento, volviendo impráctico realizar escaneos dosimétricos como se hace en 3DCRT, siendo la combinación de técnicas de medición dosimétricas la opción más apropiada.

Otra diferencia entre la 3DCRT y la IMRT es la forma en la que se realiza la planificación del tratamiento. En terapias convencionales se utiliza la planificación “directa” o “hacia adelante”, en

la que primero se definen la energía y el tipo de partículas a emplear, la geometría que tendrán los haces de radiación, la conformación del MLC y la dosis prescrita, y posteriormente el software realiza los cálculos apropiados para generar las distribuciones de dosis; si hay algo que se debe o puede optimizar, es posible modificar los aspectos anteriormente mencionados hasta conseguir la distribución de dosis deseada [5]. En cambio, la IMRT hace uso de la planificación “inversa” o “hacia atrás”, la cual se abordará en la siguiente sección.

1.2.3 PLANIFICACIÓN INVERSA

Como se mencionó anteriormente, el proceso de planificación de tratamientos basados en IMRT es diferente al de tratamientos basados en terapias convencionales. Debido al gran número de haces y al amplio rango posible de pesos de los mismos, la planificación de tratamientos de IMRT es una operación computacional inversa. Mediante procesos analíticos o iterativos, el software de planificación genera los haces y pesos precisos para alcanzar los objetivos definidos por el usuario. En la planificación inversa, primero se declaran los objetivos que se desea alcanzar; para esto, el sistema de planificación debe proveer los medios para que estas metas sean especificadas: la prioridad de los blancos contra la de las estructuras sanas, el número de haces a usar y el tiempo de entrega del tratamiento [6].

Para cada blanco, el usuario debe declarar:

- Objetivo.
- Dosis mínima.
- Dosis máxima.
- Porcentaje del volumen del blanco que puede hipodosificarse.

En el caso de las estructuras, se debe especificar:

- Límite deseado.
- Dosis mínima.
- Dosis máxima.
- Porcentaje del volumen de tejido sano que puede sobredosificarse.

Con lo anterior, el sistema presenta curvas de DVH tanto para los volúmenes blanco como para las estructuras en riesgo, que sirven de base para optimizar la distribución de dosis esperada.

El proceso de la planificación inversa se esquematiza en el siguiente diagrama de flujo:

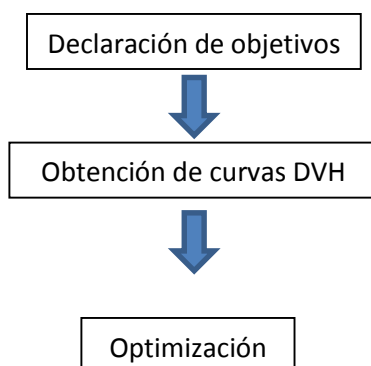


Diagrama de flujo del proceso de planificación inversa.

1.2.4 ASPECTOS NECESARIOS PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE LA IMRT

El control de calidad específico para pacientes tratados con IMRT debe incluir:

- **Verificación del primer día de tratamiento.** Es importante realizar una prueba de isocentro antes de iniciar un tratamiento con IMRT al menos los primeros tres días del tratamiento, subsiguientemente es necesario realizar esta prueba cada semana [7].
- **Verificación del plan utilizando un fantoma y diferentes detectores.** Cada plan de IMRT debe ser examinado dosimétricamente utilizando varios detectores para asegurar que éste se entregará conforme lo mostrado por el TPS [7].
- **Verificación del hardware del acelerador lineal.** Es fundamental comprobar que el equipo funciona adecuadamente antes de iniciar con cualquier tipo de tratamiento; fundamentalmente para los tratamientos de IMRT, la verificación del isocentro y de los colimadores es imprescindible. Cabe mencionar que las tolerancias y algunas pruebas de control de calidad dependen de la técnica de tratamiento que se desea implementar y del equipo disponible.

1.2.5 DOSIMETRÍA PARA IMRT

Con la introducción de técnicas modernas de radioterapia, se ha recurrido al empleo de campos de radiación pequeños para poder adaptar mejor la forma del haz de radiación al volumen en tratamiento. En cuanto a su tamaño, los campos de radiación se clasifican de la siguiente manera:

1. Los **magno-campos**, que pueden ir desde $200 \times 200 \text{ cm}^2$ hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$.
2. Los **campos tradicionales o convencionales**, que van desde $40 \times 40 \text{ cm}^2$ hasta $4 \times 4 \text{ cm}^2$.
3. Y los **campos pequeños**, que van desde $4 \times 4 \text{ cm}^2$ hasta $0.3 \times 0.3 \text{ cm}^2$.

Se dice que los *campos no estándar*, son aquellos para los cuales la dosimetría de referencia no puede realizarse de manera confiable con los protocolos existentes [8]. Los campos pequeños son considerados campos no estándar, y su dosimetría es un tema de actualidad que representa muchos retos dentro del área de la Física Médica. Pero, ¿qué es un campo pequeño?

Una primera definición de campo pequeño es: “Campo de un tamaño menor que el *rango lateral* de las partículas cargadas” [8].

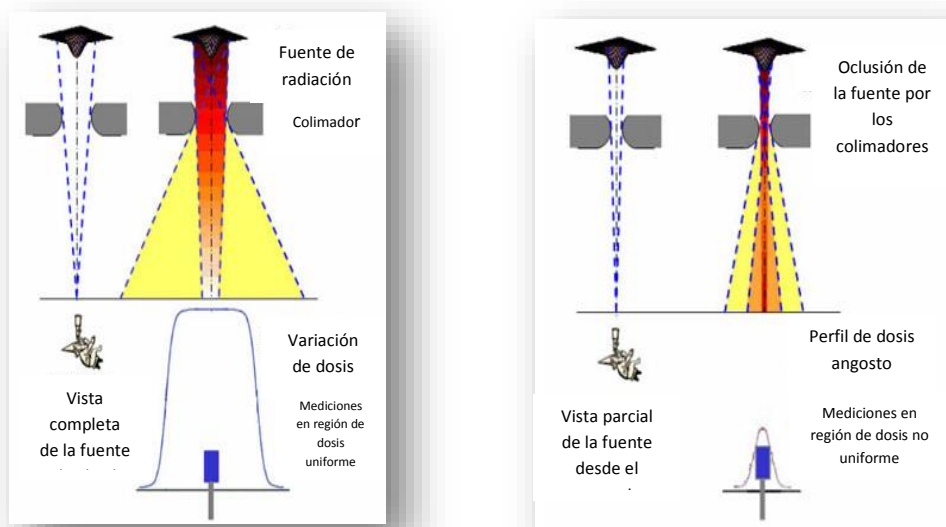


Figura 9. Izquierda: Condiciones de un campo convencional de radiación.
Derecha: Condiciones de un campo pequeño de radiación.

En un campo pequeño, no todas las condiciones físicas conocidas para los campos convencionales se satisfacen (Fig. 9), es por esto que su dosimetría es una tarea complicada. Existen tres **“factores de equilibrio”** que se consideran para determinar si es que prevalecen o no las condiciones de un campo pequeño [9]:

- 1) El tamaño de las partes visibles de la fuente de radiación proyectadas desde la ubicación del detector a través de la apertura del haz,
- 2) El tamaño del detector usado en las mediciones, y
- 3) El rango de electrones en el medio irradiado.

En los campos pequeños no hay equilibrio lateral de partículas cargadas, se produce una oclusión de la fuente de radiación (vista desde el punto de medición), y existen problemas en cuanto al tamaño del volumen activo y a la razón señal a ruido del detector utilizado en las mediciones.

La dosimetría de campos pequeños supone un gran reto para la comunidad científica, pues es necesario llegar a un consenso en la definición de campo pequeño, vencer las dificultades que implica realizar mediciones con un alto grado de precisión, superar la imposibilidad de contar con protocolos de calibración en condiciones de referencia, hallar factores de corrección, diseñar y construir detectores adecuados, y medir y calcular dosis en condiciones de no equilibrio.

1.2.5.1 EFECTOS DEL TAMAÑO DE LA FUENTE DE RADIACIÓN

Si el sistema de referencia se ubica sobre el detector en el punto de medición y se imagina cómo es la vista desde este punto de la fuente de radiación en diferentes escenarios, se notará que cuando el tamaño de campo es grande respecto al tamaño de la fuente de radiación, la vista de la fuente de radiación es íntegra; pero si se colima un tamaño de campo más chico que el tamaño de la fuente de radiación, la fuente dejará de apreciarse de manera completa, visualizándose sólo una parte de ella. Se concluye que a menores tamaños de campo, menores serán las áreas visibles de la fuente de radiación. Por tal motivo, las lecturas serán distintas en los dos escenarios anteriormente mencionados: en el caso de campos pequeños de radiación, parte de la fuente se encuentra blindada por los colimadores, lo que se traduce en una lectura menor que en el caso de los campos en los que la fuente de radiación queda completamente vista (sin blindar) desde el punto de referencia.

1.2.5.2 RANGO DE ELECTRONES Y PÉRDIDA DE EQUILIBRIO DE PARTÍCULAS CARGADAS

Cuando se produce un haz de radiación con fotones, los electrones producidos tienen un alcance considerable, el cual depende de la energía del haz, de la composición del medio y de la densidad del medio.

Algunas causas de la pérdida de equilibrio de partículas cargadas en un campo de radiación indirectamente ionizante son [10]:

- a. Composición atómica no homogénea del volumen V.
- b. Densidad no homogénea del volumen V.
- c. Campo de radiación no uniforme en el volumen V.
- d. Presencia de campos eléctricos o magnéticos no uniformes en el volumen V.

1.2.5.3 CORRECCIONES Y PERTURBACIONES

La presencia de un detector de radiación, al no tener la misma composición y densidad del medio circundante, introduce perturbaciones difícilmente medibles y cuantificables para la dosimetría de campos pequeños. La mayor fuente de perturbaciones proviene de la fluencia de partículas cargadas, que depende, además de la geometría del detector, del medio en el que se efectúa la medición, de la energía del haz y del tamaño de campo de radiación.

1.3 DETECTORES DE RADIACIÓN

Hoy en día se cuenta con una amplia gama de detectores de radiación de diferentes tipos y características: los hay de estado sólido, tipo diodo, cámaras de ionización, películas, termoluminiscentes (TLD) y centelladores, por mencionar algunos. También los hay de diversos tamaños, que van de las decenas de centímetros hasta micras. De acuerdo a su tamaño, podemos clasificar a los detectores en: detectores estándar ($\sim 10^{-1} \text{ cm}^3$), mini-detectores ($\sim 10^{-2} \text{ cm}^3$), y micro-detectores ($\sim 10^{-3} \text{ cm}^3$).

Escoger el detector apropiado para las condiciones de medición es una tarea de suma importancia, la cual, si se realiza tomando en cuenta las precauciones pertinentes, ayudará a reducir los efectos indeseados en las mediciones, haciéndolas más confiables.

El diodo estereotáctico se ha vuelto un detector de uso común para campos pequeños, gracias a que tiene un volumen activo del orden de micras. Asimismo, el detector de diamante ha tomado popularidad, pues ofrece la ventaja de ser tejido equivalente e independiente de la energía de los fotones, además, su volumen sensible es pequeño y no muestra dependencia en la orientación, aunque sí con la tasa de dosis. En cuanto a las películas, existen dos tipos: las de haluro de plata y las radiocrómicas (Gafchromic). De estos tipos de película, las Gafchromic ofrecen mayor ventaja sobre las de haluro de plata por diversos motivos, que se abordarán más adelante.

Las características ideales de un detector de radiación [12], son las siguientes:

1. Independencia de la energía.
2. Independencia del tipo de radiación.
3. Linealidad con la dosis y con la tasa de dosis.
4. Estabilidad
5. Correcciones mínimas requeridas.
6. Lectura directa.
7. Estable ante temperatura y humedad.

Las anteriores características deben tenerse en consideración al decidir qué tipo de dosímetro es el óptimo para realizar las mediciones requeridas.

1.3.1 DOSÍMETROS PUNTUALES

1.3.1.1 CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Para dosimetría de haces de fotones de megavoltaje se opta por la utilización de cámaras cilíndricas de ionización (Fig. 9) porque ofrecen grandes ventajas, a saber:

- Respuesta lineal a la dosis absorbida.

- Poca dependencia con la orientación (la geometría cilíndrica permite que las variaciones de sensibilidad como función del ángulo de entrada del haz de radiación, cuando el eje del haz es perpendicular al eje de simetría de la cámara, se reduzcan).
- Gran estabilidad.
- Independencia de respuesta a diferentes calidades de haz.
- Trazabilidad a un estándar primario de calibración.

Una desventaja de las cámaras de ionización es que exhiben cierto efecto de integración de ionización por volumen, provocando perturbaciones en las mediciones dosimétricas típicamente en regiones de alto gradiente de dosis. Por esto es importante colocar la cámara de ionización en una zona donde la dosis sea relativamente homogénea. El efecto de integración por volumen se produce porque es en el volumen activo de las cámaras donde se producen los iones medidos.

En IMRT, se tienen que cuidar varios aspectos en cuanto a las mediciones que se realicen con cámaras de ionización:

Como los haces empleados en un tratamiento con IMRT se componen de segmentos (campos pequeños de radiación), si se desea evitar perturbaciones por integración por volumen se debe contar con una cámara con un volumen activo lo suficientemente pequeño para realizar de manera precisa la medición. Si se necesita medir perfiles de distribuciones de dosis en los que existan gradientes de dosis ligeramente espaciados, la forma medida de las distribuciones se difuminará por este efecto, por lo que un dosímetro de mayor resolución espacial deberá ser empleado. Para mediciones en campos pequeños, se prefiere usar mini o micro cámaras de ionización; en estos casos, dichas cámaras deben colocarse en zonas de bajo gradiente de dosis.

Cuando se trabaja con cámaras de ionización, otro efecto que debe evitarse es el efecto stem, el cual se produce cuando parte del cable de conexión o el contenedor de la cámara es irradiado, induciéndose una corriente de fuga que puede modificar la lectura.

En una cámara de ionización con volumen activo pequeño, la señal es más débil que en cámaras que tienen un volumen activo grande, haciendo significativo el efecto stem bajo estas condiciones.

En conclusión, en mediciones de IMRT es recomendable utilizar cámaras de ionización de una resolución espacial alta y de preferencia construidas de materiales tejido o aire-equivalentes, para minimizar errores en la medición de variaciones como función de la posición, como las mostradas en la Fig. 10. Antes de realizar alguna medición, será necesario comprobar que la cámara de ionización y el fantoma se encuentren correctamente colocados, y permitir que tanto la cámara como el fantoma alcancen el equilibrio térmico.

Mediciones con cámaras de ionización con volúmenes activos pequeños sin utilizar corrección de integración por volumen, se emplean para campos entre $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$, de tal manera que los tamaños de campo sean 1.5 cm más amplios que la longitud efectiva de la cámara de ionización [5].



Figura 10. Algunas cámaras de ionización disponibles comercialmente para dosimetría de campos pequeños.

1.3.1.2 DIODOS

Los detectores de diodo tipo-p, tienen características ventajosas para la dosimetría de haces de fotones de megavoltaje y para campos pequeños de radiación, puesto que poseen un volumen activo pequeño y son muy sensibles a la radiación. Comparado con el volumen activo de las micro cámaras de ionización, el volumen activo de un diodo es aún menor; incluso, su sensibilidad puede ser 20 a 100 veces mayor [5].

Por otro lado, los diodos tienen una alta dependencia de orientación y puede haber cambios irreversibles en su sensibilidad con el uso y el paso del tiempo. Ejemplos de estos detectores aparecen en la Fig. 11.



Figura 11. Detectores tipo diodo.

1.3.1.3 DIAMANTE

Los detectores de diamante son dosímetros de estado sólido equivalentes a tejido blando, que ofrecen poca dependencia de orientación, alta sensibilidad a la radiación y estabilidad mecánica [5].

El diamante es una de las formas naturales alotrópicas del carbono; debido a las condiciones de formación, los átomos de carbono se arreglan en forma cúbica con cara central en la llamada “red de diamante”, dando lugar a su estructura cristalina [11], como se aprecia en la Fig. 12.

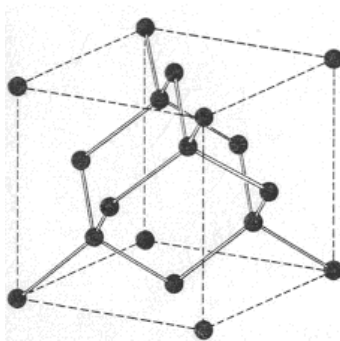


Figura 12. Estructura atómica del diamante.

Una de las características más peculiares del diamante, es la conjugación de una alta conductividad térmica y una baja conductividad eléctrica, además de sus conocidas propiedades ópticas y de dureza; se enlistan estas propiedades en la tabla inferior [11].

Propiedad	Valor
Índice de refracción	2.42
Dureza	10
Conductividad térmica	20 $Wcm^{-1}K^{-1}$

Tabla 1. Algunas propiedades sobresalientes del diamante y su correspondiente valor.

A principios del siglo pasado, con base en la cantidad de nitrógeno presente, se creó la siguiente división para los diamantes:

Tipo	Impurezas	
I a	Nitrógeno agrupado, hasta de 25000 ppm	Mayoría de diamantes naturales
I b	Nitrógeno disperso, hasta de 300 ppm	Mayoría de diamantes sintéticos
II a	Nitrógeno sustitucional < 1ppm	Material detector
II b	Dopado con Boro	Semiconductor tipo-p

Tabla 2. Tipos de diamante.

Por sus características, los detectores de diamante son candidatos a ser un detector ideal, y son adecuados para mediciones con campos pequeños [12]. Un modelo de este tipo de detector se muestra en la Fig. 13.



Figura 13. Detector de diamante.

1.3.2 DOSIMETRÍA DOS-DIMENSIONAL

PELÍCULA RADIOCRÓMICA

Las películas radiocrómicas de poli-diacetileno Gafchromic®, ofrecen diversas ventajas en cuanto a manejo y confiabilidad: al ser débilmente sensibles a la luz visible, se pueden preparar y manipular en cuartos con iluminación normal sin preocupación de que esto afecte mediciones posteriores, son muy poco dependientes de la energía para un amplio rango de calidades de haces, ofrecen una alta resolución espacial, son tejido equivalentes y no requieren un procesamiento químico, pues el cambio de color debido a la polimerización del material ocurre de manera instantánea al ser expuestas a la radiación. Este proceso ocurre cuando la energía es transferida a la zona receptiva de la molécula incolora del fotomonómero, ubicada en la capa activa.

Todos las versiones de películas radiocrómicas Gafchromic® constan de tres capas, como se presenta en la Fig. 14. Los modelos se diferencian entre sí por los espesores de estas capas y por la composición de la capa activa, que les proporciona propiedades peculiares.

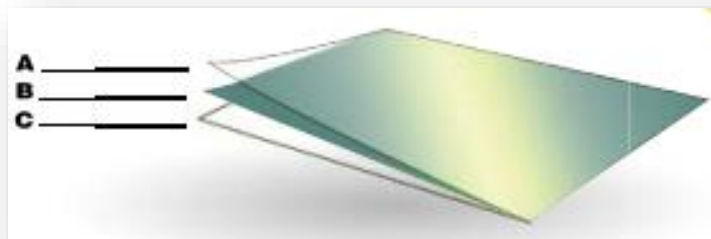


Figura 14. Capas que componen una PRC. A: Poliéster mate.
B: Capa activa. C: Poliéster mate.

Las películas Gafchromic® han tenido una larga evolución a través de los años; inicialmente eran utilizadas con fines industriales, donde se las ocupaba para medir radiaciones de 50 a 2500 Gy. Esta versión de película (modelo HD 810) tenía una capa sensible de sólo 6 micrómetros de espesor, y en ocasiones era utilizada para investigaciones médicas.

Más tarde, los modelos lanzados al mercado redujeron su rango de sensibilidad; el modelo MD-55, tenía un rango de medición de 10 a 100 Gy con una capa sensible de mayor grosor, 15 micrómetros. Otros modelos con mayor grosor de capa sensible y mayor uniformidad de respuesta fueron creados, y poco a poco fueron introducidos para aplicaciones clínicas. Después de varios cambios en el grosor de la capa sensible y en la composición química de las películas, se llegó a la creación del modelo EBT. El modelo EBT resultó de un cambio en la composición de la capa sensible de la película, haciendo al dosímetro más sensible y cambiando su rango de sensibilidad de 0.2 a 100 Gy [13].

Suele definirse la sensibilidad de un dosímetro de película como el cociente del cambio de la densidad óptica y la cantidad de dosis que provoca dicho cambio.

El productor, después de una serie de investigaciones en las que se demostraron que la no uniformidad de la capa sensible de la película conllevaba a incertezas considerables en las mediciones para aplicaciones médicas, decidió agregar un colorante amarillo a la capa sensible de la película para eliminar esta desventaja, creando así el modelo EBT-2. El fabricante afirma que este marcador amarillo se encuentra uniformemente distribuido sobre la capa sensible y que no interfiere en el cambio de la densidad óptica (OD) de la película [14].

El modelo EBT3 (Fig. 14) es una mejora de su predecesora, la PRC EBT2. Este ejemplar fue diseñado especialmente para aplicaciones con Braquiterapia y radioterapia de intensidad modulada, y aunque la capa activa tiene la misma composición que la EBT2 ofrece varias novedades, a saber: menor sensibilidad a la luz ultravioleta, más estabilidad, menor cambio de densidad entre lotes, micro partículas que eliminan los anillos de Newton, nuevo polímero para adherir las capas entre sí, capas simétricas de poliéster y un rango amplio de dosis (hasta 40 Gy). El grosor de su capa activa es de 30 micras, mientras que las capas protectoras de poliéster tienen un espesor de 125 micras [15]. Además, su precio competitivo coloca a estas películas como una herramienta dosimétrica accesible y conveniente para pruebas de verificación en IMRT.

Cuando se utilizan películas radiocrómicas, es importante contar con una metodología en la medición que haga que los experimentos sean consistentes. Debe considerarse fijar el tiempo entre irradiación y lectura, la orientación de la película en el escáner y mantener constantes las condiciones de almacenamiento. Se recomienda que la lectura de la película irradiada se realice al menos una hora después de la irradiación, para que la respuesta de la misma sea estable.

Otro aspecto a cuidar es la manipulación de la película. Debe evitarse doblarlas, estirarlas o rasparlas; su manejo debe hacerse con manos limpias o, de preferencia, usando guantes.

Asimismo, cuando es necesario cortarlas, debe considerarse el daño mecánico provocado por esta acción y tomar un margen no utilizable al efectuar la medición [5].

Las ventajas de la dosimetría con película radiocrómica son:

- Disponibilidad comercial y variedad.
- Resolución espacial.
- Permanencia (la medición perdura y pueden ser leídas más de una vez).
- Linealidad (la densidad óptica es proporcional a la dosis en un rango práctico).
- Geometría (son planas, delgadas, flexibles, las hay disponibles en diversos tamaños, pueden recortarse, sumergirse en agua).
- No requieren un procesamiento químico, físico o térmico.
- El número atómico efectivo de las películas oscila entre 6.0 y 6.5, haciéndolas tejido equivalentes.
- Se obtienen distribuciones 2D en una sola exposición.

El proceso mediante el cual las películas radiocrómicas cambian su densidad óptica al ser expuestas a radiación, se da por un proceso de polimerización de estado sólido. En la polimerización, ocurre una reacción química en la cual moléculas de monómeros forman redes tridimensionales de cadenas de polímero.



Figura 15. Modelo de películas radiocrómicas utilizadas.

CAPÍTULO 2

MATERIAL Y MÉTODOS

2.1 PRUEBA DE ISOCENTRO

La garantía de la invariabilidad del isocentro de radiación es de suma importancia en todas las técnicas de tratamiento con radioterapia, pero de manera especial en las modalidades más avanzadas, como es el caso de la IMRT. Debido a esto, primeramente se realizaron las mediciones pertinentes para cuantificar la variación del isocentro variando los ángulos de giro del gantry, colimador y mesa de tratamiento.

El isocentro de un acelerador lineal se define como un punto en el espacio que representa la intersección de los ejes de rotación del gantry, del colimador y de la mesa (como puede ilustrar en la Fig. 15), y generalmente está ubicado a 100 cm del blanco [16].

Para efectuar esta verificación se realizó una prueba de patrón estrella con el montaje mostrado en la Fig. 15, que consiste en irradiar franjas angostas desde diferentes ángulos (rotando ya sea el gantry, el colimador o la mesa) para obtener un diseño de dicha forma; una vez irradiadas, las PRC fueron escaneadas. El interés es medir el diámetro del círculo que toca las líneas medias de cada franja irradiada y cerciorarse de que este valor esté dentro del rango establecido. Para el análisis del patrón obtenido en cada caso se empleó el software DoseLab 4, el cual es un conjunto de programas para comparaciones cuantitativas de distribuciones de dosis de radiación calculadas y medidas.

La NOM-033-NUCL-1999 (Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia, aceleradores lineales), en su Apéndice D, establece una tolerancia de 2 mm para la verificación del isocentro [17]. El TG-142 (Quality assurance of medical accelerators) de la AAPM, establece una tolerancia de 1 mm, para condiciones de IMRT [18].

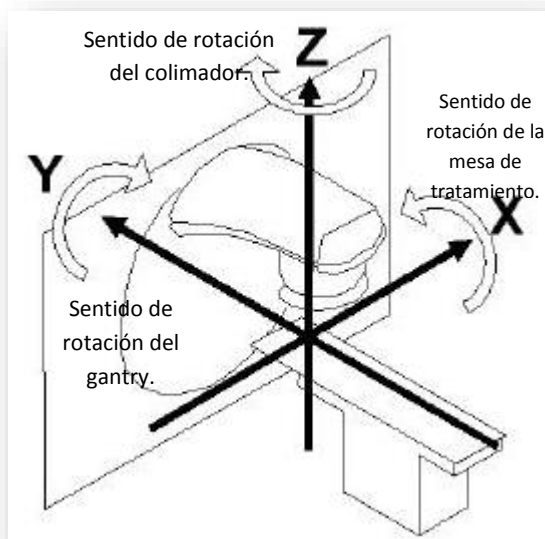


Figura 16. Isocentro de un acelerador lineal.

Para esta prueba se utilizó un fantoma diseñado con este fin (Fig. 16), en el que una placa de PRC puede ser insertada para ser irradiada y analizada posteriormente.

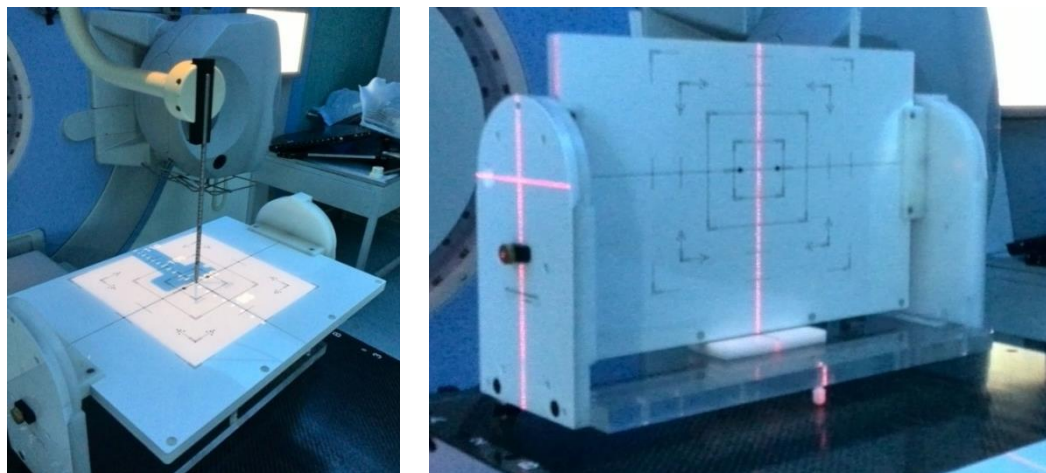


Figura 17. Arreglo experimental para la verificación del isocentro con fantoma Iso-Align.

Para la lectura de las películas radiocrómicas se utilizó el escáner *DOSIMETRY PRO® Advantage (RED) Film Digitizer for EBT film dosimetry, QA and IMRT*, de VIDAR® Systems Corporation, diseñado especialmente para realizar lecturas con PRC. Este escáner incorpora el uso de LEDs (con una emisión nominal máxima de 627 nm) para iluminar la PRC y proyectar una imagen de ésta en un arreglo CCD. La implementación de este sistema de iluminación se debe a que las PRC de modelos EBT producen imágenes azules cuando se les expone a radiación, con un pico de absorción en el rojo (635 nm) [19]. Este escáner posee 65,536 escalas de gris y una densidad óptica en un rango de 0.00-4.00 (Fig. 17).

Las películas empleadas en todas las mediciones de este trabajo fueron modelo EBT3 de Gafchromic®, lote A05151202, con un tamaño de 8''x10''. Todas las películas fueron escaneadas con una misma orientación, utilizando 75 dpi de resolución y una profundidad de bit de 16 bpp.



Figura 18. Escáner usado para la lectura de las películas.

Previo al análisis de las PRC irradiadas para efectuar la prueba de verificación del isocentro, se hizo la calibración del escáner y de las PRC. En el primer caso se define la relación entre la señal del escáner y la densidad óptica, escaneando una película de calibración que el fabricante provee (Fig. 18). La OD se calcula a partir de la transmitancia de la película:

$$T = \frac{I}{I_0}$$

Siendo I la intensidad de la luz transmitida e I_0 la intensidad de la luz incidente. Existe una relación entre la transmitancia y la absorbancia, dada por:

$$A = -\log_{10}(T) = -\log_{10}\left(\frac{I}{I_0}\right)$$

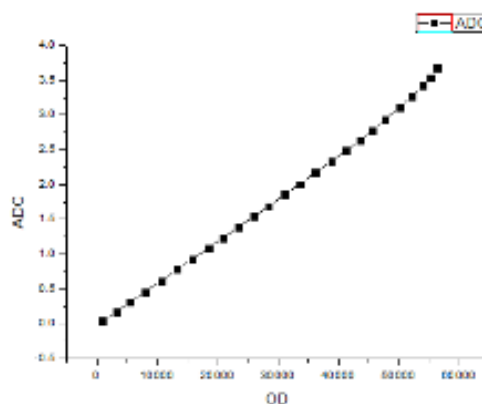
Finalmente, la OD es la absorción de la intensidad de la luz:

$$OD = \log_{10}\left(\frac{I}{I_0}\right)$$

Se obtuvo una curva de calibración como la mostrada en la Gráfica 1.



Figura 19. Película empleada para la calibración del escáner.



Gráfica 1. Curva de calibración para el escáner VIDAR.

En el segundo caso, se define el factor de conversión entre la OD y la dosis absorbida. Para esto se hicieron dos planes de tratamiento, como el mostrado en la Fig. 19 (un plan para un rango de dosis bajas: 5 cGy-82 cGy, y otro para un rango de dosis altas: 50 cGy-600 cGy). En dichos planes se forman 12 barras de $1.4 \times 24.0 \text{ cm}^2$ espaciadas 0.5 cm. Después se entregó el plan y las películas fueron escaneadas (Figs. 20, 21, 22 y 23), asignando a la OD de cada barra la correspondiente dosis prescrita.

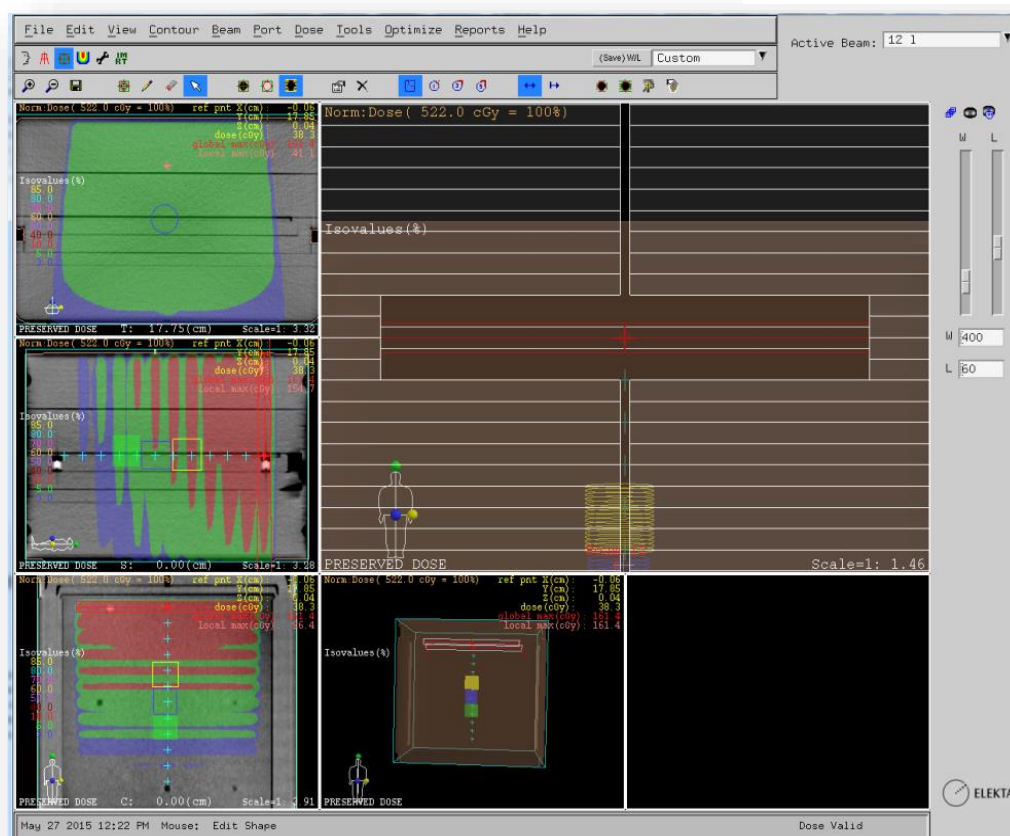


Figura 20. Ejemplo de plan de tratamiento creado para la calibración de las películas radiocrómicas.

Para cada barra se creó un punto de interés en el centro de la misma, donde se hizo la prescripción de la dosis. Esta información, para el rango de bajas dosis, se exhibe en la tabla inferior.

# de franja	Localización del punto de interés [cm]	Peso [cGy]	Dosis total [cGy]
1	(0, 6.55, 0)	5	7.6
2	(0, 8.55, 0)	12	15.4
3	(0, 10.55, 0)	19	23.6
4	(0, 12.55, 0)	26	32.1
5	(0, 14.55, 0)	33	40.6
6	(0, 16.55, 0)	40	49.5
7	(0, 18.55, 0)	47	58.0
8	(0, 20.55, 0)	54	65.9
9	(0, 22.55, 0)	61	72.1
10	(0, 24.55, 0)	68	80.4
11	(0, 26.55, 0)	75	86.7
12	(0, 28.55, 0)	85	88.4

Tabla 3. Para el plan de bajas dosis, puntos de interés con su correspondiente dosis. El aumento de la dosis se debe a la contribución de barras vecinas.

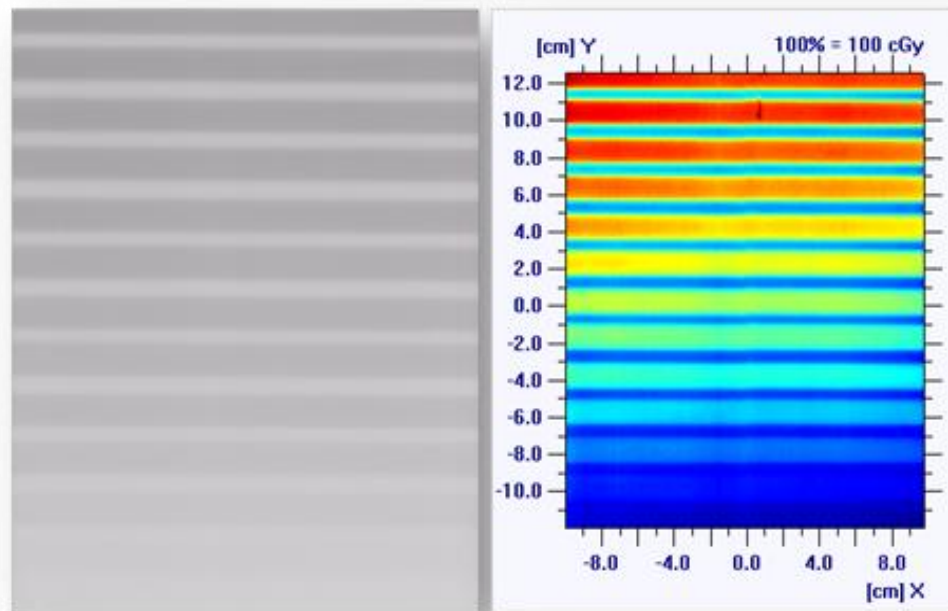


Figura 21. Izquierda: PRC irradiada con 12 franjas de dosis creciente. Derecha: PRC irradiada con 12 franjas de dosis creciente, en el software OmniPro l'mRT.
Escala de dosis bajas.

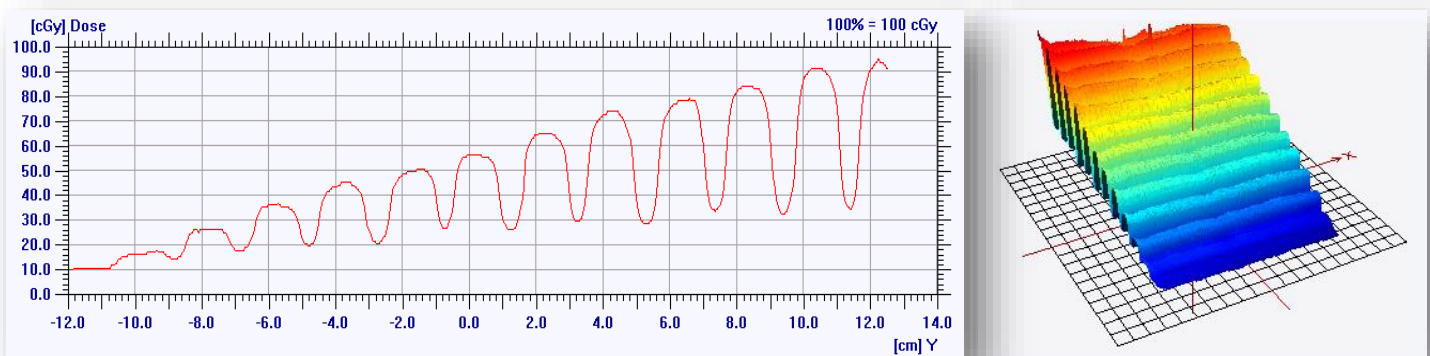


Figura 22. Izquierda: escalones de dosis de la PRC irradiada, vista 2D. Derecha: escalones de dosis de la PRC irradiada, vista 3D.
Escala de dosis bajas.

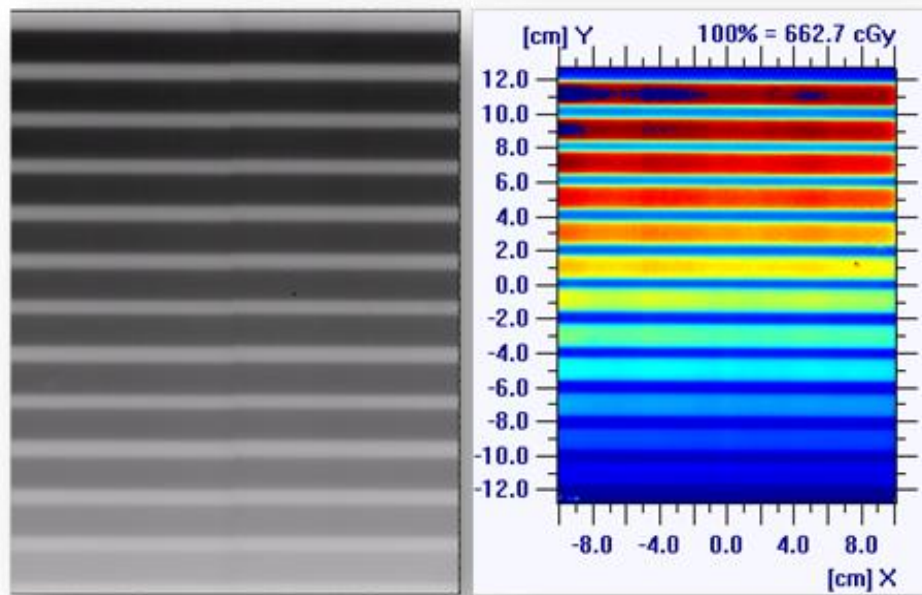


Figura 23. Izquierda: PRC irradiada con 12 franjas de dosis creciente. Derecha: PRC irradiada con 12 franjas de dosis creciente, en el software OmniPro I'mRT. Escala de dosis altas.

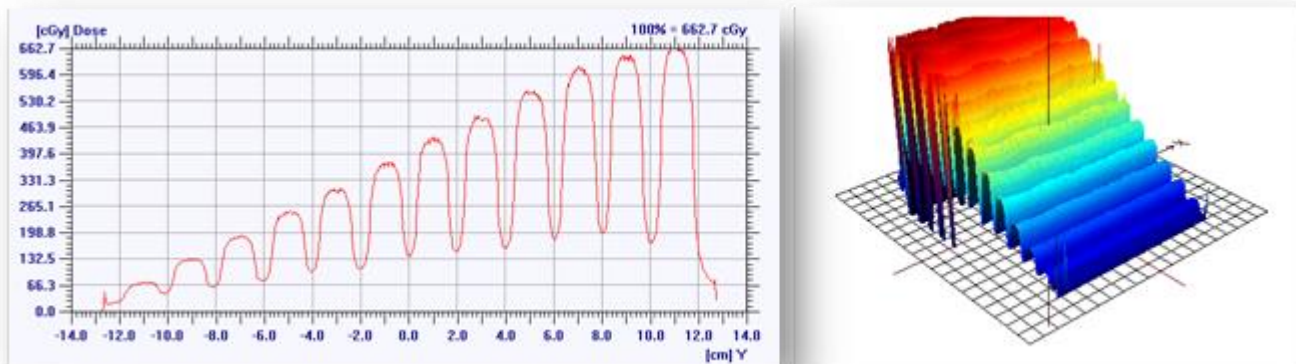


Figura 24. Izquierda: escalones de dosis de la PRC irradiada, vista 2D. Derecha: escalones de dosis de la PRC irradiada, vista 3D. Escala de dosis altas.

2.2 MEDICIONES DE DATOS DE COMISIONAMIENTO DE IMRT CON DIFERENTES DETECTORES DE RADIACIÓN

En estas mediciones se utilizó un fantoma tipo cuba de agua y diferentes detectores (ver tabla inferior). Se realizaron mediciones de porcentaje de dosis a profundidad, factores de campo y perfiles de dosis en dirección Cross-line, para fotones de 6 MV, con el gantry y el colimador a 0°, SSD= 100 cm, profundidad= 10 cm y con un detector de referencia colocado en una esquina del campo a irradiar: las Figs. 24 y 25 ilustran este arreglo.

El movimiento del detector de campo fue en modo *paso por paso* para los perfiles de dosis y en modo *continuo* para el porcentaje de dosis a profundidad. Inicialmente se adquirió radiación de fondo; subsecuentemente, se realizó una normalización para cada tamaño de campo, irradiando el detector a la profundidad de d_{max} (ver Tabla 4).

En cada medición, se tomaron lecturas de presión y temperatura dentro del cuarto de tratamiento.

Detector de campo-SN	Detector de referencia-SN
CC01-11470	CC01-11469
CC13-11554	CC13-11553
DIODO-2630	CC13-11553
DIAMANTE-122263	CC01-11469

Tabla 4. Detectores empleados en las mediciones, con sus correspondientes detectores de referencia.



Figura 25. Posicionamiento del detector de referencia.

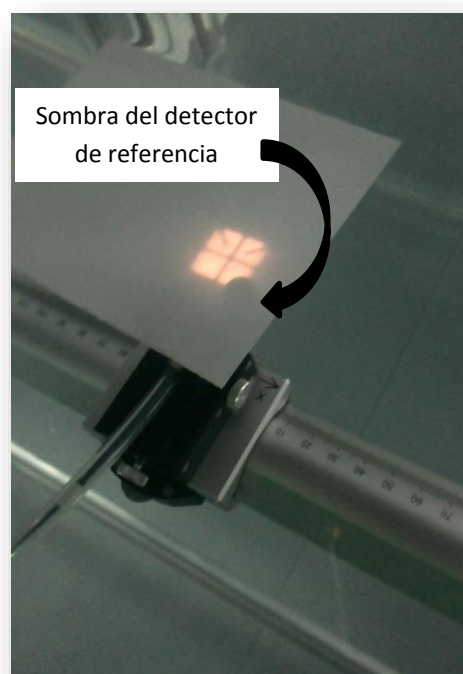


Figura 26. Posicionamiento del detector de referencia dentro del campo a irradiar.

Energía [MV]	d_{max} , [cm ²]	Tamaño de campo [cm ²]
6	1.45	10x10
6	1.45	5x5
6	1.49	4x4
6	1.55	3x3
6	1.36	2x2

Tabla 5. d_{max} para diferentes tamaños de campo.

A continuación, se mencionan las especificaciones de los equipos utilizados.

Blue Phantom²

El *Blue Phantom²* (Fig. 26) es un fantoma creado para la medición y el análisis de campos de radiación de aceleradores lineales clínicos, que permite el movimiento de diferentes tipos de detectores en 3 dimensiones dentro de un tanque de agua, idealmente destilada. Consta de un servo tridimensional, una unidad de control con electrómetro y diversos accesorios, como una mesa elevadora para posicionar y ajustar la colocación del fantoma bajo aceleradores lineales y un reservorio de agua, el cual llena o drena el fantoma de agua y la almacena cuando el fantoma no está en uso. Cuenta con reglas de aluminio, de tal manera que se puede verificar con mucha precisión el posicionamiento del detector. En el riel del eje X, se puede montar un sujetador para detectores sobre un sistema corredizo [20].

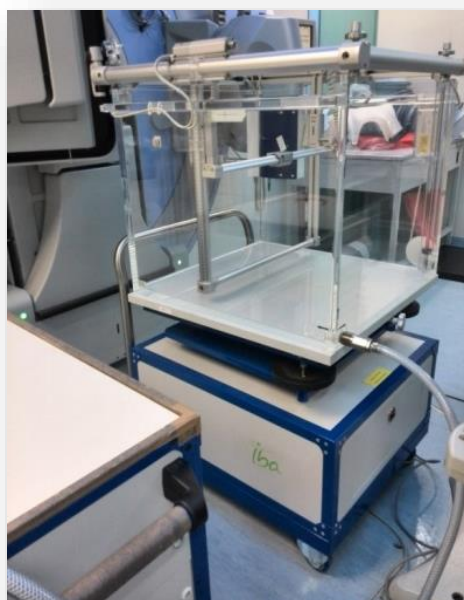


Figura 27. *Blue Phantom²* con el tanque lleno.

Se utilizó un electrómetro IBA E1400011 SN DBC000-1233, que opera con una fuente de alimentación de 100-240 V AC.

Este fantoma requiere el software *OmniPro Accept*. El montaje experimental y las formas de escaneo, se muestran en las Figs. 27, 28 y 29.

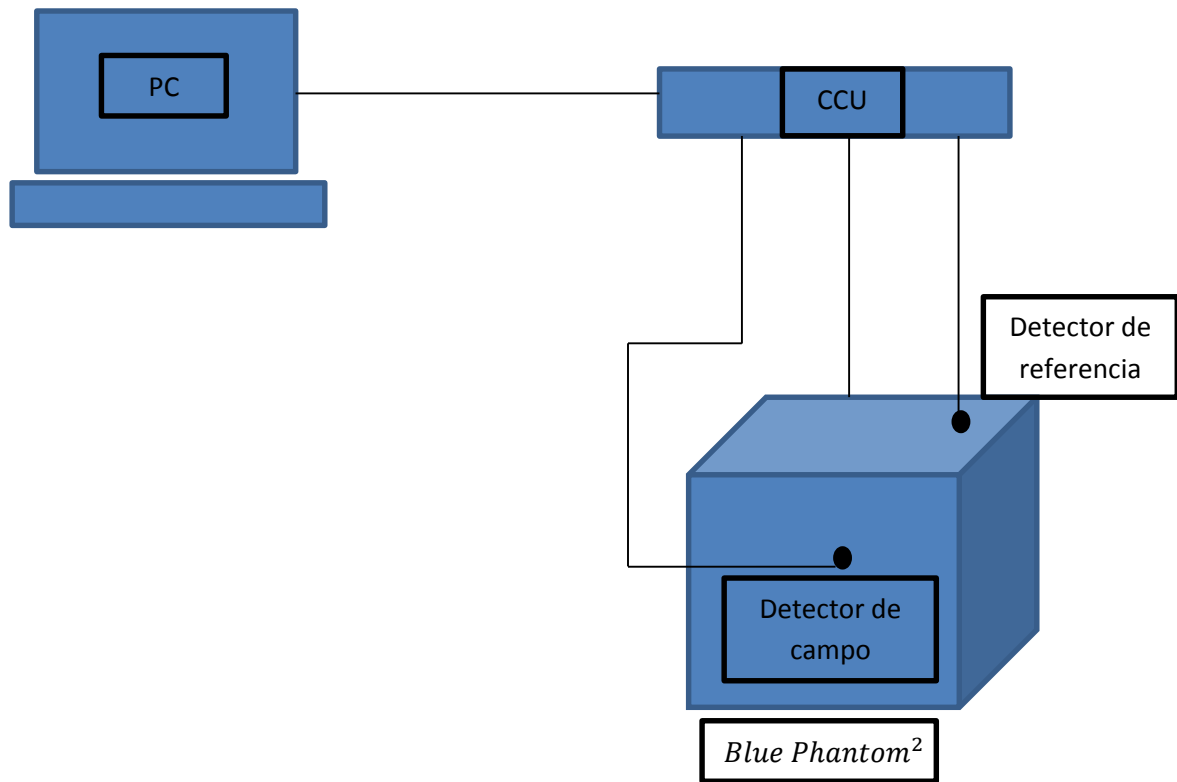


Figura 28. Arreglo experimental para la adquisición de datos de comisionamiento.

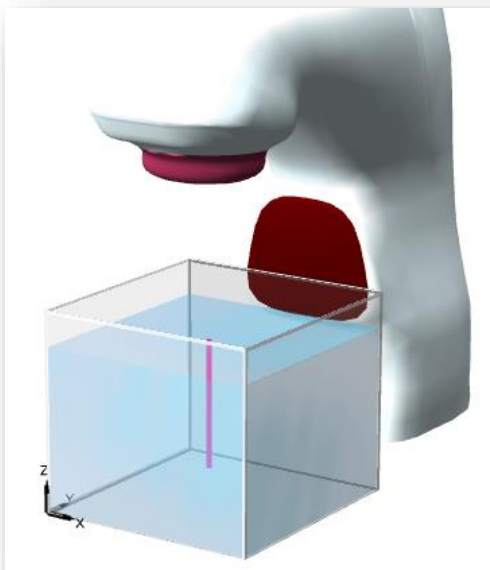


Figura 29. Sentido de escaneo para medición de porcentaje de dosis a profundidad.



Figura 30. Sentido de escaneo para medición de perfiles de dosis.

OmniPro Accept 7.4

El software OmniPro Accept es una aplicación para Windows que controla los aparatos designados para medir y verificar la distribución de dosis de radiación en radioterapia. También se utiliza para analizar distribuciones de dosis medidas para controles de calidad, calibración de aparatos de radiación, o como datos de entrada para un TPS para pruebas de aceptación, sintonización de haz y con propósitos de investigación [21].

Los detectores empleados para estas mediciones fueron, además de la PRC EBT3:

CÁMARA DE IONIZACIÓN CC13 (SN 11554)

Esta cámara de ionización puede utilizarse para dosimetría absoluta y relativa; sus electrodos, tanto interno como externo, están fabricados de C.552. Pueden realizarse mediciones en agua hasta por 8 horas.

Esta es la cámara estándar para uso clínico en fantasmas de agua, y para la medición de OF [22].

CÁMARA DE IONIZACIÓN CC01 (SN 11470)

La cámara de ionización está diseñada para dosimetría absoluta y relativa, tanto para mediciones en fantasmas sólidos, en agua y/o en aire; al utilizarse en agua, debe evitarse superar las 8 horas de medición [23].

MICRODIAMOND TIPO 60019 (SN 122196)

MicroDiamond tipo 60019 es un detector de un único cristal de diamante sintético SCDD.

Se utiliza en situaciones donde la resolución espacial es prioritaria, como es el caso de los campos pequeños. Este detector puede sumergirse en agua hasta por un período de 12 horas [24].

DIODO ESTEREOTÁCTICO SFD Hi-Psi (SN)

El diodo estereotáctico, basado en la tercera generación de los semiconductores pSi, ofrece muchas ventajas para la medición de perfiles de dosis, especialmente en escenarios de campos pequeños [25]. Puede utilizarse en mediciones con agua hasta por 16 horas y su sensibilidad es comparable a la de la cámara de ionización CC13.

El diodo SFD Hi-pSi es un detector muy robusto, independiente de factores como la presión y la humedad, con un tiempo de vida largo [26].

Se integra información de las propiedades de cada detector en la tabla inferior.

DETECTOR	TIPO/ EFECTO DE FUNCIONAMIENTO	RANGO DE ENERGÍA [MV]	DIÁMETRO [mm]	VOLUMEN [cm^3]	SENSITIVIDAD [nC/Gy]	VOLTAJE DE POLARIZACIÓN [V]	CARACTERÍSTICAS
CC01	Cámara de ionización/ Eléctrico	[6, 50]	3.0	0.01	0.4	± 300	-Para dosimetría absoluta y relativa. -Electrodo externo: C-552. -Electrodo interno: Acero. -Necesita pre-irradiación.
CC13	Cámara de ionización/ Eléctrico	[0.1, 50]	6.8	0.13	3.8	± 300	-Para dosimetría absoluta y relativa. -Electrodo interno: y externo C-552.
SFD Hi-pSi	Diodo/	[1, 50]	4.0	0.19	4	0	-Para dosimetría relativa.
MICRO-DIAMANTE	Estado sólido/	[0.1, 25]	6.9	4×10^{-6}	1	0	-Para dosimetría relativa.
EBT3	Película radiocrómica/ Químico	-	-	-	-	-	-Composición: C,H,O,N,Cl,S -Rango de dosis:[0.01, 40] Gy

Tabla 6.Principales características de los detectores empleados.

El protocolo empleado en los cálculos de ancho de campo, aplanado, simetría y penumbra, fue el protocolo DIN, basado en DIN6800-2 (dosimetría de fotones de alta energía), DIN6814-8 (conceptos en tecnología radiológica), y DIN6809-1 (dosimetría clínica, parte 1).

En este protocolo los parámetros mencionados se definen de la siguiente manera:

Aplanado: definido como la variación sobre el CAX, y calculado como la razón entre la dosis máxima y la dosis mínima en el área de aplanado.

$$Aplanado = 100 \times \frac{D_{max}}{D_{min}}$$

Simetría: definida como el cociente punto de diferencia, es el máximo valor de la razón entre la dosis más alta y la dosis más baja en cualesquiera dos puntos simétricos respecto al CAX, dentro del área de aplanado.

$$Simetría = 100 \times \text{Max} \left\{ \left| \frac{Punto_I}{Punto_D} \right|, \left| \frac{Punto_D}{Punto_I} \right| \right\}$$

Penumbra = Distancia entre los puntos del 80% y el 20% de la dosis del eje central

2.3 PRUEBA DE GARANTÍA DE CALIDAD

Para realizar el test de garantía de calidad de los planes de tratamiento, se simuló el fantoma l'mRT de IBA Dosimetry AB®, utilizando el Tomógrafo PHILIPS® Brilliance Bigboard CT NS S-1389 y un protocolo de cabeza y cuello. Se adquirieron 176 imágenes con un grosor de 1 mm y un incremento de 1 mm. Se requirió una base para garantizar que el fantoma estuviera correctamente nivelado, como se nota en la Fig. 30.

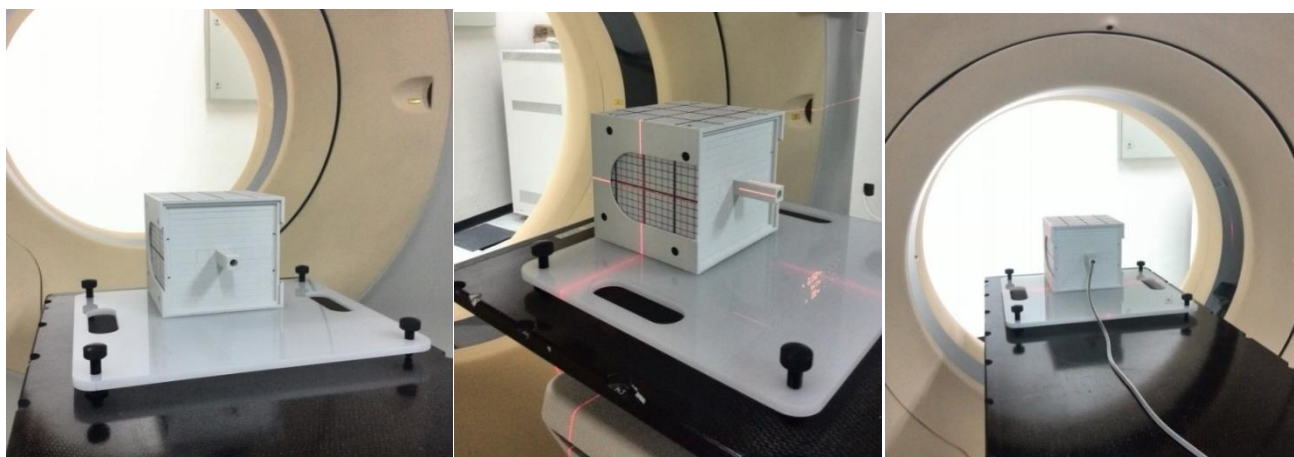


Figura 31. Posicionamiento del fantoma en el tomógrafo.

Una vez simulado el fantoma, se realizó el contorno de sus imágenes tomográficas en el TPS Monaco 5.0 (Fig. 31), declarando el cubo con la base como paciente y la cámara de ionización CC13 como PTV. Después se calculó el plan de QA de un paciente con cáncer de próstata sobre este fantoma.

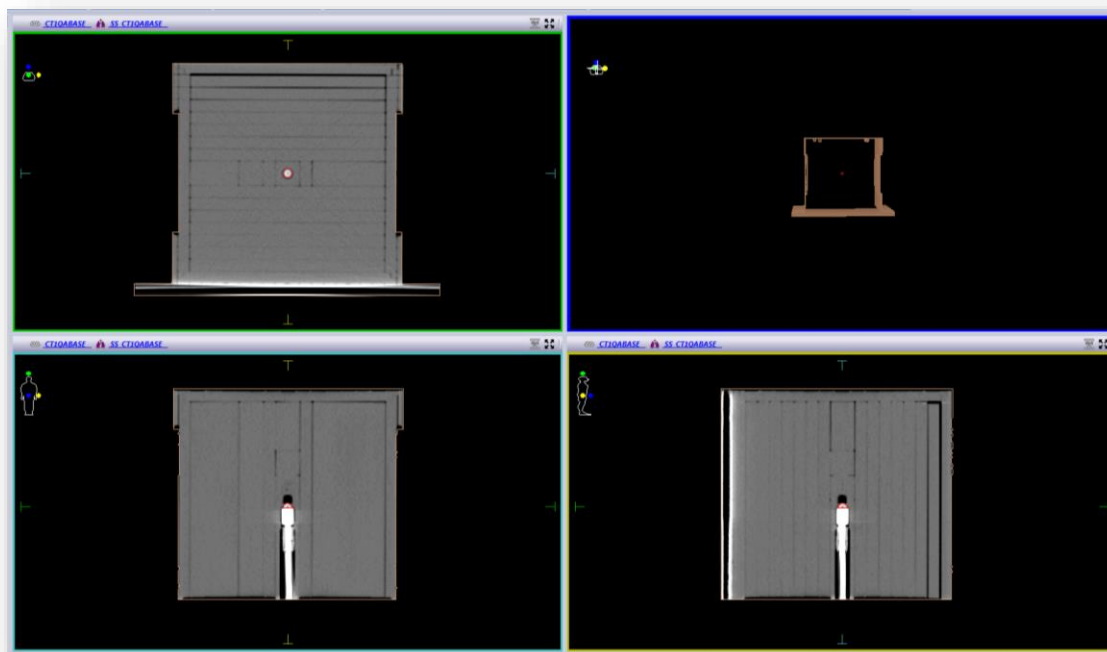


Figura 32. Contorneo del fantoma l'mRT con base y la cámara de ionización, visto desde diferentes cortes. en el ambiente de Monaco.

Actualmente, la prueba de garantía de calidad de los planes de tratamiento de IMRT se lleva a cabo usando el fantoma MULTICube y el detector I^mRT MatriXX, de IBA Dosimetry®. La prueba sirve para comparar 2 distribuciones de dosis: la calculada por el TPS y la medida por el detector; debido a la complejidad de la IMRT, es muy importante realizar este tipo de procedimientos de verificación para comprobar el desempeño del TPS y para evitar accidentes dosimétricos que puedan repercutir en la salud del paciente. El procedimiento consiste en simular el fantoma con el detector, hacer su contorno (Figs. 32 y 33) y calcular sobre este arreglo el plan de tratamiento del paciente (como se describió anteriormente), y después entregarlo. Más tarde se analiza lo medido con el software OmniPro I^mRT, donde puede efectuarse la fusión de los resultados de la medición y lo planeado por el TPS, y realizar las evaluaciones requeridas. De esta prueba de garantía de calidad se puede obtener dosis, analizar aplanado, simetría y penumbra de perfiles de dosis, y realizar el test gamma.

El detector MatriXX sirve para medir dosis absorbida y tasa de dosis; consta de un arreglo plano de 1020 cámaras de ionización de pixel (PIC) dispuestas en una matriz de 32x32, con un área activa de $24.4 \times 24.4 \text{ cm}^2$. El volumen activo de las cámaras de ionización de pixel es de 0.08 cm^3 .

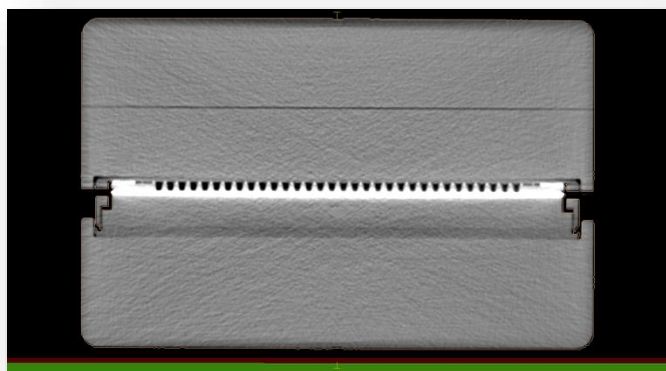


Figura 33. Imagen tomográfica en corte transversal del detector MatriXX y el fantoma MULTICube.

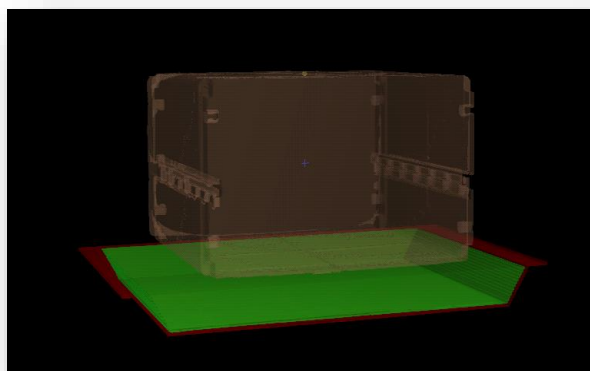


Figura 34. Contorneo del fantoma MULTICube con el detector MatriXX.

Como se distingue en la Fig. 35, el detector debe colocarse perpendicular al haz de radiación para ejecutar las mediciones.

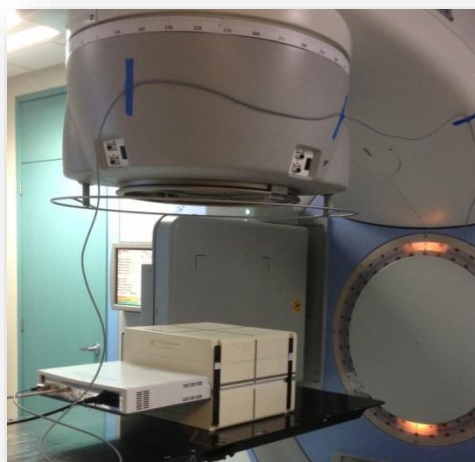


Figura 35. Arreglo empleado para efectuar una prueba de garantía de calidad de planes de IMRT con el detector MatriXX y el fantoma MULTICube.

El método para hacer la prueba de garantía de calidad propuesto, contempla el uso del fantoma lⁱmRT con base y de dos detectores: una PRC EBT3 y una cámara de ionización CC13, teniendo así un arreglo práctico por su tamaño y peso, relativamente fácil de colocar y manejar, y con las ventajas que ofrecen los 2 detectores: uno pensado para las zonas de bajo gradiente de dosis con un volumen adecuado para el tamaño de los campos empleados en un tratamiento de IMRT y otro que aporta una excelente resolución espacial, para las zonas de alto gradiente de dosis. Se propone que la cámara de ionización se emplee para verificaciones de dosis en el PTV y la PRC para realizar el análisis de perfiles de dosis y el test gamma.

Existen diversas técnicas para efectuar comparaciones cuantitativas de dos distribuciones de dosis. Dichas técnicas incluyen:

1. Isodosis superpuestas.
2. Diferencia de dosis.
3. Distribuciones DTA.

En este trabajo, las dos distribuciones que se desea comparar son la calculada por el TPS y la medida en la PRC. Particularmente en la IMRT, las regiones de bajos y altos gradientes de dosis son de elevado interés, y es justamente en estas regiones donde se aplican las técnicas de diferencia de dosis (tolerancia de dosis) y DTA de manera conjunta, en una prueba llamada test Gamma. En este test cada par *punto de medición- punto calculado*, es evaluado; es posible que no todas las parejas pasen esta prueba, pero esto no significa que el plan deba rechazarse, en cambio, es necesario contar con un porcentaje de tolerancia para las parejas que no pasan el test [28].

La técnica de diferencia de dosis evalúa punto por punto la diferencia entre la distribución de dosis de referencia (medida) y la distribución de dosis evaluada (calculada). Por esto se vuelve una prueba muy sensible en regiones de gradientes pronunciados de dosis, ya que errores experimentales podrían provocar que dos distribuciones idénticas parezcan ser completamente diferentes en estas zonas. Por lo tanto, la diferencia de dosis es una comparación confiable en áreas de gradientes de dosis relativamente bajos.

Debido a las restricciones de la comparación en diferencia de dosis, se desarrolló el concepto de distancia de tolerancia (DTA), adecuado para la comparación de regiones con un gradiente de dosis pronunciado. La DTA es la distancia entre un punto medido y el punto más cercano en la distribución bajo evaluación que exhibe la misma dosis. Ahora, para las regiones de gradientes de dosis bajos, el criterio de DTA puede arrojar valores inaceptables; como las zonas de gradientes de dosis pronunciados son en tamaño generalmente menores que las zonas de gradientes bajos, las distribuciones de DTA mostrarán regiones de desacuerdo mucho mayores que los criterios clínicamente aceptables, volviendo muy difícil el análisis visual de las distribuciones de DTA [29]. En un test de comparación de distribuciones de dosis, cada punto es evaluado bajo estos dos criterios, y se determina si el punto pasa o no la evaluación.

La medida de aceptabilidad es una distancia multidimensional entre puntos medidos y calculados, tanto en dosis como en distancia física. En la DTA el valor calculado en cada punto evaluado es simplemente la distancia Euclidiana al punto de referencia.

En el cálculo del test Gamma, la distancia es generalizada en el espacio dosis-distancia. La distancia generalizada es la distancia Euclidiana generalizada en el nuevo espacio renormalizado dosis-

distancia, siendo los ejes de dosis y distancia espacial divididos por los criterios de DTA y diferencia de dosis, respectivamente.

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

Donde:

$\vec{r}_e$: Posición vectorial del punto evaluado

$\vec{r}_r$: Posición vectorial del punto de referencia

$D_e(\vec{r}_e)$: Dosis evaluada

$D_r(\vec{r}_r)$: Dosis de referencia

Δd : Criterio DTA

ΔD : Criterio de diferencia de dosis

La función gamma o índice gamma, es la distancia mínima entre ambas distribuciones, pero en un espacio inusual.

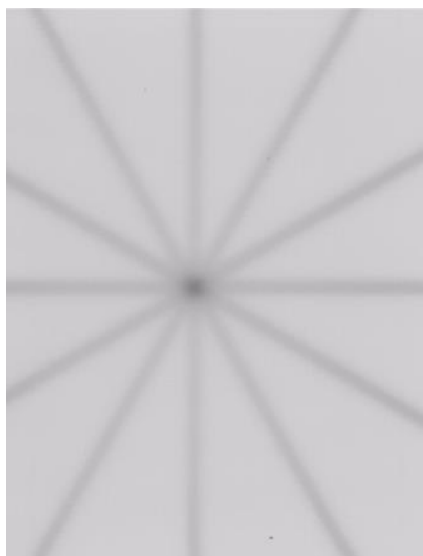
$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)\} \quad \forall \{\vec{r}_e\}$$

Las regiones donde $\gamma > 1$ corresponde a puntos donde los criterios de aceptación no se cumplen.

CAPÍTULO 3

RESULTADOS

3.1 TEST ESTRELLA PARA LA VERIFICACIÓN DEL ISOCENTRO



PRC irradiada, usada para el Test Estrella.

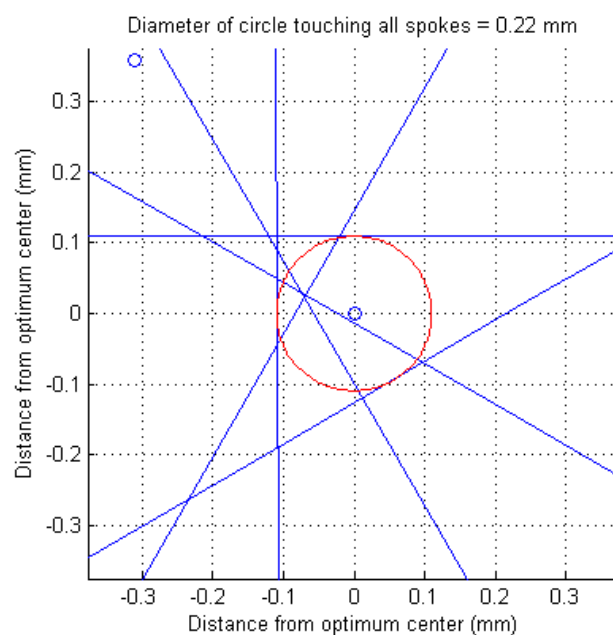
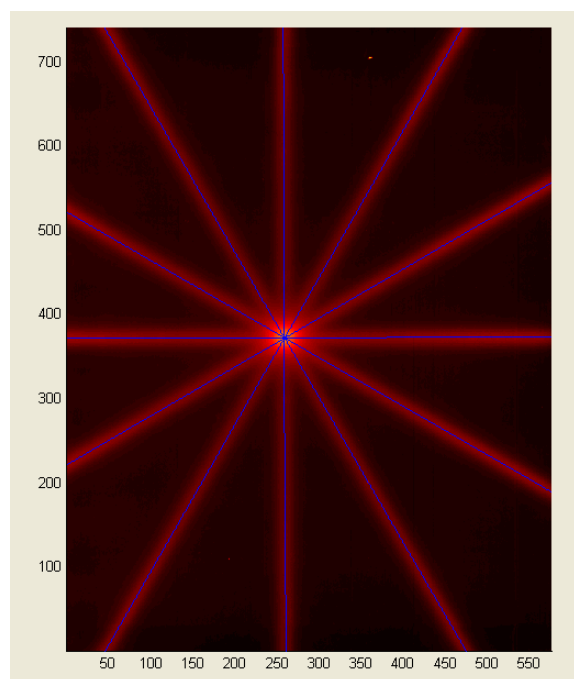
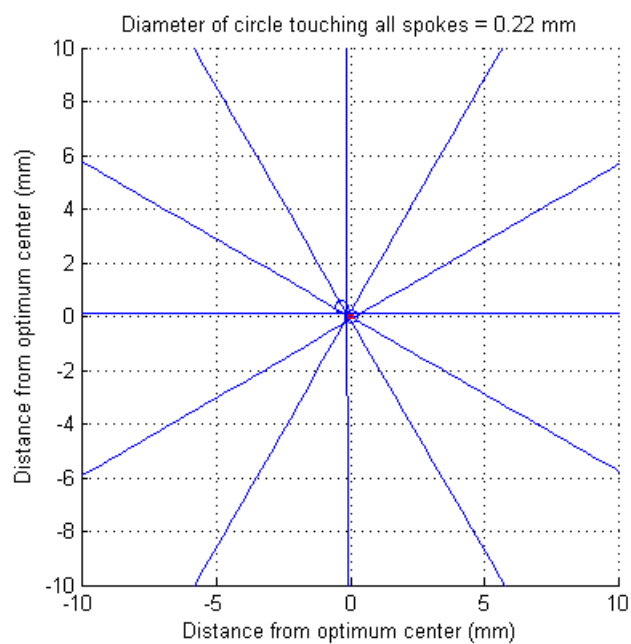
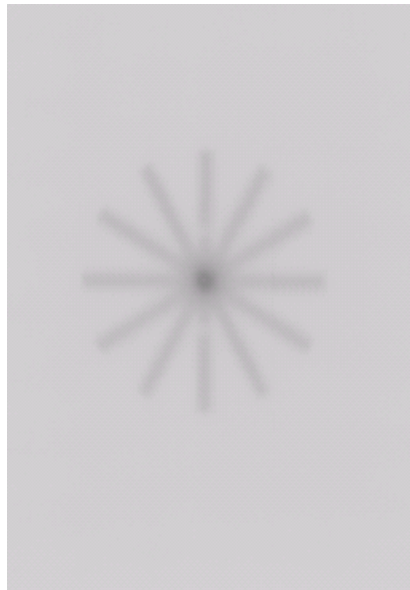


Figura 36. Test estrella para el gantry, utilizando DoseLab 4; el diámetro del círculo generado es de 0.22 mm.



PRC irradiada, usada para el Test Estrella.

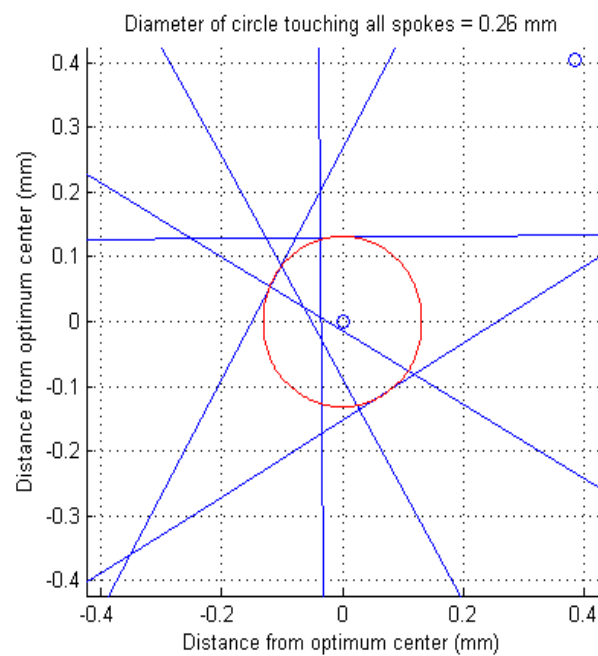
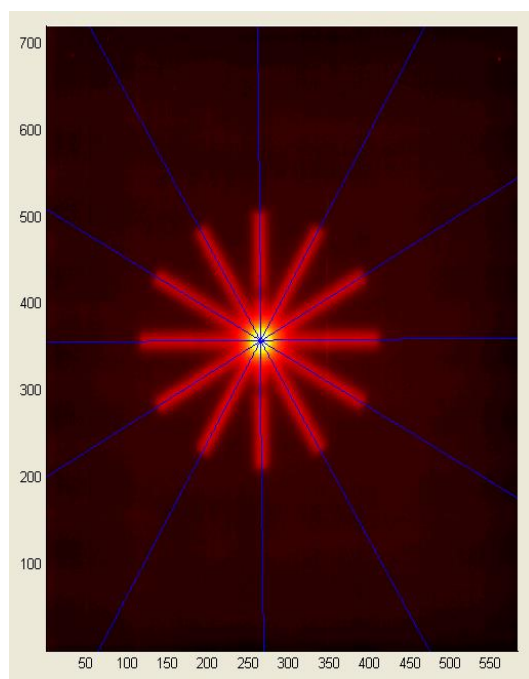
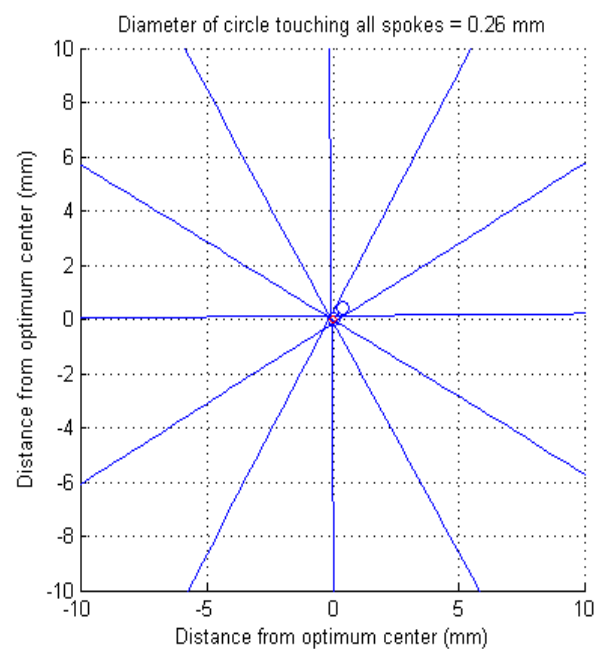
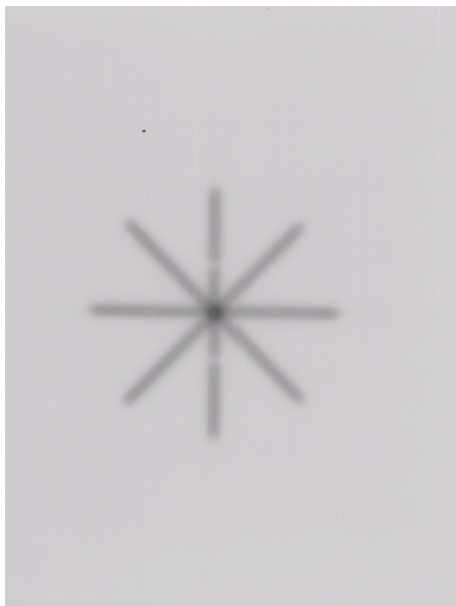


Figura 37. Test estrella para el colimador, utilizando DoseLab 4; el diámetro del círculo generado es de 0.26 mm.



PRC irradiada, usada para el Test Estrella.

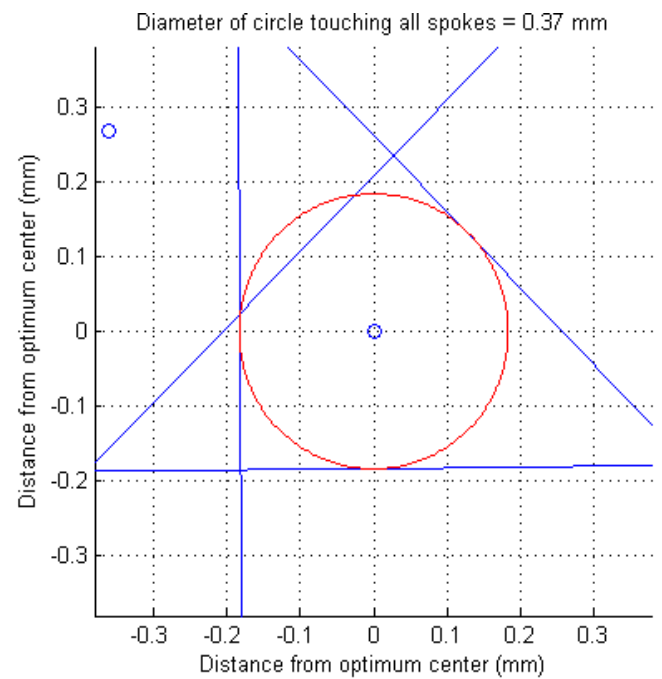
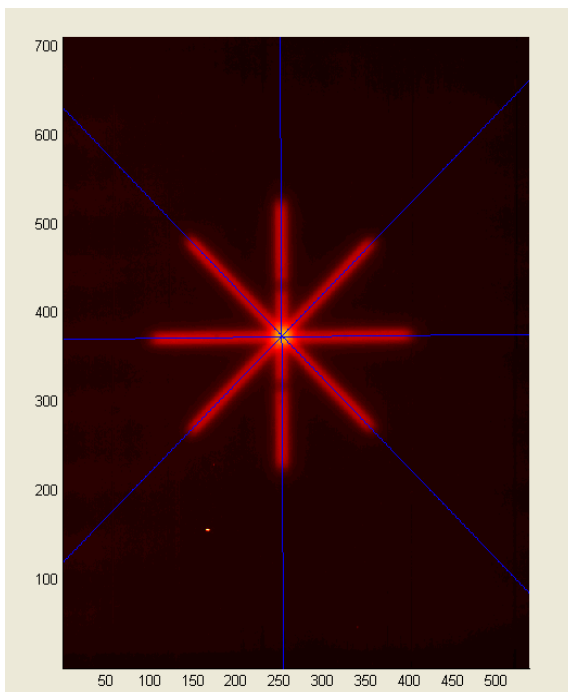
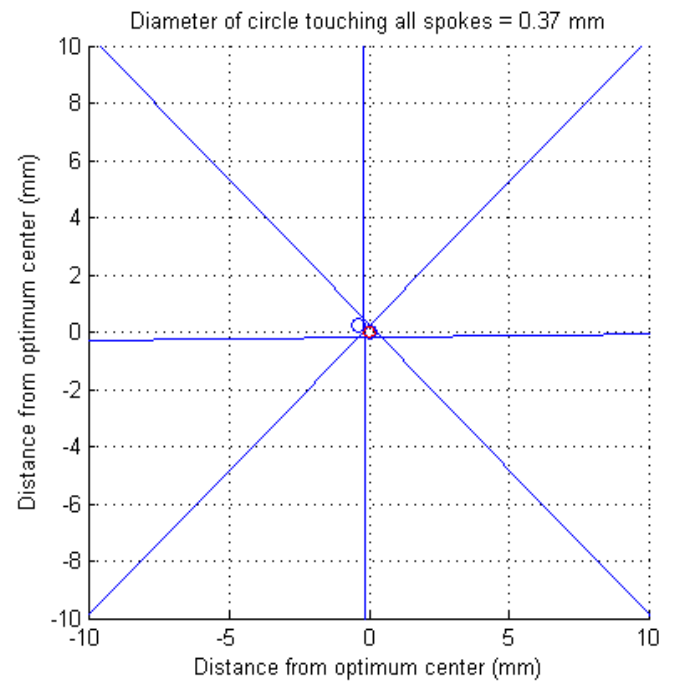


Figura 38. Test estrella para la mesa de tratamiento, utilizando DoseLab 4; el diámetro del círculo generado es de 0.37 mm.

3.2 MEDICIONES DE COMISIONAMIENTO

Para las mediciones de perfiles de dosis, porcentaje de dosis a profundidad y factores de campo, los tamaños de campo no coincidieron exactamente con el valor deseado. A continuación se reportan los valores obtenidos para cada tamaño de campo.

Valor de tamaño de campo deseado	Valor real de tamaño de campo				Detector empleado en la medición
$[cm^2]$	X_1 [cm]	X_2 [cm]	Y_1 [cm]	Y_2 [cm]	
5X5	2.50	2.50	2.49	2.50	CC01
4X4	1.99	1.99	2.00	1.99	CC01
3X3	1.49	1.49	1.50	1.49	CC01
2X2	0.99	0.99	0.99	0.99	CC01
1X1	0.49	0.49	0.49	0.50	CC01
5X5	2.49	2.49	2.48	2.49	CC13
4X4	1.99	1.99	1.99	1.99	CC13
3X3	1.50	1.50	1.50	1.50	CC13
2X2	0.99	0.99	0.99	0.99	CC13
1X1	0.50	0.50	0.50	0.50	CC13
5X5	2.49	2.49	2.49	2.50	DIODO
4X4	2.00	2.00	1.99	2.00	DIODO
3X3	1.49	1.49	1.50	1.50	DIODO
2X2	0.99	0.99	0.99	0.99	DIODO
1X1	0.49	0.49	0.49	0.50	DIODO
5x5	2.49	2.49	2.49	2.49	DIAMANTE
4x4	1.99	1.99	1.99	2.00	DIAMANTE
3x3	1.49	1.49	1.50	1.50	DIAMANTE
2x2	0.99	0.99	1.00	0.99	DIAMANTE
1x1	0.50	0.49	0.50	0.49	DIAMANTE
5X5	2.50	2.49	2.49	2.49	PRC
4X4	1.99	1.99	2.00	2.00	PRC
3X3	1.49	1.50	1.50	1.50	PRC
2X2	0.99	0.99	0.99	0.99	PRC
1X1	0.50	0.49	0.50	0.49	PRC

Tabla 7. Valores reales de tamaño de campo en las mediciones de perfiles de dosis para los detectores empleados.

Valor de tamaño de campo deseado	Valor real de tamaño de campo				Detector empleado en la medición
[cm ²]	X ₁ [cm]	X ₂ [cm]	Y ₁ [cm]	Y ₂ [cm]	
5X5	2.50	2.50	2.49	2.50	CC01
4X4	1.99	1.99	1.99	1.99	CC01
3X3	1.49	1.49	1.50	1.50	CC01
2X2	0.99	0.99	0.99	0.99	CC01
1X1	0.49	0.49	0.49	0.50	CC01
5X5	2.49	2.49	2.50	2.50	DIODO
4X4	1.99	1.99	1.99	1.99	DIODO
3X3	1.49	1.49	1.50	1.49	DIODO
2X2	0.99	0.99	0.99	0.99	DIODO
1X1	0.49	0.49	0.49	0.50	DIODO
5x5	2.49	2.49	2.49	2.49	DIAMANTE
4x4	1.99	1.99	2.00	2.00	DIAMANTE
3x3	1.49	1.49	1.50	1.50	DIAMANTE
2x2	0.99	0.99	0.99	0.99	DIAMANTE
1x1	0.49	0.49	0.49	0.49	DIAMANTE

Tabla 8. Valores reales de tamaño de campo en las mediciones de porcentaje de dosis a profundidad para los detectores empleados.

Valor de tamaño de campo deseado	Valor real de tamaño de campo				Detector empleado en la medición
[cm ²]	X ₁ [cm]	X ₂ [cm]	Y ₁ [cm]	Y ₂ [cm]	
10x10	5.00	5.00	4.99	5.00	CC01
7x7	3.49	3.49	3.50	3.49	CC01
6x6	2.99	2.99	2.99	2.99	CC01
5X5	2.49	2.49	2.48	2.49	CC01
4X4	1.99	1.99	2.00	1.99	CC01
3X3	1.49	1.49	1.50	1.50	CC01
2X2	1.01	0.99	0.99	0.99	CC01
1X1	0.49	0.49	0.49	0.49	CC01
10x10	4.99	5.00	5.01	5.00	DIODO
7x7	3.49	3.49	3.50	3.49	DIODO
6x6	2.99	2.99	2.99	2.99	DIODO
5X5	2.49	2.49	2.50	2.49	DIODO
4X4	2.01	1.99	1.99	1.99	DIODO
3X3	1.49	1.49	1.50	1.49	DIODO
2X2	0.99	0.99	0.99	0.99	DIODO
1X1	0.49	0.49	0.49	0.49	DIODO
10x10	5.01	5.01	5.00	5.00	DIAMANTE
7x7	3.49	3.49	3.50	3.49	DIAMANTE
6x6	2.99	2.99	2.99	2.99	DIAMANTE
5x5	2.49	2.49	2.49	2.49	DIAMANTE

4x4	1.99	1.99	2.00	2.00	DIAMANTE
3x3	1.49	1.49	1.50	1.49	DIAMANTE
2x2	0.99	0.99	0.99	0.99	DIAMANTE
1x1	0.51	0.49	0.49	0.49	DIAMANTE

Tabla 9. Valores reales de tamaño de campo en las mediciones de factores de campo para los detectores empleados.

Se calcularon las siguientes incertezas para el tamaño de campo:

Para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$: $100.0 \pm 0.2 \text{ cm}^2$

Para el campo de $7 \times 7 \text{ cm}^2$: $48.79 \pm \text{cm}^2$

Para el campo de $6 \times 6 \text{ cm}^2$: $35.76 \pm \text{cm}^2$

Para el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$: $24.85 \pm 0.02 \text{ cm}^2$

Para el campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$: $15.88 \pm 0.02 \text{ cm}^2$

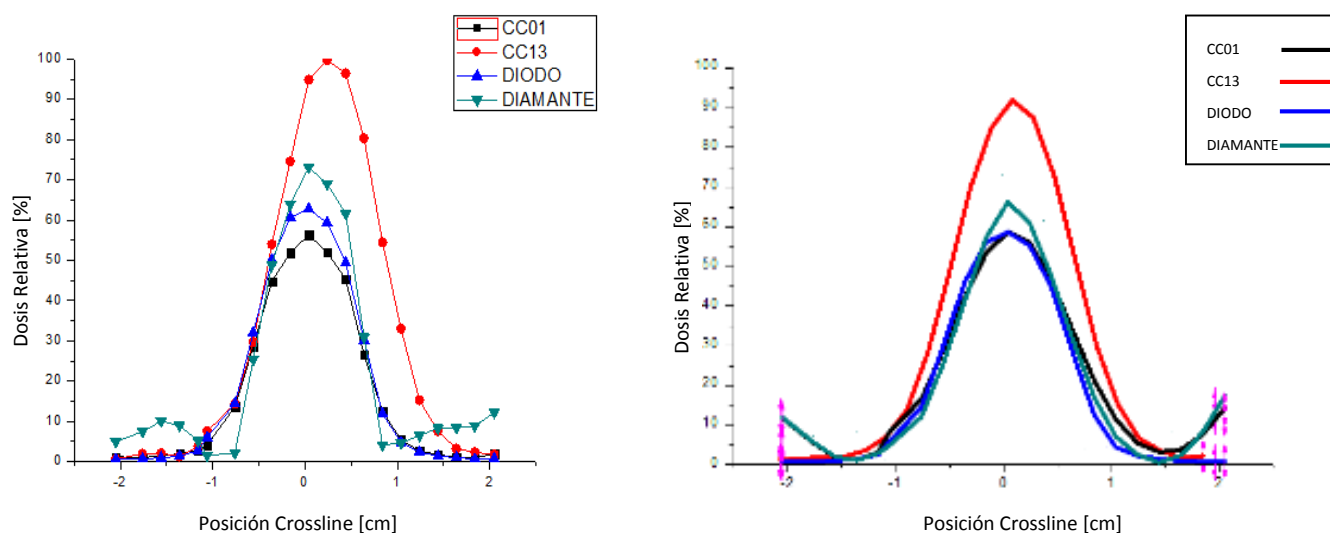
Para el campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$: $8.94 \pm 0.01 \text{ cm}^2$

Para el campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$: $3.92 \pm 0.01 \text{ cm}^2$

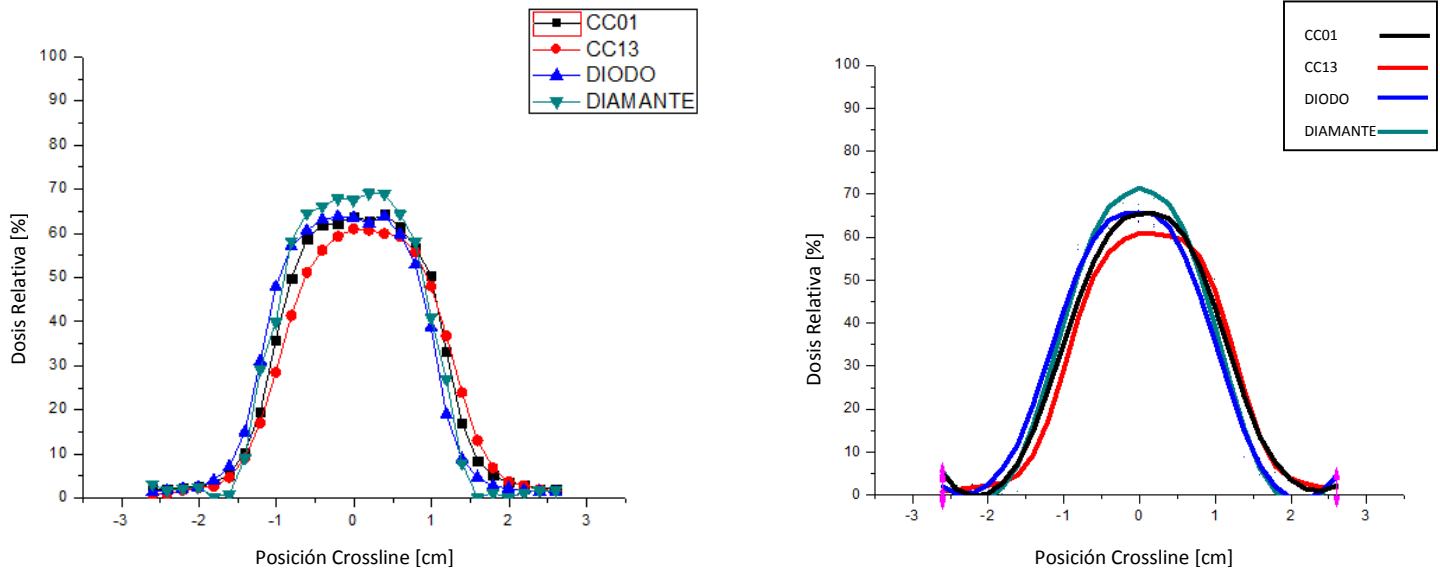
Para el campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$: $0.980 \pm 0.004 \text{ cm}^2$

La desviación máxima en el posicionamiento de los detectores durante el escaneo es de 0.1 mm.

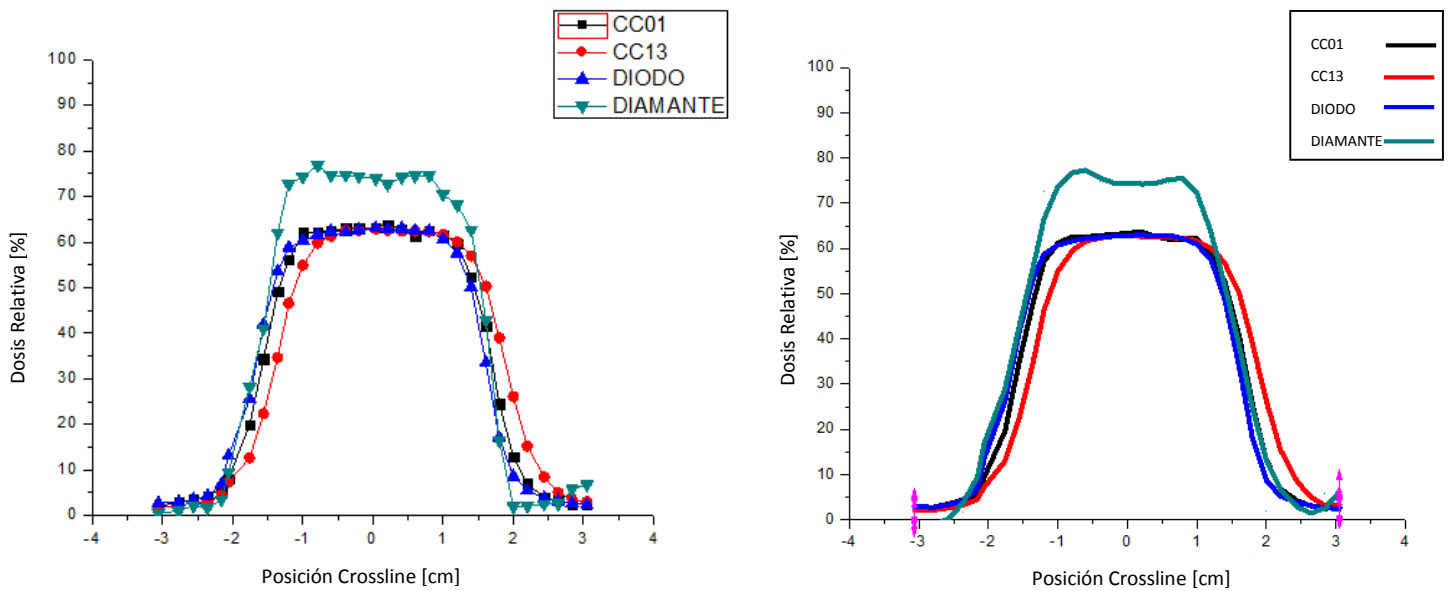
Ahora se presentan las gráficas de los perfiles de dosis obtenidos para los diferentes tamaños de campo. Los valores de las mediciones fueron graficados en OriginPro 8.



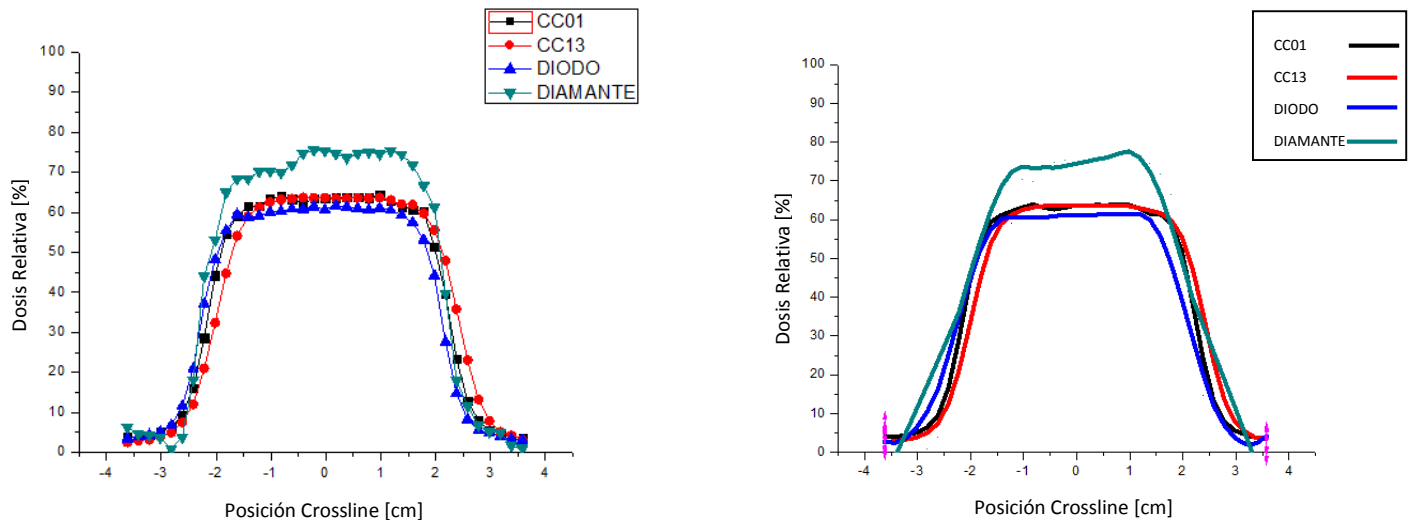
Gráfica 3. Perfiles de dosis para un campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.



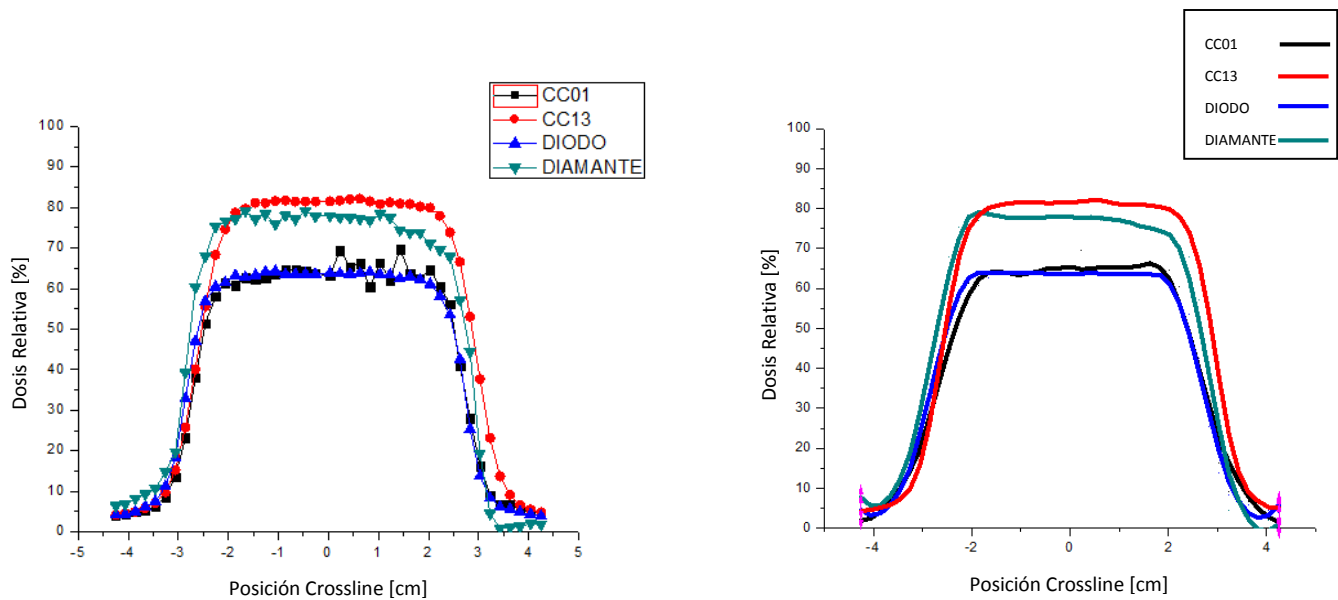
Gráfica 3. Perfiles de dosis para un campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.



Gráfica 4. Perfiles de dosis para un campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.



Gráfica 5. Perfiles de dosis para un campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.



Gráfica 6. Perfiles de dosis para un campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.

Los campos irradiados con película radiocrómica fueron analizados con el software OmniPro I^mRT. Enseguida se muestran estos campos y sus respectivos perfiles, en las Figs. 38-42.

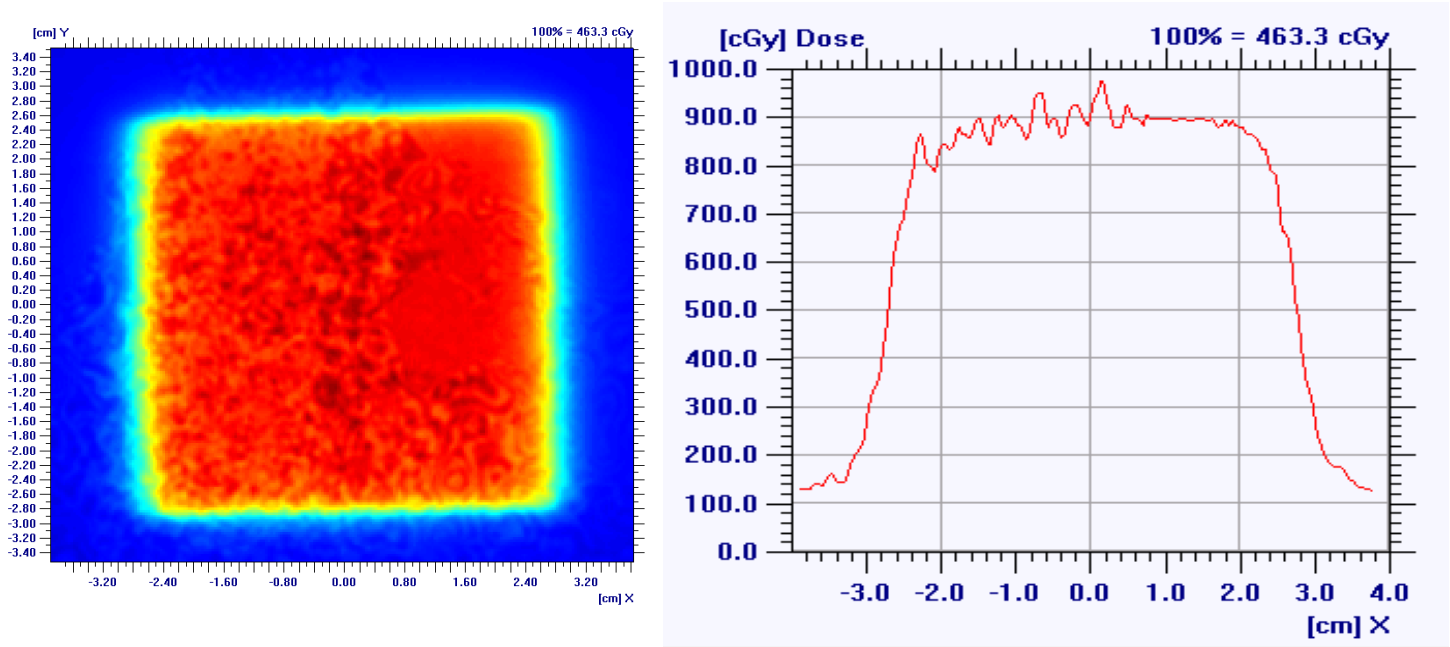


Figura 39. Cuadro de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.

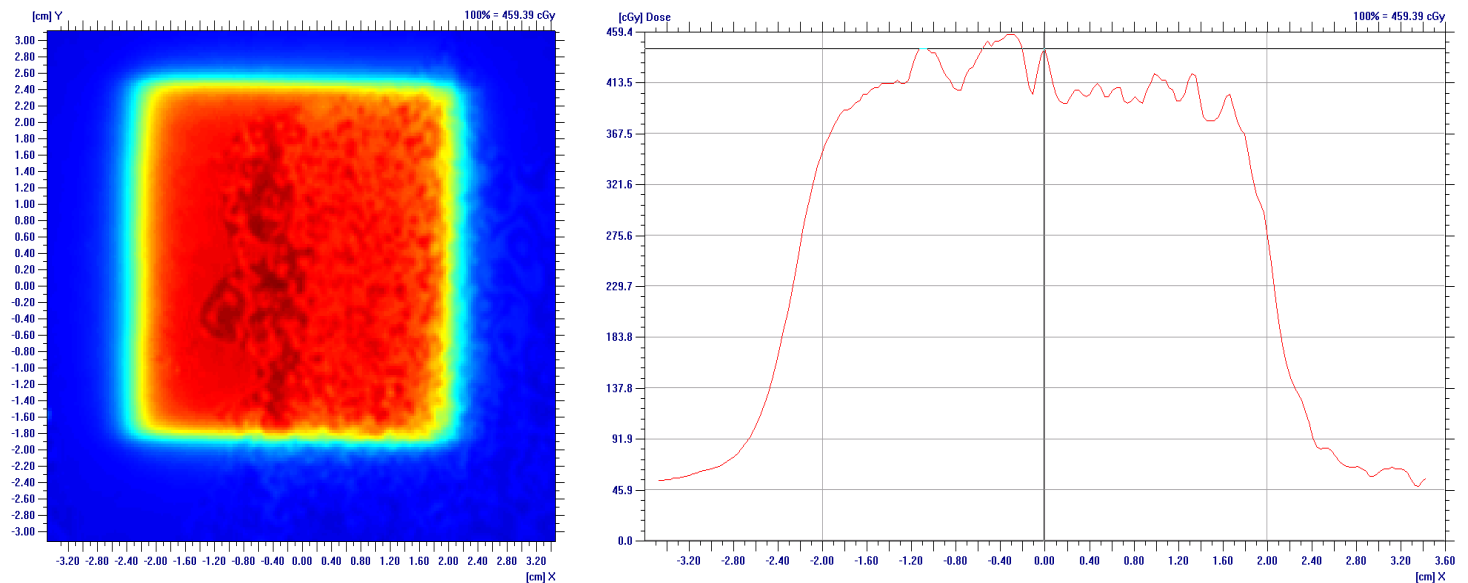


Figura 40. Cuadro de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.

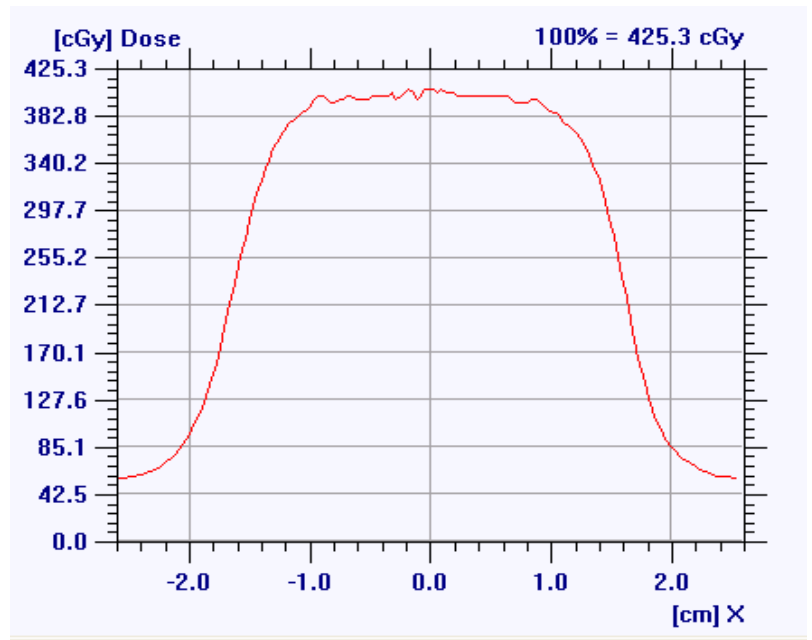
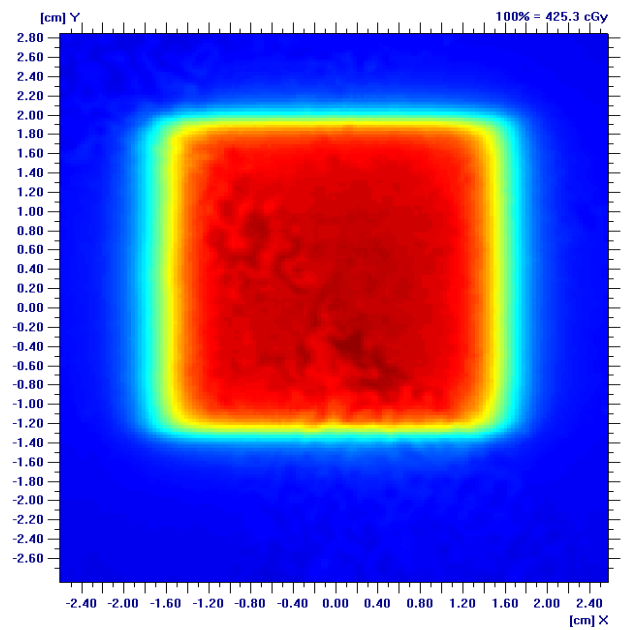


Figura 41. Cuadro de 3x3 cm^2 irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.

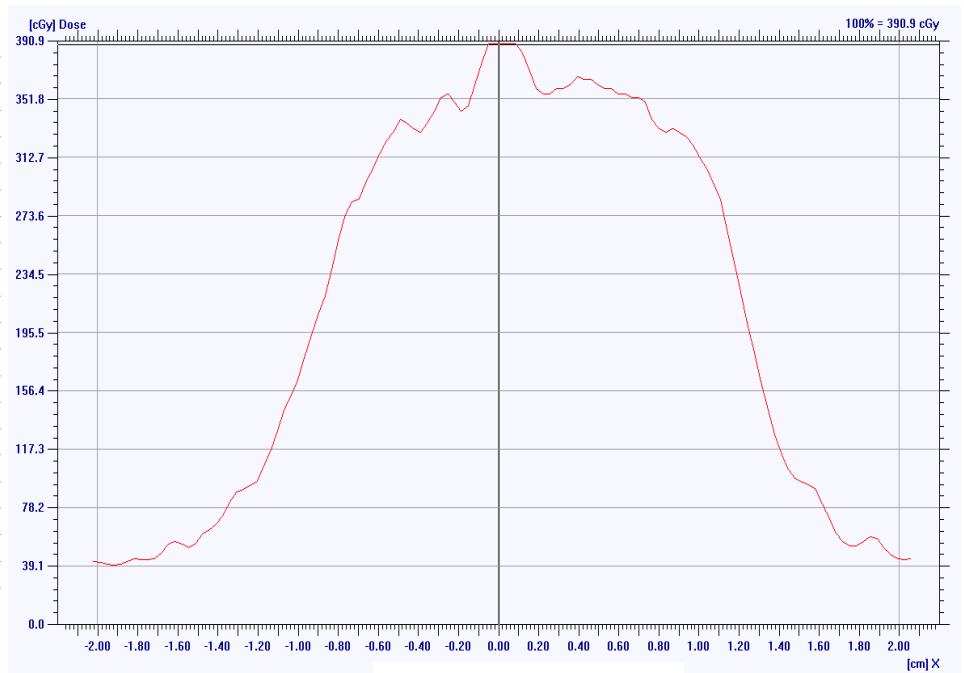
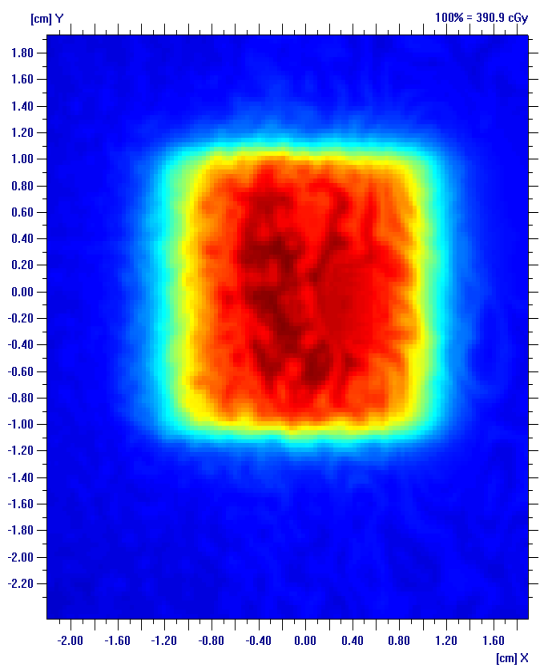


Figura 42. Cuadro de 2x2 cm^2 irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.

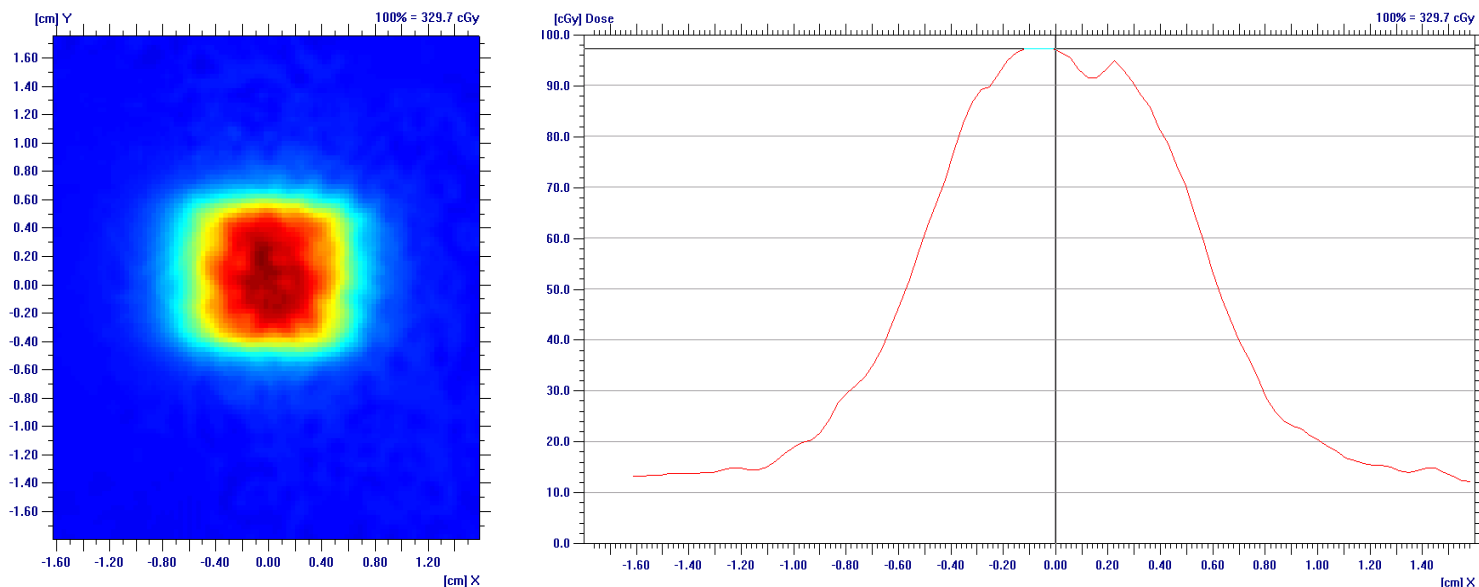


Figura 43. Cuadro de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ irradiado en película radiocrómica, con su respectivo perfil de dosis en dirección crossline.

En la tabla inferior se muestran los cálculos de aplanado, simetría y penumbra de los perfiles de dosis para los diferentes tamaños de campo y detectores.

TAMAÑO DE CAMPO [cm ²]	FWHM [cm]	APLANADO [%]	SIMETRÍA [%]	PENUMBRA [cm]	DETECTOR
5X5	5.55	103.00%	101.40%	0.73; 0.73	CC01
4X4	4.49	109.50%	108.60%	0.67; 0.64	CC01
3X3	3.37	107.10%	104.70%	0.74; 0.51	CC01
2X2	2.3	108.00%	5.00%	0.67; 0.49	CC01
1X1	1.28	-	0.00%	0.56; 0.71	CC01
5X5	5.55	103.00%	101.40%	0.73; 0.73	CC13
4X4	4.47	102.80%	101.70%	0.72; 0.70	CC13
3X3	3.37	101.50%	100.40%	0.69; 0.67	CC13
2X2	2.27	101.00%	0.00%	0.67; 0.64	CC13
1X1	1.31	-	0.00%	0.55; 0.52	CC13
5X5	5.53	102.90%	101.20%	0.64; 0.59	DIODO
4X4	4.45	104.70%	102.50%	0.58; 0.58	DIODO
3X3	3.35	101.90%	101.20%	0.55; 0.51	DIODO
2X2	2.26	101.00%	100.90%	0.53; 0.49	DIODO
1X1	1.2	-	0.00%	0.44; 0.40	DIODO
5X5	5.49	116.77%	110.62%	0.55; 0.53	PRC
4X4	4.33	116.77%	111.71%	0.42; 0.47	PRC
3X3	3.29	104.05%	102.01%	0.46; 0.42	PRC

2X2	2.17	105.17%	102.34	0.34; 0.42	PRC
1X1	1.07	-	-	0.41; 0.35	PRC
5X5	5.59	107.6	107.3	0.61; 0.50	DIAMANTE
4X4	4.41	108.7	108.7	0.52; 0.52	DIAMANTE
3X3	3.35	105.3	105.3	0.48; 0.44	DIAMANTE
2X2	2.19	102.5	102.3	0.46; 0.41	DIAMANTE
1X1	1.08	-	-	0.40; 3.48	DIAMANTE

Tabla 10. Valores de los parámetros obtenidos para los diferentes tamaños de campo y detectores.

Las diferencias en las lecturas de cada detector fueron cuantificadas, y se reportan en las siguientes tablas.

DETECTORES COMPARADOS: CC01/	TAMAÑO DE CAMPO [cm ²]	DIFERENCIA EN TAMAÑO DE CAMPO [cm]	DIFERENCIA EN APLANADO [%]	DIFERENCIA EN SIMETRÍA [%]	DIFERENCIA EN PENUMBRA [cm]
CC13	1X1	0.03	-	0	0.01; 0.19
	2X2	0.03	7	5	0; 0.15
	3X3	0	5.6	4.3	0.05; 0.16
	4X4	0.02	6.7	6.9	0.05; 0.06
	5X5	0	0	0	0; 0
DIAMANTE	1X1	0.2	-	0	0.16; 0.29
	2X2	0.11	5.7	97.1	0.21; 0.08
	3X3	0.02	1.8	2.2	0.26; 0.07
	4X4	0.08	0.8	0.1	0.15; 0.12
	5X5	0.04	4.6	5.9	0.12; 0.23
DIODO	1X1	0.08	-	0	0.12; 0.31
	2X2	0.04	7	95.9	0.14; 0
	3X3	0.02	5.2	3.5	0.19; 0
	4X4	0.04	4.8	6.1	0.09; 0.06
	5X5	0.02	0.1	0.2	0.09; 0.14
PRC	1X1	0.21	-	-	0.15; 0.36
	2X2	0.13	2.83	97.34	0.33; 0.07
	3X3	0.08	2.6	2.69	0.28; 0.09
	4X4	0.16	7.27	3.11	0.25; 0.17
	5X5	0.06	13.77	9.22	0.18; 0.2

Tabla 11. Diferencias entre las lecturas de la cámara de ionización CC01 y los demás detectores.

DETECTORES COMPARADOS: CC13/	TAMAÑO DE CAMPO [cm ²]	DIFERENCIA EN TAMAÑO DE CAMPO [cm]	DIFERENCIA EN APLANADO [%]	DIFERENCIA EN SIMETRÍA [%]	DIFERENCIA EN PENUMBRA [cm]
DIAMANTE	1X1	0.23	-	0	0.15; 0.25
	2X2	0.08	1.3	102.1	0.21; 0.23
	3X3	0.02	3.8	2.1	0.21; 0.23
	4X4	0.06	5.9	7	0.2; 0.18
	5X5	0.04	4.6	5.9	0.12; 0.23
DIODO	1X1	0.11	-	0	0.11; 0.12
	2X2	0.01	0	100.9	0.14; 0.15
	3X3	0.02	0.4	0.8	0.14; 0.16
	4X4	0.02	1.9	0.8	0.14; 0.12
	5X5	0.02	0.1	0.2	0.09; 0.14
PRC	1X1	0.24	-	-	0.14; 0.17
	2X2	0.1	4.17	102.34	0.33; 0.22
	3X3	0.08	3	1.61	0.23; 0.25
	4X4	0.14	13.97	10.01	0.3; 0.23
	5X5	0.06	13.77	9.22	0.18; 0.2

Tabla 12. Diferencias entre las lecturas de la cámara de ionización CC13 y los demás detectores.

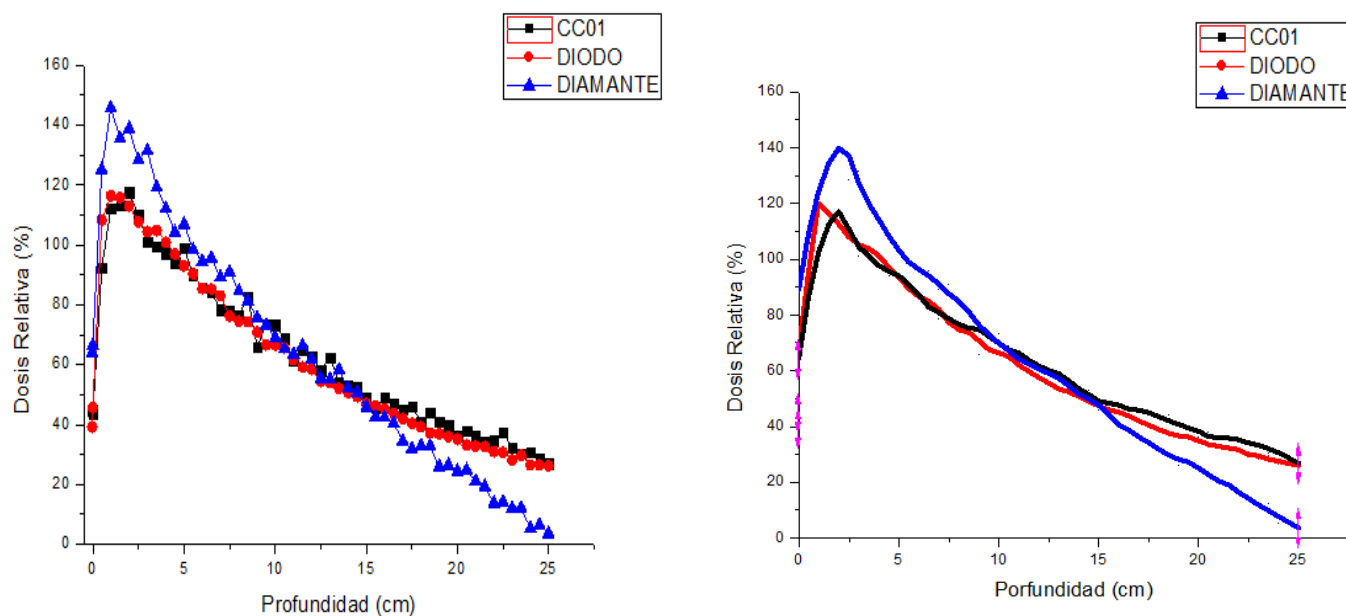
DETECTORES COMPARADOS: DIAMANTE/	TAMAÑO DE CAMPO [cm ²]	DIFERENCIA EN TAMAÑO DE CAMPO [cm]	DIFERENCIA EN APLANADO [%]	DIFERENCIA EN SIMETRÍA [%]	DIFERENCIA EN PENUMBRA [cm]
DIODO	1X1	0.12	-	0	0.04; 0.08
	2X2	0.07	1.3	1.2	0.07; 0.08
	3X3	0	3.4	1.3	0.07; 0.07
	4X4	0.04	4	6.2	0.06; 0.06
	5X5	0.06	4.7	6.1	0.03; 0.09
PRC	1X1	0.01	-	-	0.01; 3.13
	2X2	0.02	2.87	0.24	0.12; 0.01
	3X3	0.06	0.8	0.49	0.02; 0.02
	4X4	0.08	8.07	3.01	0.1; 0.05
	5X5	0.1	9.17	3.32	0.06; 0.03

Tabla 13. Diferencias entre las lecturas del detector de microdiamante y los demás detectores.

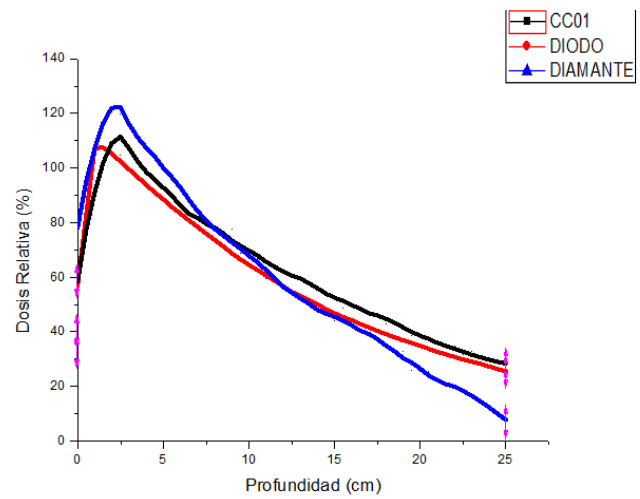
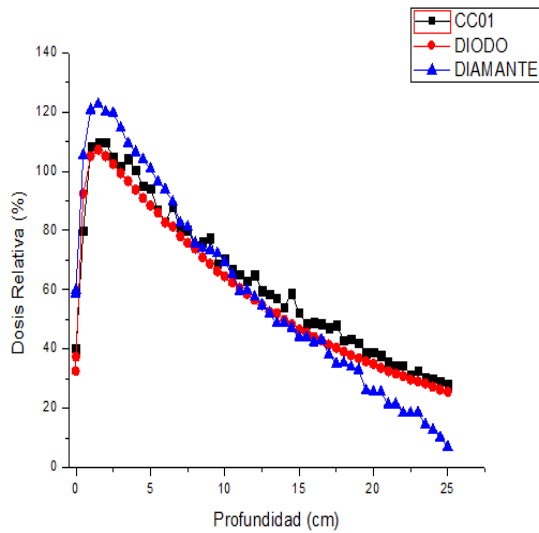
DETECTORES COMPARADOS: Diodo/	TAMAÑO DE CAMPO [cm ²]	DIFERENCIA EN TAMAÑO DE CAMPO [cm]	DIFERENCIA EN APLANADO [%]	DIFERENCIA EN SIMETRÍA [%]	DIFERENCIA EN PENUMBRA [cm]
PRC	1X1	0.13			0.03; 0.05
	2X2	0.09	4.17	1.44	0.19; 0.07
	3X3	0.06	2.6	0.81	0.09; 0.09
	4X4	0.12	12.07	9.21	0.16; 0.11
	5X5	0.04	13.87	9.42	0.09; 0.06

Tabla 14. Diferencias entre las lecturas del diodo estereotáctico y los demás detectores.

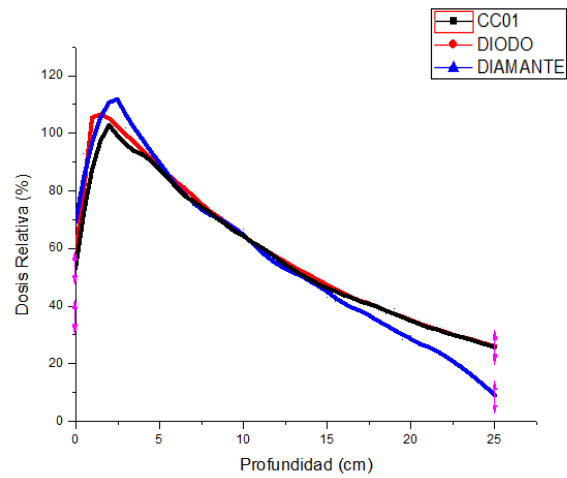
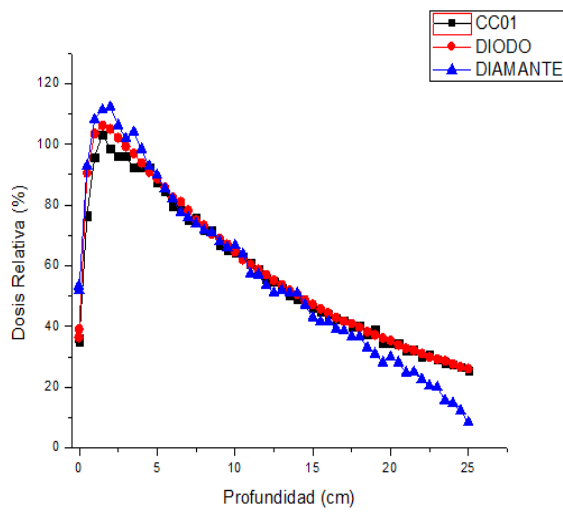
Ahora se muestran las gráficas de los porcentajes de dosis a profundidad, para todos los tamaños de campo.



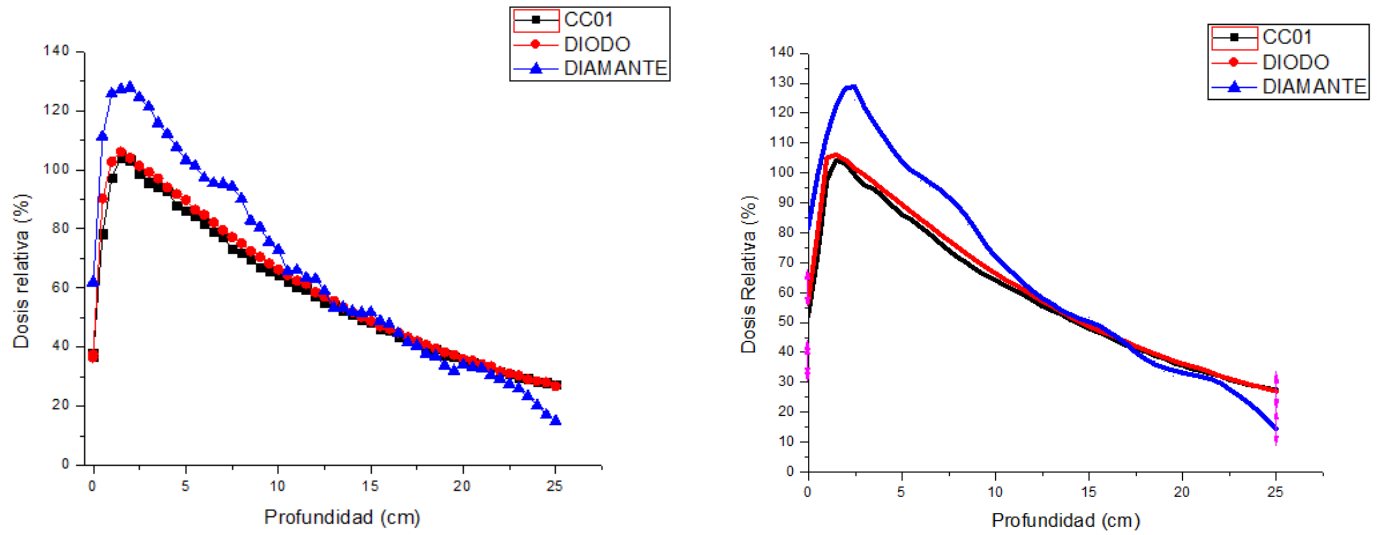
Gráfica 7. Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de 1x1 cm² con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.



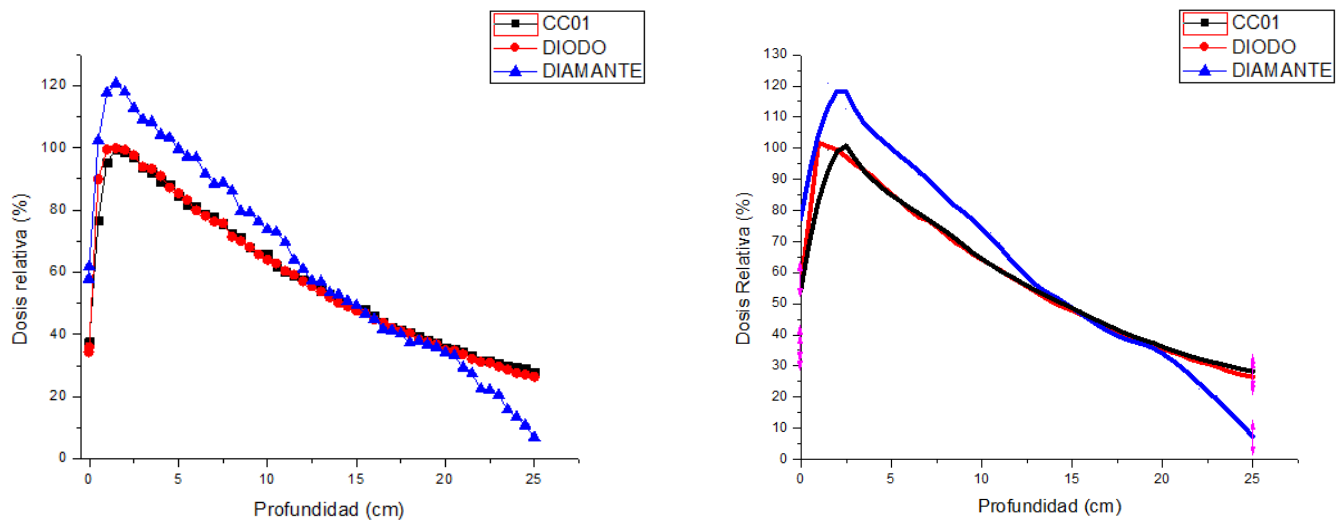
Gráfica 8. Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.



Gráfica 9. Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.



Gráfica 10 . Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.



Gráfica 11. Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ con diversos detectores. Izquierda: datos obtenidos originalmente. Derecha: datos con procesamiento de señal.

La referencia para obtener los factores de campo fue un cuadrado de 10x10 cm², a 10 cm de profundidad. La dosis reportada corresponde al promedio de las lecturas de cada detector. Para los factores de campo se recopilieron las siguientes mediciones:

FACTOR DE CAMPO CON CÁMARA DE IONIZACIÓN CC01

TAMAÑO DE CAMPO DESEADO	TAMAÑO DE CAMPO REAL				POSICIÓN INLINE	POSICIÓN CROSSLINE	PROFUNDIDAD	DOSIS PROMEDIO
[cm ²]	X1	X2	Y1	Y2	[cm]	[cm]	[cm]	[Gy]
1x1	0.49	0.49	0.49	0.49	-0.01	0	10	0.4809
2x2	1.01	0.99	0.99	0.99	0	0	10	0.5712
3x3	1.49	1.49	1.50	1.50	0	0	10	0.6068
4x4	1.99	1.99	2.00	1.99	0	0	10	0.6294
5x5	2.49	2.49	2.48	2.49	0	0	10	0.6545
6x6	2.99	2.99	2.99	2.99	0	0	10	0.6785
7x7	3.49	3.49	3.50	3.49	0	0	10	0.697
10x10	5.00	5.00	4.99	5.00	0	0	10	0.7442

Tabla 15. Tamaño de campo real, posición y dosis para factor de campo con la cámara de ionización CC01.

In/Cr	1cm	2cm	3cm	4cm	5cm	6cm	7cm	10cm
1cm	0.646	-	-	-	-	-	-	-
2cm	-	0.767	-	-	-	-	-	-
3cm	-	-	0.815	-	-	-	-	-
4cm	-	-	-	0.846	-	-	-	-
5cm	-	-	-	-	0.879	-	-	-
6cm	-	-	-	-	-	0.912	-	-
7cm	-	-	-	-	-	-	0.936	-
10cm	-	-	-	-	-	-	-	1

Tabla 16. Valores de factor de campo para la cámara de ionización CC01.

FACTOR DE CAMPO CON DIODO

TAMAÑO DE CAMPO DESEADO	TAMAÑO DE CAMPO REAL				POSICIÓN INLINE	POSICIÓN CROSSLINE	PROFUNDIDAD	DOSIS PROMEDIO
[cm ²]	X1	X2	Y1	Y2	[cm]	[cm]	[cm]	[Gy]
1x1	0.49	0.49	0.49	0.49	-0.01	0	10	0.8104
2x2	0.99	0.99	0.99	0.99	0	0	10	0.979
3x3	1.49	1.49	1.50	1.49	0	0	10	1.04
4x4	2.01	1.99	1.99	1.99	0	0	10	1.0845
5x5	2.49	2.49	2.50	2.49	0	0	10	1.1194
6x6	2.99	2.99	2.99	2.99	0	0	10	1.1569
7x7	3.49	3.49	3.50	3.49	0	0	10	1.1832
10x10	4.99	5.00	5.01	5.00	0	0	10	1.2734

Tabla 17. Tamaño de campo real, posición y dosis para factor de campo con diodo.

In/Cr	1cm	2cm	3cm	4cm	5cm	6cm	7cm	10cm
1cm	0.636	-	-	-	-	-	-	-
2cm	-	0.769	-	-	-	-	-	--
3cm	-	-	0.817	-	-	-	-	-
4cm	-	-	-	0.852	-	-	-	-
5cm	-	-	-	-	0.879	-	-	-
6cm	-	-	-	-	-	0.908	-	-
7cm	-	-	-	-	-	-	0.929	-
10cm	-	-	-	-	-	-	-	1

Tabla 18. Valores de factor de campo para diodo.

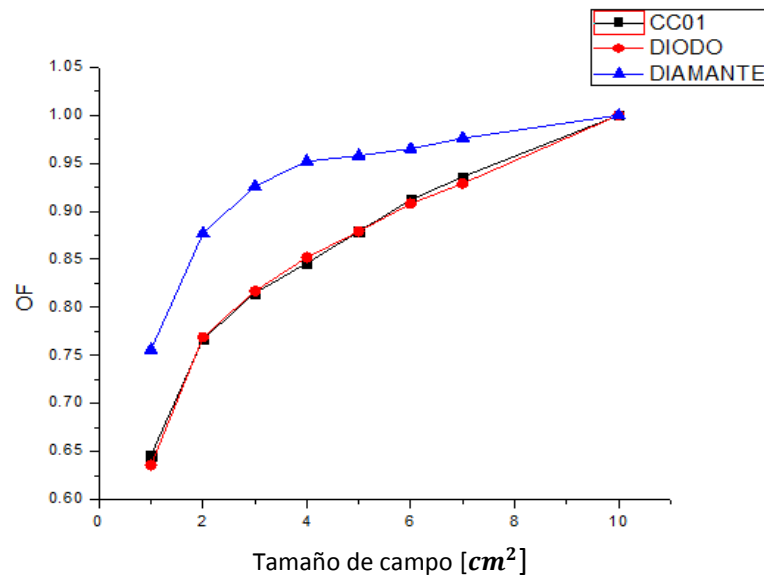
FACTOR DE CAMPO CON DIAMANTE

TAMAÑO DE CAMPO DESEADO	TAMAÑO DE CAMPO REAL				POSICIÓN INLINE	POSICIÓN CROSSLINE	PROFUNDIDAD	DOSIS PROMEDIO
[cm ²]	X1	X2	Y1	Y2	[cm]	[cm]	[cm]	[Gy]
1x1	0.51	0.49	0.49	0.49	0	0	10	0.7616
2x2	0.99	0.99	0.99	0.99	0	0	10	0.8827
3x3	1.49	1.49	1.50	1.49	0	0	10	0.932
4x4	1.99	1.99	2.00	2.00	0	0	10	0.9588
5x5	2.49	2.49	2.49	2.49	0	0	10	0.9642
6x6	2.99	2.99	2.99	2.99	0	0	10	0.9717
7x7	3.49	3.49	3.50	3.49	0	0	10	0.9828
10x10	5.01	5.01	5.00	5.00	0	0	10	1.0067

Tabla 19. Tamaño de campo real, posición y dosis para factor de campo con diamante.

In/Cr	1cm	2cm	3cm	4cm	5cm	6cm	7cm	10cm
1cm	0.756	-	-	-	-	-	-	-
2cm	-	0.877	-	-	-	-	-	--
3cm	-	-	0.926	-	-	-	-	-
4cm	-	-	-	0.952	-	-	-	-
5cm	-	-	-	-	0.958	-	-	-
6cm	-	-	-	-	-	0.965	-	-
7cm	-	-	-	-	-	-	0.976	-
10cm	-	-	-	-	-	-	-	1

Tabla 20. Valores de factor de campo para diamante.



Gráfica 12. Factores de campo para diversos detectores.

El estándar para realizar la comparación de las mediciones es un cuadrado de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ irradiado en una película radiocrómica EBT3 Gafchromic, en un arreglo de placas de agua sólida, mostrado en las Figs. 43 y 44. El cuadrado se irradió con fotones de 6 MV, a una SSD=100 cm, y profundidad de 10 cm, con gantry, colimador y mesa a 0° .

El resultado de la irradiación se presenta en la Fig. 45, y su escaneo en la Fig. 46.

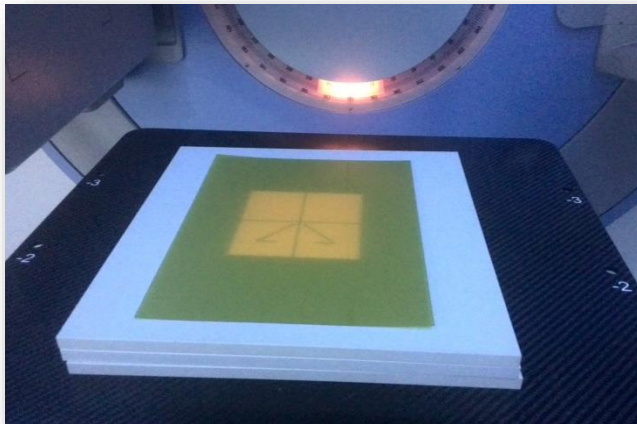


Figura 44. Campo luminoso de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ sobre película radiocrómica.



Figura 45. Arreglo experimental para la irradiación del cuadrado de referencia.

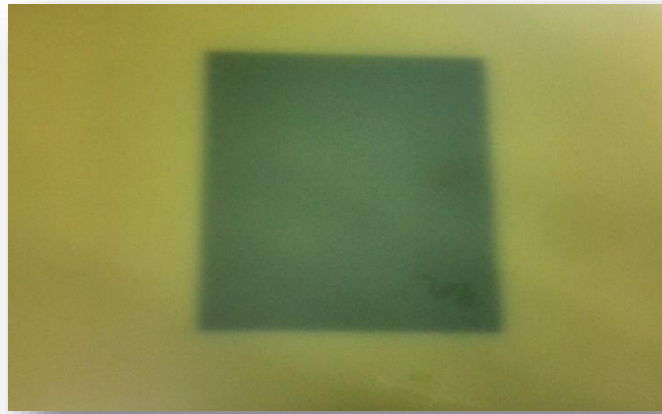


Figura 46. Campo irradiado de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

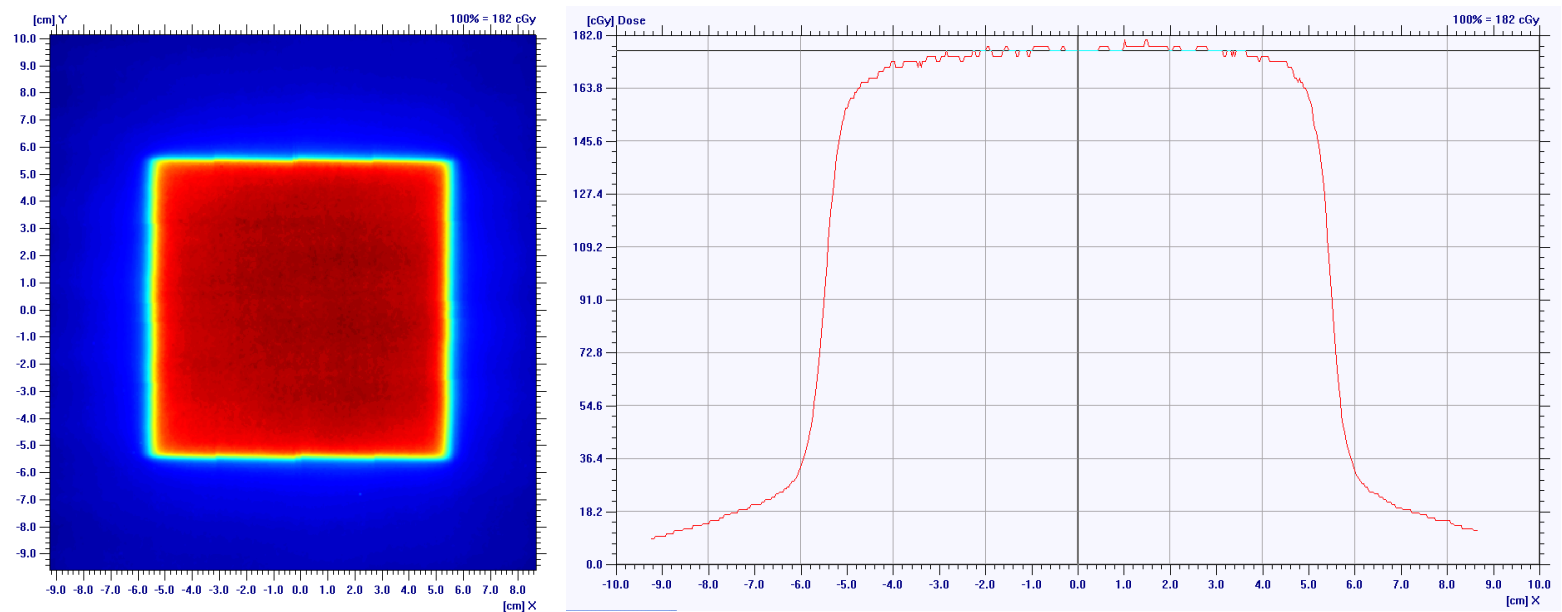


Figura 47. Cuadrado de referencia con perfil de dosis en dirección crossline, en software OmniPro l'mRT.

Del análisis del perfil de dosis del cuadrado de referencia, se obtuvieron los siguientes valores para sus parámetros principales:

	APLANADO [%]	SIMETRÍA [%]	ANCHO DE CAMPO [cm]	PENUMBRA [cm]
Datos de medición en película radiocrómica	106.58	102.49	11.02	0.51; 0.51
Datos de comisionamiento	104.6	100.6	11.12	0.87; 0.84

Tabla 21. Cuadrado de referencia con perfiles de dosis en dirección crossline.

3.3 PRUEBA DE GARANTÍA DE CALIDAD: APLICACIÓN A CASOS CLÍNICOS

A continuación se presenta el plan de tratamiento de un paciente diagnosticado con cáncer de próstata, tratado con IMRT con una prescripción de 7020 cGy/ 39 Fx, en el ambiente del TPS Monaco 5.0 (Fig. 47). El plan recurre a 7 campos de IMRT y fotones de 6MV.

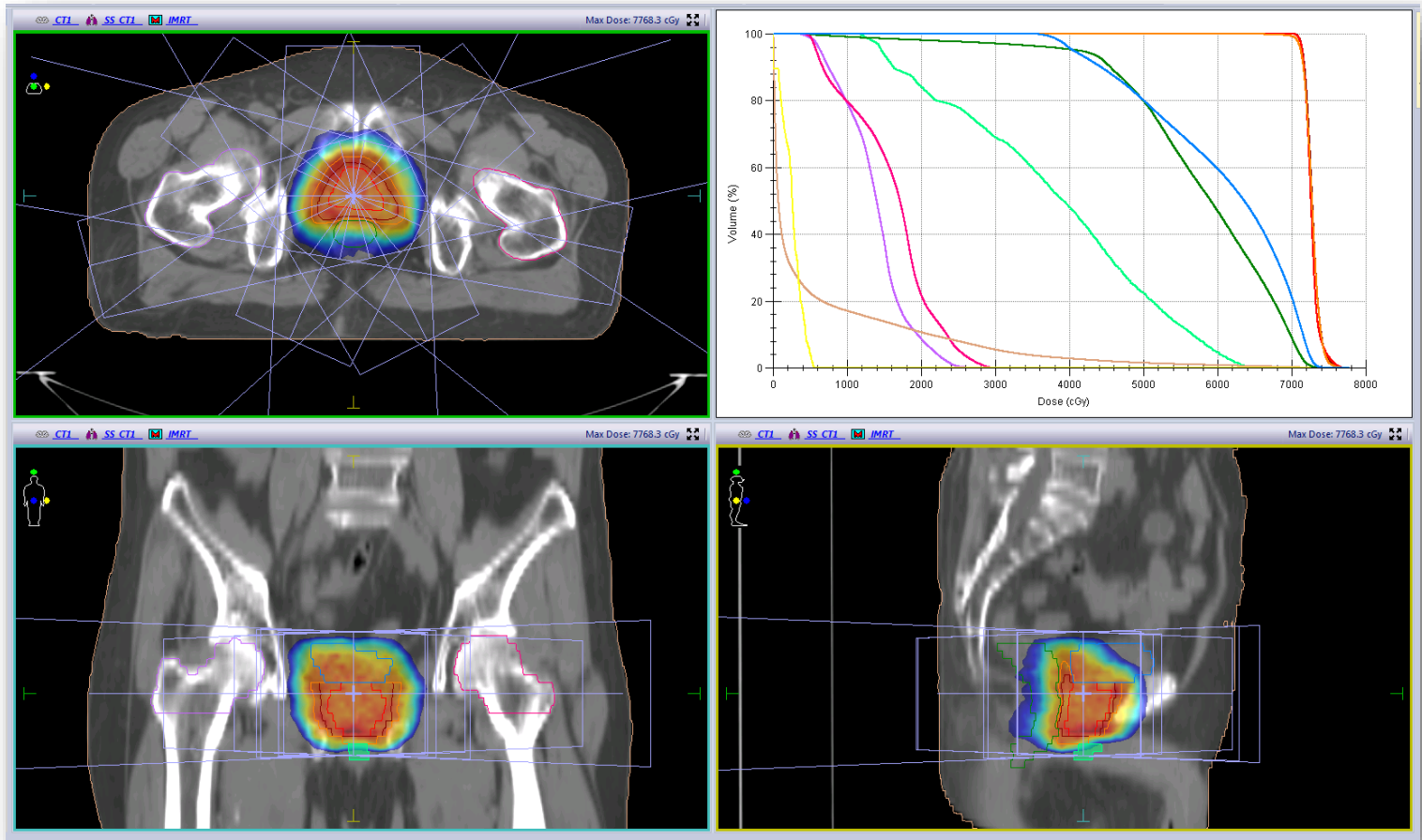


Figura 48. Plan de tratamiento con IMRT de un paciente con cáncer de próstata. Se observan las curvas de Isodosis en diferentes cortes anatómicos, y su DVH

Para realizar las mediciones de interés, se hizo el plan de control de calidad del paciente anterior sobre el fantoma previamente simulado y contorneado (Fig. 48). Se propuso utilizar la cámara de ionización CC13 SN 11554 (con un factor de calibración de 27.15 nC/cGy) para la medición puntual de dosis y una placa de PRC para el análisis de la distribución de dosis.

En el plan de control de calidad, el PTV fue representado por el volumen de la cámara de ionización CC13 SN 11554, colocada con los accesorios adecuados, en el centro del fantoma. Se presenta en la Fig.48 el plan de control de calidad en el ambiente del TPS Monaco 5.0.

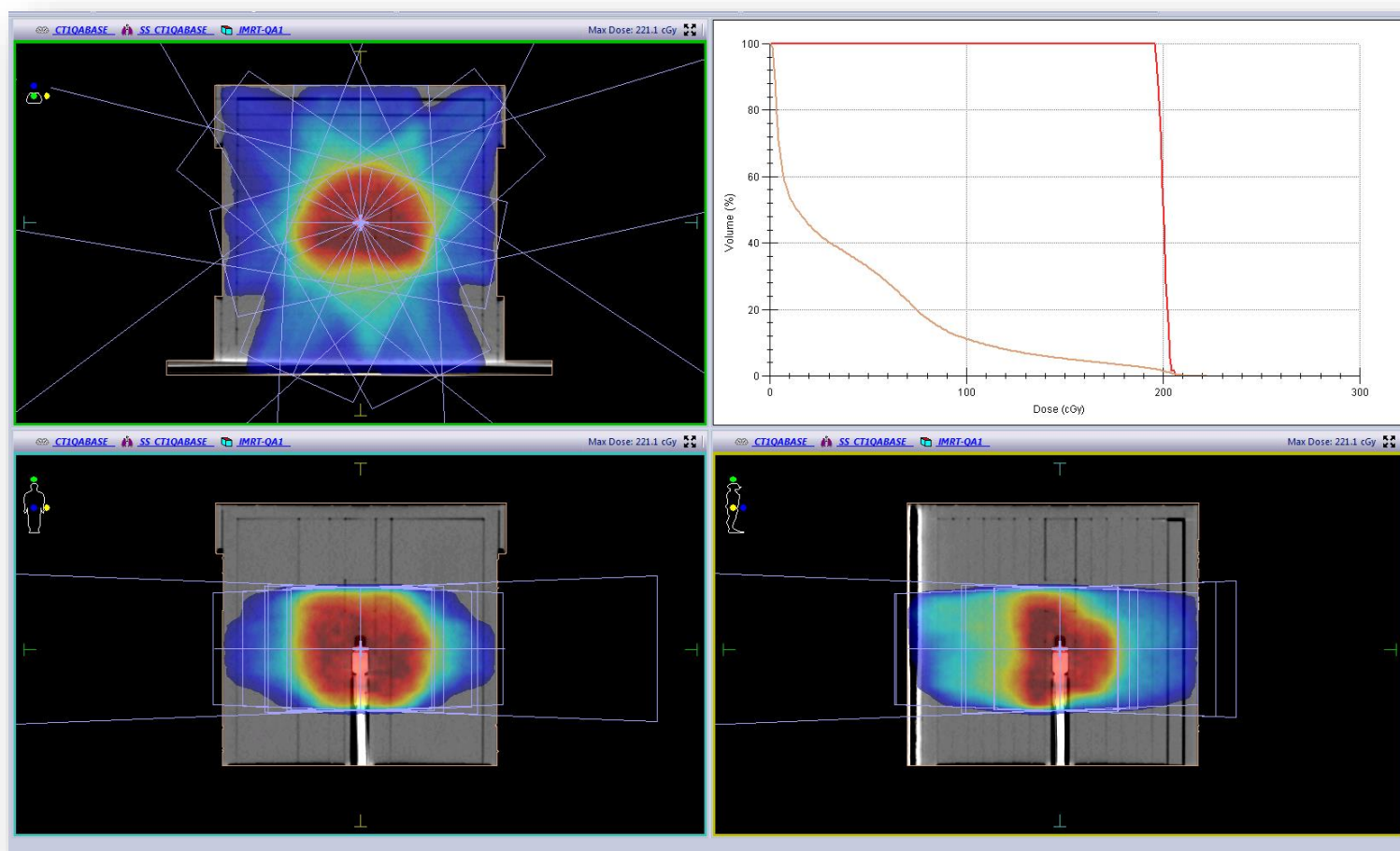


Figura 49. Plan para realizar la garantía de calidad del paciente con cáncer de próstata, calculado en el fantoma. Se observan las curvas de Isodosis en diferentes cortes anatómicos, y el DVH.

Se procedió a dar el tratamiento sobre el arreglo anteriormente descrito, obteniendo las lecturas de corriente que se encuentran en la tabla inferior. La dosis fue calculada considerando el factor por corrección de presión y temperatura calculado y el factor de calibración correspondiente a la cámara empleada.

HAZ	ÁNGULO GANTRY PLANEADO [°]	ÁNGULO GANTRY REAL [°]	CORRIENTE [nC]	DOSIS [cGy]
1	0	0.0	-8.423×10^{-1}	29.04
2	51	51.0	-1.797×10^0	61.96
3	102	102.1	-2.731×10^0	94.17
4	153	153.0	-3.760×10^0	129.6
5	204	203.9	-4.554×10^0	157.0
6	255	254.9	-5.337×10^0	184.0
7	306	306.0	-5.955×10^0	205.3

Tabla 22. Lectura de corriente y su correspondiente dosis calculada para la cámara CC13, al entregarse el plan de control de calidad de un paciente con cáncer de próstata.

Los ángulos y los valores de los parámetros obtenidos de la irradiación del plan en la PRC, se muestran en las tablas subsecuentes:

HAZ	ÁNGULO GANTRY [°]
1	359.9±0.1
2	50.9±0.1
3	102.0±0.1
4	153.1±0.1
5	204.1±0.1
6	254.9±0.1
7	305.9±0.1

Tabla 23. Valores reales de los ángulos del gantry utilizados.

Existen ligeras diferencias entre el plan de tratamiento del paciente y el plan de garantía de calidad (ver tabla inferior).

	DOSIS MÁXIMA [cGy]	DOSIS MÁXIMA REAL (corte coronal) [cGy]	UBICACIÓN DOSIS MÁXIMA	DOSIS MÁXIMA EN PTV [cGy]
PLAN ORIGINAL, TPS	194.1	191.5	GTV	194.1
PLAN QA, TPS	221.1	209.9	GTV	205.6

Tabla 24. Dosis máximas y su ubicación del plan de tratamiento del paciente y del plan de tratamiento para el control de calidad, calculadas por el TPS.

Así como entre las mediciones experimentales:

	DOSIS MÁXIMA [cGy]	UBICACIÓN DOSIS MÁXIMA	APLANADO [%]	SIMETRÍA [%]	PENUMBRA [cm]
MEDICIÓN MATRIX	168.4	CTV	143.99	101.80	7.68; 7.67
MEDICIÓN I'mRT	205.3	PTV	145.27	109.32	4.86; 4.41

Tabla 25. Dosis máxima y su ubicación, aplanado, simetría y penumbra del plan de tratamiento en modo control de calidad, medidos con el procedimiento actual y con el propuesto.

Una vez escaneada la PRC irradiada, en el software OmniPro I'mRT se realizó la comparación entre la distribución medida y la calculada por el TPS, como se observa en la Fig. 49.

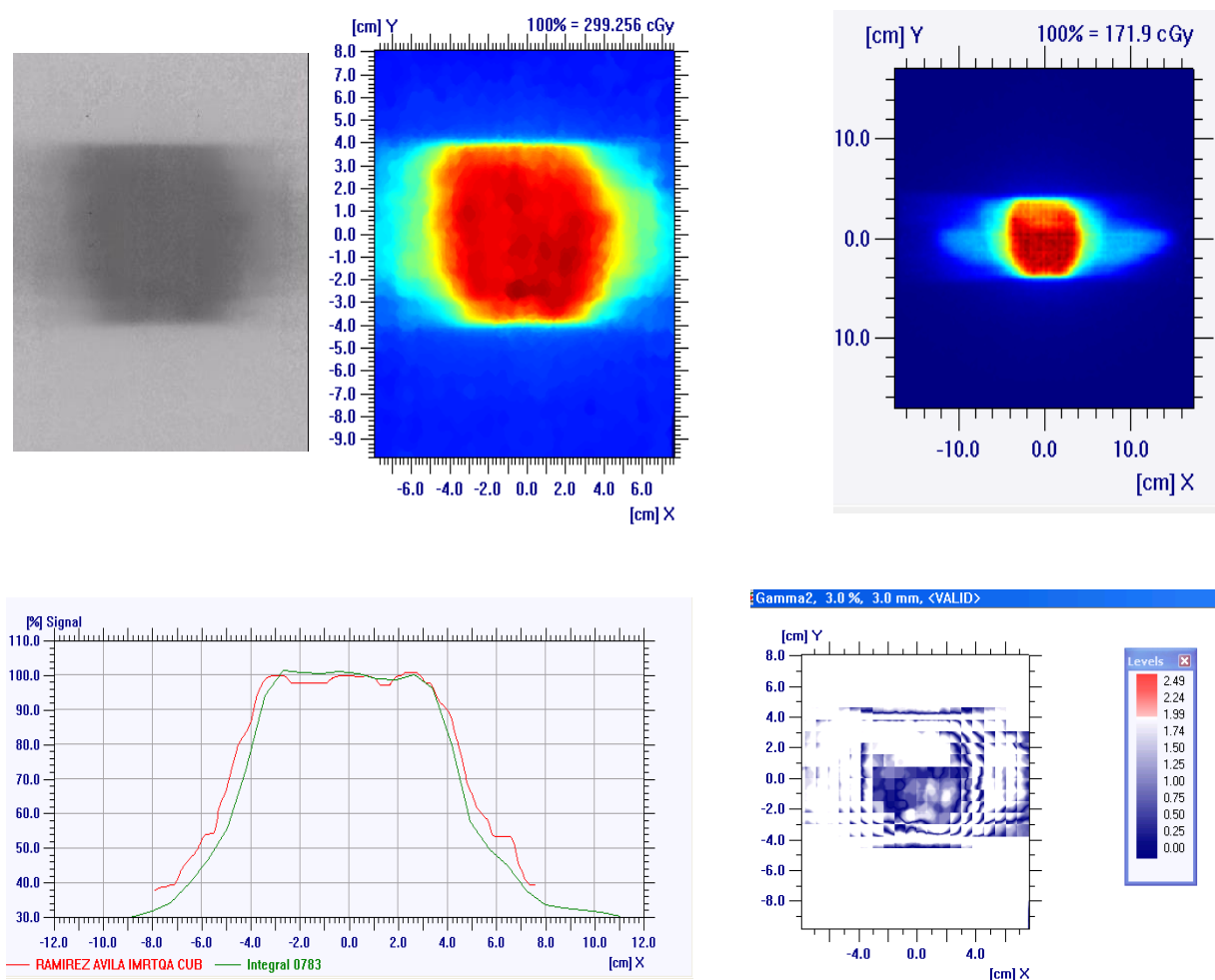


Figura 50. Comparación de dos distribuciones de dosis: medición con PRC y CC13 (arriba izquierda) vs TPS (arriba derecha). Superposición de perfiles (abajo izquierda) y test Gamma (abajo derecha).

Se presenta enseguida el mismo plan de tratamiento, verificado con el fantoma MULTICube y el detector MatriXX. De igual manera, en el software OmniPro l'mRT se fusionaron las distribuciones de dosis halladas con el detector y calculadas por el TPS.

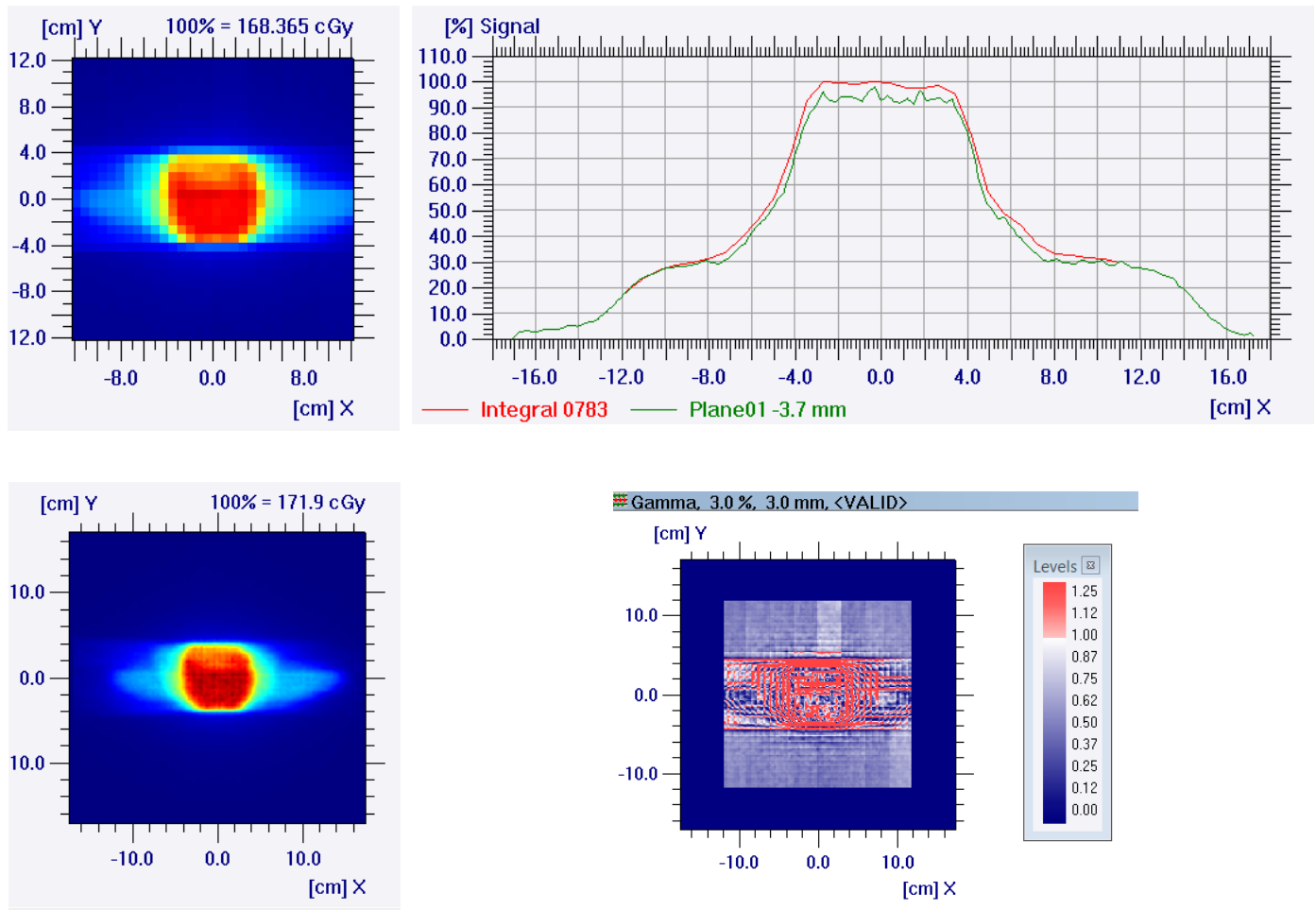


Figura 51. Comparación de dos distribuciones de dosis: medición con MatriXX (arriba izquierda) vs TPS (abajo izquierda). Superposición de perfiles (arriba derecha) y test Gamma (abajo derecha).

Ahora se muestra la prueba de verificación para otro caso de cáncer de próstata, con prescripción de 7020 cGy/39 Fx. En esta ocasión se implementó el uso de una red de fijación pélvica para disminuir la probabilidad de movimientos y errores de posicionamiento.

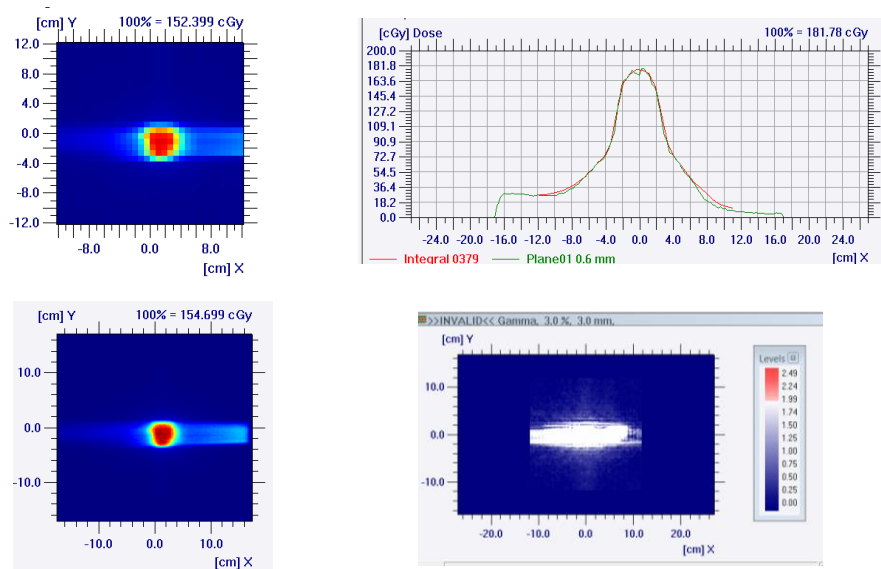


Figura 52. Comparación de dos distribuciones de dosis: medición con MatriXX (arriba izquierda) vs TPS (abajo izquierda). Superposición de perfiles (arriba derecha) y test Gamma (abajo derecha).

Esta prueba ha sido implementada también en casos de cáncer de cabeza y cuello, como el expuesto a continuación. Se trata de un macroadenoma tratado con IMRT, con una prescripción de 5000 cGy/ 25 Fx.

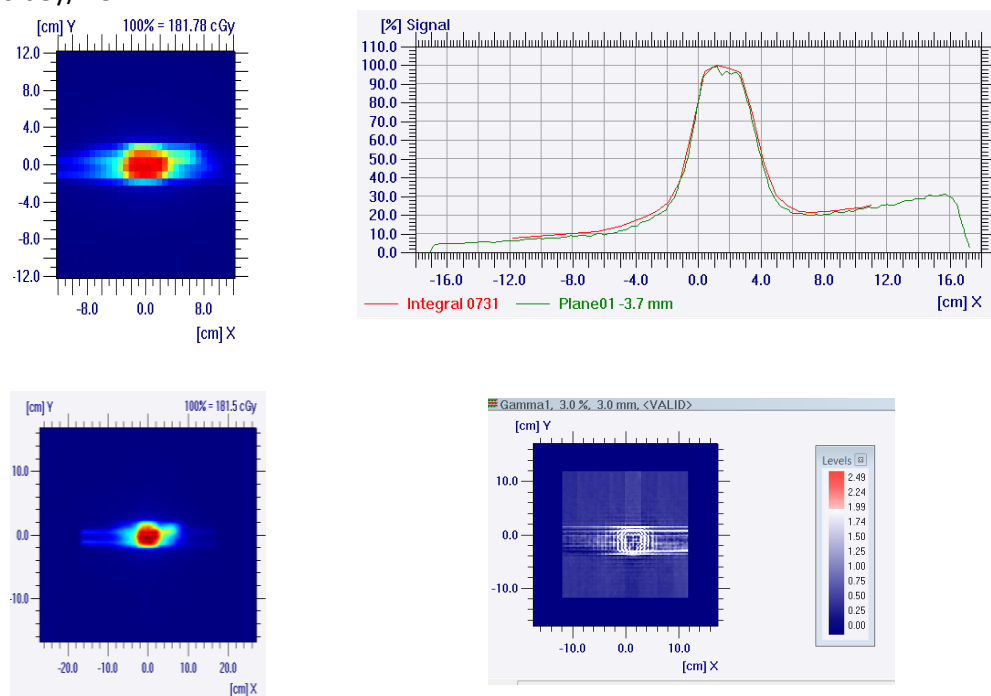


Figura 53. Comparación de dos distribuciones de dosis: medición con MatriXX (arriba izquierda) vs TPS (abajo izquierda). Superposición de perfiles (arriba derecha) y test gamma (abajo derecha).

CAPÍTULO 4

DISCUSIÓN

Aunque idealmente el isocentro representa un punto en el espacio, debido a algunas características propias del diseño de un acelerador lineal como lo son el tamaño del blanco, el peso de los colimadores, la ingeniería mecánica, e incluso su tiempo de vida y constancia de uso, dicho punto en realidad es representado por una esfera en el espacio. Después de realizar las pruebas de verificación del isocentro para los grados de libertad del acelerador que pueden estar involucrados en un tratamiento de IMRT, se comprueba que el isocentro del LINAC ELEKTA® Synergy NS 2586 opera dentro de los rangos aceptables requeridos para la implementación de esta técnica de tratamiento, de acuerdo con la NOM-033 y con el reporte TG-142. La prueba puede realizarse con el número de ángulos deseados, pero para este trabajo se utilizaron los más comúnmente requeridos en la planeación de tratamientos con IMRT.

Con los resultados de cada verificación, se aprecia que la mayor variación del isocentro proviene del movimiento de la mesa de tratamiento, mientras que la menor variación proviene del gantry del LINAC. Se esperaba que la mayor contribución a esta variación fuera por parte del gantry, seguidamente del colimador, y por último de la mesa de tratamiento, tomando en consideración el peso del gantry (alrededor de 6 toneladas) y el hecho de que es el elemento del acelerador que se rota con mayor frecuencia; pese a esto, se ha observado que la mesa de tratamiento presenta una leve inclinación angular (aproximadamente 3°), lo cual puede producir este efecto de mayor variación.

No obstante, en los tratamientos actuales para los pacientes con cáncer de próstata se requieren movimientos longitudinales, transversales y verticales de la mesa de tratamiento, no angulares, por lo que se reduce la incertidumbre debida a la variación del isocentro.

En cuanto a las mediciones de comisionamiento para IMRT, se observa que las lecturas tomadas con el detector de microdiamante presentan en todos los casos una menor simetría y aplanado, y una umbra mayor. No obstante, se espera que el desempeño óptimo de este detector sea para tamaños de campo aún menores de los estudiados en este trabajo, por su volumen activo tan pequeño. Respecto a la experiencia ganada durante la adquisición de los datos de comisionamiento con este detector, se sabe que es necesario dejar pasar un lapso de tiempo después de su pre irradiación para lograr una mayor estabilidad.

La cámara de ionización CC01 muestra mayor estabilidad a menores tamaños de campo.

El diodo estereotáctico muestra estabilidad para todos los tamaños de campo medidos, al igual que la cámara de ionización CC13. A pesar de ser el detector con el mayor volumen activo, la cámara CC13 tiene la ventaja de tener su electrodo interno de C-552, lo que reduce las perturbaciones en su cavidad y consecuentemente la adquisición es estable, obteniéndose perfiles bien comportados.

Para el campo de radiación más pequeño ($1 \times 1 \text{ cm}^2$), todos los detectores exponen diferentes lecturas, haciendo evidente la importancia de contar con diversos dosímetros que permitan obtener información confiable acerca del comportamiento del haz de fotones en estas condiciones. En el campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ se obtuvieron lecturas muy similares para todos los detectores, mientras que en los campos de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ y $4 \times 4 \text{ cm}^2$, el detector de microdiamante muestra lecturas más elevadas, provocando que las curvas de perfiles de dosis obtenidas con éste se despeguen de los demás perfiles; en el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, en cambio, la cámara de ionización CC13 y el detector de

microdiamante muestran lecturas similares, y la cámara de ionización CC01 y el diodo estereotáctico, con lecturas por debajo, muestran perfiles de dosis similares.

En general, para todos los tamaños de campo y detectores de radiación se obtienen las formas de curvas esperadas (con forma de campana para tamaños de campo menores y con forma rectangular para tamaños de campo más grandes), manifestándose el efecto de reducción en el plateau del perfil y una penumbra mayor a medida que el tamaño de campo se reduce.

En las mediciones de PDD, el detector de microdiamante manifiesta una región de build up por encima de los demás detectores y una pendiente más pronunciada a profundidades mayores; la cámara de ionización CC01 y el diodo estereotáctico tienen un comportamiento similar, aunque nuevamente el diodo estereotáctico exhibe mayor estabilidad aun en el campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$. Para el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ todos los detectores obtuvieron la dosis máxima en la misma posición, sin embargo, a medida que los campos de radiación se hacen más pequeños, se diversifican sus lecturas. La menor diferencia (en todos los casos) entre las posiciones de dosis máxima de los datos originales de comisionamiento del LINAC ELEKTA® Synergy NS 2586 y los obtenidos en el presente trabajo, fue por parte del diodo estereotáctico.

Igualmente, en el caso de los factores de campo, las mediciones obtenidas con el detector de microdiamante forman una curva que se encuentra por encima de las obtenidas con el diodo estereotáctico y con la cámara de ionización CC01, que demuestran un comportamiento similar. Es notable que la curva generada por las mediciones del detector de microdiamante presenta una menor pendiente.

Se puede ver que a mayor volumen del detector de radiación, hay una sobreestimación de la penumbra; el detector que menos sobreestima la penumbra es la PRC, debido a su alta resolución espacial. La penumbra medida con la PRC revela que, como se ha descrito en la teoría, a menor tamaño de campo la penumbra se incrementa, resultando que para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ la penumbra representa en promedio un 10% del perfil de dosis, para el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ un 22%, para el campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ un 22%, para el campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ un 29%, para el campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ un 38%, y para el campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, un 76%.

En cuanto a la simetría, se observa que con el detector con volumen más pequeño y el detector más sensible, es decir, el detector de diamante y la PRC, ningún tamaño de campo satisface el requerimiento de tolerancia, que es de $\pm 2\%$ para la AAPM. De acuerdo a las penumbras obtenidas, los tamaños de campo más simétricos resultan ser los campos más grandes, con tamaños de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y $4 \times 4 \text{ cm}^2$, comportamiento que también puede verificarse por inspección visual de los perfiles de dosis correspondientes.

Respecto a la garantía de calidad presentada, se tiene una diferencia de dosis de 13.8 cGy (7 %) con lo calculado en el plan original de tratamiento por el TPS, mientras que la prueba actualmente usada difiere en 23.1 cGy (%). Se observa que al calcular el plan de tratamiento sobre el fantoma, el TPS presenta dosis diferentes a las computadas sobre las imágenes tomográficas del paciente: en el caso estudiado, estas dosis fueron siempre mayores (tanto para el paciente como para el PTV); la mayor discrepancia entre los cálculos se halla en la dosis mínima para el PTV y en la dosis máxima para el paciente, probablemente debido a la diferencia en volumen de estas estructuras. Los cálculos de aplanado, simetría y penumbra leídos con el detector MatriXX y la PRC difieren, respectivamente, en 1.28%, 7.52% y 2.82; 3.26 cm

Las ventajas que ofrece la metodología propuesta contra la empleada actualmente para efectuar la garantía de calidad son:

- Mayor facilidad en el manejo del fantoma por su peso y dimensiones.
- El armado del fantoma ^1mRT es más sencillo que el del MULTICube.
- Mayor rapidez en la colocación del arreglo experimental, la alineación se alcanza más fácilmente.
- Al disponer de dos dosímetros, se pueden aprovechar las características de cada uno para obtener una medición más confiable de los parámetros de interés, sirviéndose de las propiedades de cada uno.
- El tiempo empleado en la obtención de las lecturas se reduce, facilitando que estas pruebas se realicen en el periodo de tiempo disponible y para mayor cantidad de pacientes.
- Este método es apropiado para la técnica sliding window.

Las desventajas de la metodología propuesta son:

- El uso de dos detectores diferentes implica la necesidad del conocimiento del manejo de los mismos.
- Para tener una medición más confiable, debe esperarse al menos un día para la lectura de la PRC, por lo que la garantía de calidad de los planes de tratamiento debería agendarse con anticipación.
- El área de medición disponible es menor, por lo tanto, si se requiere conocer la distribución de la dosis en órganos lejanos al PTV, no será posible con el arreglo propuesto.
- El método no es práctico para la técnica de step and shoot.

Además de las mediciones propuestas para la garantía de calidad de los planes de tratamiento, es necesario realizar controles de calidad para el colimador multihojas, ya que en la IMRT dinámica, el movimiento de éste es de vital importancia; también es importante realizar chequeos de la estabilidad de las unidades monitor del acelerador, pues algunos segmentos de los campos que integran un plan de IMRT requieren sólo de unas cuantas unidades monitor, y en general los aceleradores lineales no son muy eficientes consiguiendo una estabilidad en estas condiciones. La revisión de los láseres del cuarto de tratamiento, así como el uso de accesorios para asegurar la inmovilización de los pacientes reforzaría la garantía de lograr la precisión requerida en la entrega del tratamiento.

Para garantizar que el tratamiento aprobado y revisado por físicos y médicos se administrará fielmente, además de lo antes mencionado, es importante corroborar la reproducibilidad de la colocación de los pacientes en el cuarto de tratamiento, puesto que la planeación se basa en las imágenes tomográficas obtenidas previamente. Tener la posibilidad de realizar fusiones de imagen reforzaría la fidelidad del contorno de los órganos en riesgo y del tumor, que eventualmente significa un plan de tratamiento más confiable. La implementación del uso de dosímetros tridimensionales como el gel y dosímetros de poliuretano servirían para complementar la dosimetría. Además, contar con una metodología que permita conocer, y en su caso reducir o evitar los errores en la comunicación de la red hospitalaria, aportaría mayor confiabilidad. Asimismo, apoyarse de un equipo de técnicos bien entrenados, capaces de reconocer errores y solucionarlos o reportarlos, es vital en el aseguramiento de un tratamiento entregado exitosamente.

Para reducir los errores dosimétricos es necesario vigilar que los electrómetros y dosímetros ocupados (de ser requerido) sean calibrados en tiempo y forma.

Se debe contar con un almacenaje adecuado para cada tipo de dosímetro, bajo las condiciones de temperatura, humedad y presión requeridas.

Hacer un uso adecuado de los dosímetros disminuye las incertezas experimentales: conocer el rango de energía en el cual operan, saber si sirven para dosimetría absoluta o relativa, de ser necesaria una pre-irradiación hacerla, administrar el voltaje conveniente, conocer la posición más eficiente del detector, revisar que las conexiones se hayan hecho correctamente y utilizar cableado en buen estado, por mencionar algunos aspectos.

En la dosimetría de campos pequeños, la colocación del arreglo es una parte fundamental en las mediciones, se debe alcanzar la mayor precisión de colocación posible. Durante la fase de mediciones de comisionamiento, se evidenció la problemática que representa la alineación de los fantomas y de los detectores de radiación haciendo uso de los láseres del cuarto de tratamiento y del cruce de hilos del acelerador, pues esta labor introduce incertezas difícilmente cuantificables dependientes de las habilidades del experimentador.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

El diodo estereotáctico es la mejor opción de detector para analizar dosimetría relativa de campos pequeños de radiación en fantasmas de agua, por lo tanto, es adecuado para efectuar verificaciones para IMRT; aunque el detector de diamante tiene un volumen activo más pequeño que el diodo, ha presentado fluctuaciones y un comportamiento muy susceptible a la radiación de fondo, a la temperatura y a la orientación, de tal forma que en segunda prioridad se coloca la PRC como mejor opción para dosimetría relativa, por su alta resolución espacial y adaptabilidad, tan importante en mediciones bajo condiciones de campos pequeños.

En cuanto a la dosimetría absoluta, se concluye que la cámara de ionización CC13 ofrece un balance adecuado entre un volumen activo pequeño y un tiempo bajo de adquisición.

Durante la realización de este trabajo se identificaron diversas fuentes de error, que deben ser erradicadas o minimizadas para lograr una precisión mayor en la entrega de los tratamientos y en las pruebas de control y garantía de calidad, como lo son la alineación de fantasmas y detectores y las imprecisiones mecánicas del acelerador lineal.

Si se desea realizar una prueba de garantía de calidad con la metodología aquí propuesta, debe elegirse preferentemente una neoplasia confinada porque sólo permite conocer y evaluar la distribución de dosis en el PTV y sus periferias con los órganos en riesgo, debido a la restricción en el área de medición disponible. Se hace necesario establecer un protocolo de uso de la PRC, que contemple condiciones de manipulación y almacenaje, tiempo entre irradiación y lectura, orientación de lectura, calibración del escáner, mantenimiento del escáner y calibración de lotes diferentes de películas.

La prueba de garantía de calidad sugerida involucra un procedimiento que consume menos tiempo de medición, sin disminuir las posibilidades de realizar los análisis pertinentes, con lo que se aporta una vía práctica y confiable para realizar esta tarea. Los resultados de la prueba de garantía de calidad se encuentran dentro de los criterios aceptables (95% de la dosis prescrita cubre el PTV, dosis máxima es menor que el 105%, el test Gamma es válido con parámetros del 3%, 3mm); con esto, es posible pasar a un escalamiento de dosis, y en un futuro, al adquirir mayor experiencia médicos radio oncólogos y físicos, los parámetros pueden reducirse para hacer más estricta la garantía de calidad, tomando por ejemplo, para el test Gamma, parámetros de 2%, 2mm.

Se adquirió un conjunto de datos para comisionar el acelerador lineal ELEKTA® SYNERGY NS 2586 que puede ser empleado para realizar comparaciones, bajo ciertas condiciones, con otros centros que deseen implementar la radioterapia de intensidad modulada. De igual forma, esta base de datos puede funcionar como estándar para discernir cuál es el detector que satisface las necesidades que el físico desea cubrir.

Los desafíos inherentes a la aplicación de técnicas avanzadas de radioterapia no son sencillos y representan un reto actual para la comunidad científica, pero al desarrollar métodos de medición más precisos, nos acercamos a la comprensión de la Física involucrada y contribuimos al desarrollo de la Física Médica a nivel Institucional, local, regional y nacional, al mismo tiempo que se proporciona un mejor servicio a los pacientes.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Historia, Sociedad Mexicana de Oncología. Retrived March, 2015 from www.smeo.org.mx
- [2] Beiser, A. Las propiedades corpusculares de las ondas. In: Conceptos de Física Moderna, 1st edn. Atlacomulco, Estado de México McgrawHill 1970: 64-67.
- [3] Khan, F.M. Interactions of ionizing radiation. In: The Physics of Radiation Therapy, 4th edn. Minneapolis, Minnesota Lippincott Williams & Wilkins 2010: 58-64.
- [4] Manterola A, Romero P, Asín G, et al. The clinical application of Intensity-Modulated Radiotherapy. Anales Sis San Navarra 2009; suppl 2: 21-31
- [5] Low D A, Moran J M, James F, et al. Dosimetry tools and techniques for IMRT. Med Phys (TG-120 AAPM Report) 2011; 38: 1313-1338
- [6] Khan, FM , Potish, RA. Intensity-modulated Radiotherapy. In: Treatment planning in Radiation Oncology, 1st edn. Minneapolis, Minnesota Williams & Wilkins 1998: 194-196
- [7] Xia P, Chuang C. Patient-specific Quality Assurance in IMRT. JOURNAL O REVISTA (CONTRACCIÓN) AÑO; NÚMERO: 495-513
- [8] Seuntjens J. Small Field Dosimetry for IMRT and Radiosurgery. 2011:6
- [9] Das I J, Ding G X, Ahnsejö. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. Med Phys 2008; 35: ppp-ppp
- [10] Attix, FH. CAPÍTULO. In: Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, EDICION. CIUDAD, ESTADO John Wiley and Sons AÑO: ppp-ppp.
- [11] Friedl M. Material properties. In: Diamond Detectors for Ionizing Radiation, Vienna, Austria 1999:9-11.
- [12] Das, I J. Diamond facts. In: Diamond Dosimetry, Indianapolis, Indiana.
- [13] Devic S, Tomic N, Soares C G, et al. Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system. Med Phys 2009; 36: ppp-ppp
- [14] Devis S. Radiochromic film dosimetry: past, present and future. ELSEVIER 2010; NÚMERO: ppp-ppp
- [15] <http://www.fimecorp.com/>
- [16] Germano I M. Linac and Gamma Knife Radiosurgery. THE AMERICAN ASSOCIATION OF NEUROLOGICAL SURGEONS 2000; NÚMERO: ppp-ppp
- [17] http://www.cnsns.gob.mx/acerca_de/marco/otras_disp/nom-033-NUCL-1999_5_jul_99.pdf
- [18] Eric K, Hanely J, Bayuth J, et al. Task Group 142 Report: Quality Assurances Of Medical Accelerators. Med. Phys. 2009, 36: 4201
- [19] <http://www.vidar.com/>
- [20] Blue phantom equipment description, Detectors, Specifications. In: Blue phantom User's guide. IBA DOSYMETRY. 17-41; 43-47; 159-168.
- [21] Introduction, Hardware description, Set up for Film Control Panel. In: OmniPrio-I'mRT User's guide. IBA DOSYMETRY. 1-6; 23-32; 149-174.
- [22] Technical specifications. In: CC13 User's guide. IBA DOSYMETRY. 7-10
- [23] Technical specifications. In: CC01 User's guide. IBA DOSYMETRY. 7-9
- [24] Technical Specifications. In MicroDiamond Type 60019 Technical Manual PTW.
- [25] <http://www.iba-dosimetry.com>
- [26] Stereotactic field detector, Technical specifications. In: Field detectors EFD 3G, PFD 3G, SFD, RFD 3G User's guide. IBA DOSYMETRY. 11-14; 15-16.
- [27] In: I'mRT MatriXX: the new standard in IMRT, Pretreatment Verification. IBA DOSYMETRY.
- [28] Cutanda F, Vargas S. C. A probability approach to the study on Uncertainty effects on gamma index evaluations. Computational and Mathematical Methods in Medicine 2011
- [29] Low D. Evaluation of the gamma dose distribution comparison methods. Med Phys 2003; 30

APÉNDICE

1. CÁNCER DE PRÓSTATA

El crecimiento fuera de control de las células, da lugar al cáncer. De manera natural, en los primeros años de la vida de un ser humano, la división celular es muy rápida pues debe permitir el crecimiento, pero con los años, esta velocidad de división va disminuyendo, y las células se dividen sólo cuando es necesario reparar heridas o reemplazar células desgastadas o muertas. Una característica de las células cancerosas es, que contrario a las células normales, tienen la capacidad de invadir otros tejidos y órganos, y que no tienen un ciclo celular normal, pues en vez de morir, continúan formando nuevas células cancerosas.

En condiciones normales, si el ADN de la célula se daña, pueden ocurrir dos cosas: que el daño se repare, o que la célula muera; en el caso de que una célula tenga un daño en el ADN que no logre repararse, pero que tampoco se logre llegar a la muerte celular, se habla de células cancerosas; al dividirse estas células, el daño en el ADN se conserva.

El daño al ADN suele deberse a errores durante la división celular, o a causas externas al organismo, como factores ambientales.

Las células cancerosas tienen la capacidad de trasladarse a otras partes del cuerpo, crecer e invadir tejidos sanos; este proceso se denomina metástasis.

Dependiendo de su origen, las células cancerosas pueden comportarse de diferente manera, es por esto que para cada tipo de cáncer existe un tratamiento más efectivo que otro.

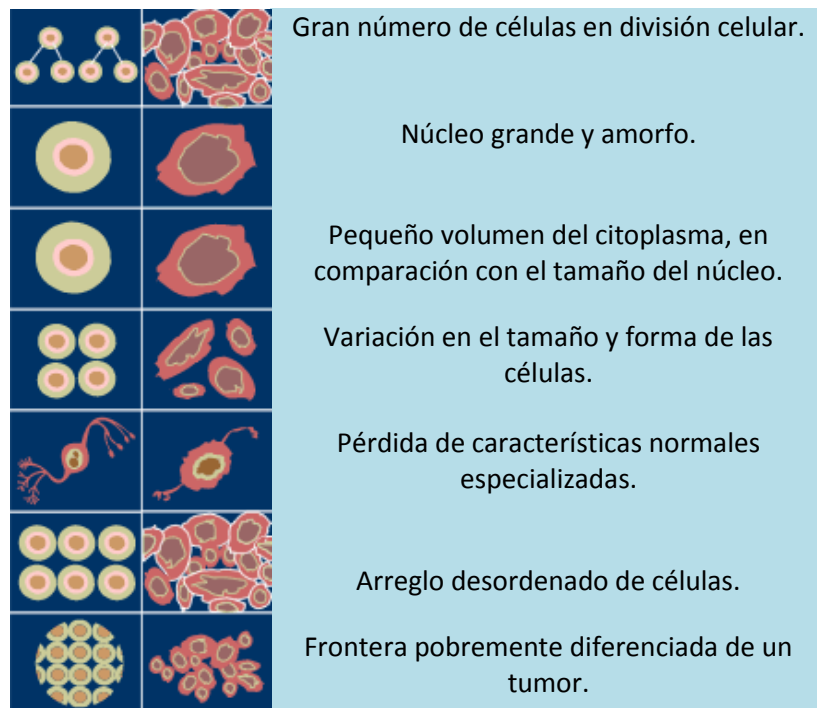


Figura . Esquema comparativo entre células normales (columna izquierda) y células cancerosas (columna derecha).

LA PRÓSTATA

La próstata es una glándula con forma de nuez, parte del sistema urinario y del sistema reproductor masculino. Proporciona nutrientes y la consistencia fluida al semen, y ayuda a regular la velocidad del flujo urinario. Su tamaño varía a través de los años, pero en promedio es de 4 cm de ancho por 3 cm de grosor.

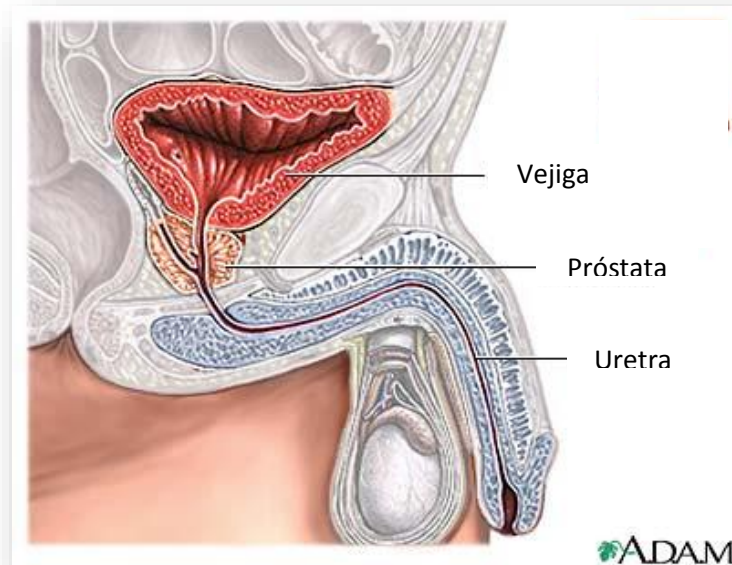


Figura .Corte sagital que muestra la ubicación anatómica de la próstata.

CÁNCER DE PRÓSTATA

El cáncer de próstata afecta en mayor medida a hombres de edades avanzadas que a hombres jóvenes. En los últimos años, se ha vuelto un problema de salud en países donde antes no lo representaba.

El cáncer de próstata es el tumor maligno más frecuente en los hombres mayores de 50 años.** Es la segunda causa de muerte en hombres

Representa la primera causa de muerte por cáncer en México, con una tasa de mortalidad de 13x100,000 habitantes.**



Figura .Evolución del cáncer prostático.

1.3.1 FACTORES DE RIESGO

Se han identificado los siguientes factores de riesgo para el cáncer de próstata:

- Edad: los adultos mayores representan la población más afectada, aunque recientemente se presentan con mayor frecuencia casos en adultos jóvenes. El grupo de edad más vulnerable es el de mayores de 65 años.**
- Herencia: tener un caso de cáncer de próstata en el historial familiar, aumenta las probabilidades de padecer la enfermedad.
- Dieta: una dieta de alto consumo de grasa animal es un factor de riesgo.
- Raza: es más común en hombres de raza blanca.

1.3.2 DIAGNÓSTICO

La mayoría de los casos de cáncer de próstata son asintomáticos; el historial médico y exámenes físicos, dan la pauta para realizar diferentes pruebas para realizar un diagnóstico. Problemas urinarios o sexuales, dolor de huesos, o antecedentes familiares, pueden producir sospecha de cáncer prostático. Con estos antecedentes, existen varias pruebas a realizar, que ayudan al médico a descartar o confirmar la sospecha.

1. ANTÍGENO PROSTÁTICO ESPECÍFICO (PSA). Es una prueba sanguínea que debe realizarse tanto en casos que aún no presentan síntomas, como en caso de tenerlos. También se realiza durante y después de recibir un tratamiento. Esta prueba forma parte de la etapificación de la enfermedad, y es un indicador de la existencia o ausencia de metástasis.

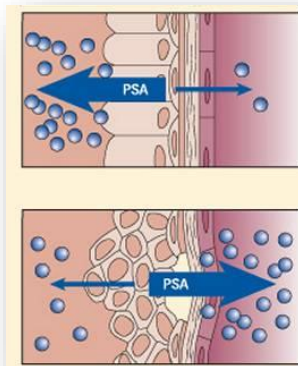


Figura .Arriba: situación normal de la glándula prostática; existe poca fuga de PSA al torrente sanguíneo.

Abajo: cáncer de la glándula prostática; existe una fuga considerable de PSA al torrente sanguíneo.

2. **EXAMEN DIGITAL RECTAL (DRE).** Este examen sirve para evaluar si el cáncer ha invadido uno o ambos lados de la próstata, así como la probabilidad de que órganos cercanos se encuentren dañados. Durante la prueba, usando guantes y un lubricante, el urólogo introduce un dedo en el recto de paciente para palpar bultos o zonas duras en la próstata, que pueden deberse a cáncer prostático.

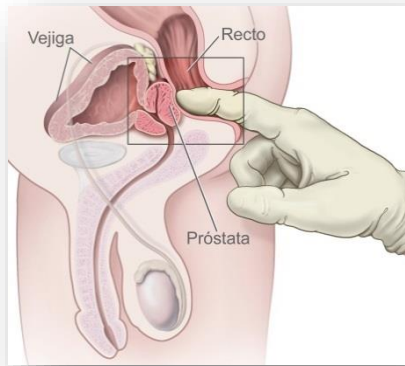


Figura .Examen digital rectal.

3. **ULTRASONIDO TRANSRECTAL (TRUS).** Este procedimiento se realiza en caso de tener altos niveles de PSA, o resultados anormales de DRE, aunque también suele realizarse como guía durante una biopsia, o en algunos tratamientos. Para realizarlo, un transductor previamente lubricado del tamaño de un dedo, es introducido en el recto del paciente para obtener imágenes de su próstata. Generalmente, el estudio dura alrededor de 10 minutos.

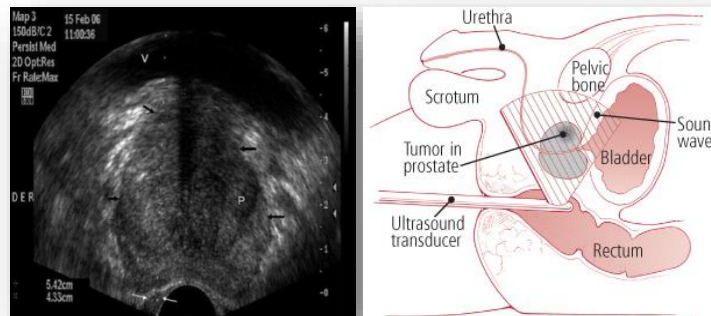


Figura .Ultrasonido transrectal.

4. **BIOPSIA.** Cuando se obtienen resultados anormales en pruebas como el DRE o PSA, es necesario realizar una biopsia de la próstata para complementar el diagnóstico. Una biopsia consiste en extraer una muestra de tejido para evaluarla bajo el microscopio. Para realizarla, el urólogo, con ayuda del TRUS y previa anestesia local, introduce una delgada aguja por el recto del paciente, la cual extrae un pequeño cilindro de tejido prostático en cuestión de fracciones de segundo; después de este procedimiento, es probable tener ligeros sangrados rectales, en la orina y/o semen. Una vez extraídas, las muestras se

envían al laboratorio para ser examinadas por un patólogo, quien se encarga de determinar si hay células cancerosas presentes, y de ser así, asignarles un grado.

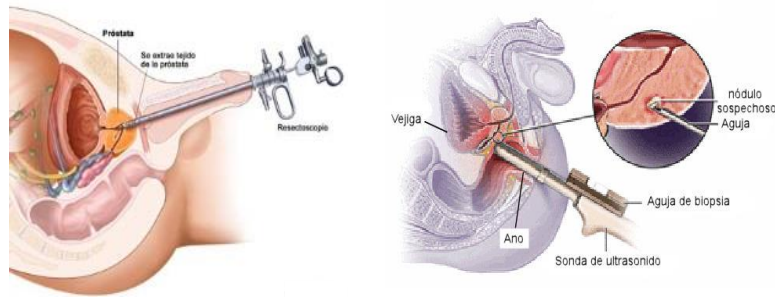


Figura .Biopsia de tejido prostático.

1.3.3 CLASIFICACIÓN DEL CÁNCER DE PRÓSTATA

El grado asignado por los patólogos a las células cancerosas, se basa en el sistema Gleason, el cual asigna grados del 1 al 5, dependiendo de cuán “normales” lucen las células cancerosas, siendo 5 el grado asignado a un tejido que luce muy anormal, y 1 el grado asignado a células cancerosas que lucen como células de tejido prostático normal.

Comúnmente, existen diferentes grados Gleason en diferentes regiones de la próstata, por lo que es necesario, de alguna manera, obtener sólo un número que sirva para dar idea del estado de la enfermedad. Así, se eligen los dos grados presentes en un área significativa de la próstata y se suman, consiguiendo entonces la llamada suma Gleason o puntaje Gleason, el cual puede ir de 2 a 10.

De acuerdo al puntaje Gleason, el cáncer puede dividirse en:

1. Bien diferenciado o de bajo grado, si la suma es menor o igual a 6.
2. Moderadamente diferenciado o de grado intermedio, si la suma es igual a 7.
3. Pobrementemente diferenciado o de alto grado, si la suma es mayor o igual a 8.

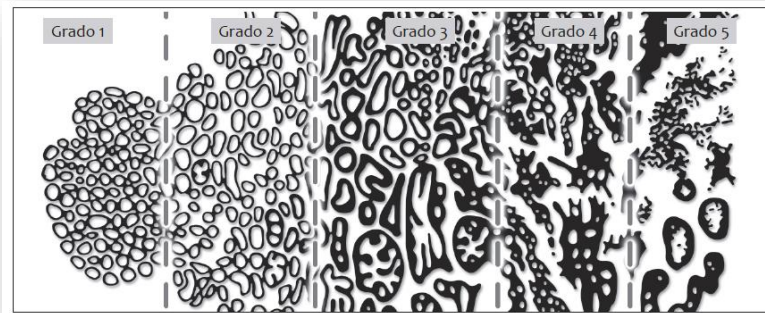


Figura .Grados Gleason de células cancerosas prostáticas.

1.3.4 ETAPIFICACIÓN

Para identificar la etapa del cáncer de próstata, se toman en cuenta los resultados de la biopsia, los niveles de PSA y los resultados de cualquier examen realizado que permita saber si existe metástasis. Un sistema de etapificación es muy importante, porque nos permite conocer cuán avanzado se encuentra el cáncer, y así evaluar cuál es el tratamiento oportuno.

1. Sistema de etapificación TNM (Tumour Node Metastasis):

En la actualidad es el sistema más recurrido, creado por el American Joint Committee of Cancer (AJCC), y es aplicable a cualquier caso de cáncer de próstata. Este sistema considera la siguiente información:

- Extensión del tumor primario.
- Esparcimiento a nodos linfáticos cercanos.
 - Metástasis.
 - Nivel de PSA.
- La suma Gleason, obtenida bien por una biopsia, bien por cirugía.

T- Tumor primario	
TX	Tumor primario no puede ser evaluado.
T0	No hay evidencia de tumor primario.
T1	Tumor clínicamente no aparente, no palpable o visible en imagen.
T1a	Descubrimiento histológico incidental de tumor en el 5% o menos del tejido extraído.
T1b	Descubrimiento histológico incidental de tumor en más del 5% del tejido extraído.
T1c	Tumor identificado por biopsia con aguja.
T2	Tumor confinado en la próstata.
T2a	El tumor se encuentra en la mitad de un lóbulo o menos.
T2b	El tumor se encuentra en más de la mitad de un lóbulo, pero no en ambos.
T2c	El tumor se encuentra en ambos lóbulos
T3	El tumor se extiende a través de la cápsula prostática.
T3a	Extensión extracapsular (unilateral o bilateral) incluyendo cuello de la vejiga.
T3b	El tumor invade vesículas seminales.
T4	El tumor está fijo o invade estructuras adyacentes que no son las vesículas seminales: esfínter externo, recto, músculos elevadores y/o pared pélvica.
N- Nodos linfáticos regionales	
NX	Los nodos linfáticos regionales no pueden evaluarse.
N0	No existe metástasis en nodos linfáticos regionales.
N1	Metástasis en los nodos linfáticos regionales.
M- Metástasis distal	
MX	Metástasis distal no puede evaluarse.
M0	No existe metástasis distal.
M1	Metástasis distal.
M1a	No metástasis en los nodos linfáticos regionales
M1b	Huesos
M1c	Otros sitios.

Tabla .Etapificación TNM para el cáncer de próstata.

Existen además, otros sistemas que permiten estadificar el cáncer de próstata, a saber:

2. Sistema Whitmore-Jewett: era comúnmente utilizado en el pasado, clasificaba el cáncer de próstata en etapas A, B, C y D.
3. Categorías de riesgo D'Amico: se usan para evaluar el riesgo de que exista metástasis, pudiendo realizar una clasificación de los pacientes en riesgo bajo, intermedio y alto. Se basa en los niveles de PSA, el puntaje Gleason y la etapa T del sistema TNM.

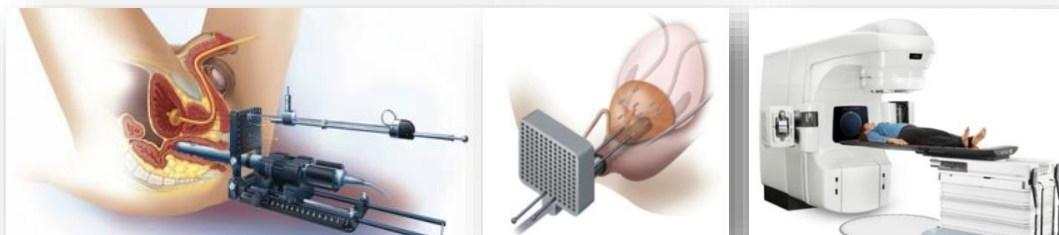
1.3.5 TRATAMIENTO

De acuerdo a las características particulares de la enfermedad, puede elegirse de entre las siguientes opciones de tratamiento, ya sea por separado o combinándolas:

- Cirugía
- Terapia expectante o vigilancia activa
- Criocirugía
- Terapia hormonal
- Quimioterapia
- Tratamiento con vacunas
- Tratamiento dirigido a hueso
- Radioterapia

La radioterapia puede usarse para tratar casos en los cuales el cáncer está confinado en la próstata y es de bajo grado, en conjunto con la terapia hormonal en los casos en que el cáncer se ha diseminado en órganos circundantes, cuando no se logró remover por completo el tumor en una cirugía o en caso de recurrencia, o bien, en casos avanzados de cáncer, para disminuir el tamaño del tumor y para aminorar los síntomas debidos a la enfermedad.

Un tratamiento de radioterapia puede darse por braquiterapia, o radioterapia de haz externo (EBRT).



Izquierda: Braquiterapia para el tratamiento de cáncer de próstata.

Derecha: Radioterapia de haz externo para el tratamiento de cáncer de próstata

EBRT

En esta modalidad, un acelerador lineal da los haces de radiación. Antes de iniciar el tratamiento, es necesario tomar imágenes del paciente que permitan ubicar de manera precisa la próstata, por medio de resonancia magnética o tomografía computarizada, por ejemplo.

3DCRT: los campos de radiación se colocan en ángulos específicos, con el colimador multihojas colocado de forma tal que el haz se adapte a la forma del tumor para proteger los órganos cercanos.

IMRT: en cáncer de próstata, es el método más común de EBRT. *Cuando la IMRT es la opción de tratamiento elegida, debe tenerse especial cuidado, ya que la posición de la próstata varía debido a la ocupación de órganos vecinos como la vejiga y el recto.*

Diversos estudios han demostrado el beneficio de escalar la dosis para mejorar el control tumoral (aumento del 15-20% en control bioquímico).

2. HAZ DE FOTONES

Es posible caracterizar a los haces de fotones mediante:

- Dosis a profundidad.
- Perfiles de dosis.
- Curvas de isodosis.

Una u otra forma de caracterización, se tiene con base al eje central del haz (CAX):

Dosis a profundidad	Perfil de dosis	Isodosis
A lo largo del CAX	Perpendicular al CAX Puede ser: ▪ In-line, hacia o desde el gantry del acelerador. ▪ Cross-line, de derecha a izquierda (o viceversa) del gantry del acelerador.	Plano paralelo o perpendicular al CAX

Tabla .

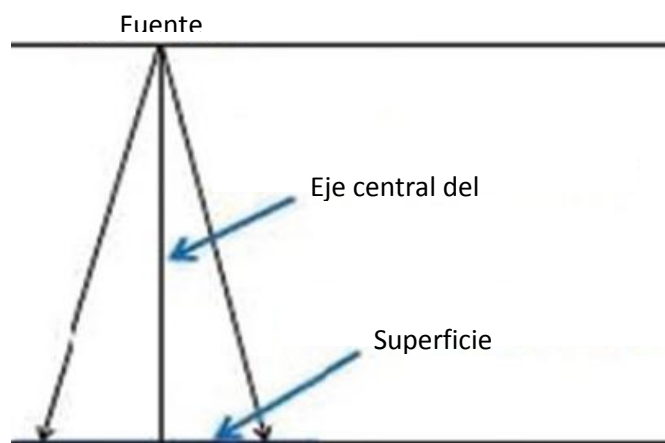


Figura .Representación de un haz de radiación, donde se muestra el eje central.

Un **perfil de dosis**, muestra la variación de la dosis a lo largo de una línea perpendicular al eje central del haz en una profundidad determinada. En un perfil de dosis, pueden distinguirse tres regiones:

1. **REGIÓN CENTRAL.** En esta región, idealmente plana, se tienen dosis arriba del 80% de la dosis en el eje central.
2. **PENUMBRA.** Es la región de gran caída de dosis, localizada en los bordes del haz, donde se encuentra entre el 80% y el 20% de la dosis en el eje central.
3. **UMBRA.** Esta es la región de mínima dosis, generalmente del 20% de la dosis en el eje central.

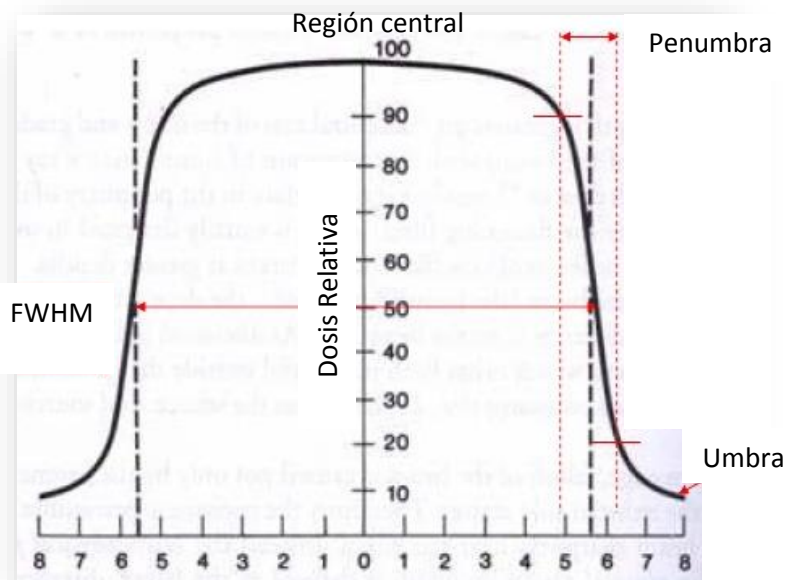


Figura .Representación de un perfil de dosis.

La penumbra tiene tres componentes:

- La **penumbra geométrica**: se debe a la condición de que la fuente tiene un tamaño finito.
- La **penumbra de transmisión**: se debe a la transmisión de fotones a través de los distintos colimadores del gantry.
- **Penumbra de dispersión**: resulta de la dispersión de fotones en el paciente.

La **penumbra física o penumbra total**: se debe a la combinación de la penumbra geométrica, la penumbra de transmisión, y a la dispersión de electrones en los bordes del haz.

Por lo general, el ancho de la penumbra oscila entre 7 y 12 mm, variando por la cantidad y la energía de los electrones secundarios y de fotones dispersados.

La penumbra se incrementa cuando:

- La profundidad es mayor.
- El tamaño de campo es mayor.
- La distancia fuente-superficie (SSD) es mayor.

Otras características de un perfil de dosis son:

CARACTERÍSTICA	DEFINICIÓN
Tamaño de campo	Distancia de un borde del campo al borde opuesto, al nivel del 50% de la dosis, con normalización del 100% en el eje central (básicamente FWHM)
Aplanado	Desviación del nivel de dosis a lo largo del ancho del campo.
Simetría	Desviación del nivel de dosis para dos puntos simétricos a partir del eje central.

Tabla. Características de un perfil de dosis.