UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Comparación de las Técnicas Dinámica y Estática para la Administración de la Dosis en Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)

Warly Rojas Díaz

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá D.C., Colombia
2011

Comparación de las Técnicas Dinámica y Estática para la Administración de la Dosis en Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)

Warly Rojas Díaz

Trabajo final presentado como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Física Médica

Director:
PhD. Maria Cristina Plazas

Línea de Investigación:
Radioterapia

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá D.C., Colombia
2011

A mis padres

Agradecimientos

Quiero dar las gracias a todas aquellas personas que de una u otra manera colaboraron en la realización del presente trabajo. En especial a mi directora Maria Cristina Plazas y a mi colega Gabriel Murcia Cañón por sus enseñanzas y apoyo incondicional.

De manera especial al Instituto Nacional de Cancerología E. S. E, lugar donde realicé mi practica hospitalaria y todas las medidas de este trabajo, por su importante colaboración en la disposición de los recursos necesarios.

A la Universidad Nacional de Colombia por darme la posibilidad de crecer profesionalmente.

A mis padres Georgy Rojas Fuentes y Juana Díaz Sanchez por su constante apoyo, a mi hermana Rosa Rojas por su colaboración y apoyo.

Resumen

En este trabajo se presenta la comparación de las técnicas dinámica y estática de administración de la dosis en Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) conocidas comunmente como Sliding Windows (SW) y Step and Shoot (SS) respectivamente. Se describe el aspecto técnico de la ejecución de tratamientos de IMRT y los mecanismos empleados para la evaluación y verificación de los planes. La comparación se realizó en términos de distribuciones de dosis e histogramas dosis-volumen (DHV), usando los siguientes parámetros: Índice de conformación, índice de homogeneidad, dosis promedio y la dosis dada a la fracción x del volumen total de órganos a riesgo. Adicionalmente Se realizó un estudio de los mapas de fluencia para verificar la capacidad del sistema de planeación Eclipse en modelar ambos modos de entrega.

Las pruebas dosimétricas realizas fueron las siguientes: La calibración de las películas radiográficas EDR2 de kodak en función de la dosis, el estudio de los histogramas dosis - volumen para cada juego de fluencias y plan de tratamiento, la comparación de las medidas de dosis absoluta en un punto con las dosis calculadas en éste y la comparación de las distribuciones de dosis medidas y las calculadas.

Los resultados muestran un buen modelado del sistema de planeación para convertir los mapas de fluencias actuales en mapas de fluencia reales, liberados por el MLC para ambos modos de entrega de la dosis.

En cuanto a las diferencias dosimétricas los resultados muestran que la técnica dinámica (SW) ofrece un desempeño ligeramente superior en términos de cubrimiento del blanco con respecto a la técnica estática con 5 niveles de intensidad. Al comparar la técnica SW con la estática usando 10 niveles de intensidad, el desempeño es muy similar. La técnica estática presenta un mejor desempeño aunque no significativo en lo que respecta a la protección de los órganos a riesgo.

Palabras Clave: Radioterapia de Intensidad Modulada, colimador multihojas (MLC), índice de conformación, mapas de fluencias, histogramas dosis-volumen

Abstract

This work presents the comparison of static and dynamic techniques of administration of the dose Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) commonly known as Sliding Windows (SW) and Step and Shoot (SS), respectively. It describes the technical aspects of implementing IMRT treatments and the mechanisms for evaluation and verification of the plans. The comparison was made in terms of dose distributions and dose-volume histograms (DVH), using the following parameters: conformation index, homogeneity index, average dose and the dose given to the fraction x of the total volume of organs at risk. Activities will include a study of fluence maps to verify the Eclipse planning system to model both modes of delivery.

Dosimetric tests performed were the following: Calibration of Kodak EDR2 radiographic films as a function of the dose, the study the dose - volume histograms for each set of fluences and treatment plan, the comparison of the absolute dose measurements a point with doses calculated in this and the comparison of dose distributions calculated and measures.

The results show a good modeling of the planning system to convert fluence maps actual in fluence real maps released by the MLC for both modes of delivery of the dose.

As for dosimetric differences, the results show that the dynamic technique (SW) offers a slightly higher performance in terms of coverage of the target with respect to the static technique with 5 levels of intensity. By comparing the technique SW and static technique using with 10 intensity levels, performance is very similar. The static technique presents a better performance although not significant in relation to the protection of organs at risk.

Keywords: Intensity Modulated Radiotherapy, multileaf collimato(MLC), conformation index, fluence maps, dose-volume histograms

Índice general

1. RADIOTERAPIA **3**

1.1. Radioterapia Convencional 4

1.2. Radioterapia Conformacional 4

2. RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA **10**

2.1. Conceptos Generales 10

2.2. Función objetivo 13

2.3. Modos de entrega 14

2.3.1. Sliding windows 15

2.3.2. Step and Shoot 17

2.4. Comparación de las distribuciones de dosis 19

2.5. Sistemas dosimétricos 21

2.5.1. Dosimetría por película radiográfica. 21

2.5.1.1. Formación de la imagen latente 22

2.5.1.2. Cuantificación de la dosis 22

2.6. Proceso de verificación 24

3. MATERIALES Y EQUIPOS **26**

3.1. Acelerador VARIAN Clinac iX. 26

3.2. Sistema de planeación computarizada TPS Eclipse 8.0 27

3.3. Cámara de ionización CC13 28

3.4. Cámara de ionización FC65-G 28

3.5. Electrómetro PTW Unidos E 29

3.6. Phantom CIRS 29

3.7. Phantom de agua sólida. 30

3.8. Escáner VIDAR VXR-16 Dosimetry PRO 31

3.9. Radiological Image Treatment (RIT113 V 5.1) 31

3.10. Peliculas Radiograficas EDR2 32

3.11. Procesador de Películas Radiográficas Kodak M35 X-OMAT 32

3.12. Otros Equipos 33

3.12.1. Simulador físico de agua. 33

3.12.2. Termómetro Digital 34

3.12.3. Barómetro de Presición 34

4. METODOLOGÍA **35**
4.1. Calibración del Escáner Vidar . . . 35
4.2. Dosimetría absoluta . . . 36
4.3. Curva sensitométrica . . . 36
4.4. Creación y evaluación de los planes de tratamiento. . . . 37
4.4.1. Plan 1 . . . 38
4.4.2. Plan 2 . . . 39
4.4.3. Plan 3 . . . 39
4.4.4. Plan 4 . . . 40
4.4.5. Plan 5 . . . 40
4.4.6. Plan 6 . . . 41
4.4.7. Plan 7 . . . 41
4.5. Creación de los planes de verificación. . . . 42
4.6. Ejecución de los planes de verificación . . . 43
4.7. Comparación de las distribuciones de dosis . . . 44

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN **45**
5.1. Calibración del Escáner Vidar . . . 45
5.2. Dosimetría absoluta . . . 45
5.3. Curva sensitométrica . . . 46
5.4. Evaluación de los planes de tratamiento . . . 48
5.4.1. Plan 1 . . . 48
5.4.2. Plan 2 . . . 52
5.4.3. Plan 3 . . . 57
5.4.4. Plan 4 . . . 61
5.4.5. Plan 5 . . . 64
5.4.6. Plan 6 . . . 68
5.4.7. Plan 7 . . . 72
5.5. Medida de la dosis absoluta en un punto . . . 75
5.6. Comparación de las distribuciones de dosis . . . 78
5.6.1. Plan 1 . . . 78
5.6.2. Plan 2 . . . 81
5.6.3. Plan 3 . . . 84
5.6.4. Plan 4 . . . 87
5.6.5. Plan 5 . . . 90
5.6.6. Plan 6 . . . 93

6. CONCLUSIONES **97**

Índice de figuras

1.1. Secuencia de eventos en la irradiación del tejido vivo 3
1.2. Protecciones generales para un tratamiento convencional de cáncer de cervix. 4
1.3. Volumenes a tener en cuenta en radioterapia 5
1.4. Comparación de la conformación de un blanco con bloques y con el colimador multihojas 6
1.5. Histograma dosis volumen 7
1.6. Construcción de pixels para el pulmón y PTV. 7
1.7. Descripción de como se construye el histograma dosis volumen diferencial y acumulativo 8

2.1. Comparación de la conformación obtenida con radioterapia 3D-CRT e IMRT 10
2.2. Campos de intensidad modulada incidiendo sobre un paciente 11
2.3. Diferencias en la planeación 3D-CRT (planeación directa) e IMRT (planeación inversa) 11
2.4. Filtro compensador 12
2.5. Colimador multihojas Millenium de 120 hojas 12
2.6. Formas de Radioterapia de Intensidad Modulada 14
2.7. Esquema representando el movimiento de un par de hojas enfrentadas en función del tiempo 15
2.8. Representación esquemática de entrega de un perfil de intensidad modulada usando la técnica sliding windows 15
2.9. Perfil de intensidad bajo las hojas 16
2.10. Esquema representando un perfil de intensidad modulada generado por la superposición de subcampos de intensidad uniforme 18
2.11. Representación esquemática de un perfil e intensidad modulada usando la técnica step and shoot 18
2.12. Esquema para ilustrar el índice gamma 20
2.13. Arreglo Bidimensional de diodos de Sun Nuclear Corporation: Mapchek 21
2.14. Sección transversal de una película 22
2.15. Curva sensitometrica para películas XV-2 y RPM-2 23
2.16. Diagrama esquematizando el procedimiento para un tratamiento de IMRT 24
2.17. Representación esquematica del proceso de verificación de las distribuciones de dosis . 25

3.1. Acelerador Clinac iX 27
3.2. Cámara cilíndrica CC13 28
3.3. Cámara cilíndrica FC65-G 28

3.4. Electrómetro PTW 29
3.5. Phantom cirs tomada de www.cirsinc.com 30
3.6. Phatom de agua de solida 30
3.7. Escaner de películas VIDAR 31
3.8. Película radiográfica EDR2 32
3.9. Procesador de Películas Radiográficas Kodak M35 X-OMAT 33
3.10. Simulador Físico de agua tomado de http://www.tru-med.com/quality-assurance/calibration-water-phantom-tanks.html 33
3.11. Termómetro digital modelo 07-402 34
3.12. Barómetro de precisión MK2 34

4.1. Pelicula de calibración de densidades ópticas 35
4.2. Condiciones geométricas utilizadas para la determinación del rendimiento del Clinac IX 36
4.3. Condiciones de irradiación para la determinación de la curva sensitométrica de la película EDR2 37
4.4. Simulador físico creado en el sistema de planeación Eclipse 42
4.5. Representación esquemática donde se muestra como los datos de la planeación sobre un paciente se exportan a las imágenes del phantom usado. 43
4.6. Ubicación de la pelicula en el phantom cirs 43
4.7. Película radiográfica en la cual se puede observar los puntos de control que se utilizan para alinear la distribución de dosis medida y la calculada. 44

5.1. Curva de calibración de densidades ópticas 45
5.2. Curva de calibración de unidades A/D en función de la dosis para la película EDR-2 . 47
5.3. Curva de calibración de densidades ópticas en función de la dosis para la película EDR-2 47
5.4. Configuración recomendada para la realización de la curva e calibración de las películas EDR-2 y disminuir los efectos de la sobre respuesta de la película a fotones dispersos de bajas energías. 48
5.5. Histograma dosis volumen plan comparativo PTV1 49
5.6. Histograma dosis volumen plan comparativo PTV11 49
5.7. Histograma dosis volumen plan comparativo recto 51
5.8. Histograma dosis volumen plan comparativo vejiga 51
5.9. Histograma dosis volumen plan comparativo PTV 53
5.10. Histograma dosis volumen plan comparativo nervio óptico derecho 54
5.11. histograma dosis volumen plan comparativo parotida izquierda 54
5.12. Histograma dosis volumen plan comparativo parotida derecha 55
5.13. Histograma dosis volumen plan comparativo medula espinal 55
5.14. Histograma dosis volumen plan comparativo PTV1 57
5.15. histograma dosis volumen plan comparativo PTV11 58
5.16. Histograma dosis volumen plan comparativo recto 59
5.17. Histograma dosis volumen plan comparativo vejiga 60
5.18. Histograma dosis volumen plan comparativo para el PTV1 61
5.19. Histograma dosis volumen plan comparativo para el PTV11 62
5.20. Histograma dosis volumen. Plan comparativo recto 63

5.21. Histograma dosis volumen plan comparativo vejiga 63
5.22. Histograma dosis volumen plan comparativo PTV1 65
5.23. Histograma dosis volumen plan comparativo PTV 11 65
5.24. Histograma dosis volumen plan comparativo recto 67
5.25. Histograma dosis volumen plan comparativo vejiga 67
5.26. Histograma dosis volumen plan comparativo PTV1 69
5.27. Histograma dosis volumen. Plan comparativo nervio óptico derecho 70
5.28. Histograma dosis volumen plan comparativo tallo cerebral 70
5.29. Histograma dosis volumen plan comparativo quiasma óptico 71
5.30. Histograma dosis volumen plan comparativo PTV 73
5.31. Histograma dosis volumen plan comparativo OAR plan 7 74
5.32. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 1.6 para el plan 1 79
5.33. Histograma y diagrama paso /fallo del índice gamma con la técnica dinámica para el plano 1.6 79
5.34. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 1 80
5.35. Histograma y diagrama de paso /fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 1.6 80
5.36. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 1 81
5.37. Histograma y diagrama de paso /fallo con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 1.6 81
5.38. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 1.6 para el plan 2 82
5.39. Histograma y diagrama de paso/fallo para el índice gamma con la técnica dinámica para el plano 1.6 82
5.40. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 1.6 83
5.41. Histograma y diagrama de paso/fallo para el índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 1.6 83
5.42. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 1.6 84
5.43. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 1.6 84
5.44. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 1.6 para el plan 3 85
5.45. Histograma y diagrama de paso/fallo para el índice gamma con la técnica dinámica para el plano 1.6 85
5.46. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 1.6 86
5.47. Histograma y diagrama de paso/fallo para el índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 1.6 86
5.48. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 3 87
5.49. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 1.6 87
5.50. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 1.6 para el plan 4 88

5.51. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma para la técnica dinámica para el plano 1.6 . . . 88
5.52. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 4 . . . 89
5.53. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica est´´atica con 10 niveles de intensidad para el plano 1.6 . . . 89
5.54. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 4 . . . 90
5.55. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad par el plano 1.6 . . . 90
5.56. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 1.6 para el plan 5 . . . 91
5.57. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica dinámica para el plano 1.6 . . . 91
5.58. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 1.6 92
5.59. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 1.6 . . . 92
5.60. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 5 . . . 93
5.61. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 1.6 . . . 93
5.62. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 1.6 para el plan 6 . . . 94
5.63. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica dinámica para el plano 1.6 . . . 94
5.64. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 6 . . . 95
5.65. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 6 . . . 95
5.66. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 6 . . . 96
5.67. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 1.6 para el plan 6 . . . 96

6.1. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 0.0 para el plan 1 . . . 99
6.2. Histograma y diagrama de paso/fallo con la técnica dinámica para el plano 0.0 . . . 100
6.3. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 1 . . . 100
6.4. Histograma y diagrama de paso/fallo con la técnica estática con 10 niveles de intensidad par el plano 0.0 . . . 101
6.5. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 1 . . . 101
6.6. Histograma y diagrama de paso/fallo con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 0.0 . . . 102
6.7. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 0.0 para el plan 2 . . . 102
6.8. Histograma y diagrama de paso/fallo con la técnica dinámica para el plano 0.0 . . . 103

6.9. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 0.0 103
6.10. Histograma y diagrama de paso/fallo con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 0.0 . . . 104
6.11. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 0.0 104
6.12. Histograma y diagrama de paso/fallo para el índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 0.0 . . . 105
6.13. Diferencia de dosis con la técnica dinámica para el plano 0.0 . . . 105
6.14. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica dinámica para el plano 0.0 . . . 106
6.15. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 3 . . . 106
6.16. Histograma y diagrama de paso/fallo con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 0.0 . . . 107
6.17. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 3 . . . 107
6.18. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 0.0 . . . 108
6.19. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 0.0 para el plan 4 . . . 108
6.20. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma para la técnica dinámica para el plano 0.0 . . . 109
6.21. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 4 . . . 109
6.22. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 0.0 . . . 110
6.23. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 4 . . . 110
6.24. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 0.0 . . . 110
6.25. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 0.0 para el plan 5 . . . 111
6.26. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica dinámica paar el plano 0.0 . . . 111
6.27. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 5 . . . 112
6.28. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano 0.0 . . . 112
6.29. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 5 . . . 113
6.30. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano 0.0 . . . 113
6.31. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano 0.0 para el plan 6 . . . 114
6.32. Histograma y diagrama de paso/fallo del pindice gamma con la técnica dinámica en el plano 0.0 para el plan 6 . . . 114

6.33. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 6 . . . 115
6.34. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 6 . . . 115
6.35. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 6 . . . 116
6.36. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano 0.0 para el plan 6 . . . 116
6.37. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano -1.6 para el plan 1 . . . 117
6.38. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma para la técnica dinámica para el plano -1.6 . . . 118
6.39. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano -1.6 118
6.40. Histograma y diagrama de paso/fallo con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 119
6.41. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano -1.6 119
6.42. Histograma y diagrama de paso/fallo con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 120
6.43. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano -1.6 para el plan 2 . . . 120
6.44. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma para la técnica dinámica para el plano -1.6 . . . 121
6.45. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano -1.6 121
6.46. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 122
6.47. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 2 . . . 122
6.48. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 123
6.49. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano -1.6 para el plan 3 . . . 123
6.50. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica dinámica para el plano plano -1.6 . . . 124
6.51. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 3 . . . 124
6.52. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 125
6.53. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 3 . . . 125
6.54. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 126
6.55. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano -1.6 para el plan 4 . . . 126
6.56. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica dinámica para el plano -1.6 . . . 127
6.57. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano -1.6 127

6.58. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 127
6.59. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 4 . . . 128
6.60. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 128
6.61. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano -1.6 para el plan 5 . . . 129
6.62. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica dinámica para el plano -1.6 . . . 129
6.63. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 5 . . . 130
6.64. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 130
6.65. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 5 . . . 131
6.66. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con l técnica estática con 5 niveles de intensidad para el plano -1.6 . . . 131
6.67. Diferencia de dosis con la técnica dinámica en el plano -1.6 para el plan 6 . . . 132
6.68. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica dinámica en el plano -1.6 para el plan 6 . . . 132
6.69. Diferencia de dosis con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 6 . . . 133
6.70. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 10 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 6 . . . 133
6.71. Diferencia de dosis con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 6 . . . 134
6.72. Histograma y diagrama de paso/fallo del índice gamma con la técnica estática con 5 niveles de intensidad en el plano -1.6 para el plan 6 . . . 134

Índice de cuadros

4.1. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 1. . . . 38
4.3. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV11 del Plan 1 . . . 38
4.5. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV del Plan 2 39
4.7. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 3 . . . 39
4.9. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV11 del Plan 3 . . . 39
4.11. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 4 . . . 40
4.13. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para para el PTV11 del Plan 4 40
4.15. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 5 . . . 40
4.17. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV11 del Plan 5 . . . 41
4.19. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 6 . . . 41
4.21. Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV del Plan 7 42

5.1. Rendimiento del acelerador líneal 46
5.2. Unidades monitor necesarias para entregar la dosis correspondiente a la profundidad de referencia 46
5.3. Índice de conformación y de homogeneidad de los volumenes PTV1 y PTV11 en los tres modos de entrega 50
5.4. Dosis promedio y dosis dada a la fracción x de volumen para los órganos a riesgo: Recto y vejiga 52
5.5. Índice de conformación y homogeneidad para el PTV del plan 2 53
5.6. Dosis promedio y dosis dada a la fracción x del volumen total de órgano para el plan 2 56
5.7. Índices de conformación y de homogeneidad de los PTV 1 y PTV11 para los tres modos de entrega 58
5.8. Valores de la dosis promedio y porcentaje de dosis a la fracción x del volumen total del órgano 60
5.9. Índices de conformación y homogeneidad para los volumenes blanco PTV1 y PTV11 para el plan 4 62
5.10. Dosis promedio y dosis dada a la fracción x del volumen total del órgano para el plan 4 64
5.11. Índices de conformación y homogeneidad para los volumenes PTV1 y PTV11 66
5.12. Valores de dosis promedio y de la dosis dada a la fracción x de volumen 68
5.13. Índices de conformación y homogeneidad 69
5.14. Valores de dosis promedio y de dosis dada a la fracción x de volumen 71
5.15. Índices de conformación y homogeneidad para el plan 7 73

5.16. Valores de dosis promedio y de la dosis dada a la fracción x de volumen 74
5.17. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica dinámica en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 1 75
5.18. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 5 niveles de intensidad en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan1 75
5.19. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 10 niveles de intensidad en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 1 75
5.20. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica dinámica en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 2 76
5.21. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 5 niveles de intensidad en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 2 76
5.22. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 10 niveles de intensidad en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 2 76
5.23. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica dinámica en los planos 1.6 y 0.0 para el plan 3 76
5.24. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 5 niveles de intensidad en los planos 1.6 y 0.0 para el plan 3 76
5.25. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 10 niveles de intensidad en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 2 76
5.26. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica dinámica en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 4 77
5.27. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 5 niveles de intensidad en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 4 77
5.28. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 10 niveles de intensidad en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 4 77
5.29. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica dinámica en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 5 77
5.30. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 5 niveles de intensidad en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 5 77
5.31. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática co 10 niveles de intensidad en los planos 1.6, 0.0 y -1.6 para el plan 5 77
5.32. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica dinámica en los planos 1.6 y 0.0 para el plan 6 78
5.33. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 5 niveles de intensidad en los planos 1.6 y 0.0 para el plan 6 78
5.34. Comparación de la dosis calculadas y medidas para la técnica estática con 10 niveles de intensidad en los planos 1.6 y 0.0 para el plan 6 78

Lista de Abreviaturas

ADN: Ácido Desoxirribonucleico
3D-CRT: Conformal Radiation Therapy
CT: Computed Tomography
CTV: Clinical Target Volume
DRR: Digitally Reconstructed Radiographs
DVH: Dose Volume Histogram
IAEA: International Atomic Energy Agency
ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy
GTV: Gross Target Volume
MLC: Multileaf Collimator
OAR: Organ at Risk
OD: Optical density
PTV: Planning Target Volume
SLIDING WINDOWS: Ventana Deslizante
SW: SLIDING WINDOWS
STEP AND SHOOT: Paso y Disparo
SS 10: Step and Shoot con 10 niveles de intensidad
SS 5: Step and Shoot con 5 niveles de intensidad
SSD: Source Surface Distance
TCP: Probabilidad de Control Tumoral
TPR: Tissue Phantom Ratio
TPS: Treatment Planning System
UM: Unidades Monitor

INTRODUCCIÓN

La Radioterapia es una de las tres modalidades para el tratamiento médico de las enfermedades de tipo oncológico, junto con la cirugía y la quimioterapia. Ésta basada en el empleo de radiaciones ionizantes para proporcionar una dosis adecuada de radiación, con el objetivo de eliminar las células malignas de la zona del organismo donde éstas se encuentren (tratamiento local). Tratando de minimizar tanto como sea razonablemente posible, las dosis en las estructuras o tejidos sanos circundates.

Desde sus inicios, poco después del descubrimiento de los rayos X por William Conrand Röentgen en 1895, de la radiactividad natural por Henri Bequerel y del Radio 226 (Ra^{226}) por los esposos Pierre y Marie Curie, el avance de la Radioterapia ha ido de la mano con el progreso tecnológico. La mejor comprensión de la radiación ionizante y de los mecanismos mediante los cuales se deposita su energía en los tejidos, en conjunto con el advenimiento de la computación y el desarrollo de los aceleradores lineales de uso clínico, han permitido la evolución de la radioterapia a lo que conocemos hoy día. Las modalidades de tratamiento se han vuelto cada vez más complejas y nuevas formas de radioterapia [1] han surgido. Entre ellas, la Radioterapia conformacional (3D-CRT: Three Dimensional Conformal Radiation Therapy), y la Radioterapia de intensidad modulada (IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy).

La Radioterapia de intensidad modulada es una optimización de la Radioterapia conformacional más avanzada y precisa que se centra en la formación de distribuciones de dosis altamente confomada al volumen blanco. Para ello utiliza haces de radiación de intensidad variable, en los que se modula o controla la intensidad del haz. Ésto se realiza diviendo cada haz en pequeñas subdivisiones llamadas ´rays´ o ´beamlet´ a los cuales se les asigna pesos de forma óptima. Lo cual se lleva a cabo en el proceso conocido como planeación inversa en donde un algoritmo de cálculo determina el mapa de fluencia óptima que ha de incidir sobre el paciente y que cumple con los requisitos del plan de tratamiento. De esta manera se pueden obtener distribuciones de dosis más ajustadas a la forma tridimensional del blanco y una mayor protección de los órganos a riesgo.

Para modular la intensidad el haz se pueden utilizar filtros compensadores [2], aunque las técnicas más empleadas en la actualidad se implementan con la ayuda de colimadores multiláminas (MLC); en los cuales por medio del movimiento de las hojas del colimador, ya sea en forma dinámica (SW), ó en forma estática (SS) se puede modular la intensidad del haz.

Dado la complejidad de la IMRT, es necesario llevar a cabo un programa de garantia de calidad, más complejo al usado en la 3D-CRT. Tal complejidad lleva intrínsecamente consigo un aumento en el riesgo de errores, razón por la cual tal programa debe ser mucho más riguroso y preciso. El objetivo es verificar y asegurar que se entregue con exactitud, la dosis prescrita por el médico oncólogo radioterapeuta y con la ubicación precisa en el paciente.

El principal objetivo de este trabajo es determinar las diferencias dosimétricas al emplear los modos de entrega de la dosis en IMRT (SW y SS) cuando se emplea el mismo mapa de fluencia óptimo. Para ésto se realizó un estudio de las distribuciones de dosis y de los histogramas dosis - volumen. El segundo objetivo es determinar por medio de un análisis de mapas de fluencia, la capacidad del sistema de planeación para modelar ambos modos de entrega. Es decir, ver la capacidad del sistema para convertir mapas de dosis actuales (fluencias actuales) en mapas de dosis reales liberados por el MLC (fluencias reales).

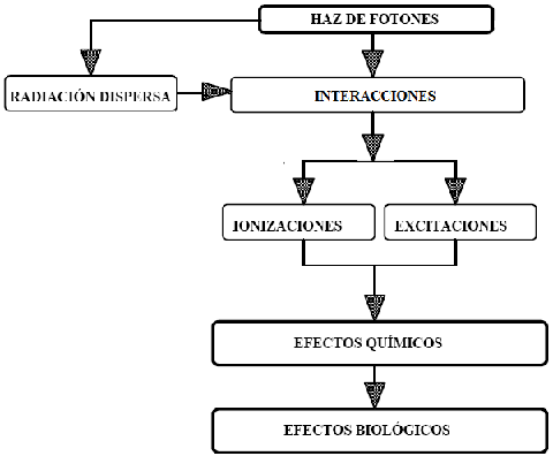
Este trabajo está organizado en seis capitulos. En el primero de ellos se muestra una visión general acerca de la radioterapia convencional. En el capítulo 2 se hace una descripción de la radioterapia de intensidad modulada, se describe el aspecto técnico de la ejecución de tratamientos de IMRT y los mecanismos empleados para la evaluación y verificación de los planes. En el capítulo 3 se detallan los materiales y equipos empleados. En el 4 capítulo se describen los métodos utilizados. En el 5 capítulo se muestran los resultados obtenidos y el análisis de éstos y las conclusiones en el capítulo 6.

Capítulo 1

RADIOTERAPIA

La Radioterapia es una especialidad médica que se ocupa del tratamiento de las enfermedades de tipo oncológico, mediante el empleo de radiaciones ionizantes, utilizando para ello la capacidad de éstas para producir alteraciones biológicas sobre los tejidos. Tales alteraciones son el resultado de las interacciones de los fotones o de las partículas cargadas con los átomos constituyentes del tejido. Puede hablarse del desarrollo de tres fases sucesivas: Inicialmente una fase física donde se presentan las interacciones de las radiaciones ionizantes con los electrones del medio, produciendo ionizaciones y excitaciones. Luego se presenta una fase química donde los átomos y moléculas afectados por la irradiación reaccionan químicamente entre si y con otros componentes celulares, produciendo cierto grado de lesiones en la cadena de ADN. Posteriormente la fase biológica que inicia con la activación de reacciones enzimáticas que actúan sobre las regiones dañadas, de tal modo que algunas de las lesiones radioinducidas son reparadas con éxito y otras lesiones no son reparadas conduciendo a la muerte celular.

Figure 1.1: Secuencia de eventos en la irradiación del tejido vivo



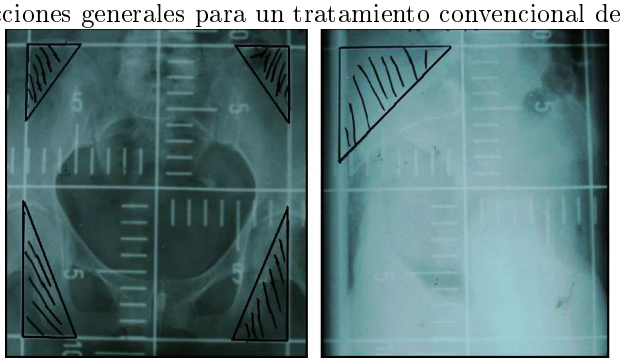
Debido a que la acción de la radiación no es selectiva, es decir, que afecta tanto a células tumorales como a células sanas, se puede generar estos efectos en el tejido sano. Sin embargo las células tumorales son más sensibles a la radiación ya que no pueden reparar el daño de forma tan eficiente como lo hace el tejido normal.

1.1. Radioterapia Convencional

La radioterapia convencional o de campos abiertos, es aquella que se caracteriza porque la región a irradiar es amplia y los campos empleados son fundamentalmente de forma rectangular. Salvo algunas protecciones generales. En esta técnica no existe un ajuste a un blanco, ya que no se puede determinar su ubicación, sino que se presupone su localización por medio de referencias anatómicas. Para establecer el tamaño de los campos y donde deben centrarse. El médico se basa en información de radiografías convencionales o de imágenes de fluoroscopia. Además de su conocimiento de la relación relativa de los órganos internos con respecto a la anatomía ósea.

En la siguiente figura se muestran los campos anteroposterior y lateral empleados en un tratamiento de radioterapia convencional de un cáncer de cervix. Se pueden observar las protecciones a crestas iliacas y cabezas femorales en el campo anteroposterior y la protección al sacro en el campo lateral derecho.

Figura 1.2: Protecciones generales para un tratamiento convencional de cáncer de cervix.



La principal limitación para la radioterapia convencional o radioterapia 2D, esta relacionada con la dificultad para establecer mediante las imágenes la extensión y la forma del tumor. Así como la imposibilidad de definir las estructuras sensibles u órganos de interés. Lo cual conlleva al inconveniente de no poder cuantificar las dosis en esos órganos a riesgo. Otra limitación es el hecho de que los sistemas de planificación en 2D, consideran que el paciente es uniforme, es decir, que los algoritmos que usan no tienen en cuenta los cambios de densidad en los tejidos. Lo cual introduce errores en el cálculo de la distribución de dosis.

1.2. Radioterapia Conformacional

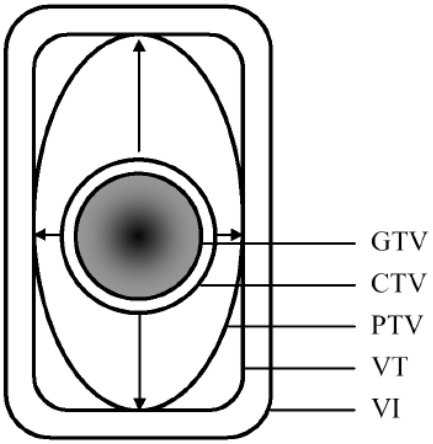
La radioterapia conformacional o 3D-CRT (3D Conformal Radiation Therapy) es la modalidad de tratamiento que permite irradiar el volumen blanco definido previamente en una imagen anatómica tridimensional del paciente, por medio de un conjunto de haces fijos de radiación individualmente ajustados a la proyección bidimensional del blanco y cuya intensidad es uniforme a través del campo. Es importante aclarar que esta uniformidad puede ser modificada con la utilización de dispositivos simples que modifican la fluencia del haz, tales como cuñas y/o filtros compensandores. De esta forma se producen distribuciones de dosis más acordes con el volumen a irradiar disminuyendo la dosis en estructuras u órganos a riesgo.

La información anatómica es usualmente obtenida en forma de imágenes transversales con cortes separados entre 2mm a 5mm, las cuales pueden ser procesadas para reconstruir la anatomía en

cualquier plano o en tres dimensiones. Generalmente las imágenes utilizadas provienen de una Tomografía Axial Computarizada (TAC). En éstas imágenes se delimitan por parte del médico radioterapeuta corte a corte, volúmenes blancos con márgenes apropiados, siguiendo para ello las recomendaciones de la Comisión Internacional de Medidas y Unidades de la Radiación ICRU 50 y 62 [3][4].

Entre los volúmenes blancos a definir están: El volumen tumoral macroscópico (Gross Tumor Volumen: GTV) que corresponde a la enfermedad palpable o visible. El volumen blanco clínico (Clinical Target Volumen: CTV) que contiene al GTV y márgenes adicionales que tienen en cuenta la presencia de enfermedad microscópica y el volumen blanco de planeación (Planning Tumor Volumen: PTV), el cual es un concepto básicamente geométrico, ya que por el contrario al GTV y a CTV no se define en términos clínicos. Es un volumen que engloba al CTV con márgenes adicionales para tener en cuenta las variaciones por los movimientos de los órganos internos del paciente. También se deben delimitar los órganos a riesgo, que se definen como aquellos órganos cuya cercanía o sensibilidad a la radiación es tal, que las dosis recibidas por éstos en un plan dosimétrico de tratamiento podría ser significativas con respecto a su tolerancia. En la figura 1.3, se ilustran éstos volúmenes.

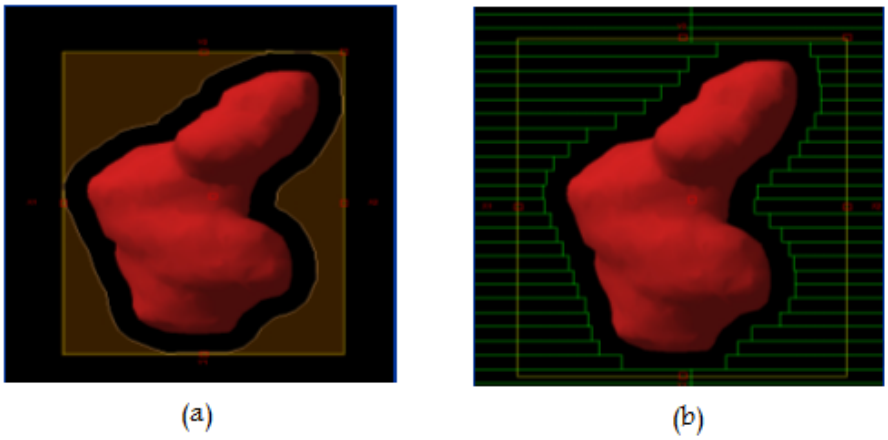
Figura 1.3: Volumenes a tener en cuenta en radioterapia



La principal herramienta para la conformación de los haces es mediante la utilización de bloques protectores en plomo o en un material conocido como cerrobend resultado de la composición de bismuto (50 %), plomo (26.7 %), estaño (13.3 %) y cadmio (10 %), la aleación resultante tiene una densidad de $9.64 g/cm^3$ [5] y ofrece la ventaja de tener un bajo punto de fusión aproximadamente 70°C en comparación a el plomo que tiene un punto de fusión de cerca de 328°C.

En la actualidad en la mayoría de los centros, se efectúa la conformación con la ayuda del colimador multihojas (MLC). El colimador multihojas es un dispositivo que esta formado por un conjunto de láminas de tusgteno a continuación una de la otra, acopladas a motores controlados por computador cuyo movimiento permite tomar la forma deseada. En la siguiente figura 1.4 podemos observar la conformación de un blanco con bloques y con multihojas.

Figura 1.4: Comparación de la conformación de un blanco con bloques y con el colimador multihojas

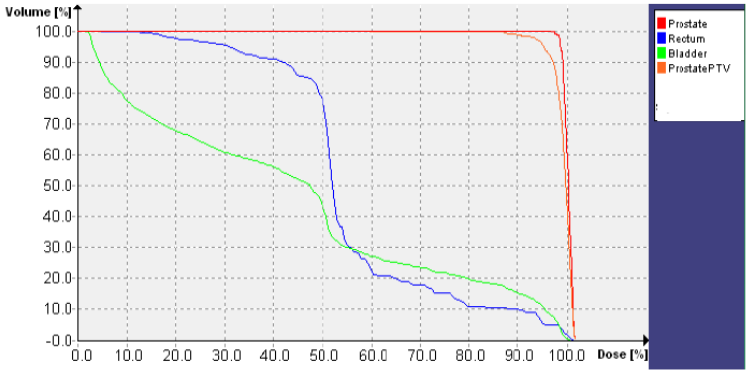


El colimador mutilaminas (MLC) se desarrolló con el objetivo de reemplazar los bloques de protección, debido a las desventajas que presentaban éstos: En primer lugar, su fabricación consume tiempo e involucra la manipulación de materiales potencialmente tóxicos [6], además el bloque debe ser colocado y removido de la bandeja del acelerador por el técnico para cada campo de tratamiento y para cada paciente. Lo que involucra más tiempo aún en el tratamiento. También es posible que se produzca el intercambio entre bloques correspondientes al mismo paciente y entre pacientes con consecuencias graves en los tratamientos. Además como los bloques son pesados existe la posibilidad de generar lesiones en el paciente o en el técnico que los manipula.

Una vez definido los volúmenes a tratar, los órganos a riesgo y la dosis prescrita, el primer paso en la planeación de tratamiento consiste en determinar el modelado de los diferentes campos de irradiación, es decir, su número, ángulos de incidencia y apertura de los campos. Para esta selección existe una herramienta que permite ver los volumenes blanco y otras estructuras en diferentes direcciones en planos perpendiculares al eje del haz como si fuera observado desde la vista de la fuente de radiación (beam eye view). La direcciones de los haces que crean una gran separación entre los volúmenes blanco y las estructuras criticas son generalmente preferidos a menos que otras limitaciones tales como la colisión del gantry con la camilla o con el paciente excluya las direcciones escogidas usando el beam eye view [7].

La superposición de diversos campos conformados con diferentes ángulos de incidencia, logra la conformación volumétrica de la dosis en el volumen blanco. La posibilidad de evaluar la distribución de dosis en tres dimensiones considera un nuevo concepto: El histograma dosis volumen. Éste resume gráficamente la gran cantidad de información de la distribución de dosis en 3D en todo el volumen del blanco o en una estructura anatómica normal. La herramienta permite hacer una evaluación de la calidad del plan de tratamiento y comparar varios planes con el fin de escoger el más adecuado. En la siguiente figura 1.5 se puede apreciar un histograma dosis-volumen acumulado para un plan de tratamiento de un cáncer de próstata.

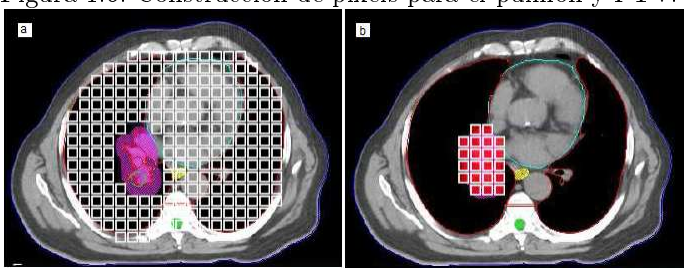
Figura 1.5: Histograma dosis volumen



En el histograma cada órgano y cada PTV se representa por una curva de color determinado. Los valores de la ordenada representan la dosis absorbida y los valores de la abscisa representan el volumen normalizado, de manera que cada punto sobre una curva en esta figura representa el volumen de órgano o tejido que está recibiendo al menos la dosis señalada [8].

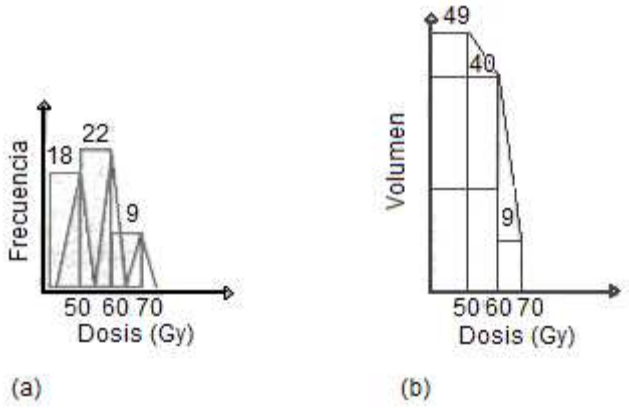
Para la construcción del histograma dosis - volumen se dividen los volúmenes de interés en pequeños elementos llamados voxels. En la figura 1.6 podemos apreciar como se pixela el PTV y el pulmón en 2D, luego se generan los voxels.

Figura 1.6: Construcción de pixels para el pulmón y PTV.



El histograma dosis volumen diferencial se obtiene de la agrupación de éstos elementos de volumen por frecuencias dentro de una distribución de dosis en rangos discretos. Por ejemplo en la figura 1.7 podemos apreciar el número de voxels con una dosis entre 60 y 70 Gy es 9.

Figura 1.7: Descripción de como se construye el histograma dosis volumen diferencial y acumulativo



El histograma acumulativo, que es el más usado, toma estas distribuciones de frecuencias y agrupa cada distribución como una dosis acumulativa menor que un rango de dosis en particular. En la figura 1.7 hay 22 voxels con una dosis entre 50 y 60 Gy y 18 voxel con dosis entre los 40 y 50 Gy, de esta forma hay 40 voxel con dosis de 60 Gy o menos, tal y como se muestra en el histograma acumulativo. Debido a que los voxels son generalmente pequeños, las líneas que unen los puntos son suaves. Por lo tanto desaparece el histograma y aparece una curva.

Para la evalución de la distribución de dosis, se definen ciertas cantidades que me permiten cuantificar la calidad de un plan de tratamiento, entre ellas tenemos: El índice de conformación y el índice de homogeneidad. El primero cuantifica la conformación de la dosis en el volumen blanco, éste se define como:

$$CI = \frac{V_{RI}}{TV} \tag{1.1}$$

Donde:

CI es el indice de conformación.

V_{RI} es el volumen encerrado por la isodosis de referencia.

TV es el volumen blanco (PTV)

Un índice de conformación igual a 1 corresponde a una conformación ideal, si éste es mayor a 1 indica que el volumen irradiado es mayor que el volumen blanco e incluye tejido sano. Si el índice de conformación es menor que 1 indica que el volumen blanco es irradiado parcialmente.

Según las guías de RTOG el índice de conformación debe estar dentro de 1 y 2 para considerar que se cumple con el plan de tratamiento, un índice entre 2 y 2,5 o 0,9 y 1 se considera una violación menor. Índices de conformación menores a 0,9 y mayores a 2,5 se consideran una violación mayor [9].

El índice de homogeneidad como su nombre lo indica determina la homogeneidad de la dosis dentro del PTV y se define como:

$$IH = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{mean}} \tag{1.2}$$

Donde:

IH es el índice de homogeneidad.

D_{max} es la máxima dosis en el blanco

D_{min} es la mínima dosis en el blanco

D_{mean} es la dosis promedio en el volumen blanco

Entre más cercano a cero se encuentre el índice de homogeneidad, más homogenea es la distribución de dosis en el volumen blanco.

Para órganos a riesgo se utiliza la dosis promedio y la cantidad $D_{(x)V}$ que se define como la dosis entregada a la fracción x de volumen total [10] con x tomando los valores de: $x = 1/3$ $x = 2/3$.

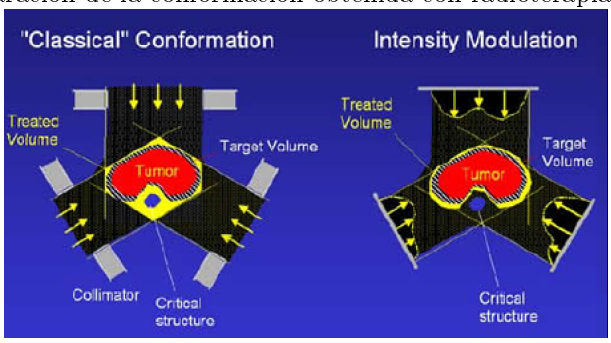
Capítulo 2

RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA

2.1. Conceptos Generales

En radioterapia conformacional (3D-CRT) como ya se mencionó en la sección 1.2, se utilizan varios campos de radiación con diferentes ángulos de incidencia ajustados individualmente a la proyección bidimensional del volumen blanco. Ésto permite concentrar la dosis prescrita en éste volumen y disminuir la dosis en los órganos a riesgo. Sin embargo, cuando el órgano a riesgo se encuentra localizado en una concavidad del volumen blanco o muy cercano a éste, la radioterapia conformacional no permite proteger el órgano en riesgo [1], pues sólo se pueden generar distribuciones de dosis con formas rectas, como se observa en la siguiente figura 2.1.

Figura 2.1: Comparación de la conformación obtenida con radioterapia 3D-CRT e IMRT

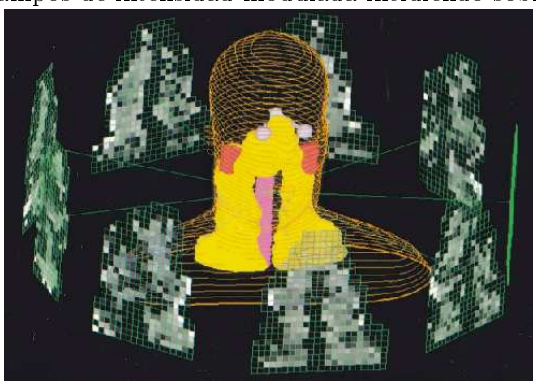


Se puede observar en la figura 2.1 que con utilización de la radioterapia 3D-CRT se logra una buena conformación del blanco; sin embargo, vemos que la estructura a riesgo esta recibiendo una dosis similar a la dosis recibida por el blanco (zona amarrilla), lo cual no es deseable. Ésto no sucede en intensidad modulada ya que se puede obtener distribuciones de dosis con concavidades permitiendo obtener valores más bajos de dosis en la estructura a riesgo.

La radioterapia con intensidad modulada se podría definir como una extensión de la radioterapia conformacional (3D-CRT) más sofisticada y precisa. En ésta técnica de tratamiento es posible producir una mayor conformación de la distribución de dosis, es decir, la distribución se ajusta en forma

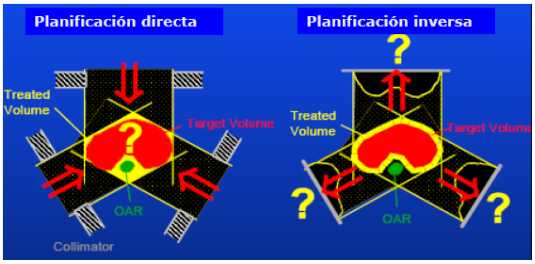
más precisa a la representación tridimensional del volumen blanco, permitiendo invaginaciones o concavidades, lo cual no es posible en radioterapia conformacional. Para ajustarse al volumen blanco se emplean haces de radiación no uniformes o de intensidad variable que inciden sobre el paciente. Para ésto cada haz se divide en pequeñas subdivisiones llamados beamlets a los cuales se les asignan pesos o niveles de intensidad de forma óptima. En la siguiente figura podemos apreciar varios campos de radiación con intensidad no uniforme que inciden sobre el paciente.

Figura 2.2: Campos de intensidad modulada incidiendo sobre un paciente



El proceso para asignar niveles de intensidad a cada beamlets es conocido como planeación inversa, en ésta él usuario define el valor de dosis deseado en el PTV y los valores de dosis máxima permisible en los diferentes órganos a riesgo, penalizándose las diferencias respecto a éstos valores. El software de planeación define una función objetivo que incorpora las restricciones de dosis y a través del proceso de optimización de esta función se encuentran los mapas de fluencia óptimos que dan lugar a las distribuciones de dosis requeridas [1]. Caso contrario a la radioterapia conformacional en donde el proceso de planeación es un proceso de ensayo y error. Donde el Físico Médico define el modelado de los haces (dirección, número y tamaño), el ajuste del colimador multihojas, el peso de cada uno de los haces, así como, el uso de filtros en cuña. Después calcula la dosis y evalúa su distribución para determinar si el plan es aceptable, de no serlo se modifican manualmente algunos parámetros hasta que el plan sea completamente satisfactorio. Éste proceso es conocido como planeación hacia adelante (planning forward). En la siguiente figura se ilustra la diferencia en la planeación para radioterapia conformacional y radioterapia de intensidad modulada comentada anteriormente.

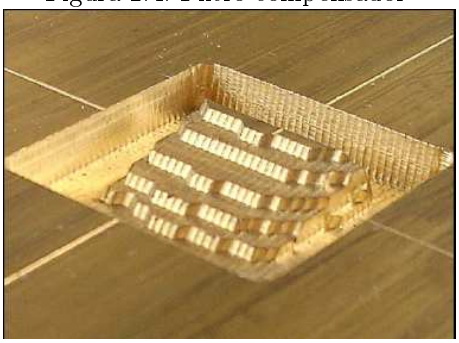
Figure 2.3: Diferencias en la planeación 3D-CRT (planeación directa) e IMRT (planeación inversa)



Existen diferentes formas para modular la intensidad del haz. Una es utilizando filtros compensadores que se interponen en la trayectoria de éste, los cuales atenúan la radiación en forma diferenciada [2]. Ésto se logra permitiendo que el filtro tenga distintos espesores del material con que esta

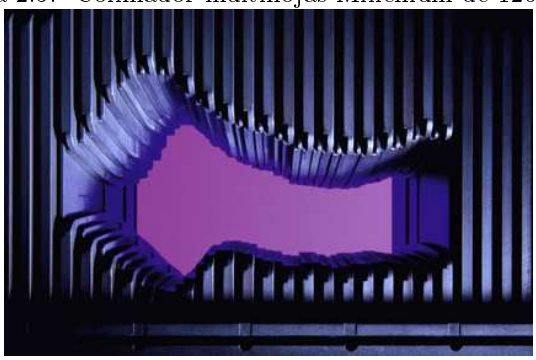
construido. Los filtros deben ser elaborados a la medida en cada uno de los haces que inciden sobre el paciente; para la elaboración de los filtros el método más usado es el tallado con fresa de control numérico, en el que se talla el bloque de metal, normalmente plomo o latón, adelgazando aquellas zonas donde la fluencia debe ser mayor. Otro sistema utilizado es el compensador de Ellis, que consiste en múltiple barras de espesores predefinidos que se ensamblan para formar un filtro con distintos espesores.

Figura 2.4: Filtro compensador



La forma más común de modular la intensidad es usando colimadores multihojas, los cuales están constituidos por una serie de láminas de una aleación de tungsteno. una a continuación de la otra, acopladas a motores controlados por ordenador cuyo movimiento permite generar el mapa de intensidad deseado. En la siguiente figura podemos apreciar el colimador multihojas millenium de Varian con 120 hojas.

Figura 2.5: Colimador multihojas Millenium de 120 hojas



Para la construcción de los colimadores se utilizan aleaciones de tungsteno dado su dureza y alta densidad (aproximadamente de 17 a 18,5 g/cm^3), además tiene la ventaja de tener un bajo coeficiente expansión, así las partes pueden ser mecanizadas con tolerancias exigentes [11], la cual es una consideración importante en lo que respecta a la separación entre hojillas.

2.2. Función objetivo

En el proceso de planificación inversa el físico médico que realiza la planeación, especifica la dirección de los haces, la dosis a entregar al volumen blanco y la dosis límite a estructuras sensitivas o críticas. De ahora en adelante para referirnos tanto a la dosis objetivo como a las dosis límite en órganos a riesgo los denotaremos como objetivos. Con base en los objetivos entonces un algoritmo de optimización calcula los patrones de intensidad que crean las distribuciones de dosis que mejor se adapten a la prescripción [12]. La especificación de los objetivos se realiza con un simple valor de dosis, o varios puntos en el histograma dosis - volumen. Internamente, el sistema de planeación representa los objetivos en una función que lleva su nombre (función objetivo), la cual es maximizada o minimizada por el algoritmo de optimización. Existen factores de importancia que se usan para cambiar el peso relativo dado a los diferentes objetivos, se utilizan para operar el algoritmo para lograr alcanzar el resultado deseado, indicándole a éste que estructuras son consideradas de mayor prioridad.

La función objetivo puede estar basada en criterios biológicos o más frecuentemente basada en criterios de dosis [13]. Sin embargo dado que los modelos radiobiológicos que predicen los resultados aún no se han desarrollado completamente; entonces la mayoría de los algoritmos de planeación inversa utiliza funciones objetivo basadas en dosis.

El valor numérico de la función objetivo basada en dosis, es calculada del promedio ponderado de las diferencias entre las dosis liberadas y la dosis prescritas para todos los voxel en todos los tejidos definidos en el plan de tratamiento. Para el PTV la función objetivo se define mediante la siguiente expresión:

$$OF = \sum_{i}^{N} w_i (d_{cal} - d_{presc})_i^2 \tag{2.1}$$

donde,

OF es la función objetivo.

N es el número total de voxeles en los que la dosis va a ser considerada.

$\sum_i$ es la suma sobre todos los voxel en el PTV

w_i es el factor de peso o penalidad para el voxel i^{th}

d_{cal} es la dosis calculada para el i^{th} voxel

d_{pres} es la dosis prescrita para el i^{th} voxel.

La función objetivo total es entonces la suma de las funciones definidas para cada tejido, ponderada por los valores w_i los cuales probablemente difieran para cada tejido.

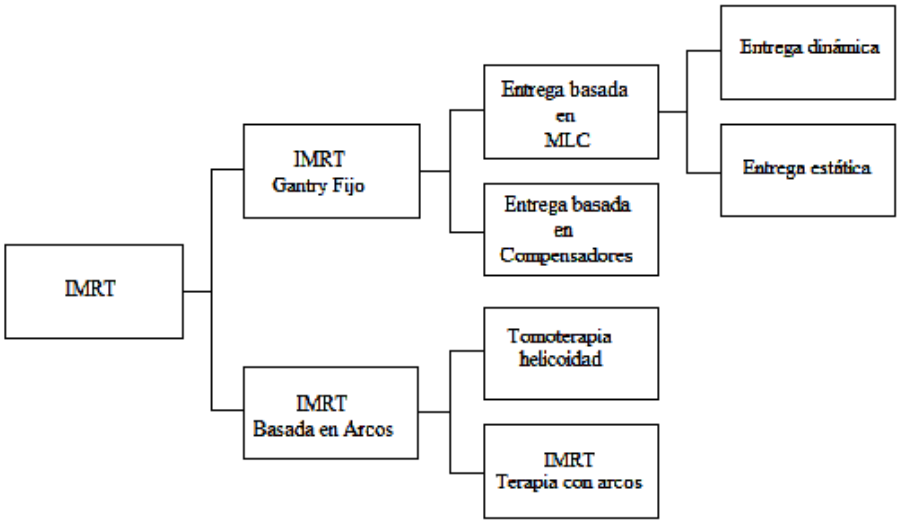
Es importante aclarar que la planificación inversa y la optimización no garantizan una buena solución. El Físico Médico debe proponer objetivos que sean razonables para que el sistema de planeación alcance una solución aceptable, ser muy laxo o demasiado exigente con los objetivos, puede llevar a la optimización computarizada a producir un plan inferior a un plan 3D-CRT. En particular si uno especifica las dosis objetivos que son físicamente imposibles como por ejemplo, prescribir el 100 % de la dosis a un tumor en la próstata con una gran penalidad para subdosificación y 5 % de la dosis a secciones adyacentes a la próstata como la vejiga y el recto con una gran penalidad para sobredosificación, el resultado de la optimización en éstos casos puede ser peor que una planeación dosimétrica 3D-CRT. La razón para esta incongruencia es que el algoritmo de optimización trata de ajustar el

peso de los beamlets a valores extremos en un intento fallido de satisfacer los objetivos. El sistema no tiene forma de saber que es un requerimiento físicamente imposible de realizar.

2.3. Modos de entrega

Existen diferentes formas de entrega de la dosis en radioterapia de intensidad modulada, entre ellas están las técnicas basadas en gantry fijo y las técnicas basadas en arcos. En la siguiente figura podemos observar diferentes formas de IMRT.

Figura 2.6: Formas de Radioterapia de Intensidad Modulada



En el presente trabajo la técnica usada para generar los mapas de intensidad modulada esta basada en el uso de MLC con gantry fijo.

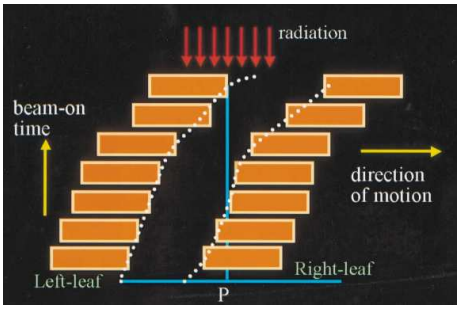
Una vez realizado los cálculos computarizados de la fluencia para cada campo (fluencias óptimas: OPT), un segundo cálculo debe ser realizado para la secuencia de movimientos del MLC que permiten administrar esta fluencia, es decir, los mapas de fluencia óptima son convertidos por un calculador del movimiento de las hojas del MLC en mapas de fluencia actual (ACT) los cuales pueden ser entregados de forma dinámica o estática, dependiendo de las instrucciones dadas por el físico médico. El archivo de secuencia de las hojas (leaf sequence file) es transferido del sistema de planeación al acelerador lineal por la red de datos.

Para un patrón de intensidad el modelo del movimiento de las hojas es un compromiso entre la entrega eficiente que debe considerar los siguientes parámetros: Minimización del número de segmentos, número total de unidades monitor (MUs), tiempo total de entrega [13], entre otros.

Se puede considerar un patrón de intensidades generados por el movimiento de las hojas del MLC como una serie de franjas de perfiles de intensidad, con cada una de estas franjas o perfiles obtenidos por un par de hojillas. Cada par de hojas se deslizan a través del campo con ciertas velocidades preprogramadas para liberar el patrón de intensidad especifico. Este concepto básico aplica tanto si el movimiento de las hojas es continuo durante la irradiación o alternado con la irradiación. En la

siguiente figura podemos apreciar un esquema que simboliza un par de hojas moviéndose de izquierda a derecha en función del tiempo.

Figura 2.7: Esquema representando el movimiento de un par de hojas enfrentadas en función del tiempo

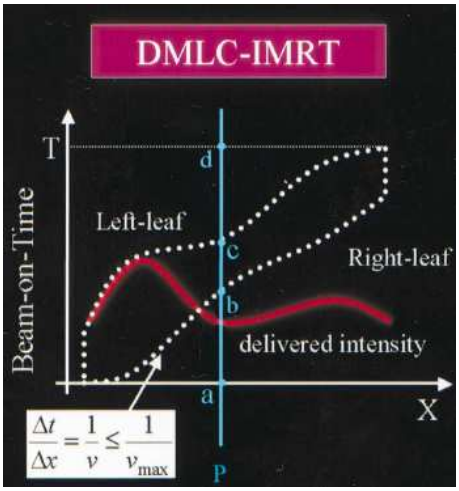


De esta forma se pueden producir dos modos de secuencias de movimiento de las hojas usados para la administración de la dosis en radioterapia de intensidad modulada. El primero utiliza MLC dinámico (Sliding Windows), y el segundo MLC estático (Step and Shoot).

2.3.1. Sliding windows

En esta técnica ambas hojas se mueven con diferentes velocidades de izquierda a derecha de manera continua. Mientras el haz de radiación permanece encendido. La siguiente figura es una representación esquemática de la entrega de radiación usando sliding windows para un par de hojas de bancos opuestos del MLC.

Figura 2.8: Representación esquemática de entrega de un perfil de intensidad modulada usando la técnica sliding windows



Las líneas punteadas representan la posición de un par de hojas (eje x) como una función del tiempo de encendido del haz (eje y). El punto p empieza a recibir radiación cuando el extremo de la hoja derecha pasa el punto b y continua recibiendo radiación hasta que el extremo de la hoja izquierda bloquea el haz cuando la hoja izquierda llega al punto c.

Controlando el movimiento de las hojas y por consiguiente la duración del campo abierto del haz entre los puntos b y c, uno puede entregar cualquier intensidad deseada al punto P o en cualquier otro punto debajo de este par de hojas. La línea sólida representa la intesidad del haz integrada a todos los puntos por debajo de la franja de tejido tratada por este par de hojas [13].

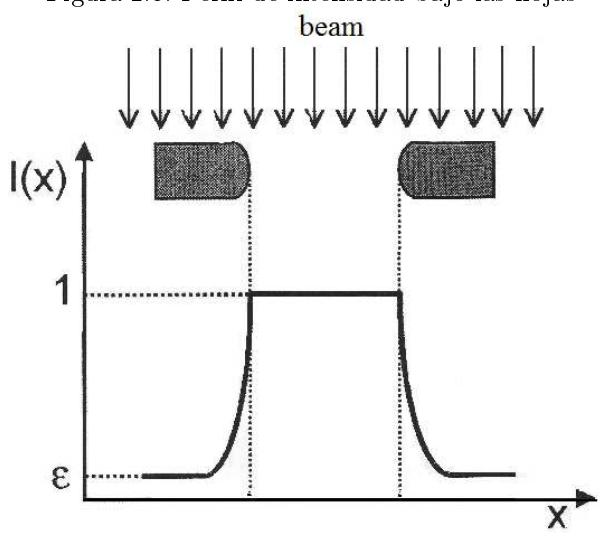
Extendiendo el concepto a múltiples pares de hojas, cualquier patrón de intensidad modulada puede ser producido diseñando la secuencia de las posiciones de las hojas. Sin embargo en la practica no todos los perfiles de intensidad son exactamente realizables debido a las limitaciones del movimiento de las hojas impuestas por el diseño del MLC y la tasa de dosis de la maquina.

En principio, se pueden escribir las ecuaciones que describen la fluencia total en cada punto, incluyendo todos los factores como una función de la posición de las hojas. Dado la complejidad de las ecuaciones resultantes se utiliza un método de aproximación iterativo.

La trayectoria de las hojas es calculada bajo ciertas simplificaciones ignorando efectos secundarios tales como: La transmisión intrahojas e interhojas, el efecto Tongue and Groove.

Si (a) la fuente de radiación es una fuente puntual, (b) no hay dispersión en el cabezal y (c) las hojas se consideran atenuadores perfectos, es decir, la transmisión es del 100 % en el área expuesta y 0 % en el área bloqueada por las hojas. Entonces un punto debajo de las hojas recibe radiación solo cuando es expuesto directamente.

Figura 2.9: Perfil de intensidad bajo las hojas



Sea $F(x)$ el perfil que será generado.

$$F(x) = M_t(x) - M_l(x) \tag{2.2}$$

donde $M_t(x)$ es el tiempo en que la hoja izquierda llega a la posición x y $M_l(x)$ es el tiempo en que la hoja derecha llega a x.

$F(x)$, $M_l(x)$ y $M_t(x)$ son todos medidos en MU (unidades monitor)

derivando la ecuación 2.2 obtenemos la relación entre las velocidades de las hojas.

$$\frac{1}{V_t(x)} - \frac{1}{V_l(x)} = \frac{dF(x)}{dx} \tag{2.3}$$

Donde $V_l(x)$ y $V_t(x)$ son las velocidades de las hojas, respectivamente. Entonces si el perfil es cada vez mayor, el movimiento de las hojas inicialmente es más rapido que al final, mientras que si el perfil esta disminuyendo, las hojas inicialmente se mueven más lentamente que al final. Si el perfil es uniforme o constante, entonces ambas hojas se mueven a la misma velocidad.

Sea $F(x)$ es un perfil discreto, una función lineal a trozos definida en N puntos a lo largo del eje positivo de las x. Por simplicidad consideremos que los puntos donde $F(x)$ esta definida son equidistantes, con una distancia entre ellos de $\triangle\, x$. Entonces:

$$F(x) = M_t(x_i) - M_l(x_i) \text{para } i = 1, ..., N \tag{2.4}$$

$$\frac{1}{V_t(x_i)} - \frac{1}{V_l(x_i)} = \frac{F(x_i) - F(x_{i-1})}{\triangle x} \text{para } i = 2, ..., N \tag{2.5}$$

Las ecuaciones 2.4 y 2.5 pueden usarse iterativamente para determinar la trayectoria de las hojas; es decir, si $M_l(x_i)$ y $M_t(x_i)$ son conocidas, entonces $M_l(x_{i+1})$ y $M_t(x_{i+1})$ pueden calcularse. Entonces existe un número infinito de soluciones al problema pero la más eficiente, es aquella que minimiza el tiempo total de encendido del haz, o sea la que se obtiene estableciendo la velocidad más rápida de las hojas en cada segmento e igual a la máxima velocidad permitida por el diseño de las hojas [14].

Sea:

$$M_t(x_1) = F(x_1) \tag{2.6}$$

y

$$M_l(x_1) = 0 \tag{2.7}$$

Para $i = 2, ..., N$

si $F(x_i) > F(x_{i-1})$ entonces $\begin{cases} M_l(x_i) = M_l(x_{i-1}) + \triangle t \\ M_t(x_i) = M_l(x_{i-1}) + F(x_i) \end{cases}$

si $F(x_i) < F(x_{i-1})$ entonces $\begin{cases} M_t(x_i) = M_t(x_{i-1}) + \triangle t \\ M_l(x_i) = M_t(x_i) - F(x_i) \end{cases}$

si $F(x_i) = F(x_{i-1})$ entonces $\begin{cases} M_l(x_i) = M_l(x_{i-1}) + \triangle t \\ M_t(x_i) = M_t(x_{i-1}) + \triangle t \end{cases}$

donde $\triangle t = \frac{\triangle x}{V_{max}}$ y V_{max} es la máxima velocidad de las hojas, es medida en cm/UM y es igual a velocidad mecánica de las hojas dividida por la tasa de dosis.

El tiempo total de encendido del haz (en UM) es entonces dado por:

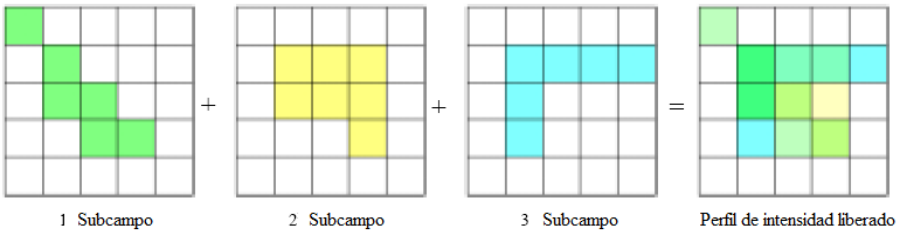
$$T_{bo} = \frac{x_N - x_1}{V_{max}} + F(x_1) + \sum_{i=2}^{N} [F(x_i) - F(x_{i-1})] \tag{2.8}$$

2.3.2. Step and Shoot

En esta técnica, conocida también como múltiples segmentos estáticos, cada campo de intensidad modulada es divido en subcampos del haz que tienen niveles de intensidad uniforme. Estos subcampos

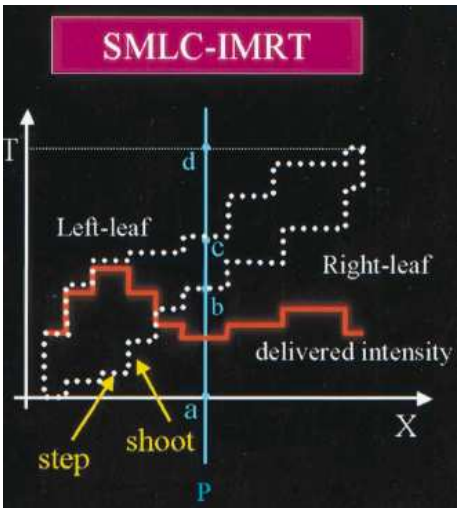
son generados por el MLC y entregados en un juego de arreglos uno a la vez y en secuencia sin intervención del operador [15] o técnico. Mientras las hojas del MLC se mueven para formar el próximo subcampo el acelerador se desactiva, es decir, deja de emitir radiación. El perfil de intensidad final es una combinación de las dosis dadas o entregadas por cada subcampo, como se muestra en la siguiente figura.

Figura 2.10: Esquema representando un perfil de intensidad modulada generado por la superposición de subcampos de intensidad uniforme



En la siguiente figura se muestra la entrega de un perfil de intensidad modulada usando la técnica step and shoot para un par de hojas enfrentadas, las líneas punteadas representa la posición de un par de hojas enfrentas (eje x) como una función del tiempo de encendido del haz (eje y).

Figura 2.11: Representación esquemática de un perfil e intensidad modulada usando la técnica step and shoot



Como ya se menciono en la sección anterior. El punto p empieza a recibir radiación cuando el extremo de la hoja derecha pasa este (punto b), y continua recibiendo radiación hasta que el extremo de la hoja izquierda bloquee el haz (punto c). La línea sólida representa la intensidad del haz integrada a todos los puntos por debajo de la franja de tejido tratada por este par de hojas [13].

A diferencia de la técnica sliding windows donde el movimiento de las hojas es continuo durante la irradición y así mismo el perfil de intensidad, en la técnica step and shoot como es ilustrada en la figura 2.11, se puede apreciar las posiciones discretas de las hojas para cada segmento. El resultado es un perfil de niveles discretos de intensidad cuyo número depende de la cantidad de pasos o segmentos.

En la figura los segmentos horizontales son el tiempo de parada en el cual las hojas se están

moviendo hasta la posición predefinida ($\triangle x > 0$), mientras el haz esta desactivado ($t = 0$) y a ésta la llamamos la fase step. Los segmentos verticales son el disparo (fase shoot) en la cual las hojas permanecen estáticas ($\triangle x = 0$) y la radiación esta siendo liberada ($\triangle t > 0$) [16]. Las hojas se pueden mover de izquierda a derecha de manera simultanea durante el tiempo de parada (fase step) hasta localizar sus nuevas posiciones.

Este método de modular la intensidad por múltiples segmentos estáticos, puede ser visto desde la perspectiva de una aproximación de la técnica continua (sliding windows) cuando la velocidad de las hojas se considera infinita.

2.4. Comparación de las distribuciones de dosis

Dado la complejidad de la IMRT, el proceso de garantía de calidad es más complejo que el usado en 3D-CRT. Demandando una verificación dosimétrica bidimensional, la cual es esencial para la implementación rutinaria de campos de intensidad modulada [17].

La verificación pretende determinar el grado de correspondencia entre las distribuciones de dosis medidas y las distribuciones de dosis calculadas. La comparación de las distribuciones de dosis bidimensionales se pueden realizar en forma cualitativa, superponiendo curvas de isodosis, o cuantitativa utilizando análisis de diferencia de dosis y el DTA (distance to agreement)

Diferencia de dosis

Este análisis se utiliza para las regiones de bajo gradiente de dosis y realiza una comparación entre las distribuciones de dosis punto a punto.

DTA (Distancia al acuerdo)

El DTA se utiliza para las regiones de alto gradiente de dosis, donde una comparación de dosis punto a punto no tiene sentido dado el rápido cambio de la dosis en las cercanías del punto considerado. Un pequeño desplazamiento en las distribuciones podría generar una gran diferenica de dosis. El análisis de DTA se basa en la búsqueda de puntos de igual dosis dentro de un radio cercano al punto y entrega como resultado la distancia entre el punto de la distribución o imagen de referencia y el punto más cercano en la imagen blanco que tiene la misma dosis [1]

Índice gamma

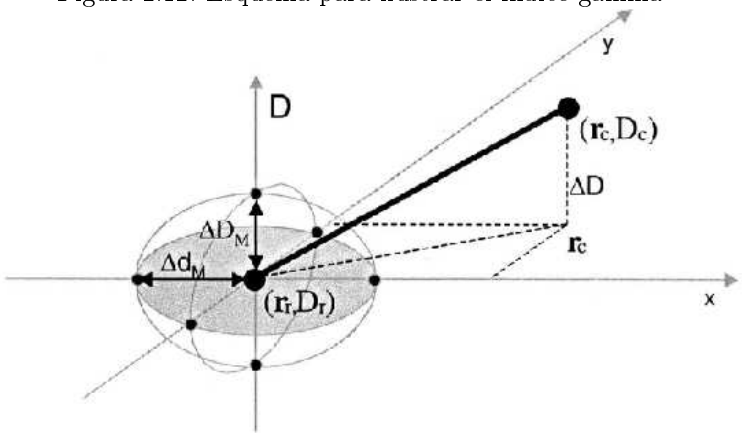
La diferencia de dosis y el DTA por separado no son suficientes para la comparación de las distribuciones de dosis en IMRT. Las dos pruebas se complementan entre si en sus regiones útiles. Con base en ellas se desarrollo una distribución compuesta denominada índice gamma, ésta fue presentada por Low et al. [18], y diseñada para la comparación de dos distribuciones de dosis: una es definida

como la dosis medida ($D_r(r)$) y la otra es la dosis calculada ($D_c(r)$). El análisis gamma utiliza un solo criterio tanto para las zonas de alto como de bajo gradiente.

La medida de aceptación es la distancia multidimensional entre los puntos de medida y de cálculo, tanto en dosis como en distancia física, escalada como una fracción de los criterios individuales. En un espacio compuesto de coordenadas de dosis y espaciales, el criterio de aceptación forma la superficie de un elipsoide, cuyos ejes principales son determinados por los criterios de aceptación individuales y en el centro de éste se localiza el punto de medida en cuestión.[18]

La siguiente figura 2.12 muestra una representación esquemática de la herramienta de análisis compuesta para la evaluación de distribuciones de dosis bidimensionales.

Figura 2.12: Esquema para ilustrar el índice gamma



Los criterios de aceptación se denotan por $\triangle\ D_M$ para la diferencia de dosis y $\triangle\ d_M$ para la distancia al acuerdo (DTA). Para un punto de referencia r_r, que recibe una dosis D_r, la superficie que respresenta el criterio de aceptación es un elipsoide definido por la expresión:

$$1 = \sqrt{\frac{\triangle\ r^2}{\triangle\ d_M^2} + \frac{\triangle\ D^2}{\triangle\ D_M^2}} \tag{2.9}$$

donde

$\triangle\ r = \mid r_r - r_c \mid$ es la distancia entre el punto de referencia y el punto de comparación

$\triangle\ D = D_c(r_r) - D_r(r_r)$ es la diferencia de dosis en la posición r_c relativa a la dosis de referencia D_r en r.

El cálculo pasa si cualquier parte de la superficie definida por $D_c(r_c)$ intercepta la superficie definida por la ecuación 2.9, o se encuentra dentro del elipsoide de aceptación. Es decir, puntos para los cuales:

$$\Gamma_r(r_c, D_c) = \sqrt{\frac{\triangle\ r^2}{\triangle\ d_M^2} + \frac{\triangle\ D^2}{\triangle\ D_M^2}} \leq 1 \tag{2.10}$$

Una medida cuantitativa de la exactitud de la correspondencia es determinada por el punto con la desviación más pequeña del punto de referencia, es decir, el punto para el cual $\Gamma_r(r_c, D_c)$ es mímino. Éste valor mínimo es referido como un índice de calidad $\gamma(r_r)$ [17].

El criterio de paso y fallo se convierte en:

$\gamma(r_r) \leq 1$, el cálculo pasa.
$\gamma(r_r) > 1$, el cálculo falla.

2.5. Sistemas dosimétricos

Como se mencionó en la sección 2.4 el proceso de comparación de distribuciones de dosis en IMRT requiere la utilización de sistemas de verificación que permitan evaluar las distribuciones en dos dimensiones.

Detectores tradicionales tales como cámaras de ionización, detectores termoluminiscentes o diodos permiten medir la dosis con exactitud, en un punto o en una línea, pero son insuficientes para la verificación de la entrega de la dosis en IMRT, ya que la variación de la intensidad dentro del campo es diferente de campo a campo, no se puede establecer la dosis en un punto arbitrario basado en la dosis en otro punto cualquiera. Por consiguiente, la verificación de la dosis en campos de intensidad modulada requiere la adquisición de múltiples puntos, suficientes para asegurar que la distribución correcta es entregada con razonable certeza [13]

Sistemas dosimétricos en dos dimensiones, tales como películas radiográficas o arreglos bidimensionales de diodos o cámaras de ionización son usualmente los usados para la comparación de las distribuciones de dosis calculadas vs las distribuciones de dosis medidas.

En la figura 2.13 se muestra un arreglo de diodos usado para la verificación de campos de intensidad modulada.

Figura 2.13: Arreglo Bidimensional de diodos de Sun Nuclear Corporation: Mapchek

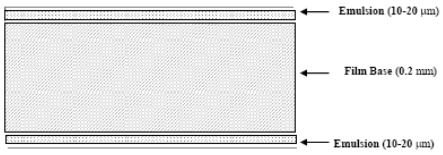
El sistema dosimétrico usado en el presente trabajo es la dosimétria por película radiográfica, razón por la cual se hace énfasis en este tipo de sistema.

2.5.1. Dosimetría por película radiográfica.

Una película radiográfica consiste de una película base transparente, generalmente de acetato de celulosa o resina de poliestireno, cubierta por una emulsión que contiene granos muy pequeños de haluros de plata [7], esparcidos uniformemente sobre la emulsión y cuyo diámetro esta entre 0,2 μm a 2 μm.

La emulsión contiene cerca de 95 % de bromuro de plata y 5 % de yoduro de plata, la composición exacta varia según la aplicación y el fabricante.

Figura 2.14: Sección transversal de una película



Dependiendo de la aplicación, la emulsión puede estar en uno o ambos lados de la base. En la figura 2.14 podemos apreciar la sección transversal de una película radiográfica donde se observa la emulsión a ambos lados de la película.

2.5.1.1. Formación de la imagen latente

Cuando la película es expuesta a la radiación ionizante o a la luz visible, un cambio químico toma lugar dentro de los cristales expuestos para formar lo que se conoce como una imagen latente [7]. En términos generales ésta es producida por la reducción $Ag^{+} \longrightarrow Ag$, es decir, la plata iónica presente en los granos se convierte en plata metálica.

Los átomos constituyentes de los haluros de plata se encuentran en una estructura cristalina. La plata forma un ión positivo al ceder electrones, mientras el bromo y el yodo forman iones negativos al captar dichos electrones. En la superficie externa del cristal abundan los átomos de Br^{-}y I^{-}, de forma que el cristal aunque neutro en conjunto presenta una carga eléctrica negativa en su superficie.

Cuando incide sobre la película el haz de radiación interactúa con los átomos de ésta generando electrones libres a través de los efectos fotoeléctrico, compton y producción de pares. Resultado de las interacciones es la liberación de electrones normalmente de los átomos de bromo y yodo los cuales los tienen en exceso (aunque también de los de plata), éstos electrones se pueden mover por el interior del cristal.

Como consecuencia de la ionización los iones negativos de bromo y yodo, que son los que mayoritariamente han perdido electrones, quedan neutralizados al haber perdido el electrón que les sobraba, lo que resulta en la alteración de la estructura cristalina, es decir se rompen los enlaces que mantenían los átomos de plata en la red.

Los electrones son atrapados en moléculas de impurezas conocidas como partículas sensitivas que son incorporadas en la superficie de los granos, éstas partículas se cargan negativamente y atraen a los iones móviles de plata que entonces se recombinan para formar átomos de plata en la superficie de las partículas sensitivas [19]. La imagen latente corresponde a la conglomeración de iones de plata cerca de las partículas sensitivas y al depósito de átomos de plata en éstas. Para hacer visible la imagen latente (oscurecimiento de la película) es necesario un proceso de revelado químico que amplifica la imagen y donde todos los iones de plata se convierten en átomos de plata metálica, transformando de esta forma la imagen latente en una imagen visible.

2.5.1.2. Cuantificación de la dosis

La densidad óptica se define como el grado de ennegrecimiento de la película o de una zona determinada de ésta, dado que pueden haber zonas con diferentes densidades, ésta puede ser evaluada

cuantitativamente usando un densitómetro óptico, el cual tiene una fuente de luz dirigida por una pequeña abertura hacia una fotocelda que mide la intensidad de la luz que se transmite a través de la película.

La densidad óptica puede ser calculada de la relación.

$$OD = log_{10}\left(\frac{I_o}{I}\right) \tag{2.11}$$

Donde:

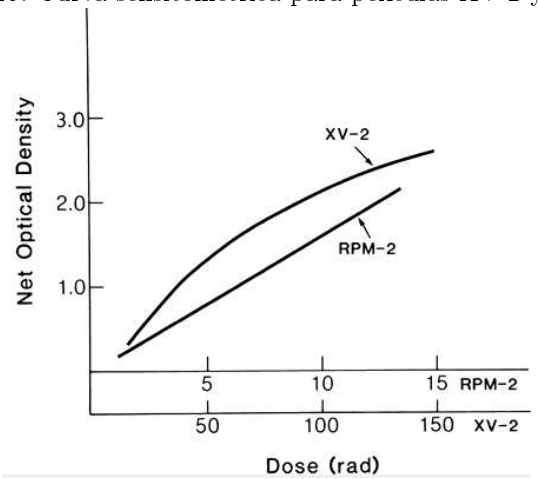
OD es la densidad óptica la cual es una función de la dosis.

I_o es la intensidad medida por un densitómetro en ausencia de película.

I es la intensidad transmitida a través de la película.

La medida de la densidad óptica neta se obtiene restando a la lectura de la densidad óptica la medida de la base o velo (densidad óptica en zonas no expuestas). La gráfica de la densidad óptica neta vs la dosis es denominada curva sensitométrica o curva H&D en honor a Hurter e Driffield que fueron los primeros en investigar la relación. La figura 2.15 muestra curvas características para dos películas usadas comúnmente en dosimetría.

Figura 2.15: Curva sensitometrica para películas XV-2 y RPM-2



Para cada tipo de película que sea usada con fines de dosimetría se debe establecer una curva H&D.

Las películas ofrecen una excelente resolución espacial en dos dimensiones y en una única irradiación presenta información de la distribución espacial de la radiación en el área irradiada. Las aplicaciones típicas de las películas radiográficas en radioterapia son mediciones cualitativas y cuantitativas. Incluyendo control de calidad de equipos, como por ejemplo, pruebas de coincidencia campo luminoso con campo de radiación, simetría y planicidad del haz. Así como en el control de calidad del MLC.

2.6. Proceso de verificación

Todos los tratamientos de IMRT involucran una alta complejidad, razón por la cual es suceptible de errores. Para una entrega segura y efectiva de un tratamiento en IMRT se debe contar con un programa de garantía de calidad bien definido [12]. En términos generales el programa presenta dos componentes: uno maquina - especifico y otro paciente - especifico. El primero tendiente a verificar el correcto funcionamiento de la maquina, así como del colimador multihojas y el segundo con el objetivo de verificar la correcta ejecución del tratamiento.

Dentro de las pruebas más importantes en el componente maquina - especifico están: Precisión en el posicionamiento y velocidad de las hojas, características físicas del colimador multihojas, tales como la transmisión inter e intra hojas, penumbra, efecto de la forma del borde de la hoja y el efecto tongue and groove, comportamiento del acelerador ante la entrega de pequeñas unidades monitor.

En la siguiente figura se muestra un esquema que resume los pasos a seguir para un tratamiento de IMRT

Figura 2.16: Diagrama esquematizando el procedimiento para un tratamiento de IMRT

De los procesos mostrados en la figura 2.16 para los tratamientos de IMRT. Es fundamental la correcta inmovilización del paciente, debido a que los campos poseen regiones de alto gradiente de dosis, de forma que el movimiento del paciente durante una sesión de tratamiento puede resultar en la irradiación de zonas por fuera del PTV con un valor de dosis superior al presupuestado, mientras que otras regiones del PTV quedarían irradiadas con dosis inferiores a las planeadas [8].

Otra consideración importante es la verificación del tratamiento, ésta comprende la verificación de la posición del paciente con respecto al isocentro, de tal forma que coincida con la posición empleada en la planeación, esto se lleva a cabo con la toma de radiografías ortogonales del paciente en posición de tratamiento, las cuales se comparan con radiografías digitalmente reconstruidas (DRRs) creadas previamente por el sistema de planeación, una vez que se determina la coincidencia se procede a irradiar al paciente.

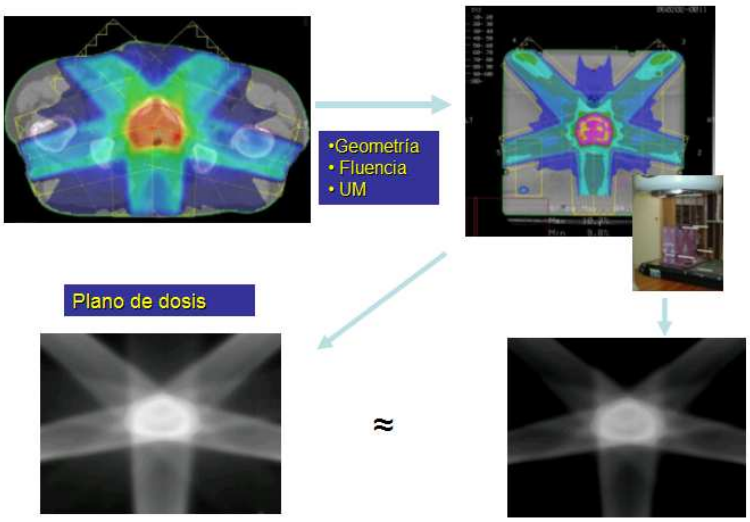
El proceso de verificación usado en este trabajo es una verificación dosimétrica paciente - especifico. La cual consta de una verificación de la distribución de dosis sobre un simulador físico o phantom y el chequeo de la dosis absoluta en un punto por medio de un sistema independiente. Ésta verificación permite validar (o negar) las suposiciones realizadas por el sistema de planeación en el cálculo de la distribución de dosis. Además, el proceso también proporciona una forma de verificar que los datos se transfieren con éxito desde el TPS a la unidad de tratamiento, y que el tratamiento puede ser

entregado como estaba previsto.

La verificación dosimétrica en un phantom se realiza para determinar la dosis en un punto, lo cual se realiza con una cámara de ionización, y la verificación geométrica y dosimétrica de los mapas de fluencia se realiza usando un sistema dosimétrico que permita evaluar la dosis en 2D. Para esto es necesario exportar los datos de la planeación del paciente (campos, ángulos de incidencia y fluencias) a las imagenes del phantom utilizado, es decir, que se puede realizar una planeación sobre las imágenes del phantom considerando los datos de la planeación del paciente. El phantom es irradiado de acuerdo a este plan y las dosis son medidas usando cámaras de ionización, películas radiográficas u otros detectores. Los resultados de las medidas son comparados con las dosis calculadas al phantom.

En la siguiente figura se muestra el procedimiento descrito anteriormente.

Figura 2.17: Representación esquematica del proceso de verificación de las distribuciones de dosis



En la figura el signo ≈ significa que el mapa de fluencia calculado y el medido son muy parecidos, pero nunca serán iguales debido a psibles errores en el posicionamiento y efectos del procesado químico de las películas.

Capítulo 3

MATERIALES Y EQUIPOS

En este capítulo se presentan los materiales y los equipos utilizados en la realización del presente trabajo final de maestría, el cual fue desarrollado en las instalaciones del grupo de Radioterapia y Física Médica del Instituto Nacional de Cancerología E. S. E.

3.1. Acelerador VARIAN Clinac iX.

Todas la irradiaciones de este estudio fueron realizadas usando el acelerador lineal VARIAN Clinac íX (Varian Medical Systems, Palo Alto), el cual se observa en la figura 3.1. El equipo es montado isocentricamente con una distancia fuente - eje de rotación de 100 cm y tiene la capacidad de liberar haces de fotones con energías de 6 y 18 MV, y electrones de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV.

El Clinac iX puede entregar radiación con tasas de dosis entre los 100 y 600 UM/min. La tasa de dosis utilizada fué de 300 UM/min, la cual es la usada en los tratamientos diarios de los pacientes.

Figura 3.1: Acelerador Clinac iX

El equipo cuenta con un colimador multihojas millenium de 120 hojas, de las cuales los 40 pares centrales poseen un espesor de 0.5 cm proyectados en el isocentro y los 20 pares más externos presentan un grosor de 1 cm en el isocentro. El sistema tiene la capacidad de generar campos conformados y de intensidad modulada en forma dinámica o estática.

El acelerador tiene dos sistemas para toma de imágenes que permiten ajustar la posición del paciente y enfocar la zona a tratar con mayor precisión, éstos sistemas son el PortalVision y On-board Imaging (OBI). El primero es un sistema de generación de imágenes que acopla un detector de imagen de megavoltaje (matrix de silicio amorfo) de pantalla plana al gantry del acelerador por medio de un brazo robótico. Cuando está desplegado el detector de imagen PortalVision se extiende por debajo de la camilla de tratamiento. A continuación puede usarse el PortalVision para obtener imágenes radiográficas mediante una breve exposición a energía de MV [20]. El otro sistema acopla mediante dos brazos roboticos, una fuente de rayos x con energías del orden de los kV y un detector plano de kV al gantry del acelerador líneal. Orientado a 90° del haz de tratamiento de megavoltaje, la unidad OBI puede adquirir imágenes radiográficas y de TAC ´cone-beam´ (haz cónico) del paciente antes de que inicie tratamiento.

3.2. Sistema de planeación computarizada TPS Eclipse 8.0

Los planes de tratamiento fueron calculados en el sistema de planeación 3D Eclipse versión 8.0 de Varian Medical System. El TPS sigue tres etapas que son las utilizadas para la planeación en IMRT

La primera parte es gobernada por el software Helios que se encarga de generar las fluencias de los campos (fluencias óptimas) que permiten crear las distribuciones de dosis requeridas. Helios es capaz de generar distribuciones de dosis altamente conformadas por medio de la optimización iterativa de la intensidad del haz sobre la base de los constraints dosis - volumen definidos por el usuario.

El segundo paquete es un software que controla el colimador multihojas, éste se encarga de determinar los movimientos de las hojas que me permiten modelar las fluencias creadas por Helios. Éste programa que calcula la secuencia o movimiento de las hojas incorpora las características físicas del colimador multihojas de forma que las fluencias óptimas se convierten en fluencias actuales.

Después que la correcta secuencia del MLC es generada con su respectiva fluencia actual, se cálcula la distribución de dosis final para su evaluación como tercera fase.

3.3. Cámara de ionización CC13

La cámara de ionización cilindrica Scanditronix Wellhöfer CC13, se puede observar en la figura 3.2 es usada en dosimetría absoluta y relativa de haces de fotones, esta fabricada de manera que se puede usar para medidas en aire, en phantoms de agua sólida o en phantoms de agua. La cámara es sumergible en agua.

Figura 3.2: Cámara cilíndrica CC13

La longitud activa del electrodo es de 5.8 mm, el espesor de la pered es 0,4 mm y tiene un volumen sensible es de 0.13 cm^3.

3.4. Cámara de ionización FC65-G

Al igual que la cámara anterior la cámara cilíndrica FC65-G Scanditronix-Wellhöfer es usada para la dosimetría absoluta y relativa de haces de fotones. Es sumergible en agua. En la figura 3.3 podemos apreciar la cámara FC65-G.

Figura 3.3: Cámara cilíndrica FC65-G

Tiene de paredes de grafito con un espesor de 0.4 mm y un electrodo central de aluminio, la longitud de la cavidad es 23.1 mm y tiene un volumen sensible de 0.69 cm^3.

La cámara cilíndrica FC65-G Scanditronix-Wellhöfer es denominada en el código de practica TRS 398 del OIEA como IC-70.

3.5. Electrómetro PTW Unidos E

Se usó el electrómetro PTW-Unidos E, modelo T10010, el cual podemos apreciar en la figura 3.4. El equipo se puede usar con una variedad de cámaras de ionización y detectores de estado sólido. Posee una biblioteca donde es posible guardar datos de calibración de las cámaras a utilizar, el electrómetro pueden almacenar hasta 30.

Figura 3.4: Electrómetro PTW

Tiene una muy buena resolución de cerca de $10fC$, la tensión se puede variar desde -400 V hasta los 400 V en incrementos de 50V.

El electrómetro permite hacer correcciones por la densidad del aire, para lo cual es necesario introducir los valores de presión y temperatura.

El equipo puede mostrar los valores medidos en unidades de carga, unidades de dosis y tasa de dosis. Puede hacer medidas integradas en dosis o en carga.

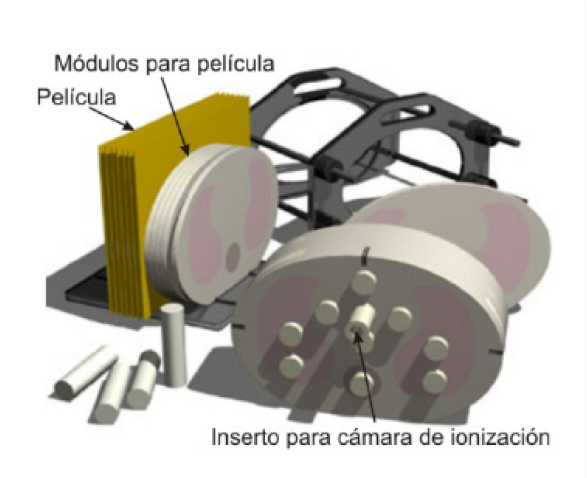
3.6. Phantom CIRS

El CIRS modelo 002 LFC IMRT Thorax Phantom es un simulador físico de tórax que permite utilizar películas radiográficas y cámaras de ionización. Proporciona un método simple y confiable para la verificación de los planes de cada paciente y su administración.

La película se coloca de manera transversal y la cámara de ionización se coloca en una posición perpendicular al plano de la película. El phantom esta diseñado de forma que cuenta con varias láminas del mismo material que permiten la ubicación de películas en posición interlaminas. La primera de éstas ubicada a una distancia de 1.6 cm de la posición punto efectivo de la cámara, además esta lámina cuenta con pequeños punzones los cuales sirven para perforar las placas, ésto me permite definir puntos de control que se utilizan para definir el tamaño de la imagen y su orientación una vez son digitalizadas.

En la figura 3.5 podemos apreciar el phantom CIRS modelo 002 LFC y los insertos de diferentes densidades utilizados para la colocación de las cámaras de ionización.

Figura 3.5: Phantom cirs tomada de www.cirsinc.com



El phantom tiene forma elíptica y representa un torso humano promedio tanto en densidades como en estructuras. Mide cerca de 30 cm de largo, 30 cm de ancho y 20 cm de espesor. El phantom esta construido con un material tejido equivalente, la atenuación lineal del material esta dentro del 1 % de la atenuación actual para agua y hueso, y dentro del 3 % para pulmon en el rango de energías comprendido entre los 50 keV y los 25 MeV.

3.7. Phantom de agua sólida.

El phantom de agua sólida es un simulador físico desarrollado por Gammex, Inc. Esta construido de un material plástico que tiene propiedades similares al agua en cuanto a absorción y atenuación de rayos x a través del material para un amplio rango de energías. En la figura 3.6 podemos apreciar dos láminas de agua sólida.

Tiene una densidad de $1.030 g/cm^3$y un número atómico efectivo de Z =5.96. Ésta fabricado de RMI-457, el cual esta constituido de carbón (67.22 %), oxigeno (19.84 %), hidrogeno (8.09 %), nitrógeno (2.40 %), calcio (2.32 %) y cloro (0.13 %)

Figura 3.6: Phatom de agua de solida

El phantom esta formado por láminas de 30 cm de largo por 30 cm de ancho, y con espesores que varían de 0.2, 0.5, 1, 2, 4, 5 y 6 cm. El simulador presenta cavidades para la colocación de cámaras de ionización en la lámina de 2cm de espesor

3.8. Escáner VIDAR VXR-16 Dosimetry PRO

El escáner VIDAR VXR-16 Dosimetry PRO (Vidar Systems Corp., Herndon, VA) es un digitalizador de películas radiográficas capaz de escanear y sacar datos a 16 bits en escala de grises (65.535 tonos de gris). En el interior del equipo hay una luz blanca fluorecente con una distribución espectral entre los 250 y 750 nm y una matriz de fotodiodos, éstos forman los componentes de emisión y recepción. En la figura 3.7 podemos apreciar el escáner VIDAR VXR-16.

Figura 3.7: Escaner de películas VIDAR

La película es colocada en la parte superior del escáner. Durante la digitalización la película se mueve automáticamente entre los componentes de emisión y recepción. El escáner mide la cantidad de luz transmitida a través de la película y convierte esta señal análoga en valores digitales con un rango entre 0 a 65535 unidades A/D (unidades análogo digitales), donde 0 corresponde a que no hay transmisión de la luz (más denso) y 65535 indica que la luz es transmitida a través del aire (menos denso) [21].

3.9. Radiological Image Treatment (RIT113 V 5.1)

El RIT 113 es un software desarrollado por Radiological Imaging Technology, Inc (Colorado, Springs, CO) para realizar controles de calidad en IMRT, control de calidad y pruebas de chequeo del MLC y control de calidad en radioterapia externa.

El software permite extraer información de películas radiográficas (kodak EDR2, kodak X-omat V, kodak CR y radiocromicas), procesadas en escáneres vidar (VXR 16 Dosimetry Pro, VXR 12, VXR12 plus y Dosimetry Pro Advantaje), además soporta imágenes de portal dosimetry (EPID) de

las diferentes equipos (Varian, Elekta y Siemens), también puede trabajar con imágenes obtenidas de arreglos de cámaras de ionización (PTW y Wellhöfer).

RIT 113 presenta varias herramientas que se han desarrollado para verificación de planes de IMRT entre ellas:

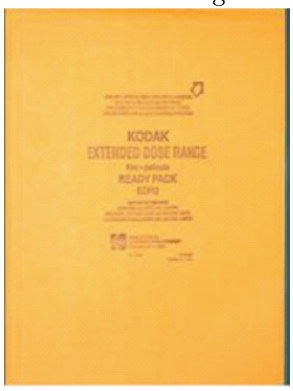
- Superposición de curvas de isodosis.
- Distancia al acuerdo (DTA)
- Evalución gamma.

3.10. Peliculas Radiograficas EDR2

Se utilizaron para el desarrollo de este trabajo películas radiográficas EDR2 fabricadas por Kodak, Inc (Rochester NY and Europe). La película EDR2 esta compuesta de granos de plata de aproximadamente 0,24μm. La curva de respuesta de la EDR2 se extiende a través de una amplia gama de dosis de radiación. Razón por la cual se le ha denominado ´Extended Dose Range´. La respuesta de la película es casi líneal sobre un amplio rango desde 0,25 Gy a 4 Gy y se satura a 7Gy.

En la figura 3.8 se puede apreciar la película EDR2 de kodak

Figura 3.8: Película radiográfica EDR2



Dado el bajo contenido de plata de la película implica que es signicativamente menos sensible a la radiación, en consecuencia, se puede exponer a dosis mucho más altas antes de que se sature, esta característica la hace ideal para la verificación de planes de tratamiento en IMRT, donde por lo general se utilizan dosis entre los 5 y 250 cGy sobre un amplio rango de profundidades y direcciones de los haces. Adicionalmente el tamaño de los granos y el número reducido de contenido de plata hace que disminuya la dependencia de la energía [22].

3.11. Procesador de Películas Radiográficas Kodak M35 X-OMAT

El Kodak M35 X-OMAT es un procesador de películas radiográficas automático de carga media,

cuyas dimensiones son: 89 cm de largo, 81 cm de ancho y 51 cm de alto. El procesador presenta tres secciones por las cuales pasa la película a través de rodillos para cumplir con el proceso de obtención de la imagen (revelado, fijado y lavado) además el equipo presenta una sección donde la película es secada. En la figura 3.9 podemos apreciar el procesador Kodak M35 X-OMAT.

Figura 3.9: Procesador de Películas Radiográficas Kodak M35 X-OMAT

El equipo tiene un modo de espera automático que desactiva la unidad, el tambor y el secador cuando no se está utilizando el sistema. Para restablecer sus funcionamiento normal basta con sólo pulsar un botón.

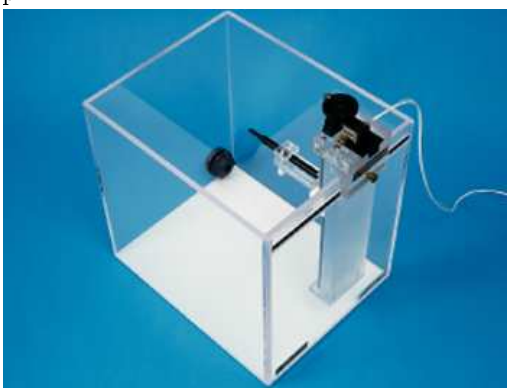
3.12. Otros Equipos

Se utilizaron otros equipos de manera rutinaria en la realización del presente trabajo.

3.12.1. Simulador físico de agua.

Para la realización de la dosimetría absoluta se uso un phantom de agua Fabricado por Med-Tec.In Usa. Modelo MT-100. El cual podemos apreciar en la figura . Éste presenta las siguientes dimensiones 30 cm de ancho, 40 cm de largo y 40 cm de profundidad.

Figura 3.10: Simulador Físico de agua tomado de http://www.tru-med.com/quality-assurance/calibration-water-phantom-tanks.html



El phantom viene con un sistema para el posicionamiento de cámaras de ionización, además tiene una manivela manual la cual permite ajustar la profundidad de la cámara como se desee.

3.12.2. Termómetro Digital

Para determinar la temperatura se uso un termómetro digital. Fabricado por Nuclear Associates/Victoreen modelo 07-402. Presenta las siguientes dimensiones 7.6 cm de ancho, 20.3 de largo y 2.9 cm de espesor. La fuente de alimentación del equipo es una batería de 9V. El equipo posee una sonda de inmersión desmontable y una pantalla LED. En la figura 3.11 se muestra el termómetro digital modelo 07-402

Figura 3.11: Termómetro digital modelo 07-402

El rango de medida esta entre -40 a 150 °C, tiene una resolución de 0,1 °C y una exactitud de $\pm 0,5\,\%$ sobre todo el rango de medida.

3.12.3. Barómetro de Presición

Para determinar la presión en cada una de las etapas del presente trabajo se utilizo un Barómetro marca Negrety & Zambra (Croydon), tipo Precision Aneroid Barometer MK2, modelo M2236. En la figura 3.12 podemos apreciar el Barómetro MK 2.

Figura 3.12: Barómetro de precisión MK2

Capítulo 4

METODOLOGÍA

4.1. Calibración del Escáner Vidar

Debido a que cada escáner es único es posible que cada equipo pueda detectar densidades ópticas de diferente manera. Razón por la cual es necesario generar una calibración de densidades ópticas. Para la realización de ésta calibración usamos una película con densidades ópticas conocidas, la cual viene incluida con los manuales del software RIT 113. En la figura 4.1 podemos apreciar la película.

Figura 4.1: Pelicula de calibración de densidades ópticas

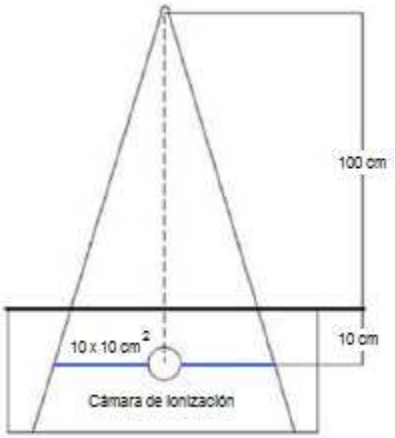
Se procede a la digitalización de la película y se obtiene una imagen con franjas de diferentes niveles de grises. El sistema muestra una curva de DO vs unidades A/D usando los valores predeterminados de DO. Se deben introducir los valores de densidad óptica correspondiente para cada franja, según los valores de referencia dados en la película de calibración.

El objetivo de esta calibración es crear la curva característica del digitalizador DO vs unidades A/D, además proporcionar datos de DO para la curva sensitométrica H&D.

4.2. Dosimetría absoluta

Para determinar el rendimiento del equipo de irradiación Clinac IX antes de iniciar este estudio se realizó una dosimetría absoluta siguiendo las recomendaciones del TRS 398 de IAEA. Para el haz de 6 MV usado en los planes de tratamiento. Se determinó la calidad del haz usando $TPR_{20,10}$ y la tasa de dosis a la profundidad de máxima dosis. Luego se comparó con los valores obtenidos para ésta prueba en meses anteriores con el objetivo de chequear la estabilidad del equipo.

Figura 4.2: Condiciones geométricas utilizadas para la determinación del rendimiento del Clinac IX



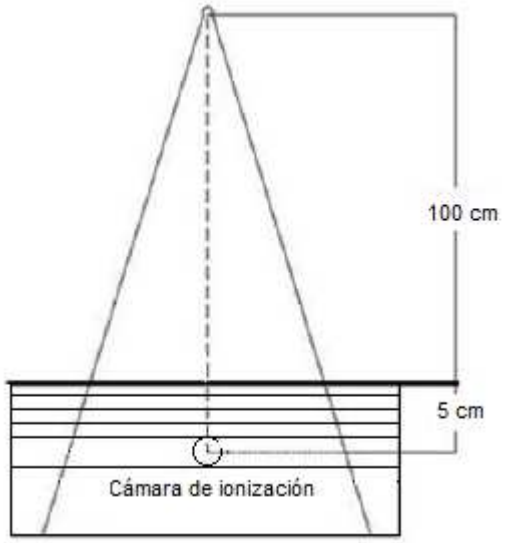
Para la realización de esta prueba se usó un tanque de agua, el conjunto cámara de ionización IC-70 electrómetro PTW, barómetro y termómetro. Las condiciones de referencia geométricas fueron: Campo de 10 x 10 cm^2, distancia fuente superficie SSD = 90 cm y una profundidad de 10 cm. En la figura 4.2 podemos apreciar las condiciones usadas para determinar el rendimiento del Clinac IX.

4.3. Curva sensitométrica

La curva sensitométrica indica la relación entre la densidad óptica de la película y la dosis entregada a la película.

Antes de proceder a la exposición de las películas, se hicieron mediciones de dosis en el phantom agua sólida con una cámara de ionización en el mismo plano donde posteriormente se ubicó cada película. Esto con el fin de correlacionar la dosis medida por la cámara y la dosis entregada a cada película. Luego con éstos datos se irradiaron las películas EDR-2 con dosis conocidas, con un haz de 6 MV con las siguientes condiciones de referencia geométricas: ángulo de gantry de 0 grados, un tamaño de campo de 10 cm x10 cm, distancia fuente superficie de 95 cm y una profundidad de 5cm (ver figura 4.3). Como condiciones dosimétricas, se consideró realizar la irradiación de las películas con un campo y un sólo nivel de dosis por película.

Figura 4.3: Condiciones de irradiación para la determinación de la curva sensitométrica de la película EDR2



Cada película se colocó perpendicular al haz y sobre un espesor adecuado para garantizar el equilibrio electrónico y un espesor de fondo para evitar la contribución por retrodispersión.

Se irradiaron las películas en las mismas condiciones anteriormente mencionadas y con el número de unidades monitor necesario para entregar 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225, 250, 300, 350, 400 y 450cGy. Con éstos valores de dosis se cubre un amplio rango de respuesta de la película. Una de ellas no se irradió y se usó como base para determinar el valor de fondo o background (´´cero´´).

La totalidad de las películas fueron reveladas en el procesador X-OMAT 35 (Kodak M - 35 X-OMAT Processor). Se tuvo especial cuidado en éste proceso tratando de revelar todas las películas en el menor tiempo de tal forma que las variaciones asociadas al cambio de la temperatura fueran despreciables.

Luego se digitalizarón las películas en el escáner Vidar y se generó una curva de calibración de unidades A/D en función de la dosis usando el software RIT 113. Dado que las medidas con la cámara de ionización se realizaron sobre el eje del haz, es claro que se debe seleccionar en la película una región de interés (ROI) que se encuentre sobre el eje del haz. De esta manera se usó un ROI de 1 cm^2 asociando en cada película el nivel de unidades A/D con la dosis correspondiente.

4.4. Creación y evaluación de los planes de tratamiento.

El presente trabajo se realizó con 6 planes de pacientes tratados con IMRT previamente en el Instituto Nacional de Cancerología (INC) basados en las imágenes de la tomografía axial computarizada (TAC) y en el sistema de planeación dosimétrica Eclipse. Para este estudio se utilizaron éstas mismas imágenes. Los casos escogidos fueron de próstata y de cabeza y cuello; con el fin de representar diferentes volúmenes blanco y diferentes condiciones clínicas. Además se generó un plan creando un simulador físico de las siguientes dimensiones: 40 cm de largo, 36 cm de ancho y 30 cm de alto. En el mismo sistema de planeación, en el cual con la colaboración de un Médico Radioterapeuta se delimitaron dos volúmenes: uno correspondiente a PTV y el otro correspondiente a un OAR.

Para cada plan se realizó una optimización de la distribución de dosis en el sistema de planeación (Eclipse), el cual determinó los mapas de fluencia óptima (OPT). Estos mapas son convertidos por el sistema de planeación en mapas de fluencia actual (ACT), los cuales pueden ser entregados de forma dinámica o estática dependiendo de las instrucciones dadas por el Físico Médico al sistema de planeación.

Se generaron para cada plan del estudio tres conjuntos de mapas de fluencia: 1. Dinámica (Sliding windows) y 2. estática (step and shoot) con 5 niveles de intensidad y 3. estática con 10 niveles de intensidad, teniendo las mismas condiciones de normalización y prescripción. Para cada juego de fluencias se calculó la distribución de dosis y se evaluaron con base en el histograma dosis-volumen. Se tuvieron en cuenta los siguientes indicadores: Cubrimiento del blanco, homogeneidad de la distribución de dosis en el blanco y dosis en órganos a riesgo. El objetivo es comparar con base en estos indicadores, las diferentes formas de entrega de la dosis.

Para este estudio no se utilizaron pacientes como tal, sino los resultados de las planeaciones dosimétricas previamente generadas en el sistema Eclipse.

4.4.1. Plan 1

El plan 1 corresponde a un paciente con cáncer de próstata. Se planeó con dos volúmenes blanco: PTV1 al cual se le prescribió una dosis de 56 Gy y un PTV11 al cual se le prescribió una dosis de 18 Gy, ambos con un fraccionamiento de 2Gy por sesión.

La planeación dosimétrica se realizó en dos fases una para cada PTV. La optimización se hizo de acuerdo a la dosis prescrita en cada PTV y las tolerancias de los distintos OAR´s. Se utilizaron para este plan 5 campos con las angulaciones descritas en las tablas 4.1 y 4.2.

Cuadro 4.1: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 1.

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	255°	276	255	229
2	315°	231	205	188
3	45°	210	185	166
4	105°	250	217	204
5	180°	205	177	166

Cuadro 4.3: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV11 del Plan 1

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	255°	378	358	357
2	315°	213	191	190
3	45°	229	210	210
4	105°	290	274	254
5	180°	205	182	175

4.4.2. Plan 2

El plan 2 corresponde a un paciente con cáncer de cabeza y cuello. Se planeó con un volumen blanco PTV1 al cual se le prescribió una dosis de 66 Gy con un fraccionamiento de 2Gy por sesión.

La optimización se hizo de acuerdo a la dosis prescrita en el PTV y las tolerancias de los distintos OAR´s. Se utilizaron para este plan 6 campos con las angulaciones descritas en la siguiente tabla.

Cuadro 4.5: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV del Plan 2

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	46°	151	140	131
2	16°	219	211	201
3	335°	114	97	96
4	269°	183	164	158
5	239°	143	127	122
6	180°	148	137	134

4.4.3. Plan 3

El plan 3 corresponde otro un paciente con cáncer de próstata. Este se planeó con dos volúmenes blanco: PTV1 al cual se le prescribió una dosis de 54 Gy y un PTV11 que se le prescribió una dosis de 22 Gy, ambos con un fraccionamiento de 2Gy por sesión.

La planeación dosimétrica se realizó en dos fases una para cada PTV. La optimización se hizo de acuerdo a la dosis prescrita en el PTV y las tolerancias de los distintos OAR´s. Se utilizaron para este plan 5 campos con las angulaciones descritas en la siguiente tabla.

Cuadro 4.7: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 3

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	260°	169	151	144
2	315°	189	166	165
3	45°	193	173	166
4	100°	163	153	149
5	180°	145	124	119

Cuadro 4.9: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV11 del Plan 3

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	260°	200	184	181
2	315°	143	126	126
3	45°	156	137	134
4	100°	180	165	157
5	180°	113	97	97

4.4.4. Plan 4

El plan 4 corresponde a otro un paciente con cáncer de próstata. Se planeó con dos volúmenes blanco: PTV1 al cual se le prescribió una dosis de 56 Gy y un PTV11 que se le precribió una dosis de 20 Gy, ambos con un fraccionamiento de 2Gy por sesión.

La planeación dosimétrica se realizó para el PTV. La optimización se hizo de acuerdo a la dosis prescrita en el PTV y las tolerancias de los distintos OAR´s. Se utilizaron para este plan 5 campos con las angulaciones descritas en la siguiente tabla.

Cuadro 4.11: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 4

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	255°	162	147	132
2	315°	180	158	154
3	45°	132	111	106
4	105°	160	146	136
5	180°	161	142	133

Cuadro 4.13: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para para el PTV11 del Plan 4

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	255°	120	106	102
2	315°	102	86	81
3	45°	99	85	80
4	105°	122	109	104
5	180°	99	81	76

4.4.5. Plan 5

El plan 5 corresponde a una planeación dosimétrica de un cáncer de próstata. Se planeó con dos volúmenes blanco: PTV1 al cual se le prescribió una dosis de 56 Gy y un PTV11 que se le precribió una dosis de 18 Gy, ambos con un fraccionamiento de 2Gy por sesión.

La planeación dosimétrica se realizó en dos fases una para cada PTV. La optimización se hizo de acuerdo a la dosis prescrita en el PTV y las tolerancias de los distintos OAR´s. Se utilizaron para este plan 5 campos de intensidad modulada con las angulaciones descritas en las siguientes tablas.

Cuadro 4.15: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 5

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	255°	150	131	129
2	315°	176	154	152
3	45°	159	134	136
4	105°	151	132	130
5	180°	153	129	119

Cuadro 4.17: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV11 del Plan 5

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	255°	156	144	135
2	315°	129	113	112
3	45°	110	98	92
4	105°	147	135	126
5	180°	114	103	98

4.4.6. Plan 6

El plan 6 corresponde a otro paciente con cáncer de cabeza y cuello. Se planeo un volumenen blanco PTV1 al cual se le prescribió una dosis de 54 Gy dando un dosis de 1.8 Gy por sesión.

La optimización se hizo de acuerdo a la dosis prescrita en el PTV y las tolerancias de los distintos OAR´s. Se utilizaron para este plan 7 campos con las angulaciones descritas en la siguiente tabla.

Cuadro 4.19: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV1 del Plan 6

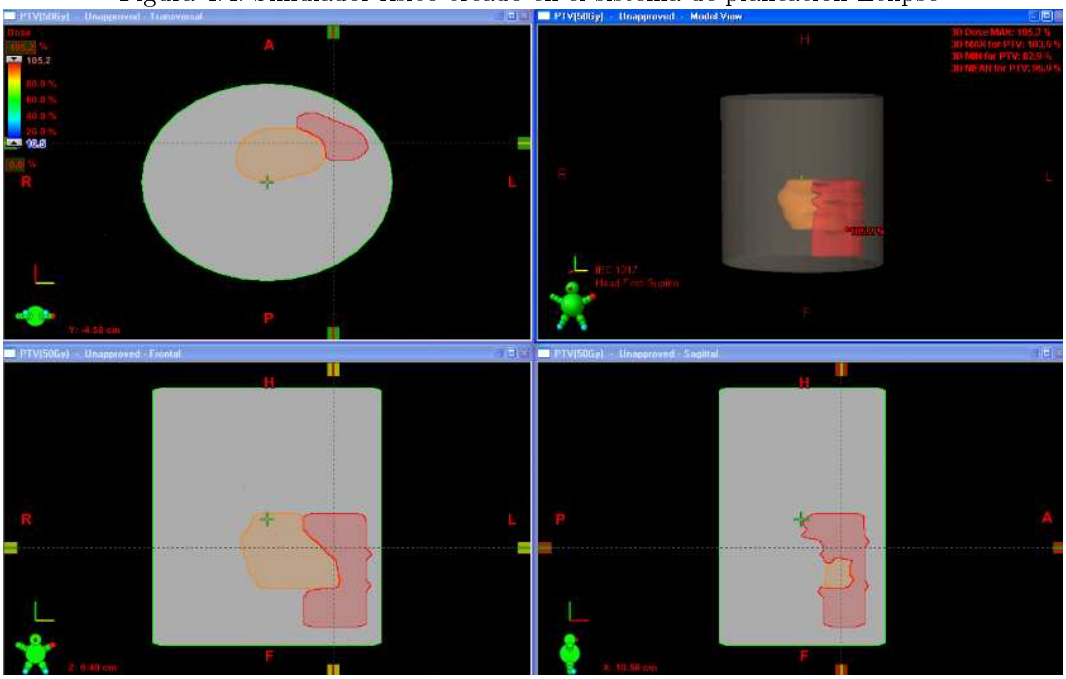
Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	210°	63	57	54
2	280°	56	53	51
3	315°	57	54	52
4	30°	54	45	43
5	75°	61	55	50
6	155°	63	57	54
7	180°	66	66	62

4.4.7. Plan 7

El plan 7 corresponde al simulador físico elipsoidal creado en el sistema de planeación con las siguientes dimensiones 40 cm de largo, 36 cm de ancho y 30 cm de alto. En él se delimitaron dos volumenes: PTV y OAR, que corresponde a un volumen blanco y un órgano a riesgo en un caso real. Al PTV se le prescribió una dosis de 50 Gy con un fraccionamiento de 2Gy por sesión.

En la figura 4.4podemos apreciar el simulador físico mencionado.

Figura 4.4: Simulador físico creado en el sistema de planeación Eclipse



La optimización se hizo de acuerdo a la dosis prescrita en el PTV. Se utilizaron para este plan 4 campos de intensidad modulada con las angulaciones descritas en la siguiente tabla.

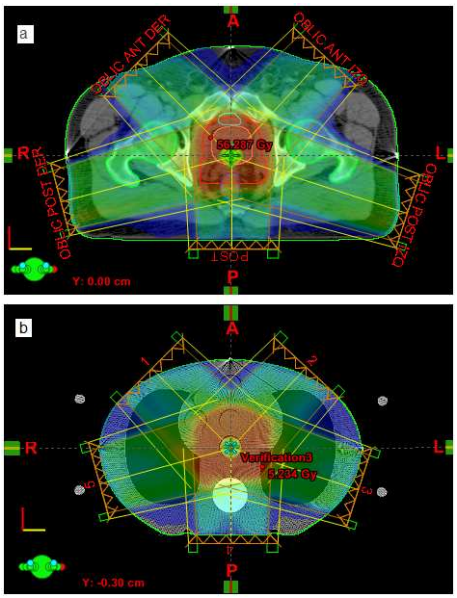
Cuadro 4.21: Ángulaciones de gantry y número de unidades monitor para el PTV del Plan 7

Campo	Ángulo gantry	UM (SW)	UM (SS 10)	UM (SS 5)
1	326°	173	144	143
2	15°	227	191	206
3	70°	167	140	130
4	112°	172	155	153

4.5. Creación de los planes de verificación.

Los juegos de fluencias de cada plan de tratamiento se exportaron a las imágenes del phamton Cirs para generar de cada juego de fluencias un plan de verificación. En la figura podemos apreciar como los datos de la planeación de un paciente tales como: Número de campos, ángulos de incidencia y fluencias se exportan a las imágenes de TAC de phantom usado.

Figura 4.5: Representación esquemática donde se muestra como los datos de la planeación sobre un paciente se exportan a las imágenes del phantom usado.

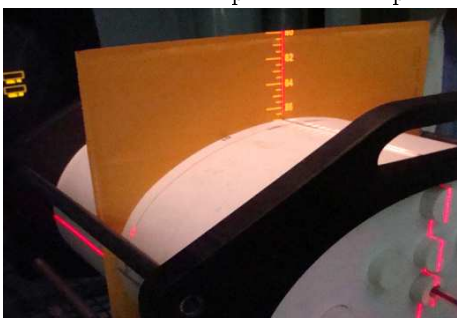


Se calculó la distribución de dosis para cada juego de fluencias y se exportó la dosis calculada en un plano de dosis específico en un formato legible (ASCII o Dicom-RT) al programa RIT 113 para la posterior comparación entre la dosis planar calculada y la dosis medida. En los siguientes planos de dosis 1.6 cm, 0.0 y -1.6 cm considerando las posiciones geométricas para las películas descritas en la sección 3.6. Con base en la dosis calculada por el software de planeación en los planes de verificación, se determinó la dosis absoluta en el punto donde está ubicada la cámara para cada plan de verificación y el plano de estudio.

4.6. Ejecución de los planes de verificación

Una vez creados los planes de verificación se procede a la ejecución de los mismos en la unidad tratamiento. Para ello se utiliza el phantom Cirs el cual se ubicó en la camilla de tratamiento, luego se coloca una película EDR2 en una posición interláminas como se observa en la figura 4.6.

Figura 4.6: Ubicación de la pelicula en el phantom cirs



Se procede posteriormente a la alineación de los laser con las marcas de referencia del Phantom Cirs y se ubica la cámara de ionización dentro del inserto destinado para ello, el cual se encuentra

dentro del phantom. En esta configuración se irradia el phantom, se toma la lectura de la cámara de ionización y los valores de las magnitudes de influencia (presión y temperatura) con el fin de determinar la dosis absoluta medida por la cámara.

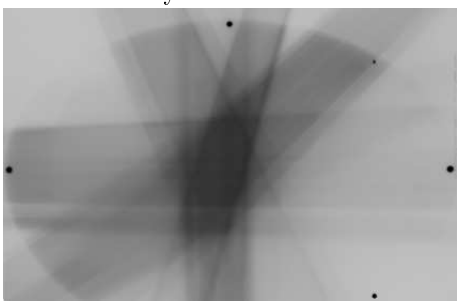
Este proceso se repitió para cada juego de fluencia, cada plano en estudio y los planes del 1 al 6 del presente trabajo. Luego se procedió a retirar y revelar las películas. Entre la irradiación y el revelado se esperó un tiempo como mínimo de una hora, por lo del efecto de estabilidad de la densidad óptica respecto al tiempo entre irradiación y revelado [23].

4.7. Comparación de las distribuciones de dosis

Una vez exportados los planos de dosis del sistema de planeación al software RIT, se procede a escanear las películas EDR-2 que se irradiaron con los planes de verificación. En el programa se aplicó una correción por el efecto de la uniformidad del escáner. Seguidamente cada película se calibra en dosis usando un archivo de calibración previamente establecido.

Las imágenes o mapas de dosis exportados desde el sistema de planeación Eclipse se consideran imágenes de referencia y las obtenidas de escanear las películas son imágenes blanco. Para hacer la evaluación de manera que ambas imágenes sean coincidentes, las dos distribuciones de dosis (calculada y medida), se alinean usando unos pequeñas puntos de control con coordenadas espaciales conocidas (pequeños agujeros) dado que el simulador físico tiene punzones que perforan la película (ver figura 4.7) de tal manera que se conoce la distancia a cada eje en el plano de estudio.

Figura 4.7: Película radiográfica en la cual se puede observar los puntos de control que se utilizan para alinear la distribución de dosis medida y la calculada.



Una vez que las imágenes blanco y de referencia se encuentran alineadas usando el software RIT, se realiza el análisis correspondiente entre ellas usando criterios de diferencia de dosis y el análisis de la función gamma.