



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

COMISIONAMIENTO E IMPLEMENTACION DE LA TECNICA IMRT Y VMAT CON RAPIDARC® CON INTERCOMPARACION DEL RPC

Ricardo Español

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de ciencias, Departamento de Física
Bogotá, Colombia

2014

COMISIONAMIENTO E IMPLEMENTACION DE LA TECNICA IMRT Y VMAT CON RAPIDARC® CON INTERCOMPARACION DEL RPC

Ricardo Español

Trabajo final presentado como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Física Médica

Director:

M.Sc. Jaidier Vásquez

Codirectora:

PhD.María Cristina Plazas

Línea de Investigación:

Radioterapia

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá, Colombia

2014

A mi familia en especial a mi esposa Francy y mi hijo Juan Pablo motores de mi vida y protagonistas de todos mis sueños y metas.

Agradecimientos

Quiero agradecer a todas las personas que contribuyeron con su ayuda a realizar este trabajo en especial a mi director Jaider Vásquez y a la Doctora María Cristina Plazas.

De manera especial al Centro de Control de Cáncer institución que facilito sus instalaciones y los recursos para la realización de este trabajo.

COMISIONAMIENTO E IMPLEMENTACION DE LA TECNICA IMRT Y RAPIDARC® CON INTERCOMPARACION DEL RPC

Español Ricardo¹, Vasquez Jaider¹, Plazas María Cristina¹,

¹Universidad Nacional de Colombia, Departamento de Física Médica, Bogotá-Colombia

Introducción. La técnica IMRT es muy útil para la optimización de la radioterapia en especial para casos complejos en formas de objetivos y para la reducción de la dosis en los órganos en riesgo de la misma forma la técnica VMAT; estas presentan una gran complejidad; para esto se han establecido protocolos como el dado por la **AAPM TG-119** y recomendaciones como las del **Booklet 9 - Guidelines for the Verification of IMRT de ESTRO**, lo cual en la práctica supone un control de calidad individualizado por paciente. No obstante la importancia del control de calidad local para cada institución; creemos que un control de calidad realizado por una institución externa verifica de forma total cada uno de los procesos llevados a cabo durante un tratamiento de radioterapia. Durante más de 40 años, el Radiological Physics Center (Centro de Física Radiológica; RPC, por sus siglas en inglés) del MD Anderson ha supervisado la calidad de toda la radioterapia que se aplica en los ensayos clínicos patrocinados por el U.S. National Cáncer Instituto (Instituto Nacional del Cáncer de los Estados Unidos; NCI, por sus siglas en inglés); por esto nuestro objetivo es lograr la implementación de la técnica IMRT y RapidArc® mediante el protocolo TG 119 de la AAPM y obtener la acreditación de dichas técnicas por parte del RPC del MD Anderson.**Metodología:** Mediante la aplicación de los test del protocolo TG-119 se realizaron las planificaciones usando el sistema de planificación Eclipse™ 8.9, la verificación dosimétrica fue realizada usando cámaras de ionización PTW de 0.125cc, y las medidas planares usando el arreglo de cámaras IBA Matrixx™, se utilizó la técnica IMRT para próstata y la técnica RapidArc® para cabeza y cuello. Luego con la colaboración del personal del RPC se realizó la planeación y verificación para la técnica de IMRT y RapidArc para próstata y cabeza y cuello respectivamente, con los maniqués antropomórficos del RPC de acuerdo con el test de dicha institución. **Resultados:** Los resultados dosimétricos de la ejecución de la técnica de IMRT y VMAT se encuentran dentro del rango de aceptación del estudio del TG-119 a su vez que fueron corroborados por el RPC obteniéndose la acreditación de estas técnicas por parte de dicha institución. **Conclusiones:** Las técnicas VMAT e IMRT pueden ser implementadas mediante el protocolo TG-119 el cual es apropiado para validar los resultados de cada una, la

acreditación permite asegurar que las instituciones que desean participar en ensayos clínicos que se relacionan con técnicas avanzadas de radioterapia puedan tratar a los pacientes según las especificaciones de los protocolos clínicos aceptados internacionalmente.

Palabras clave: Radioterapia, VMAT, IMRT, RPC, Dosimetría,

COMMISSIONING AND IMPLEMENTATION OF TECHNICAL IMRT AND RAPIDARC® WITH RPC INTERCOMPARISON

Español Ricardo¹, Vasquez Jaider¹, Plazas María Cristina¹,

¹Universidad Nacional de Colombia, Departamento de Física Médica, Bogotá-Colombia

Introduction. The application of radiotherapy using IMRT technique is a very useful technology for optimizing the radiation dose which provided improved target volume especially for complex cases and goal shapes for the reduction of the dose in organs at risk neighbors in the same way VMAT technique, these have a high complexity and the number of threads in each technique involved makes it necessary to have systems capable of measuring radiation dose with a view to comparing the planned treatment, prior to administration in the patient have been established for this protocol as given by the AAPM TG-119 and recommendations as the Booklet 9 - Guidelines for the Verification of IMRT of ESTRO, which in practice means a quality individualized patient. Notwithstanding the importance of local quality control for each institution, we believe that quality control conducted by an outside check in full each process performed during radiotherapy treatment. For over 40 years, the Radiological Physics Center (Radiological Physics Center, PRC, for its acronym in English) of the MD Anderson has overseen the entire quality of radiotherapy applied in clinical trials sponsored by the U.S. National Cancer Institute (National Cancer Institute of the United States, NCI, for its acronym in English), including tests conducted at MD Anderson, so our goal is to achieve the implementation of IMRT and RapidArc® technology by TG 119 protocol AAPM and obtain the accreditation of these techniques by the RPC MD Anderson. **METHODOLOGY:** By applying the test TG-119 protocol schedules were performed using the Eclipse™ system planning 8.9, verification was performed using cameras dosimetric PTW ionization of 0.125cc and measures planar array using IBA Matrixx™ camera, the technique was used for prostate IMRT and RapidArc™ technology for head and neck. Then with the help of the RPC staff and planning was done for technical verification of IMRT and RapidArc for prostate and head and neck respectively, with the RPC anthropomorphic phantom according to the test of that institution. **Results:** The results of the execution dosimetry of IMRT and VMAT technique are within the acceptance range of the TG-119 study in turn were corroborated by the RPC

obtaining accreditation of these techniques by that institution. **Conclusions:** VMAT and IMRT techniques can be implemented using the TG-119 protocol which is suitable to validate the results of each, accreditation ensures that institutions wishing to participate in clinical trials that relate to advanced techniques of radiotherapy treat patients according to the specifications of internationally accepted clinical protocols.

Keywords: Radiotherapy, VMAT, IMRT, Dosimetry, QA Radiotherapy

I. Contenido

	Pág.
Lista de figuras.....	XIII
Lista de tablas	XV
Lista de Símbolos y abreviaturas.....	17
Introducción	18
1. Estado actual del tema.....	20
2. Marco teórico.....	23
2.1 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT).....	23
2.2 El colimador multihojas	25
2.2.1 La trasmisión.....	26
2.2.2 Dosimetric Leaf Gap	28
2.2.3 Sistemas de planeación de tratamiento (TPS) y Planificación inversa.....	30
2.3 Técnicas de IMRT.....	34
2.3.1 IMRT dinámica.....	34
2.3.2 IMRT por multiseundos step and shoot (SMLC)	37
2.3.3 VMAT Volumetric modulated ArcTherapy.....	38
2.4 Comisionamiento y control de calidad en radioterapia IMRT y Rapidarc®	40
2.4.1 Diferencia de la dosis	44
2.4.2 DTA (Distance of agreement).....	44
2.4.3 Índice gamma	45
2.5 Detectores de radiación	46
2.5.1 Detectores Gaseosos.....	47
2.6 Cámaras de ionización	47
2.6.1 Contadores Geiger-Müller	49
2.7 Detectores de estado solido.....	50
2.8 Detectores termoluminiscentes.....	51
2.9 Detector de emulsión fotográfica	53
2.10 Acreditación por parte del RPC para técnicas IMRT y VMAT.....	54
3. Resultados.....	59
3.1 Factores de Transmisión	60
3.1.1 Medidas del factor de trasmisión estático y dinámico para el acelerador Clinac 600	61
3.1.2 Medidas del factor de trasmisión estático y dinámico para el acelerador Clinac 600	64
3.2 Test P1 TG-119	66
3.3 Test P2 TG-119	69
3.4 Test P3 MultiTarget TG-119.....	70
3.5 Test P4 Prostate TG-119.....	71
3.6 Test P5 Head/Neck TG-119.....	73
3.7 Test P6 C-Shape TG-119	75
3.8 Test del RPC	76

3.8.1	Test del RPC para la técnica IMRT	80
3.8.2	TEST DEL RPC PARA LA TECNICA RapidArc® para cabeza y cuello	86
3.8.3	TEST DEL RPC PARA LA TECNICA RapidArc® para la próstata	88
3.9	Test del RPC sobre phantom antropomórficos y resultados	90
4.	Análisis y resultados	97
5.	Conclusiones y recomendaciones	99
5.1	Conclusiones.....	99

II. Lista de figuras

	Pág.
Figura 1 : Multihojas MLC y acelerador lineal clinac 600	26
Figura 2 : haz de radiación gracias al colimador multihojas	27
Figura 3 : Esquema general de una multihoja sistema millennium varian	28
Figura 4 : Transmisión a través de las multihojas adyacentes	29
Figura 5 : El efecto Tongue and Groove	29
Figura 6 : El DLG	30
Figura 7 : El efecto del error para diferentes tamaños en el DLG	31
Figura 8 : El efecto del detector en la medida de los output factor	32
Figura 9 : Ejemplo histograma dosis volumen para un tratamiento de próstata	34
Figura 10 : Representación gráfica dinámica MLC	37
Figura 11 : Diagrama que muestra el movimiento de las MLC	39
Figura 12 : Técnicas IMRT DMLC y SMLC	39
Figura 13 : .Pasos para la verificación experimental	45
Figura 14 : Representación geométrica de la distribución de dosis DTA	46
Figura 15 : Representación geométrica de la distribución de índice gamma	48
Figura 16 : Esquema básico detector gaseoso	49
Figura 17 : Carga colectada en función de la tensión aplicada	50
Figura 18 : Esquema banda de conducción y banda de valencia	52
Figura 19 : Esquema simplificado del modelo de bandas de energía	53
Figura 20 : Curva glow de LiF (TLD-700)	54
Figura 21 : Phantoms antropomórficos del RPC cabeza y cuello y pelvis	56
Figura 22 : Esquema para la obtención del factor de transmisión dinámico	64
Figura 23 : Grafica de los Gaps vs Lectura corregida para acelerador clinac 600	66
Figura 24 : Grafica de los Gaps vs Lectura corregida para acelerador clinac 600	67
Figura 25 : Phantom de agua solida	68

Figura 26:	Distribución de dosis campos opuestos	69
Figura 27:	Phantom y cámara de ionización	69
Figura 28:	Distribución de dosis para el arreglo de bandas	71
Figura 29:	Estructuras TEST P3	72
Figura 30:	Estructuras TEST P4	73
Figura 31:	Distribución de campos TEST P4	75
Figura 32:	Distribución de campos TEST P5	76
Figura 33:	Phantom RPC Próstata	79
Figura 34:	Materiales y equivalencias de los injertos del phantom próstata	80
Figura 35:	Esquema interno Phantom RPC Próstata	80
Figura 36:	Esquema interno Phantom RPC Cabeza y cuello	80
Figura 37:	Phantom de cabeza y cuello e injerto de próstata	81
Figura 38:	Configuración de campos sobre el phantom de agua	82
Figura 39:	Irradiación phantom de agua sólida para cabeza y cuello	83
Figura 40:	Sistema MatriXX para la verificación de la distribución de dosis	84
Figura 41:	Sistema MatriXX junto con láminas de agua solida	84
Figura 42:	Planeación sobre el sistema MatriXX para cabeza y cuello	85
Figura 43:	Irradiación sobre el sistema MatriXX para cabeza y cuello	85
Figura 44:	Análisis función gamma sistema MatriXX para cabeza y cuello	86
Figura 45:	Perfiles de dosis y función gamma sistema MatriXX para cabeza y cuello	87
Figura 46:	Plan de cabeza y cuello con la técnica RapidArc	88
Figura 47:	Análisis función gamma sistema MatriXX	89
Figura 48:	Análisis gamma para la planeación de RapidArc® en próstata	91
Figura 49:	Irradiación Phantom antropomórfico técnica IMRT acelerador 600	92
Figura 50:	Análisis índice gamma RPC cabeza y cuello técnica IMRT	94
Figura 51:	Irradiación Phantom antropomórfico técnica RapidArc® acelerador i X	95
Figura 52:	Análisis índice gamma RPC cabeza y cuello técnica RapidArc®	96
Figura 53:	Irradiación Phantom antropomórfico de próstata	97
Figura 54:	Análisis índice gamma RPC cabeza y cuello técnica RapidArc®	98

III. Lista de tablas

	Pág.
<u>Tabla 1:</u> Reporte RPC acumulativo 2001-2005	57
<u>Tabla 2:</u> Reporte RPC errores encontrados	58
<u>Tabla 3:</u> Reporte RPC test ejecutados hasta el año 2007	58
<u>Tabla 4:</u> Tiempos promedios para cada una de las fases de la verificación	59
<u>Tabla 5:</u> Resultados publicados por el RPC para el año 2011	59
<u>Tabla 6:</u> Factor de transmisión estático acelerador clinac 600	63
<u>Tabla 7:</u> Factor de transmisión dinámico acelerador clinac 600	65
<u>Tabla 8:</u> Factor de transmisión estático acelerador clinac iX	66
<u>Tabla 9:</u> Factor de transmisión dinámico acelerador clinac iX	66
<u>Tabla 10:</u> Resultados dosimetría AP/PA acelerador 600	66
<u>Tabla 11:</u> Resultados dosimetría AP/PA acelerador iX	70
<u>Tabla 12:</u> Resultados dosimetría acelerador 600 Test P2	70
<u>Tabla 13:</u> Resultados dosimetría acelerador iX Test P2	71
<u>Tabla 14:</u> Objetivos de dosis TEST P3	71
<u>Tabla 15:</u> Resultados dosimetría acelerador 600 Test P3	73
<u>Tabla 16:</u> Resultados dosimetría acelerador iX Test P3	73
<u>Tabla 17:</u> Objetivos de dosis TEST P4	74
<u>Tabla 18:</u> Resultados dosimetría acelerador 600 Test Próstata	74
<u>Tabla 19:</u> Resultados dosimetría acelerador iX Test Próstata	74
<u>Tabla 20:</u> Objetivos de dosis P5	75
<u>Tabla 21:</u> Resultados dosimetría acelerador 600 Test Cabeza y cuello	76
<u>Tabla 22:</u> Resultados dosimetría acelerador 600 Test Cabeza y cuello	76
<u>Tabla 23:</u> Objetivos de dosis TEST P6.	77
<u>Tabla 24:</u> Resultados dosimetría acelerador 600 Test P4	77
<u>Tabla 25:</u> Resultados dosimetría acelerador iX Test P4	78

<u>Tabla 26:</u> dosis y límites de dosis a órganos en riesgo en cabeza y cuello	82
<u>Tabla 27:</u> Test Cabeza y cuello phantom agua solida acelerador 600	83
<u>Tabla 28:</u> Test Cabeza y cuello RPC phantom agua solida acelerador iX	89
<u>Tabla 29:</u> Resumen de la prescripción de dosis y límites	90
<u>Tabla 30:</u> Test próstata RPC phantom agua solida acelerador 600	90
<u>Tabla 31:</u> Reporte RPC cabeza y cuello técnica IMRT	93
<u>Tabla 32:</u> Reporte RPC cabeza y cuello técnica IMRT medida TLD	94
<u>Tabla 33:</u> Reporte RPC cabeza y cuello técnica RapidArc®.	95
<u>Tabla 34:</u> Reporte RPC cabeza y cuello técnica RapidArc® medida TLD	96
<u>Tabla 35:</u> Reporte RPC próstata técnica RapidArc®	97
<u>Tabla 36:</u> Reporte RPC próstata técnica RapidArc® medida TL	98

IV. Lista de Símbolos y abreviaturas

CT: Tomografía Axial Computarizada

RM: Resonancia Magnética

PET: Tomografía de Emisión de Positrones

RTC-3D: Radioterapia conformacional 3D

IMRT: Radioterapia de intensidad modulada

OAR: Organos en riesgo

AAPM: American Association of Physicists in Medicine

RPC: Radiological Physics Center

NCI: National Cancer Institute

VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy

DMLC: Dynamic Multileaf Collimator

DVH: Dose Volume Histogram

IAEA: International Atomic Energy Agency

ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements

LINAC: Linear Accelerator

MLC: Multileaf Collimator

PDD: Percentage Depth Dose

PTV: Planning Target Volume

SLIDING WINDOWS: Ventana Deslizante

SSD: Source Surface Distance

STEP AND SHOOT: Paso y Disparo

GTV: Gros Tumor Volume

CTV: Clinical Tumor Volume

PTV: Planning Tumor Volume

V. Introducción

El uso de la radioterapia en el manejo del cáncer se remonta desde las primeras décadas del siglo pasado, y se ha venido utilizando con finalidades curativas o adyuvantes en unos casos y paliativas en otros. En la actualidad la radioterapia externa se utiliza en el tratamiento del 60% de todos los casos con enfermedad neoplásica (tumoral) [1]. El fundamento en el que está basado el uso de la radioterapia en el tratamiento del cáncer, es el hecho de que las células tumorales presentan una susceptibilidad mayor a la radiación de su genoma al tener tasas de crecimiento y reproducción más altas que las tasas de células no tumorales. De este modo al alterar de forma significativa su material genómico, la célula neoplásica es destruida, mientras que la célula normal, con un daño menor, es capaz de regenerarse. El efecto biológico final dependerá de la cadena de interacciones físicas, transformaciones químicas, alteraciones de macromoléculas etc.; que pueden lesionar en mayor o menor medida las funciones o la propia vida de la célula. Este balance entre la cantidad de células tumorales que se pueden eliminar y la cantidad de células no tumorales que pueden no afectarse, es la línea que marca el objetivo de la radioterapia actual. En los últimos años el desarrollo de la radioterapia se ha visto amplificado con el desarrollo tecnológico, por un lado en la adquisición de la imagen – Tomografía Axial Computarizada(CT), Resonancia Magnética (RM), Tomografía de Emisión de Positrones (PET) - y la digitalización de la misma, lo que ha permitido el desarrollo de la radioterapia conformacional 3D (RTC-3D)y posteriormente la aparición de la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) permitiendo modular el haz de radiación dentro del volumen a irradiar, consiguiendo aumentar el depósito de dosis en el tejido tumoral, y disminuir la dosis en el tejido sano, alcanzando un brusco gradiente de dosis depositada entre el tumor y el tejido sano.

Las técnicas físicas implicadas en la IMRT están en desarrollo constante , la IMRT tiene mucho más potencial para generar distribuciones de dosis conformadas para geometrías complejas de volúmenes blanco y órganos en riesgo (OAR) que la terapia de haces uniforme.

Las hipótesis en las que se basa el uso de la IMRT, son dos [2]:

- 1) La IMRT permite administrar una mayor dosis a los pacientes en un volumen menor a irradiar, con lo que se aumenta el control local de la enfermedad.

2) La IMRT disminuye la toxicidad asociada a la radioterapia.

Como aspectos imprescindibles en la implementación de la técnica IMRT deben tenerse en cuenta los mecanismos de aceptación, comisionamiento y control de calidad de la técnica, gran parte de la labor que atañe a la aceptación, comisionamiento y control de calidad de la IMRT es análoga a la requerida en las técnicas convencionales RTC-3D y que está descrita por la *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) en el informe del Task Group 53.

1.0 Estado actual del tema

Hoy en día, el uso de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) es una tecnología muy útil para la optimización de la radioterapia, por ejemplo, para mejorar de la dosis impartida al volumen blanco en especial para casos complejos en formas de objetivos y para la reducción de la dosis en los órganos en riesgo vecinos. Debido a la gran complejidad y la cantidad de subprocesos involucrados en esta técnica son necesarios sistemas capaces de medir la dosis de radiación administrada de cara a compararlas con el tratamiento planificado, previamente a su administración en el paciente. Existen diferentes dispositivos que han sido desarrollados para buscar garantizar que la distribución de dosis calculada en el planificador para un paciente y transferida a un maniquí o phantom (simulador físico) coincide con la resultante de la administración del tratamiento sobre ese maniquí, lo cual en la práctica supone un control de calidad individualizado por paciente. La verificación de las distribuciones necesita de métodos y de sistemas de medida adaptados a fin de obtener resultados con una buena precisión. Es importante y crucial la elección del detector apropiado para las medidas dosimétricas. La verificación de la dosis administrada mediante estos detectores se hace a través de su colocación en phantoms de geometría simple, o phantoms antropomórficos es decir con formas anatómicas humanas. La IMRT requiere sistemas dosimétricos especiales que permitan realizar medidas en campos no convencionales. Estos dispositivos son: cámaras de ionización pequeñas, con volúmenes de entre 5 y 50 veces menores que el de una cámara convencional tipo Farmer. Películas radiográficas y su respectiva reveladora, con las cuales se permiten obtener distribuciones bidimensionales de dosis de alta resolución. El principal inconveniente es la necesidad de acceso a una reveladora y la dependencia de los resultados con el proceso de revelado lo que requiere una calibración dispendiosa; además estudios muestran una sobre respuesta a bajas dosis [3]. Actualmente existen películas Gaf –Chromic insensibles a la luz visible y que no necesitan de reveladora. Arreglos matriciales “*Arrays*” de sistemas de detectores

en una dimensión o en dos dimensiones, los más usados en este campo son las matrices de cámaras de ionización, otros como los detectores de estado sólido también son utilizados. EPID (sistemas de imagen portal). Su uso principal es comprobar la correcta posición del paciente, pero también se pueden utilizar para verificar las fluencias como en el caso de los Arrays bidimensionales. También existen equipos de dosimetría *in-vivo* con semiconductores y con detectores de termoluminiscencia, que como desventaja podríamos decir que son muy dependientes del posicionamiento del detector en campos que pueden presentar grandes variaciones locales de dosis, otra como la dosimetría por gel permite adquirir distribuciones de dosis en 3D que pueden ser leídas en un equipo de resonancia magnética nuclear.

Debido a la complejidad de la administración de la IMRT, incluyendo los componentes técnicos de los programas y la flexibilidad a la hora de definir la dosis y el volumen irradiado, es necesario un programa de control de calidad para verificar el sistema de IMRT, y asegurar que se está administrando exactamente el plan de tratamiento. El proceso de control de calidad que hoy en día se aplica en los diferentes centros de radioterapia a nivel internacional cumple con los siguientes criterios

- Pruebas de aceptación del sistema de planificación. Las verificaciones dosimétricas antes del tratamiento son importantes pero difíciles de llevar a cabo con los métodos actuales, la mayoría de los sistemas de planificación no presentan un software que compare las medidas de distribución de dosis con la distribución de dosis calculada.
- Verificación de las distribuciones de dosis en la IMRT. La verificación de los campos de irradiación puede ser cuantitativa, donde se asegura que el mapa de fluencias planificado es el que se administra en el momento de la administración; o cualitativa donde se comprueba que el mapa de fluencias se administra correctamente a lo largo del tiempo de tratamiento, en todas las sesiones terapéuticas.
- Revisión del cálculo de las unidades de monitor UM (tiempo de irradiación medido por la maquina). Se puede hacer de dos formas distintas: por medidas directas donde se hace uso de maniquís, geométricos o antropomórficos; o por un sistema de cálculo donde la verificación de las UM se hace a través del ordenador.
- Verificación del tratamiento de IMRT. En este último punto se incluye tanto la verificación de la dosis como la del posicionamiento del paciente.

Todos estos criterios y otros más que tienen que ver con las pruebas de aceptación del colimador multihojas o multilaminas abarcan la totalidad de pruebas del control de calidad, en la actualidad los protocolos internacionales que se toman como guías para el control de calidad de IMRT son el ***TG-119 IMRT Commissioning Test de la AAPM*** y el ***Booklet 9 - Guidelines for the Verification of IMRT de ESTRO***.

Aunque en la mayoría de centros de radioterapia se aplican diferentes tipos de controles de calidad a la técnica de IMRT, en Estados Unidos de América durante más de 40 años, el Radiological Physics Center (Centro de Física Radiológica; RPC, por sus siglas en inglés) del MD Anderson ha supervisado la calidad de toda la radioterapia que se aplica en los ensayos clínicos patrocinados por el U.S. National Cancer Institute (Instituto Nacional del Cáncer de los Estados Unidos; NCI, por sus siglas en inglés), incluyendo los ensayos que se realizan en el MD Anderson. Según Geoffrey Ibbott, Ph.D., director del RPC, Actualmente, el RPC trabaja con aproximadamente 1.800 instituciones, incluyendo cerca de 200 que se encuentran fuera de Estados Unidos. El RPC conduce cuatro programas formales para instituciones que son miembros de los grupos de estudios cooperativos que participan en los ensayos clínicos patrocinados por el NCI [4]

El objetivo principal de este trabajo es realizar la implementación de la técnica IMRT y VMAT (Volumetric Modulated ArcTherapy) con RapidArc® nombre con el que se ha denominado al desarrollo de esta técnica por parte de la empresa fabricante de aceleradores lineales Varian, mediante el protocolo TG 119 de la AAPM y obtener la acreditación de dichas técnicas por parte del RPC del MD Anderson, aclarando que el protocolo TG-119 ha sido creado con el fin de comisionar únicamente la técnica IMRT[1]. En este momento no existe ningún protocolo avalado que se encargue del comisionamiento de la técnica VMAT además esta presenta varias diferencias importantes con respecto a la IMRT como lo veremos más adelante, sin embargo diferentes publicaciones han adoptado el protocolo TG-119 como parte del comisionamiento de la técnica VMAT (Volumetric Modulated ArcTherapy)[5]. Es por esto que resulta importante además de realizar el protocolo TG-119 y la verificación mediante el control de calidad local de dicha técnica la participación del RPC como un organismo externo que permite evaluar nuestro comisionamiento.

2.0 Marco teórico

2.1 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)

La radioterapia en los últimos años ha tenido un gran desarrollo a nivel mundial. Uno de los mayores desarrollos ha sido pasar de la radioterapia conformacional (RTC-3D) a lo que hoy conocemos como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT); este desarrollo ha estado soportado por los avances significativos en la fabricación de aceleradores lineales que con accesorios como el colimador multihojas (Figura1) permiten conformar el haz de radiación a la forma del volumen a tratar y al mismo tiempo bloquear el haz para proteger los distintos órganos en riesgo. La radioterapia tiene como objetivo lograr destruir o evitar la multiplicación de las células tumorales y al mismo tiempo proteger las células sanas mediante la administración de la menor dosis posible en dichas regiones. Los avances en la adquisición de las imágenes médicas y los diferentes sistemas de planeación desarrollados también han permitido estos tratamientos con técnicas especiales como la IMRT o más recientemente la VMAT. Los primeros intentos por lograr la modulación del haz se lograban con accesorios externos que eran colocados a la salida del haz con los cuáles se lograba la modulación en una sola dirección por ejemplo se utilizaban cuñas, bloques y compensadores de tejido. [1].

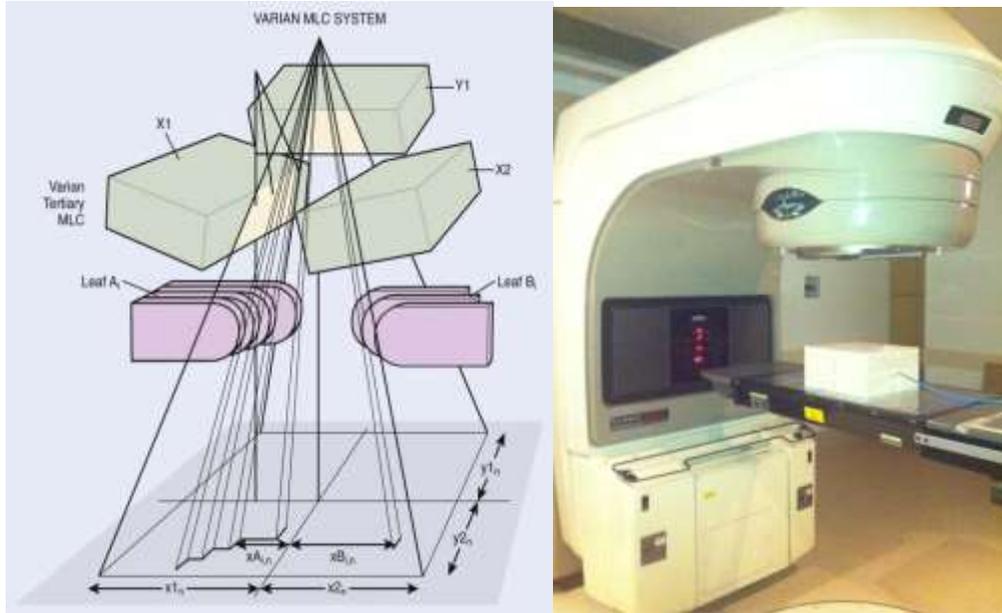


Figura 1. Representación gráfica de las multihojas MLC y acelerador lineal clinac 600 [5]

El desarrollo de los sistemas de colimación con multihojas o multilaminas como se les denomina en varias ocasiones, permitieron en primera instancia conformar el campo de radiación a la forma del volumen a irradiar lo que desplazó la realización de la radioterapia conformacional con bloques de plomos personalizados, lo que era bastante dispendioso dado que se requerían varios de estos bloques por cada paciente. La IMRT utiliza la conformación dada por el colimador multihojas pero además de esto realiza con movimientos controlados de cada una de las multihojas lo que se denomina la modulación del haz de radiación. El movimiento de estas multihojas desarrolla campos de tratamiento no uniformes los cuales se obtienen por la suma de diferentes subcampos conocidos como beamlets o bixels cada uno con una intensidad distinta. La IMRT logra una mejor distribución de dosis que la radioterapia RTC-3D y además de esto disminuyó la toxicidad asociada a la dosis suministrada a los órganos en riesgo.

2.2 El colimador multihojas

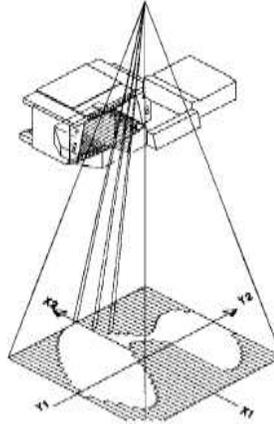


Figura 2. Conformación del haz de radiación gracias al colimador multihojas [5]

Los colimadores multihojas o multilaminas (MLC) se puede decir que han sido el centro de desarrollo de las últimas técnicas más avanzadas en radioterapia que se administran con aceleradores lineales; hoy en día es difícil encontrar por ejemplo en nuestro país un acelerador lineal que no venga acompañado de un sistema de colimación multihojas; al mismo tiempo cabe mencionar acompañado también en su mayoría de un sistema de adquisición de imágenes.

Como ya lo mencionamos la característica principal de los colimadores multihojas es permitir crear campos que se acomoden a la geometría del volumen a irradiar, con lo que se consiguen campos de formas irregulares. Estos sistemas de colimación están formados por dos bloques de láminas enfrentados (Figura 2) en su mayoría cuentan con alrededor de 20 a 60 pares de multihojas, cada fabricante presenta un modelo específico de acuerdo con el acelerador lineal. En los últimos años las técnicas especiales han utilizado sistemas de colimación con multihojas cada vez más delgadas; desde 10mm hasta 3mm con lo que se logra una mejor conformación y modulación del haz.

2.2.1 La transmisión

Desde el punto de vista dosimétrico los colimadores multihojas deben ser tenidos en cuenta para la configuración del sistema de planeación y la puesta a punto del acelerador lineal; dado que el papel principal para la modulación del haz está dado por la interacción del haz con cada una de la multihojas además de otros aspectos. En este parte nos interesa estudiar los efectos principales de la interacción del haz con el colimador multihojas que en particular se refiere a la transmisión. La transmisión de los sistemas de colimación la podemos dividir en tres partes: la transmisión a través de cada una de las hojas que depende básicamente del material y del espesor, el material utilizado ampliamente es el tungsteno debido a su alto número atómico Z; la transmisión a través de dos laminas continuas del mismo lado y la transmisión de dos laminas opuestas enfrentadas.

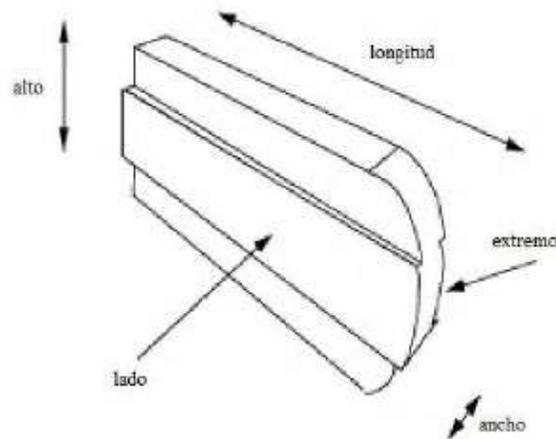


Figura 3. Esquema general de una multihoja sistema millennium varian [6]

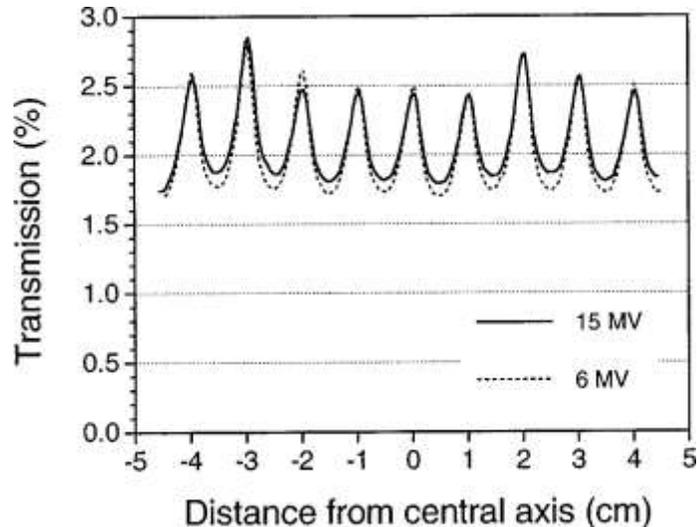


Figura4. Transmisión a través de las multihojas adyacentes para acelerador varian para 6MV y15MV medido con placa radiográfica. [10]

Con respecto a la transmisión a través de las hojas adyacentes Varian ha desarrollado un modelo especial para sus multihojas (Figura3) este modelo usa una separación de alrededor de 0.1mm para sus multihojas a fin de disminuir la fricción entre estas; pero a su vez esta separación ocasiona una transmisión es por esto que Varian en su diseño crea una pestaña en el centro de la multihoja para disminuir la transmisión; esta forma en la multihoja da lugar a un efecto conocido como *tongue and groove* (Figura5).

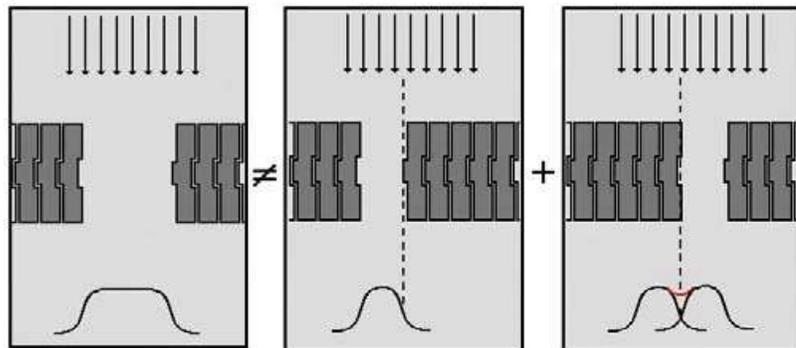


Figura5. El efecto Tongue and Groove es causado por el diseño de las hojas para disminuir la fuga entre hojas. [6]

Este efecto del *tongue and groove* tiene como característica principal el causar una subdosificación a través de las multihojas adyacentes; dado que la suma de las fluencias de cada uno de los dos segmentos es diferente a la fluencia del campo total abierto (Figura 5).

2.2.2 Dosimetric Leaf Gap

El Dosimetric Leaf Gap DLG es otro de los efectos ampliamente estudiados el cual debe ser determinado con el fin de introducirlo en los cálculos del sistema de planeación a fin de evitar errores en los cálculos.2.

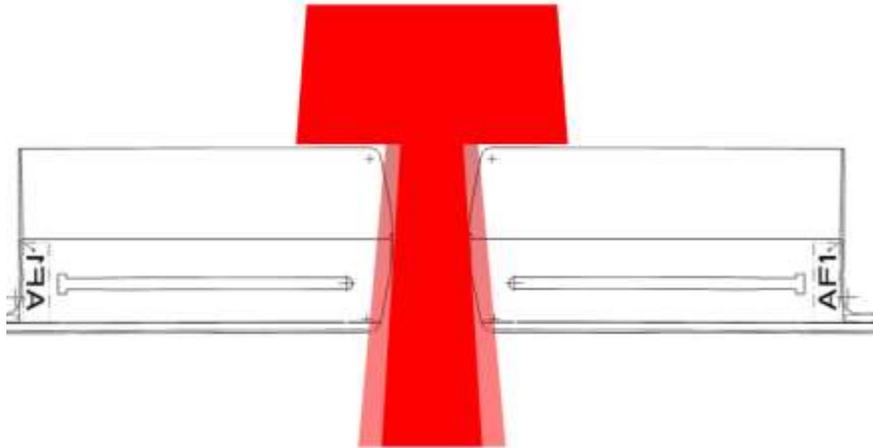


Figura6.El DLG está definido por el área sombreada seguida de la región roja que indica el tamaño del campo de luz por lo cual causa un aumento en el tamaño del campo debido a la transmisión entre hojas [18]

El DLG lo podemos definir como el aumento en el tamaño del campo debido a la transmisión de la radiación a través de las hojas. El efecto de la transmisión a través de la hoja redondeada en la dosis suministrada por una técnica como la de IMRT dinámica se puede encontrar según mediciones hasta en un 1 mm de desplazamiento aplicado a la posición de la hoja. Por lo tanto, la transmisión añade un aumento considerable al tamaño de campo el cual se hace más evidente en la dosimetría de campos pequeños. Como un ejemplo de la importancia de esto, la transmisión a través de los extremos de la hoja contribuirá 10% de la total dosis administrada por un campo nominal de 2,0 cm que se mueve a una la velocidad constante a través del campo, ya que la diferencia efectiva es de 2,2 cm.

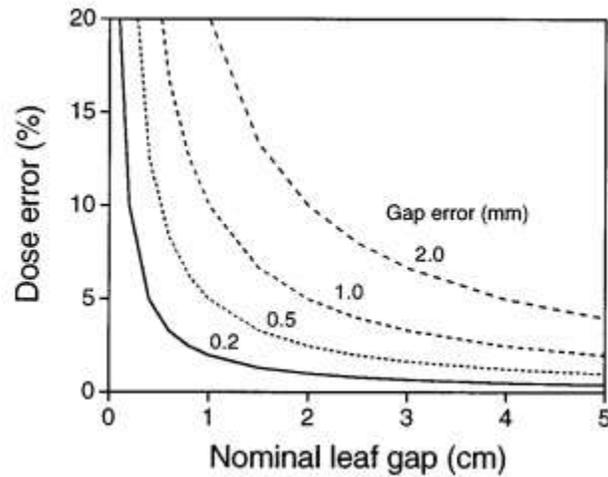


Figura7. El efecto del error para diferentes tamaños en el DLG vs el porcentaje de dosis administrada [10].

Otro de los factores que presentan gran influencia en los cálculos dosimétricos es la determinación de los output factor, esta función nos describe el comportamiento de la dosis en una profundidad de referencia de acuerdo a un tamaño de campo, usualmente se toma como referencia un campo de 10 cm x 10 cm.

$$Of(wc, wp) = \frac{D(wc, wp)}{D(10, 10)} \quad \text{Ecuación 1}$$

La importancia en la medida de los output factor radica en el detector utilizado para su medición encontrándose en varios estudios una influencia del tamaño del detector con la medida, lo cual se hace más representativo en los campos pequeños es decir del orden de 3cmx3cm que son medidos por cámaras de ionización de volúmenes no tan pequeños que no logran tener un buen equilibrio electrónico por lo que la medida se ve alterada.

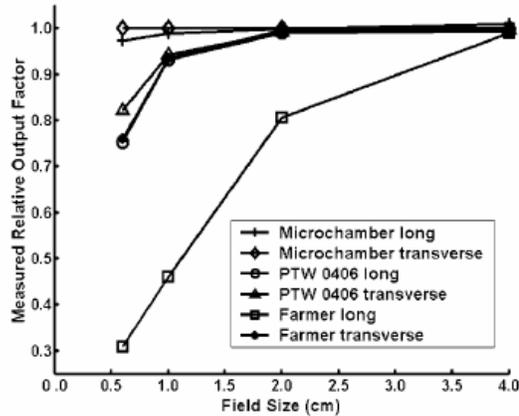


Figura 8. El efecto del detector en la medida de los output factor [10].

2.2.3 Sistemas de planeación de tratamiento (TPS) y Planificación inversa

La IMRT resulta útil para incrementar la dosis absorbida en el volumen tumoral, y disminuir la dosis absorbida de los órganos de riesgo. Permite cambiar conformaciones, angulaciones, giros de camilla, contribuciones de dosis absorbida por cada campo y fluencias. Optimiza las distribuciones de fluencia de cada haz de radiación implicado en el plan minimizando el tiempo de tratamiento, las unidades monitor y las necesidades de control de calidad. La optimización se realiza en base a los objetivos que hemos prescrito para el plan, con especificaciones dosis-volumen tanto en volumen blanco como en órganos de riesgo. Esto es, al sistema se le dice lo que se quiere obtener y el sistema busca la mejor forma de lograrlo. En algunos sistemas ya es posible seleccionar el tipo de función de costo posibilitando la optimización. La utilización en la clínica de la IMRT, se fundamenta en el incremento de la precisión en la definición de volúmenes blancos y la aplicación de parámetros biológicos para optimizar el tratamiento, de lo que se deduce la posibilidad de incrementar la dosis en el volumen definido como tumor y preservar mejor los tejidos sanos para evitar o reducir el nivel de dosis. Complejos algoritmos de cálculo permiten planificar el movimiento de los colimadores multiláminas para diseñar mapas de fluencia adaptadas a la optimización deseada, lo cual a nivel tridimensional produce un efecto de tallado a la medida, adaptando la dosis tanto a las complejas formas anatómicas

del organismo humano como al volumen tumoral y sus zonas de diseminación, mediante un proceso completamente computarizado tanto para la planificación como en la ejecución del tratamiento.

Los sistemas de planificación de tratamiento (TPS) son softwares diseñados para administrar una adecuada distribución de dosis al paciente cuando se administra la dosis de prescripción a un PTV (Volumen de Planeación de Tratamiento). Los TPS son alimentados a partir de la información dosimétrica medida por el físico médico en cada equipo de tratamiento en particular. La anatomía del paciente, los diferentes PTV's y los OAR (Organos en riesgo) pueden ser representados por modelos 3D obtenidos de imágenes de TAC u otros como la resonancia magnética. Los algoritmos de cálculo de dosis han evolucionado desde simples modelos 2D a modelos en 3D y técnicas de Monte Carlo, además se ha logrado un mayor poder de cálculo. El proceso de planificación de un tratamiento en radioterapia incluye varios pasos: En primer lugar, la adquisición de datos del paciente y entrada de los mismos al TPS a partir de imágenes como CT (Tomografía computarizada) o RM (Resonancia magnética) obtenidas en la posición de tratamiento, generalmente en cortes axiales de una amplia región anatómica que incluye la zona a ser tratada. Definición de los volúmenes blanco GTV (Gros Tumor Volume), CTV (Clinical Tumor Volume), PTV (Planning Tumor Volume) y las estructuras críticas OAR. Establecer los límites máximos y mínimos de dosis a los PTV y los valores máximos tolerados por los órganos en riesgo. Con base a estos valores se definen las entradas de los campos, sus geometrías, energías, modificadores, etc. hasta lograr una distribución de dosis adecuada la cual puede ser evaluada con la visualización de isodosis en 2D y 3D y con la ayuda de Histogramas Dosis – Volumen (Fig.9)

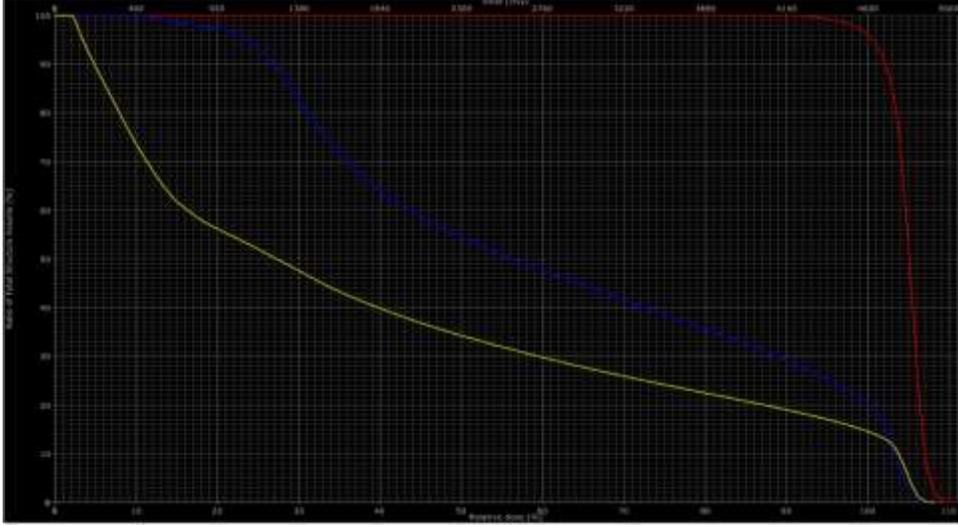


Figura 9. Ejemplo histograma dosis volumen para un tratamiento de próstata.

En el histograma dosis volumen presentado en la figura 9 podemos observar tres curvas, la roja hace referencia al volumen a irradiar o PTV en este caso la próstata, las otras dos curvas corresponden a los órganos en riesgo para este caso la azul para el recto y la amarilla para la vejiga. En el eje Y encontramos el volumen involucrado para cada una de las estructuras y en el eje X podemos ver la dosis que recibe dicha fracción de volumen.

Generalmente la planificación se realiza usando una modalidad conocida como planificación inversa que consiste en especificar de antemano la distribución deseada en el volumen blanco y en los órganos críticos a partir de histogramas dosis- volumen. Esto es posible admitiendo que es imposible lograr la distribución de dosis ideal, es decir 100% de dosis al tumor y 0% de dosis en los tejidos normales u órganos en riesgo. Por lo tanto, la mayoría de los algoritmos de planificación inversa emplean técnicas de optimización que tratan de encontrar el mejor plan de tratamiento posible de acuerdo a los objetivos específicos y restricciones. Se podría pensar que el algoritmo de cálculo resuelva el problema en su forma general, es decir, determinar los valores óptimos de todos los parámetros de tratamiento de acuerdo a los criterios dados. Sin embargo, debido al gran número de parámetros en un tratamiento de radioterapia, este método es poco práctico. Por lo tanto hay que reducir las variables mediante la definición de antemano de ciertos parámetros físicos y geométricos como por ejemplo el número de campos y energía del haz. Cada campo incidente es discretizado en un mapa de beamlets, entonces en la planificación inversa se determina el mapa de beamlets óptimo o los pesos relativos de cada uno de ellos.

Si la matriz que contiene todos los pesos de los beamlets es \mathbf{w} y la matriz de dosis calculadas en el paciente es \mathbf{d} , la distribución de dosis es obtenida del producto $\mathbf{d}=\mathbf{D}\mathbf{w}$ donde \mathbf{D} es una matriz que contiene toda la información de dosis fraccional por unidad de peso \mathbf{w} . Al escribir la ecuación como una sumatoria, la dosis en el voxel i -ésimo puede ser expresada como:

$$d_i = \sum_{j=1}^M D_{ij}w_j \quad \text{Ecuación 2}$$

Aquí j es el índice del beamlet, hay M beamlets en todos haces usados. Una unidad de peso puede ser una unidad de fluencia del haz, tiempo de exposición o cualquier cantidad respecto a la cual la matriz \mathbf{D} ha sido normalizada. Un algoritmo de optimización necesita una función objetivo para medir qué tan lejos está el resultado de la solución deseada. Para el problema de optimización, la función objetivo necesita expresar una desviación global voxel por voxel desde la dosis deseada, incluyendo la importancia para cada una de las desviaciones. La función objetivo incluye una suma ponderada de los cuadrados de las diferencias entre la dosis deseada y la actual. Si definimos una determinada distribución de dosis deseada d_i^{presc} en el voxel i -ésimo la tarea es encontrar una solución d_i en un conjunto de soluciones posibles que sea la misma o que difiera en un mínimo de d_i^{presc} . Hay muchas maneras de lograr que d_i sea una buena representación de la dosis prescrita d_i^{presc} . Una forma usada comúnmente es minimizar la siguiente función cuadrática objetivo o función costo:

$$F = \sum_{i=1}^N s_i (d_i - d_i^{presc})^2 \quad \text{Ecuación 3}$$

Donde s_i es el factor de importancia para el i -ésimo voxel y la suma es tomada sobre un gran número N voxeles en los que se considera la dosis. La presencia del factor de importancia (un número adimensional simple) permite al usuario asignar mayor valor a determinadas regiones del espacio que en otras. Es claro que no se puede obtener una dosis arbitrariamente alta a un volumen blanco y despreciablemente baja a un órgano sano o en riesgo cuando sean colindantes. El factor de importancia permite a quien hace la planificación elegir entre la importancia de obtener la dosis de prescripción tan cerca como sea posible en el volumen blanco, comprometiendo posiblemente los órganos sanos adyacentes, o proteger estos tejidos normales comprometiendo la distribución de dosis en el volumen blanco. Para cada objetivo (PTV) se debe introducir los criterios de la planificación: dosis máxima, dosis mínima. Para las estructuras críticas se requiere que se

limite las dosis deseadas a partir de un histograma dosis - volumen. Igualmente se debe proporcionar la energía, direcciones de los haces, número de iteraciones, etc., antes de proceder a la optimización de perfiles de intensidad y el cálculo de la distribución de dosis resultante.

2.3 Técnicas de IMRT

La IMRT se ha puesto en marcha en los centros clínicos de diferentes formas de acuerdo con los equipos disponibles en cada servicio de radioterapia; sin embargo para el caso que nos compete; mediante la técnica IMRT desarrollada en los aceleradores lineales con el sistema de colimación multihojas podemos distinguir tres clases; la denominada *Step and Shoot*, la técnica *sliding window* y la *VMAT*, a continuación describiremos cada una de ellas.

2.3.2 IMRT dinámica

La técnica de *sliding window* o también conocida como IMRT dinámica DMLC se caracteriza por tener un movimiento continuo de las multihojas al mismo tiempo en que el acelerador lineal se encuentra irradiando. La figura 10 muestra un esquema de esta técnica en la cual el punto de dosificación de interés es P; las flechas rojas indican el haz de irradiación; cada uno de los rectángulos amarillos representan a cada una de las multihojas las cual se encuentran en movimiento permitiendo que con el haz de irradiación activado según la posición de las multihojas se permita o se bloquee el punto de interés P; lo que se traduce en una modulación del haz para dicha posición.

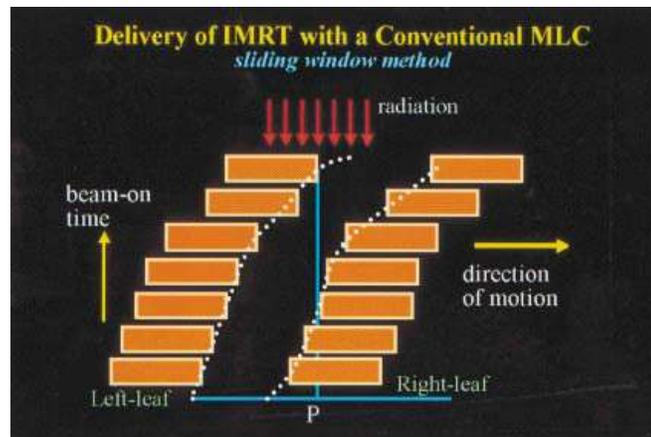


Figura10.Representación gráfica dinámica MLC [1]

En esta técnica, la velocidad de cada hoja varía, con el fin de modular la fluencia que debe ser entregada. En los pares de hojas que están enfrentadas, estas se desplazan independientemente y unidireccionalmente, cada una con una velocidad en función del tiempo. Debido a que la separación entre hojas puede variar, la entrega de intensidad también puede ser variable en los diferentes puntos de la región de interés. El movimiento de las hojas está bajo el control de un computador que también hace monitoreo de las posiciones de las hojas. El principio básico de la colimación dinámica está ilustrado en la figura10. Un par de hojas definen una apertura, digamos que la hoja izquierda se desplaza con velocidad V_L y que la de la derecha con velocidad V_R . El haz modulado 2D es creado por un conjunto de haces modulados 1D, cada uno creado por un par de hojas. Entonces si nos referimos a este par, la intensidad primaria en x está dada por:

$$I(x) = T_L(x) - T_R(x) \quad \text{Ecuación 4}$$

Donde $T_L(x)$ es el tiempo en que la hoja izquierda llega a la posición x y $T_R(x)$ es el tiempo en que la hoja derecha llega a x . Aquí la intensidad y el tiempo están en las mismas unidades ya que hay proporcionalidad por un factor de salida en la máquina.

Diferenciando la ecuación anterior,

$$\frac{dI(x)}{dx} = \frac{1}{V_L(x)} - \frac{1}{V_R(x)} \quad \text{Ecuación 5}$$

Para minimizar el tiempo total de tratamiento, la solución óptima es mover la más rápida de las hojas a la máxima velocidad V_{max} y modular la intensidad con la hoja más lenta. Si el gradiente del perfil $dI(x)=dx$ es cero, de acuerdo a la ecuación 5, las dos velocidades deberán ser iguales y con un valor de V_{max} . Si el gradiente es positivo la velocidad de la hoja derecha es más alta que la de la hoja izquierda y llevada a un valor de V_{max} . Si el gradiente es negativo entonces la velocidad de la hoja izquierda se ajusta a V_{max} . Una vez la velocidad de la hoja más rápida es ajustada a V_{max} , la velocidad de la hoja más lenta puede determinarse a partir de la ecuación 3, esto es:

$$V_R(x) = V_{max} \quad \text{Ecuación 6}$$

$$V_L(x) = \frac{V_{max}}{1+V_{max}\left(\frac{dI(x)}{dx}\right)} \quad \text{Ecuación 7}$$

$$\frac{dI(x)}{dx} \geq 0 \quad \text{Ecuación 8}$$

Y

$$V_L(x) = V_{max} \quad \text{Ecuación 9}$$

$$V_R(x) = \frac{V_{max}}{1-V_{max}\left(\frac{dI(x)}{dx}\right)} \quad \text{Ecuación 10}$$

$$\frac{dI(x)}{dx} < 0 \quad \text{Ecuación 11}$$

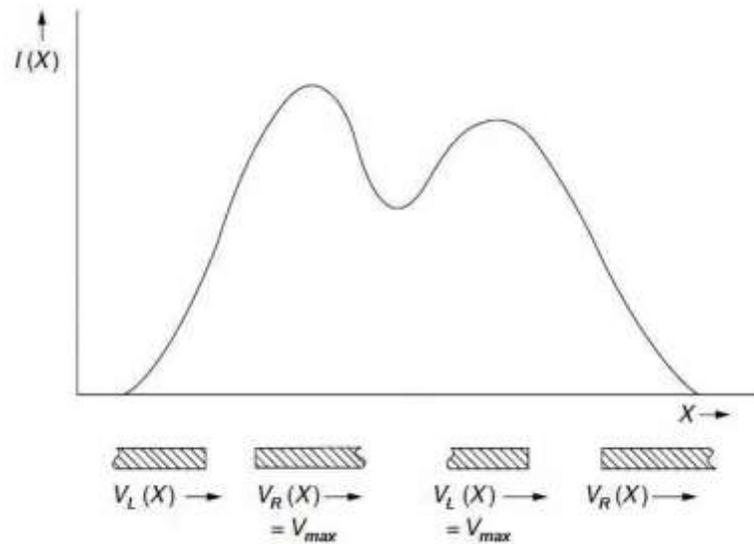


Figura11. Diagrama que muestra el movimiento de las MLC para obtener un perfil de intensidad modulada. Cuando el gradiente dI/dx es positivo, la hoja R deberá moverse a velocidad máxima; cuando este gradiente es negativo, la hoja L deberá moverse a velocidad máxima [1].

2.3.3 IMRT por multisegundos step and shoot (SMLC)

La técnica de *step and shoot* se caracteriza por tener una posición fija de las multihojas al momento de la irradiación del equipo; cada una de estas posiciones fijas se conoce como un segmento o subcampo y el colimador multihojas va adquiriendo diferentes formas o segmentos para cada campo de tratamiento; normalmente entre 2 y 10 subcampos.

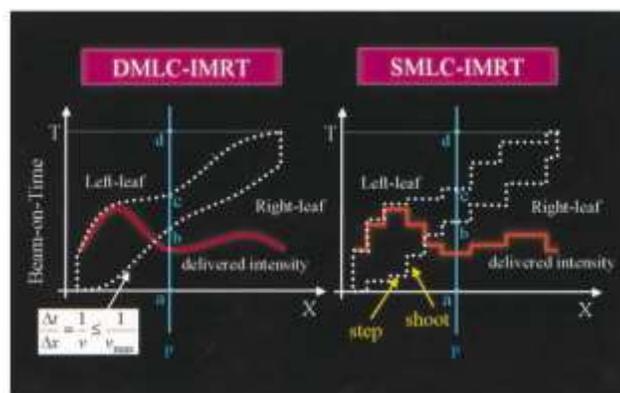


Figura 12. Técnicas IMRT DMLC y SMLC [1]

Por esto en “step” las multihojas se mueven a posiciones fijas, y la irradiación del equipo ocurre en el paso “shoot”. La figura 12 muestra una comparación de las técnicas dinámica y estática para IMRT.

2.3.4 VMAT Volumetric modulated Arc Therapy

La radioterapia mediante la técnica (VMAT) es una técnica de radioterapia que permite una terapia de radiación modulada (IMRT), mientras que al mismo tiempo añade otros factores extra como lo son la rotación continua del gantry y la tasa de dosis variable durante el tratamiento. La VMAT evolucionó a partir de una técnica de radioterapia de arco de intensidad modulada (IMAT), propuesta por **Cedric Yu** como una alternativa a otra técnica la tomoterapia [1]. La IMAT se llevó a cabo empleando aceleradores lineales; **Yu** utilizó el colimador de multihojas (MLC) para dar forma al haz de forma dinámica, mientras que el gantry rotaba y utilizaba múltiples arcos superpuestos. Cada arco entregaba un subcampo de una intensidad modulada en cada ángulo. IMAT fue similar a la idea de IMRT step-and-shoot, que ofrece distribuciones de intensidad bidimensionales en cada posición del gantry estático usando varios subcampos [9]. Sin embargo, en IMAT, cada subcampo en un ángulo específico es entregado por arcos separados. El número de la superposición de arcos dependía de la complejidad de la distribución de intensidad deseada, dos a cinco arcos normalmente se requiere para la entrega clínica de IMAT [9]. Durante la planificación los arcos eran aproximados como múltiples campos fijos en ángulos de gantry separado por 5°-10°. **Yu** reconoció que las técnicas de planificación que implementaba, no utilizaban plenamente las capacidades de IMAT para ofrecer tratamientos con una alta conformación. Para esto había varios retos para el desarrollo de una planificación eficaz y técnicas de cálculo de dosis. Las limitaciones físicas del acelerador lineal, como la velocidad de las hojas, la tasa de dosis y la velocidad de rotación del gantry, daban una planificación complicada y que afectada la eficacia de los tratamientos además, la determinación de la separación óptima de gantry para aproximar los arcos fue un compromiso entre la optimización del tiempo de tratamiento, el tiempo de cálculo y la precisión [9].

En 2008, Karl Otto propuso la técnica de VMAT como una solución para el problema de resolución de ángulo de muestreo de gantry para optimizaciones y cálculos de dosis [3]. Una penalidad del muestreo mejora la precisión de la dosis, pero el movimiento limitado del MLC entre pequeños ángulos gantry restringe la flexibilidad de optimización y aumenta el tiempo de optimización. Un muestreo más grueso permitió una mayor libertad a los movimientos del MLC entre los ángulos de gantry y, por lo tanto, más libertad en la optimización, pero proporciona una representación menos precisa del tratamiento real. La solución de Otto era utilizar un sistema de optimización de apertura en la que se aumentó progresivamente el muestreo del ángulo del gantry y la posición MLC: comenzó con una muestra gruesa de posiciones de gantry estáticas y formas de apertura del MLC y terminó con un muestreo de alta resolución para modelar con precisión la dosis suministrada. El movimiento del MLC fue más limitado en cuanto el número de muestras aumenta, lo que reduce la flexibilidad de la optimización, pero da aumento de la precisión del cálculo de dosis [10].

El concepto de VMAT fue introducido por Otto y llevó al desarrollo comercial de los sistemas de planificación del tratamiento VMAT y técnicas de administración, incluyendo Elekta VMAT (Elekta AB, Estocolmo, Suecia), la planificación con Pinnacle3 SmartArc (Philips Medical, Madison, WI) y Varian RapidArc® con Eclipse como sistema planificación del tratamiento (TPS) Varian Medical Systems, Palo Alto, CA. Para ofrecer tratamientos altamente conformacionales estas técnicas utilizan VMAT con variación de gantry continua y velocidad, tasa de dosis, y la abertura de las multihojas MLC. Las técnicas VMAT se comercializan como la entrega de planes de tratamiento equivalente a IMRT en un solo arco o más, mientras que potencialmente requieren tiempos de tratamiento más cortos y menos unidades de monitor (MU tiempo de irradiación medido por la máquina) que IMRT. Para estas nuevas técnicas es importante que tales planeaciones de tratamientos han de ser verificadas en la práctica antes de la utilización generalizada de la técnica. Las distribuciones de dosis alcanzables mediante técnicas VMAT deben compararse con el estándar de IMRT en lo posible, para diferentes sitios de tratamiento y geometrías. Si VMAT tiene un plan de calidad que es equivalente a IMRT pero con menos MU y tiempos de tratamiento más cortos, los médicos pueden elegir VMAT para reducir el tiempo que un paciente pasa en la camilla y reducir la dosis por radiación dispersa que recibe un paciente como resultado de menos MU.

Las afirmaciones sobre el tiempo de entrega tratamiento y las MU de un tratamiento de VMAT se han examinado por varios investigadores [13][9]. Ellos han encontrado que los tiempos de tratamiento para VMAT usando uno o dos arcos se reducen significativamente cuando se compara con radioterapia conformal 3D y tratamientos de IMRT [13]. Un estudio encontró que para los cánceres de cabeza y cuello, de uno y dos arcos RapidArc® tuvo una reducción promedio de las MU del 59%, contra los siete de campos de IMRT ventana deslizante [13]. En este estudio también se mostró que dos arcos requieren 5% más MU que los tratamientos individuales de arco.

En resumen la arcoterapia de intensidad modulada VMAT es un conjunto de técnicas de optimización de dosis mediante planificación inversa y administración de tratamiento en uno o varios arcos; cuyas características principales son:

- Movimiento dinámico del MLC,
- Tasa de dosis variable durante la rotación de gantry
- Velocidad de giro variable del gantry
- Mantiene ángulo de colimador fijo

2.4 Comisionamiento y control de calidad en radioterapia IMRT y Rapidarc®

Para la implementación de técnicas avanzadas como la IMRT es de conocimiento que se deben realizar diferentes pruebas de aceptación; desde las realizadas por el fabricante como las llevadas a cabo por el equipo de física medica de cada uno de los centros clínicos que reciben el equipo. En cuanto a las llevadas a cabo por el fabricante encontramos normas como la UNE-EN 60601-2-1, UNE-EN 60976, UNE-EN 61217 que permiten una revisión del sistema de multihojas desde el punto de vista funcional y de seguridad; dado que cada una de las multihojas tiene un motor y su movimiento se lleva a cabo de forma independiente con respecto al grupo. En cuanto al comisionamiento para las técnicas IMRT que se debe realizar al colimador multihojas se puede encontrar diferentes artículos que describen las pruebas dosimétricas realizadas al colimador y los diferentes resultados, sin

embargo son pocos los protocolos establecidos que describen las pruebas que se deben llevar a cabo durante el comisionamiento del colimador multihojas.

En los protocolos publicados a nivel internacional relacionados con pruebas de aceptación y control de calidad para los acelerador lineales así como para el colimador multihojas podemos encontrar: AAPM TG-40, Report 46 desarrollado por la American Association of Physicists in Medicine; el cual tiene como centro las pruebas de control de calidad para aceleradores lineales, así mismo cada fabricante quiso publicar diferentes protocolos de aceptación para cada uno sus equipos por ejemplo J.Jordan y P.C William realizaron una publicación para las pruebas de los aceleradores Elekta en 1994 , y una año más tarde uno para los equipos Siemens, Mubata en 1995 hizo lo mismo para los equipos Varian.

En cuanto a los primeros protocolos y publicaciones que tratan directamente las pruebas físicas y de control de calidad de los colimadores multihojas encontramos el dado por el IPEM *Institute of Physics and Engineering in Medicine* en 1999 en el Reino Unido. En 1998 la AAPM organizo un grupo de expertos que posteriormente en el año 2001 realizo el reporte AAPM TG-50; y de la misma forma la *Swiss Society for Radiobiology and Medical Physic*, en el año 2003; aunque cada uno de estos reportes hacían referencias acerca de la pruebas llevadas a cabo para el comisionamiento físico y de control de calidad del colimador multihojas no hacían ninguna recomendación específica para el caso de la IMRT.

Las primeras publicaciones que trataron el tema específico del comisionamiento de los colimadores multihojas para la técnica IMRT se dieron como artículos científicos de expertos que mostraban la influencia que tenían en los tratamientos aspectos como la trasmisión y la exactitud y precisión de la ubicación de las multihojas durante el tratamiento; por citar algunos autores J.E. Bayouth y S.M Morrill en 2003, E.E. Klein y D.A. Low en 2001, Losasso en 2008. En 2009 la AAPM en su reporte TG-142 hizo la primera distinción acerca de las pruebas que de debían realizar para un sistema de colimador multihojas dependiendo si se utilizaba para IMRT o para radioterapia RTC-3D.

Sin embargo este mismo año se publicó el TG-119 IMRT commissioning el cual si presenta una serie de test que se han realizar con el fin de lograr el comisionamiento del colimador multihojas para la técnica IMRT, por otra parte en Europa el ESTRO BOOKLET NO. 9: GUIDELINES FOR THE VERIFICATION OF IMRT también mostro las recomendaciones que se deben seguir para el comisionamiento de la técnica IMRT, ambos estudios tuvieron

la participación de diferentes instituciones las cuales publicaron los resultados obtenidos en cada uno de sus centros con el fin de comparar las diferentes técnicas utilizadas y los resultados esperados para cada uno de los test. Como una de las grandes conclusiones en cada uno de estos estudios se identificó la necesidad de contar con el control de calidad para determinar; la dosis suministrada; la evaluación del índice gamma y la evaluación por lo menos en un plano de la distribución de dosis.

Un sistema de control de calidad será un conjunto de acciones necesarias para asegurar que un producto se adecúa a unos determinados estándares de calidad. Por tanto, un programa de control de calidad requiere la existencia de los siguientes elementos para un tratamiento de radioterapia:

1. Evaluación clínica.
2. Decisión terapéutica.
3. Simulación: Obtención de imágenes 3D.
4. Contorneo: Localización del volumen blanco y de los órganos de riesgo.
5. Planificación del tratamiento:
6. Evaluación y selección del plan de tratamiento.
7. Verificación dosimétrica y chequeos.
8. Posicionamiento del paciente.
9. Administración del Tratamiento.
10. Seguimiento al tratamiento.

Una de las principales características de la técnica IMRT consiste en generar campos de tamaño pequeño del orden de los 2cmx2cm; lo cual implica un cuidado especial desde el punto de vista dosimétrico dado que habitualmente los procedimientos utilizados durante técnicas convencionales tratan campos de tamaños del orden de los 10cmx10cm. Estos campos pequeños son generados en su mayoría por las multihojas en el proceso de modulación, por lo que resulta de vital importancia realizar un buen comisionamiento dosimétrico de las multihojas en especial los efectos de la transmisión y su respectivo ingreso en sistema de planeación, cuyos efectos se ven reflejados directamente en el plan de tratamientos[13].

El control de calidad de los equipos de tratamiento incluye pruebas específicas a los sistemas multihojas en los cuales se realizan estudios sobre su apropiado posicionamiento

y movimiento de acuerdo con el plan de tratamiento. Es por esto que antes del tratamiento en el paciente se realiza una revisión experimental de dicho tratamiento con la ayuda del maniquí o simulador físico. Los pasos a seguir en términos generales son la exportación del plan de tratamiento del paciente sobre la geometría de simulador físico sobre el cual se realiza un nuevo cálculo en el sistema de planeación; ya con el plan del simulador físico se lleva al equipo de tratamiento donde se irradiara y se hará una comprobación de la dosis absoluta en la cual se utiliza en la mayoría de los casos una cámara de ionización y una revisión de la distribución de dosis en un plano específico con la ayuda de una película radiocromica u otro sistema como por ejemplo una arreglo de cámaras. Así luego de realizar el control experimental y obtener un resultado satisfactorio se procederá a la aprobación del tratamiento para el paciente [13].

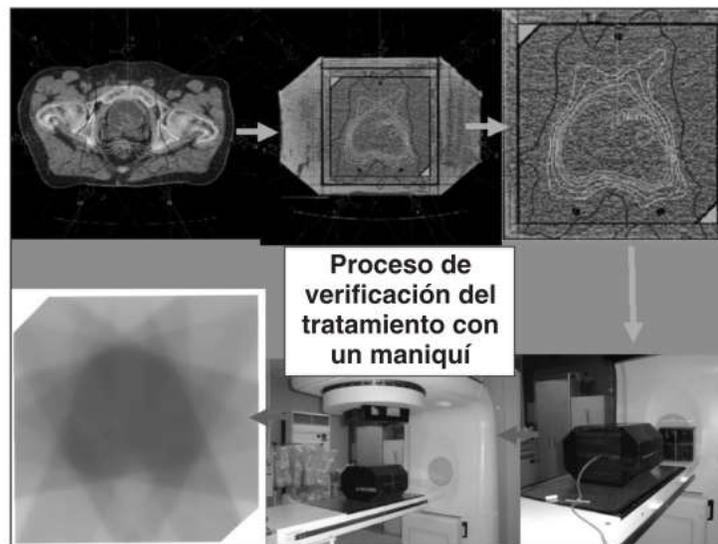


Figura 13. Pasos para la verificación experimental de un plan de tratamiento: a) Exportación del plan al simulador físico. b) Cálculo de la distribución de dosis sobre el simulador físico. c) Irradiación del simulador físico y verificación de la dosis absoluta y distribución de dosis [13].

Para la verificación de la distribución de dosis, se utiliza directamente en el sistema de planeación una copia de plan de tratamiento del cual se quiere realizar el control de calidad; así de acuerdo con el tipo de simulador físico que se tenga se exporta dicho plan al CT del simulador físico, en cuanto a los instrumentos más utilizados para el análisis de la distribución de dosis encontramos las películas radiocromicas y los arreglos de cámaras bidimensionales de los cuales hablaremos más adelante. Así mismo existen diferentes

tipos de análisis cuantitativos en el estudio de las distribuciones de dosis que describiremos en la siguiente sección.

2.4.2 Diferencia de la dosis

La diferencia de dosis compara punto a punto cada una de las distribuciones encontradas; el cual es más utilizado en regiones de bajas dosis; dado que al comparar el mismo punto en ambas distribuciones falla al comparar puntos en regiones de alto gradiente.

2.4.3 DTA (Distance of agreement)

El DTA se desarrolló con el fin de obtener una comparación de la dosis en las distintas distribuciones pero que además me brinde una distancia espacial; por lo tanto en la comparación se busca dentro de un radio determinado al punto de comparación cuales son los puntos dentro de este radio que presentan la misma dosis y así se obtiene cual es la distancia mínima al punto que presenta la misma dosis. Este análisis presenta grandes ventajas al comparas zonas con altos gradientes

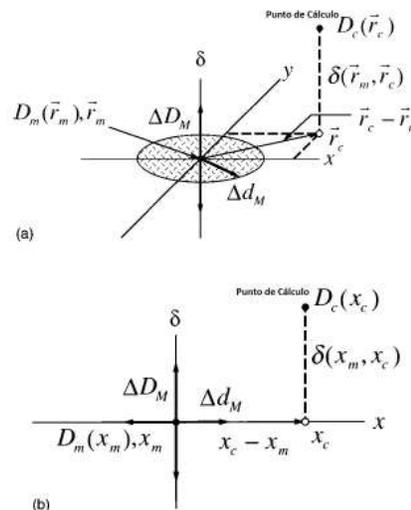


Figura14. Representación geométrica de la distribución de dosis a) en dos dimensiones b) en una dimensión

2.4.4 Índice gamma

El índice gamma presenta un análisis compuesto entre la diferencia de dosis y el DTA con lo cual permite comparar puntos de altos y bajos gradientes [13]. El criterio de aceptación está dado por la distancia multidimensional entre los puntos comparados, en dosis y distancia física,

La definición del criterio de aceptación en este espacio compuesto por la dosis y las coordenadas espaciales de los puntos a comparar se obtiene tomando la superficie de un elipsoide centrado en el punto en cuestión, cuyos ejes serán los criterios individuales. Si ΔD_M es la tolerancia para la diferencia de dosis, y Δd_M es la tolerancia para DTA, la ecuación que define esta superficie es [13]:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}} \quad \text{Ecuación 12}$$

$$\text{Con} \quad r(r_m, r) = |r_c - r| \quad \text{Ecuación 13}$$

$$\text{Y } \delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m) \quad \text{Ecuación 14}$$

Es la diferencia de dosis en la posición r_m .

La cantidad del lado derecho de la ecuación 12, se puede usar para definir un índice de calidad y en cada punto en el plano $r_c - r_m$ para el punto medido r_m , donde el subíndice c corresponde a cálculo, y m a medición.

$$(r_m) = \min\{(r_m, r_c)\} \{r_c\} \quad \text{Ecuación 15}$$

$$\text{Donde} \quad \Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}} \quad \text{Ecuación 16}$$

$$\text{Y } r(r_m, r_c) = |r_c - r_m| \quad \text{Ecuación 17}$$

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m) \quad \text{Ecuación 18}$$

Es la diferencia entre valores de dosis en las distribuciones medidas y calculadas, respectivamente. El criterio de aceptación se convierte entonces en

- si $\gamma(r_m) \leq 1$, el cálculo pasa,
- si $\gamma(r_m) > 1$, el cálculo falla.

Al realizar este análisis se puede visualizar una imagen del valor del índice γ y en cada punto, un gráfico 3D, un histograma, o bien un gráfico de tolerancia donde nos indica aquellos lugares donde el índice γ es mayor que 1 [13].

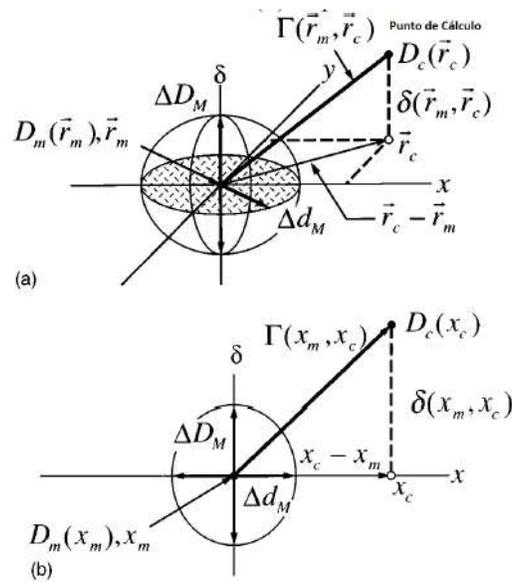


Figura 15. Representación geométrica de la distribución de dosis índice gamma a) en dos dimensiones b) en una dimensión [13]

2.5 Detectores de radiación

Desde el descubrimiento de los rayos X y de los materiales radiactivos se han desarrollado diferentes dispositivos de detección y medida de la radiación. La radiación ionizante en su

interacción con el medio puede ocasionar que los átomos o moléculas del material adquieran una carga negativa o positiva; esto puede ocurrir de forma directa debido a la interacción con partículas cargadas (electrones, protones, alfa) o indirectamente por medio de rayos X, rayos gamma. El instrumento de medida de la radiación se basa en el efecto físico causado en el medio por la interacción de la radiación con el material; en el caso de la radioterapia y más particularmente en nuestro país los tratamientos son realizados con electrones y rayos gamma. A continuación describiremos algunos de ellos.

2.5.2 Detectores Gaseosos

Los detectores de tipo gaseoso podemos representarlos como un condensador cilíndrico con un ánodo central en el cual ocurre la recolección de los electrones y un cátodo exterior para la recolección de los iones positivos; los cuales son producidos durante la interacción del gas con el haz de radiación (Figura16). Con la aplicación de una diferencia de potencial se logra la recolección de los iones [9].

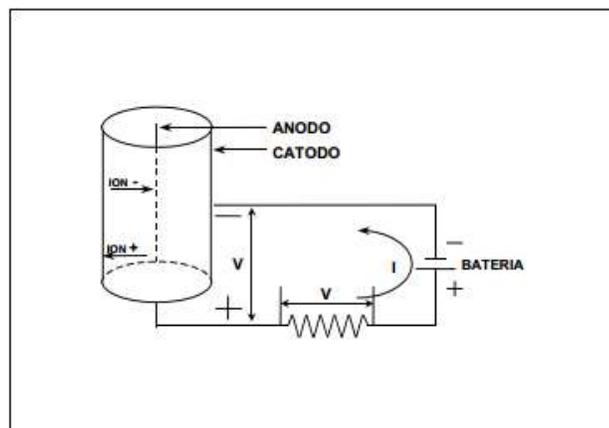


Figura16. Esquema básico detector gaseoso [9].

2.6 Cámaras de ionización

En la interacción de la radiación ionizante con el gas; esta debe transferir una cantidad de energía mínima igual a la energía de ionización de la molécula de gas para permitir el

proceso de ionización. En la mayoría de los gases utilizados en los detectores de radiación, la energía de ionización de las capas electrónicas menos fuertemente unidas esta energía se encuentra en el rango de los 10 y 25 eV. Sin embargo, hay otros mecanismos por los que la partícula incidente puede perder energía dentro del gas que y no generar iones. Ejemplo de ello son los procesos de excitación en el que un electrón puede ser elevado a un estado ligado más alto en la molécula sin ser eliminado por completo. Por lo tanto, la energía media perdida por la partícula incidente por par de iones formado es siempre sustancialmente mayor que la energía de ionización; esta en principio es función de la especie de gas involucrado, el tipo de radiación, y su energía. Las observaciones empíricas, sin embargo, muestran es un parámetro notablemente constante para muchos gases y diferentes tipos de radiación y un valor típico es de 25-35 eV / par iónico. Por lo tanto, una partícula incidente con una energía de 1 MeV, si se detiene por completo dentro del gas, creará alrededor de 30.000 pares de iones. En presencia de un campo eléctrico, la producción de las cargas positivas y negativas representadas por los iones y electrones constituye una corriente eléctrica. Si un volumen dado de gas está sometido a un campo de radiación permanente, la tasa de formación de pares de iones es también constante; si tomamos cualquier un volumen de prueba pequeño del gas, esta tasa de formación será exactamente equilibrada por la velocidad a la que pares de iones se pierden dentro del volumen, ya sea a través de la recombinación o por difusión o migración. Si asumimos que la recombinación es insignificante y todas las cargas se recogen de manera eficiente, la corriente producida es una medida precisa de la velocidad a la que pares de iones se forman dentro del volumen [9]. La medición de esta corriente de ionización es el principio básico de los detectores gaseosos denominados cámaras de ionización.

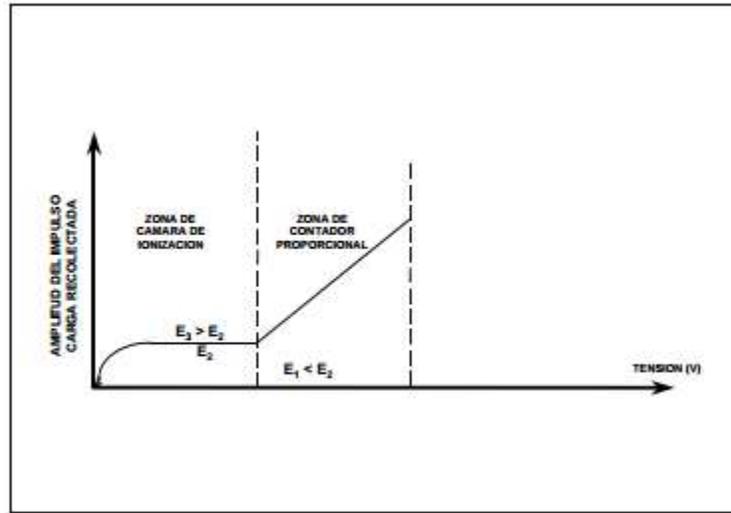


Figura17. Amplitud del impulso o carga colectada en función de la tensión aplicada [9]

2.6.2 Contadores Geiger-Müller

Los detectores de radiación gaseosos más utilizados y conocidos entre otros beneficios por su portabilidad son los denominados Geiger-Muller como ya lo dijimos anteriormente estos instrumentos cuentan con un ánodo central y las paredes del recipiente actúan como cátodo, dentro de los gases utilizados es frecuente encontrar el Argón; cuando se produce la ionización en el gas los iones positivos son recolectados en el cátodo, pero los electrones al ser más ligeros en su camino hacia el ánodo si poseen la energía suficiente pueden volver a ocasionar una ionización en los átomos que se encuentren en su camino generando así una avalancha de electrones que generan una señal eléctrica, la magnitud de esta señal tiene como característica principal el ser independiente de la ionización causada por la partícula original lo que lo convierte en un buen detector de partículas pero sin diferenciar su naturaleza u energía[9].

2.7 Detectores de estado solido

Los detectores semiconductores tienen entre sus materiales más comunes utilizados el Silicio y el Germanio, la diferencia entre el gap de energía para un material aislante y un semiconductor es de 5eV (aislante) 1eV (semiconductor). La red periódica de los materiales cristalinos establece bandas de energía permitidas para los electrones que existen dentro de ese sólido. La energía de cualquier electrón en el material puro debe limitarse a una de estas bandas de energía, que se pueden separar por espacios o intervalos de energías prohibidas. Una representación simplificada de las bandas de interés en aisladores o semiconductores se muestra en la figura 18. La banda inferior, llamada la banda

de valencia, corresponde a los electrones de capa externa que se unen a sitios específicos de red dentro del cristal. En el caso de silicio o germanio; son partes de la unión covalente que constituyen las fuerzas interatómicas dentro del cristal. En la conducción eléctrica de los materiales semiconductores participan materiales denominados impurezas o dopantes. De acuerdo con la naturaleza del material dopante utilizado; los cuales en su mayoría son átomos con valencia 3 o 5 se crean por ejemplo un exceso de transportadores de carga negativa o un exceso de vacantes [9].

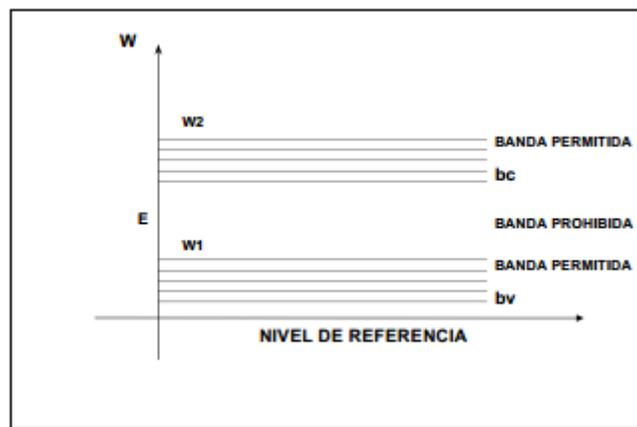


Figura 18. Esquema banda de conducción y banda de valencia [9]

Cuando la radiación penetra en el semiconductor el resultado lo podemos comparar con el de un detector gaseoso; en el cual los electrones siguen una dirección y las vacantes la dirección contraria: estos electrones pueden generar un pulso electrónico que depende en

su magnitud de la energía de la radiación. Los detectores semiconductores funcionan con voltajes del orden de los 1000V a 3000V; con lo que se logra que más cargas se desplacen. En la construcción de este tipo de conductores podemos encontrar los de tipo p y los de tipo n ; con un tamaño aproximado del orden de 1mm de grosor , entre las ventajas que presentan este tipo de detectores en relación con los gaseosos podemos mencionar el tiempo de recolección de la carga el cual se encuentra en el los 10-100ns, una menor energía para crear el par electrón-hueco que es del orden de los 3.6eV con lo cual presenta una mejor resolución energética; en cuanto a sus desventajas podemos decir que debido a su conductividad presentan ruido el cual se hace mayor en haces de baja energía y por otro lado la recombinación debida a los defectos en la red cristalina resta eficiencia de detección[9].

2.8 Detectores termoluminiscentes

La luminiscencia podemos verla como un fenómeno de dos bandas de energía, al igual que un semiconductor, una banda de conducción, la banda de valencia y una zona prohibida. Con la ayuda de materiales se introducen impurezas al material las que ocasionan que se formen niveles de energía dentro de la banda prohibida conocidas como trampas. En su trayectoria un electrón puede encontrar un hueco con lo que logra recombinarse, sin embargo si está cerca de una trampa puede caer en esta, con lo cual necesitaría una energía extra que le permita liberarse y llegar hasta la banda de conducción(Figura 19). Esta energía extra se logra calentando el detector con lo que se obtiene el fenómeno de la termoluminiscencia; el número de electrones atrapados en las trampas resulta ser proporcional a la cantidad de radiación recibida por lo estos detectores; que se denominan termoluminiscentes TLD; La intensidad de luz emitida en la liberación de los electrones está directamente relacionada con la dosis de radiación recibida por el material, lo que constituye la base de la dosimetría TLD ;estos detectores son ampliamente usados en el campo de la radioterapia entre sus usos más comunes encontramos su utilidad en la *dosimetría in vivo*, control de calidad, dosimetría personal etc. Dentro de los más comunes encontramos el de litio dopado con manganeso (LiF:Mn), entre sus

características encontramos que poseen tejido equivalente, dependencia energética, pérdida de la información después de la lectura.

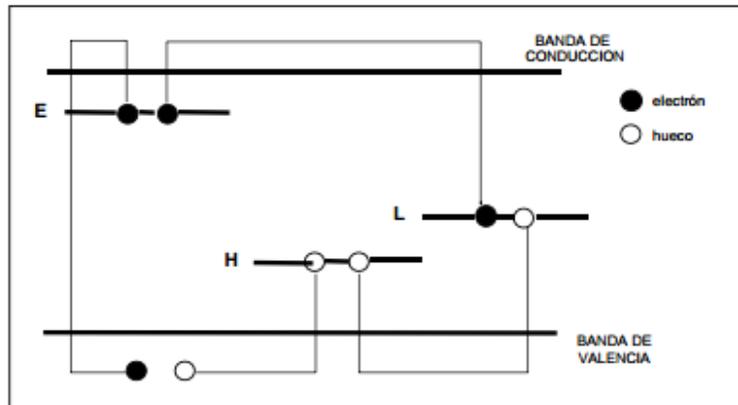


Figura19. Esquema simplificado del modelo de bandas de energía del proceso de termoluminiscencia en una estructura cristalina [9]

De acuerdo con el nivel energético de la trampa cuando se realiza el calentamiento del detector ocurre una liberación en masa de los electrones, lo cual se hace evidente si tenemos una gráfica de intensidad vs temperatura (Figura 20); esta curva se conoce con el nombre de *curva glow* y en ella se puede apreciar las diferentes longitudes de onda emitidas por el detector [9].

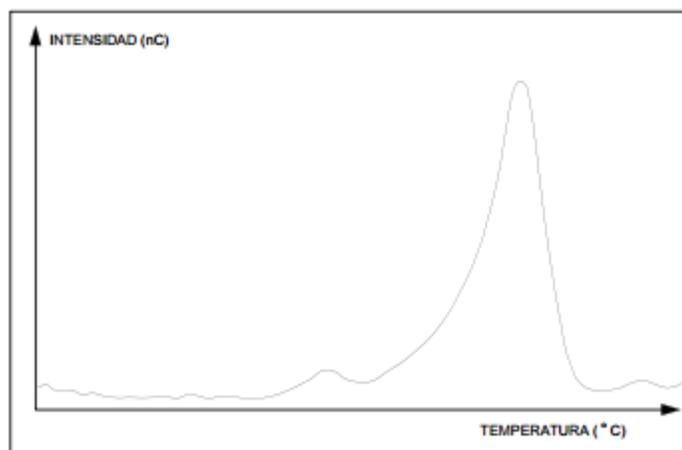


Figura20. Curva glow de LiF (TLD-700) [9]

Los detectores termoluminiscentes presentan un gran rango de operación que va desde los 10 μ Gy hasta los 10Gy, también permiten ser reutilizados hasta 50 veces y son

fácilmente manipulables; sin embargo su proceso de lectura y limpieza es algo dispendioso y demorado.

2.9 Detector de emulsión fotográfica

La emulsión fotográfica podemos decir es el detector de radiación más antiguo, sus aplicación son bien conocidas en el campo de la radiografía, cristalografía y microscopia electronica. La película fotográfica está constituida por una capa de emulsión de grosor entre los 10 y 25 μm ; el material activo es el Bromuro de Plata en una suspensión coloidal de apariencia gelatinosa. El tamaño del grano está ligado a la sensibilidad de la emulsión. En el Bromuro de Plata cada átomo de Ag sede un electrón a un átomo de Br; con lo cual se obtiene la neutralidad, la separación entre la banda de valencia y la banda de conducción es del orden de los 2.6eV. La radiación ionizante excita los electrones y debido a impurezas por ejemplo de Oro o Azufre están sirven como trampa para los electrones; los huecos están constituidos por átomos intersticiales de plata formándose iones positivos que forman la llamada imagen latente. Así mismo existe un umbral de energía por debajo del cual no se obtiene la imagen que viene determinado por la energía necesaria para formar el par electrón hueco. Debido a esto podríamos exponer la emulsión fotográfica a luz roja o anaranjada en un cuarto oscuro sin que se afecte la película [9].

En la interacción de la película con el haz de radiación se produce en ésta un ennegrecimiento, que puede relacionarse con la dosis. Su cuantificación se lleva a cabo en términos de la opacidad de la película, empleando un densitómetro. La opacidad se define como $\log I_0/I$, donde I_0 es la intensidad de la luz medida sin la película e I es la intensidad transmitida por la película.

$$D = \log \frac{I_0}{I}$$

Ecuación 19

2.10 Acreditación por parte del RPC para técnicas IMRT y VMAT

No obstante los protocolos de control de calidad locales que debe llevar cada institución existen a nivel internacional diferentes pruebas de aceptación a las técnicas de tratamiento de pacientes con el fin de participar en diferentes ensayos clínicos, grupos como el RTOG Radiation Therapy Oncology Group y el NCI National Cancer Institute de Estados Unidos exigen que las entidades que deseen participar en dichos protocolos han de tener acreditada cada una de las técnicas de tratamiento utilizadas con sus pacientes, esto con el fin de garantizar que cada uno de los pacientes ha sido tratado cumpliendo con los protocolos clínicos internacionalmente aceptados.

En Estados Unidos el RPC Radiological Physics Center del MD Anderson ha sido en encargado por más de 50 años de realizar esta acreditación. La acreditación se realiza para asegurar que las instituciones que desean participar en ensayos específicos patrocinados por el NCI que se relacionan con técnicas avanzadas de radioterapia como IMRT, VMAT y Radiocirugía etc., puedan tratar a los pacientes según las especificaciones del protocolo. El RPC utiliza diferentes de métodos para la acreditación. El más simple es solicitar a los médicos de la institución participante que completen un cuestionario que demuestre su comprensión del protocolo. Un método más detallado es enviar por correo a la institución un conjunto de escaneos de tomografía computarizada de un paciente hipotético, mostrando el tumor y los tejidos normales circundantes. Empleando la información de estos escaneos y siguiendo el protocolo del tratamiento, la institución diseña un plan de tratamiento apropiado, el cual después es verificado por el RPC. Para los ensayos más complicados, el RPC envía por correo a la institución un maniquí antropomórfico—un modelo de una parte del cuerpo humano, como la pelvis, el tórax o la cabeza y el cuello—que puede colocarse en una máquina de tratamiento e irradiarse. Los maniqués contienen detectores de radiación, como dosímetros termoluminiscentes (TLDs, por sus siglas en inglés), que miden la cantidad de radiación recibida. La institución genera un plan de tratamiento para el maniquí según las especificaciones del protocolo, irradia el maniquí y remite por correo el maniquí al RPC, que analiza los TLDs para determinar si la radiación se aplicó correctamente.



Figura 21. Phantoms antropomórficos del RPC cabeza y cuello y pelvis

Los test realizados por el RPC en las diferentes instituciones han mostrado diferentes análisis en los casos en los que estas instituciones no pasan satisfactoriamente las pruebas con los phantom antropomórficos, sin embargo se ha notado que según las publicaciones del RPC las instituciones participantes año tras año mejoran sus desempeños. Uno de los logros más importantes de estos test es el de lograr identificar varias de las causas que no han permitido a las instituciones pasar las pruebas, como lo muestra la tabla 2.

La tabla 1 nos indica cómo ha sido el desempeño para cada uno de los test realizados como próstata, cabeza y cuello, pulmón etc. en el cual llama la atención de inicialmente el 30% de las instituciones no lograron pasar el test para cabeza y cuello. Cabe mencionar que en nuestro país no existe ningún tipo de test parecido a este que se realice con el fin de verificar de forma externa las técnicas utilizadas en radioterapia.

RESULTADOS ACUMULATIVOS AÑO 2001-2005 REPORTADOS POR EL MD ANDERSON				
SIMULADOR FISICO	CABEZA Y CUELLO	PROSTATA	TORAX	PULMON
IRRADIADOS	254	73	30	6
PASAN	179	55	17	3
FALLAN	71	9	7	1
BAJO ANALISIS	4	9	6	1
AÑO	2001	2004	2004	2005

Tabla 1 Reporte RPC acumulativo 2001-2005 como dato importante en este informe se encontró que el 30% de la instituciones fallaron en el test de cabeza y cuello realizado en su institución por primera vez [12]

De acuerdo con esta tabla 2 y recordando los parámetros dosimétricos que se determinan para el colimador multihojas podemos ver que el mayor error ha sido el modelar parámetros como el Dosimetric Leaf Gap al mismo tiempo que la medición de factores como el output factor en campos pequeños también podemos observar las estadísticas de las instituciones participantes en la tabla número 3.

EXPLICACION A LA FALLAS ENCONTRADOS SEGÚN INFORME RPC	
EXPLICACION	OCURRENCIA
INCORRECTOS OUTPUT FACTOR EN TPS	1
INCORRECTOS PDDS EN TPS	1
ERROR EN EL SOFTWARE	1
INADECUADO MODELAMIENTO MLC	14
ERROR EN EL AJUSTE DE LA MU MEDIDAS CON LA CAMARA DE IONIZACION	3
ERRORES EN LA LOCALIZACION Y EN LA CAMILLA DE TRATAMIENTO	3

Tabla 2 Reporte RPC errores encontrados durante los test del MD Anderson; podemos ver que el error puede ocurrir en diferentes partes durante el tratamiento, sin embargo la mayor ocurrencia se reportó en el modelado del colimador multihojas

RESULTADOS REPORTADOS AÑO 2007 POR EL MD ANDERSON				
ANATOMIA	INSTITUCIONES	IRRADIADOS	PASAN	FALLAN
CABEZA Y CUELLO	472	631	75%	25%
PELVIS	108	130	82%	18%
PULMON	67	77	71%	29%
HIGADO	15	18	50%	50%

Tabla 3 Reporte RPC test ejecutados hasta 2007; como criterio de aceptación se utilizó 7% o 4mm DTA, encontramos que al igual que el reporte de la tabla 1 los mayores reportes de fallas se encontraron en los test de cabeza y cuello.

Los físicos del RPC visitan entre 30 y 40 instituciones por año para realizar evaluaciones en el lugar. Durante el día, mientras se da tratamiento a los pacientes, los físicos del RPC analizan los programas de aseguramiento de calidad de la institución y verifican algunos de los registros de tratamiento de los pacientes para asegurar que la institución es consistente con respecto a la forma en que aplica sus cálculos. En alrededor del 70% de las instituciones, el personal del RPC encuentra una discrepancia en las mediciones de la máquina de tratamiento durante la visita en el lugar [11]. Estas discrepancias son en general menores, pero en ocasiones son lo suficientemente importantes como para afectar la calidad del tratamiento. Es por esto que esta verificación ha tomado gran importancia al ser un control de calidad externo que permite a las instituciones detectar anomalías locales que pueden ser imperceptibles en la entidad. La tabla numero 4 nos indica el tiempo promedio con que debe contar cada institución a fin de realizar las pruebas, estos tiempo han sido calculados de forma local en nuestro caso por ser una entidad fuera del país los tiempos llegaron a triplicarse lo que retraso el informe final de este trabajo.

TIEMPO DE DURACION DEL ESTUDIO INFORMADO POR EL RPC			
SIMULADOR	NUMEROS SIMULADORES DISPONIBLES	TIEMPO (DIAS) PROMEDIO EN LA INSTITUCION	TIEMPO (DIAS) PROMEDIO DE ENTREGA REPORTE FINAL
CABEZA Y CUELLO	31	27	20
PELVIS	10	21	17
PULMON	9	23	24
COLUMNA	8	35	23

Tabla 4. Tiempos promedios para cada una de las fases de la verificación, esta tabla indica el tiempo que debe disponer la institución para lograr el estudio, sin embargo este reporte se ha hecho con instituciones

locales es decir en EEUU para nuestro caso por tratarse de una institución extranjera los tiempos para el estudio fueron casi el doble de días para la entrega del reporte final.

Como lo ha reportado el RPC en sus diferentes publicaciones son considerables los porcentajes de entidades que no cumplen con los requisitos exigidos durante las pruebas realizadas. La tabla numero 5 muestra los diferentes resultados para cada una de las prueba realizadas, en nuestro caso solo aplicaremos las pruebas de pelvis y cabeza y cuello (H&N). En estos resultados podemos verificar que un porcentaje considerable de instituciones no superan las pruebas del RPC y considerando que estas instituciones llevan muchos más años de desarrollo, investigación y experiencia en tratamientos de radioterapia es pertinente adoptar estos protocolos en nuestro país cuyos centros poseen una experiencia mucho menor en la adopción de técnicas avanzadas como la IMRT a su vez que se presenta un numero de instituciones en crecimiento adoptando estas técnicas de tratamiento para sus pacientes.

RESULTADOS RPC PUBLICADOS EN EL 2011				
SIMULADORES	CABEZA	PELVIS	COLUMNA	PULMON
PASAN	101 (93%)	45(80%)	31 (78%)	68(85%)
CRITERIO	7% 74mm	7%/4mm	5%/3mm	5%/3mm

Tabla5. Resultados publicados por el RPC para el año 2011; en estos últimos resultados podemos notar que la verificación para el test de cabeza y cuello ha mejorado sin embargo otros como el de pelvis ha aumentado el reporte de fallas al igual que para columna y pulmón aclarando que estos dos últimos test son más exigentes en su criterio por tratarse de técnicas especiales como la radiocirugía

3.0 Resultados

La técnica IMRT es muy útil para la optimización de la radioterapia en especial para casos complejos en formas de objetivos y para la reducción de la dosis en los órganos en riesgo de la misma forma que la técnica VMAT ; estas presentan una gran complejidad; para esto se han establecido protocolos como el dado por la *AAPM TG-119* y recomendaciones como las del *Booklet 9 –Guidelines for the Verification of IMRT de ESTRO*, lo cual en la práctica supone un control de calidad individualizado por paciente. No obstante la importancia del control de calidad local para cada institución; creemos que un control de calidad realizado por una institución externa verifica de forma total cada uno de los procesos llevados a cabo durante un tratamiento de radioterapia. Durante los últimos 20 años, el Radiological Physics Center (Centro de Física Radiológica); RPC del MD Anderson ha supervisado la calidad de toda la radioterapia que se aplica en los ensayos clínicos americanos con el desarrollo de diferentes phantom antropomórficos que permiten evaluar tratamientos con técnicas complejas como la IMRT y VMAT encontrando un número significativo de centros que no superan dichas pruebas como ya lo hemos visto.

Para lograr la implementación de la técnica IMRT y RapidArc® mediante el protocolo TG 119 de la AAPM y obtener la acreditación de dichas técnicas por parte del RPC del MD Anderson comenzamos con la aplicación de los test del protocolo TG-119; se realizaron las planificaciones usando el sistema de planificación Eclipse™ 8.9, la verificación dosimétrica fue realizada usando cámaras de ionización PTW de 0.125cc,electrómetro PTW unidos y las medidas planares usando el arreglo de cámaras IBA Matrixx™, así mismo se utilizó un phantom de agua solida de láminas de espesores de 1 cm, 0.5 cm y 0.2 cm para la verificación de la dosis en cada uno de los test ; se utilizó la técnica IMRT para cabeza y cuello en el acelerador 600 y la técnica RapidArc® para cabeza y cuello y próstata en el equipo acelerador iX. Luego con la colaboración del personal del RPC se realizo la planeación y verificación para la técnica de IMRT y RapidArc® para próstata y

cabeza y cuello respectivamente, con los maniquís antropomórficos del RPC de acuerdo con el test de dicha institución.

La calibración de cada uno de los equipos es realizada utilizando dos sistemas de dosimetría independientes utilizando dos cámaras de ionización cilíndricas Ref.31016, una cámara de Ionización cilíndrica 30010, una cámara de ionización Plano paralela, un electrómetro PTW UNIDOS y un electrómetro INOVISION todos ellos con certificados de calibración vigentes, La calibración del equipo se realiza con forme al protocolo 398 de OIEA a SSD = 100 cm y dosis en Dmax de 1.00 cGy por 1 Unidad Monitor (MU), campo de 10cm x 10 cm; los controles de calidad diario, mensual y anual se ejecutan en función al protocolo 1151 y TG 40, los chequeos de rutina de control relativo de dosis no presentan desviaciones superior al $\pm 5\%$, y los de dosimetría Absoluta a $\pm 2\%$, la calidad del haz no ha variado más del 1%.

3.1

Factores de Transmisión

Para obtener los factores de trasmisión seguimos el protocolo brindado por Varian fabricante de nuestro acelerador: la transmisión para el colimador multihojas está dividida en dos partes. La transmisión estática y la transmisión dinámica [12]. Como su nombre lo indica en la transmisión estática hacemos una medida con el colimador estático mientras que en la transmisión dinámica realizamos diferentes medidas con el colimador moviéndose y al mismo tiempo con diferentes separaciones o “Gaps” entre las hojas enfrentadas: también a partir de la transmisión dinámica podemos obtener el dosimetric leaf gap definido en la sección 2.2.2.

3.2 Medidas del factor de transmisión estático y dinámico para el acelerador Clinac 600

Factor de Transmisión Estático

Para esta medida se utilizó la cámara de ionización PTW ubicada en el isocentro a una profundidad de 5 cm, primero se realizaron medidas con el MLC totalmente retraído y luego se tomaron medidas con la retracción del MLC con cada uno de los banco A y B cubriendo el campo de radiación, esto con el fin de obtener un factor de transmisión estático promedio con la utilización de los dos bancos.

Los resultados encontrados fueron los siguientes:

CAMPO	MLC BANCO A	MLC BANCO B	ABIERTO
10cmx10cm	14.45	14.35	9.479
PROFUNDIDAD 5 CM	PROMEDIO 14.40		
MEDIDA EN pGy	TRANSMISION ESTATICA=0.0015		

Tabla 6. Datos obtenidos para el factor de transmisión estático acelerador clinac 600

Factor de Transmisión Dinámico

La compañía Varían propone una fórmula para obtener el factor de transmisión dinámico la cual está dada por [12]:

$$L_D = \frac{L_S(1-C_P)}{C_{AV}} \quad \text{Ecuación 20}$$

Donde:

LD = Es el factor de transmisión dinámico

LS = Es el factor de transmisión estático

Cp = Tamaño Gap/Desplazamiento de la hoja

CAV = Lectura para cada Gap / Lectura Campo Abierto10x10

Esto quiere decir que para obtener la transmisión dinámica realizamos diferentes planeaciones en las cuales cada uno de los bancos del colimador multihojas MLC se desplaza uniformemente, sin embargo tomamos diferentes medidas de acuerdo con la separación o Gap entre los bancos. Ver figura 20.

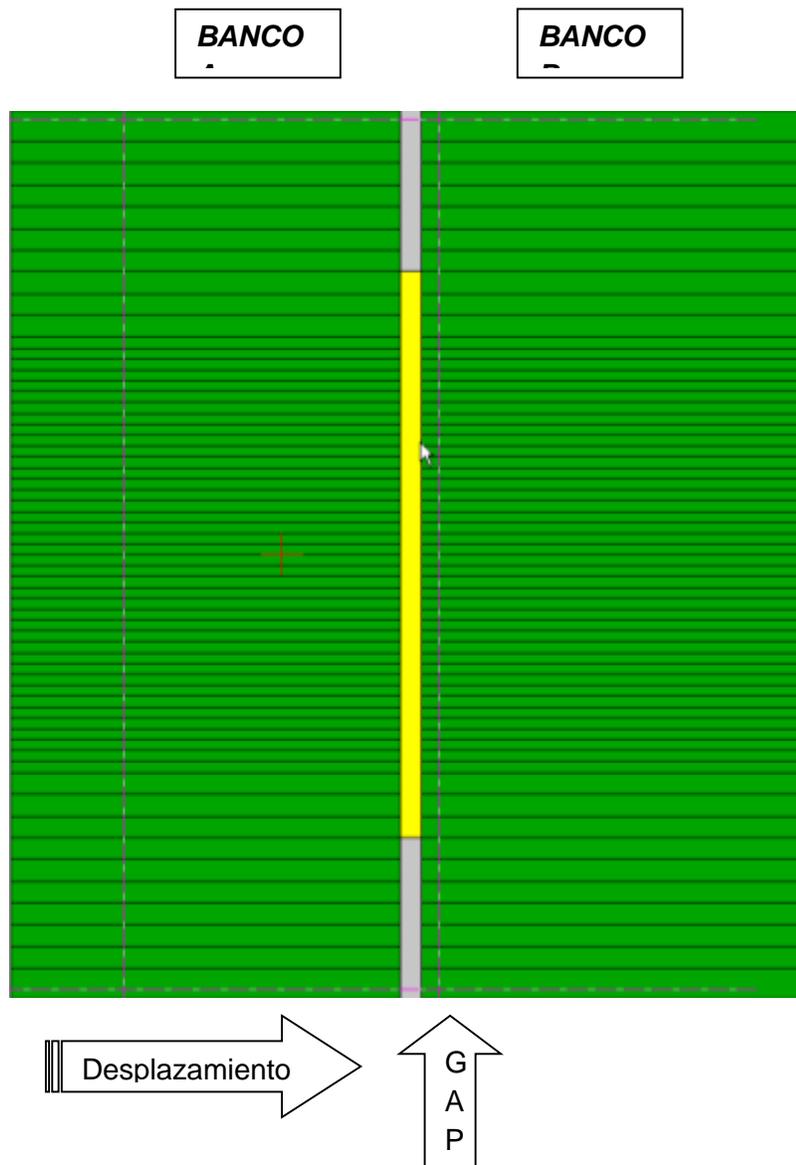


Figura22. Esquema para la obtención del factor de transmisión dinámico

Los datos obtenidos para el acelerador clinac 600 fueron los siguientes:

Lectura Campo 10cmx10cm 204.4 nGy				LD	CP	LS	CAV	RGAP
Gap (cm)	Lectura1(nGy)	Lectura2(nGy)	Promedio					
2	46.46	46.77	46.615	0.056126 14	0.2	0.015	0.2280577 3	43.99868
1	24.79	24.86	24.825	0.119761 97	0.09090909	0.015	0.1214530 3	21.8519091
0.7	18.87	18.96	18.915	0.162189 21	0.0619469	0.015	0.0925391 4	15.8471912
0.5	15.19	15.23	15.21	0.205667 9	0.04347826	0.015	0.0744129 2	12.0817913
0.4	13.28	13.37	13.325	0.236970 18	0.03448276	0.015	0.0651908	10.1673724
0.3	11.51	11.62	11.565	0.275533 38	0.02564103	0.015	0.0565802 3	8.37845641
0.2	9.79	9.85	9.82	0.327389 97	0.01694915	0.015	0.0480430 5	6.60503051
0.1	8.11	8.13	8.12	0.399374 09	0.00840336	0.015	0.0397260 3	4.87708235
0.07	7.52	7.51	7.515	0.432629 5	0.00586756	0.015	0.0367661 4	4.26378927
0.05	7.21	7.14	7.175	0.453897 74	0.0041841	0.015	0.0351027 4	3.91828368

Tabla 7. Datos obtenidos para el factor de transmisión dinámico acelerador clinac 600

Luego de obtener estos datos realizamos una gráfica de los Gaps Vs Lectura Corregida: la cual está dado por:

$$R_{gap}^* = R_{gap}(1 - L_{Dgap}) \quad \text{Ecuación 21}$$

Con esta diferencia logramos sustraer de la lectura la parte correspondiente al factor de transmisión dinámico con lo cual podríamos hallar el factor de transmisión debido al dosimetric leaf gap buscando el intercepto con el eje Y para la gráfica de los GAPS vs Lectura corregida.

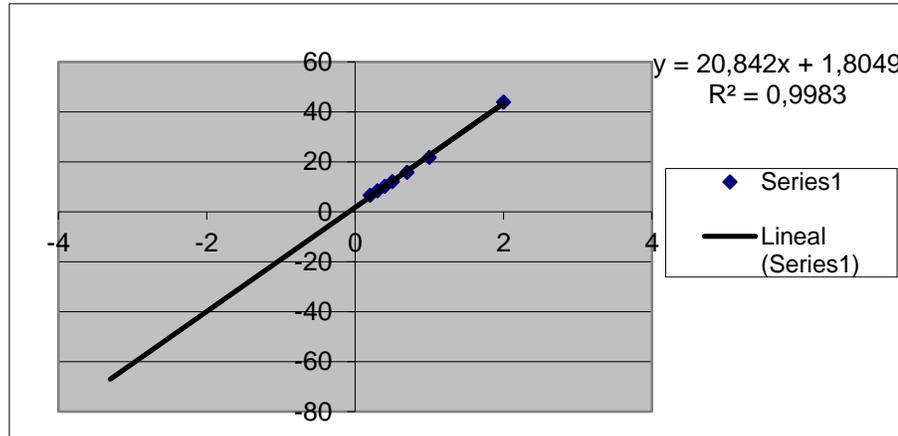


Figura23. Grafica de los Gaps vs Lectura corregida para acelerador clinac 600.

De esta grafica podemos concluir que el intercepto con el eje Y cuando el gap se hace cero corresponde al valor 1.8049.

3.2.1 Medidas del factor de transmisión estático y dinámico para el acelerador Clinac 600

Realizando el mismo procedimiento que para el acelerador Clinac 600 obtenemos los factores de transmisión estático y dinámico así como el dosimetric leaf gap para el acelerador Clinac iX .Los resultados encontrados fueron los siguientes [5]:

CAMPO 10cmx10cm PROFUNDIDAD 5 CM MEDIDA EN pGy	MLC BANCO A	MLC BANCO B	ABIERTO
	6.75	6.13	408
	PROMEDIO 6.44 TRANSMISION ESTATICA=0.0016		

Tabla 8. Datos obtenidos para el factor de transmisión estático acelerador clinac iX

Lectura Campo 10cmx10cm =87nGy								
Gap (cm)	Lectura1 (nGy)	Lectura2 (nGy)	Promedio	LD	CP	LS	CAV	RGAP
2	20.128	20.126	20.127	0.05769948	0.2	0.016	0.22183908	18.1864
1	10.654	10.638	10.646	0.11198713	0.09090909	0.016	0.12988506	10.0345455
0.8	8.206	8.183	8.1945	0.12925714	0.07142857	0.016	0.11494253	8.70742857
0.6	6.618	6.566	6.592	0.15514551	0.05263158	0.016	0.09770115	7.18126316

0.4	5.789	5.869	5.829	0.19478261	0.03448276	0.016	0.07931034	5.556
0.2	5.008	5.016	5.012	0.24880123	0.01694915	0.016	0.06321839	4.13159322
0.1	4.305	4.269	4.287	0.28756303	0.00840336	0.016	0.05517241	3.41969748

Tabla 9. Datos obtenidos para el factor de transmisión dinámico acelerador clinac iX

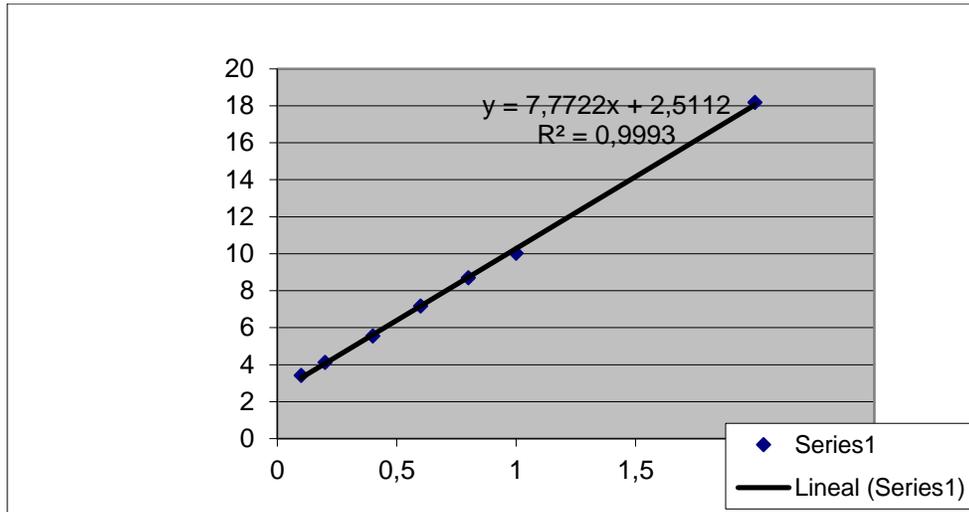


Figura24. Grafica de los Gaps vs Lectura corregida para acelerador clinac 600

De esta grafica podemos concluir que el intercepto con el eje Y cuando el gap se hace cero corresponde al valor 2.512.

Podemos notar como dato especial que aunque los dos factores de transmisión estática para cada uno de los aceleradores son muy similares 0.0015 para el acelerador clinac 600 y 0.0016 para el acelerador iX no ocurre lo mismo para el dosimetric leaf gap: esto podemos pensar que se debe a que aunque los dos manejan el mismo sistema de colimación formado por 120 láminas: los equipos son bastante diferente al tratarse de un equipo monoenergetico como el clinac 600 y uno con diferentes energías tanto de fotones como electrones como lo es el clinac iX lo que implica un funcionamiento diferente.

3.3 Test P1 TG-119

Cada uno de los test fue realizado utilizando una energía de 6MV para los dos aceleradores, en el análisis de la distribución de dosis no se utilizaron películas radiográficas; en su lugar se realizó el análisis con el sistema MatriXX.

El primer test realizado de acuerdo con el protocolo TG-119 consistió en irradiar con la ayuda de un phantom de láminas de 5mm de agua solida; un plan formado por dos campos opuestos realizando el cálculo de dosis en el isocentro el cual se comparó a su vez con la lectura de la cámara de ionización; para esto sirve aclarar que nuestro phantom fue previamente registrado en el TAC del centro con el fin de realizar la planeación por el sistema Eclipse.

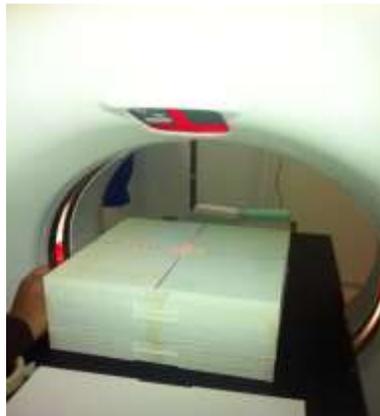


Figura25. Phantom de agua solida

Cada uno de estos test fueron llevados a cabo en el Acelerador Clinac 600 para la implementación de la técnica IMRT y en el Acelerador iX en para la implementación de la técnica VMAT con RapidArc®.

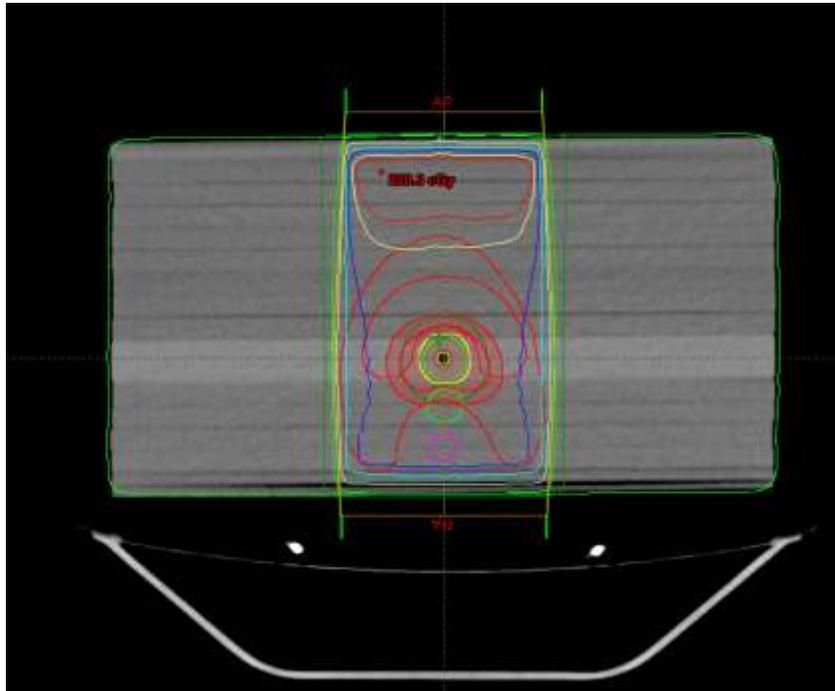


Figura26 .Distribución de dosis campos opuestos

El test consiste en irradiar mediante dos campos opuestos de 10cmx10cm el phantom, suministrando en el isocentro una dosis de 200cGy.

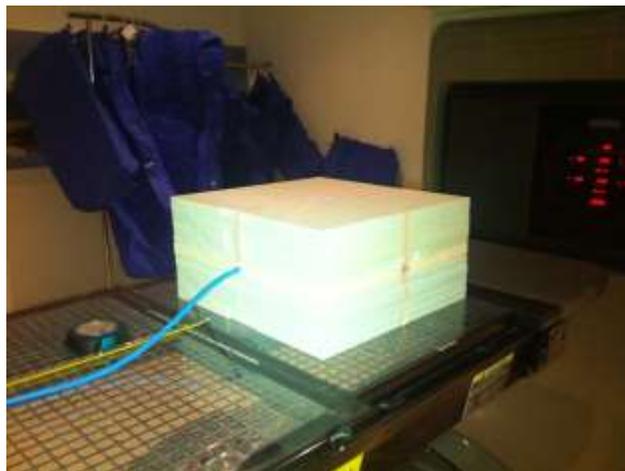


Figura27. Phantom y cámara de ionización

Los resultados obtenidos para el acelerador Clinac 600 fueron los siguientes:

DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL
201,5	199,65	0,9181

Tabla10.Resultados dosimetría AP/PA acelerador 600

Los resultados obtenidos para el acelerador iX fueron los siguientes:

DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL
201,5	195,65	2,9032

Tabla11.Resultados dosimetría AP/PA acelerador iX

El protocolo TG-119 indica que la diferencia porcentual hallada en este test debe usarse como indicativo de la variación diaria del acelerador, por lo que en las tablas de datos siguiente utilizamos AJ para hacer referencia a que este cálculo tiene incluido el ajuste del test número 1 de dicho protocolo, también incluidos la dosis media reportada por el reporte TG-119 para las diferentes instituciones que participaron, en los casos no reportamos utilizamos la abreviatura NR.

3.4 Test P2 TG-119

El segundo test consistió en irradiar mediante campos opuestos el phantom, pero creando bandas de 3cm de ancho, administrando una dosis desde los 40 cGy hasta los 200 cGy.

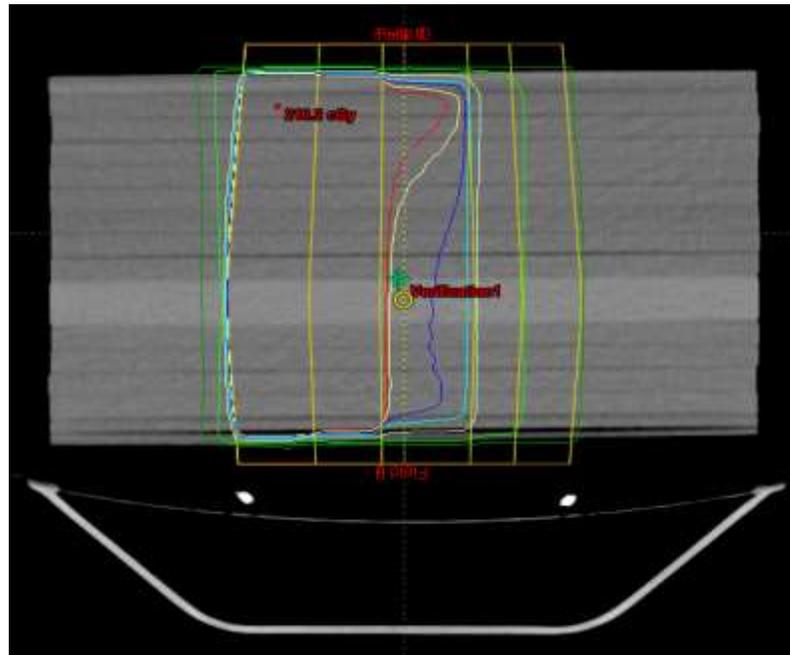


Figura 28. Distribución de dosis para el arreglo de bandas

Los resultados obtenidos para el acelerador Clinac 600 fueron los siguientes:

DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ
121,1	118.74	1.9488

Tabla 12. Resultados dosimetría acelerador 600 Test P2

Los resultados obtenidos para el acelerador iX fueron los siguientes:

DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ
121,1	119.74	1.1230

Tabla 13. Resultados dosimetría acelerador iX Test P2

3.5 Test P3 MultiTarget TG-119

El tercer test consistió en realizar una planeación de acuerdo con unas estructuras objetivo a las cuales se les debería suministrar unas dosis de acuerdo con la siguiente tabla extraída del protocolo:

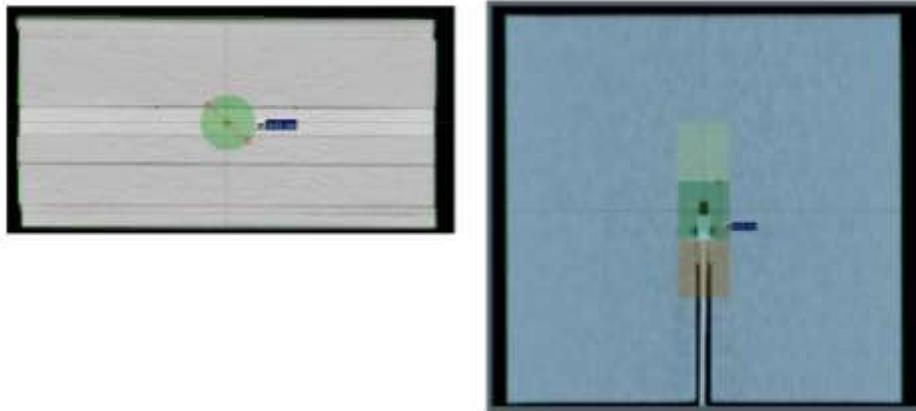


Figura29.Estructuras TEST P3[2]

<i>OBJETIVOS DE PLANEACION</i>		
<i>ESTRUCTURA</i>		
<i>VOLUMEN CENTRAL</i>	<i>99% POR LO MENOS 5000cGy</i>	<i>10% DEBE RECIBIR NO MAS DE 5300cGy</i>
<i>VOLUMEN SUPERIOR</i>	<i>99% POR LO MENOS 2500cGy</i>	<i>10% DEBE RECIBIR NO MAS DE 3500cGy</i>
<i>VOLUMEN INFERIOR</i>	<i>99% POR LO MENOS 1250cGy</i>	<i>10% DEBE RECIBIR NO MAS DE 2500cGy</i>

Tabla14. Objetivos de dosis TEST P3[2]

El protocolo además indica que el arreglo de campos para esta planeación debe ser de 7 los cuales empiezan en 0° grados y están separados cada 50°, los puntos de medida se localizaron en el centro de cada una de las estructuras. Para este test aplicamos la técnica de IMRT con una planeación inversa en el sistema de planeación Eclipse.

Los resultados para el acelerador clinac 600 fueron los siguientes; estos resultados son por fracción (200cGy) de acuerdo con los objetivos del plan:

PUNTOS	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ	DOSISMEDIA TG-119
Central target	205,45	207.4	0.0090	198.2
Inferior target	52,3	51,13	1,33951862	50.0
Superior target	121,5	120,4	-0,00445221	100.64

Tabla15.Resultados dosimetría acelerador 600 Test P3

Los resultados obtenidos para el acelerador iX fueron los siguientes:

PUNTOS	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ	DOSISMEDIA TG-119
Central target	205,48	202,21	0.3997	198.2
Inferior target	53,1	51.25	3.4612	50
Superior target	120,4	118.57	0.3274	100.64

Tabla16.Resultados dosimetría acelerador iX Test P3

3.6 Test P4 Prostate TG-119

Este test consistió en realizar sobre el phantom una planeación de próstata de acuerdo con las estructuras definidas en el protocolo entre las cuales distinguimos la dosis en próstata como el objetivo o PTV y dentro de las estructuras a minimizar dosis u órganos en riesgo la vejiga y el recto. Los parámetros de la planeación se muestran en la tabla 16.

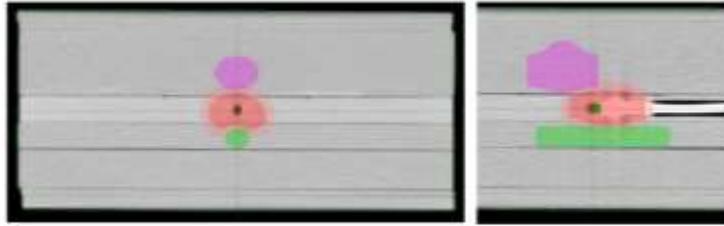


Figura30. Estructuras TEST P4

OBJETIVOS DE PLANEACION		
ESTRUCTURA		
PROSTATA	95% POR LO MENOS 7560cGy	5% DEBE RECIBIR NO MAS DE 8300cGy
RECTO	30% NO MAS DE 7000cGy	10% DEBE RECIBIR NO MAS DE 7500cGy
VEJIGA	30% NO MAS DE 7000Gy	10% DEBE RECIBIR NO MAS DE 7500cGy

Tabla17. Objetivos de dosis TEST P4.

En este test también utilizamos una configuración de 7 campos separados 50° comenzando el gantry a 0°.

Los resultados para el acelerador clinac 600 fueron los siguientes:

PUNTOS	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ	DOSISMEDIA TG-119
PROSTATA	187.52	187.96	-1.1549	180.14
Prostata+ 2.5cm	214.48	212.99	-0.2151	NR

Tabla18.Resultados dosimetría acelerador 600 Test Próstata

Los resultados para el acelerador clinac iX fueron los siguientes:

PUNTOS	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ	DOSISMEDIA TG-119
PROSTATA	185.1	182.51	0.2052	180.14
Prostata - 2.5cm	139.8	137.34	0.5700	NR

Tabla19.Resultados dosimetría acelerador iX Test Próstata

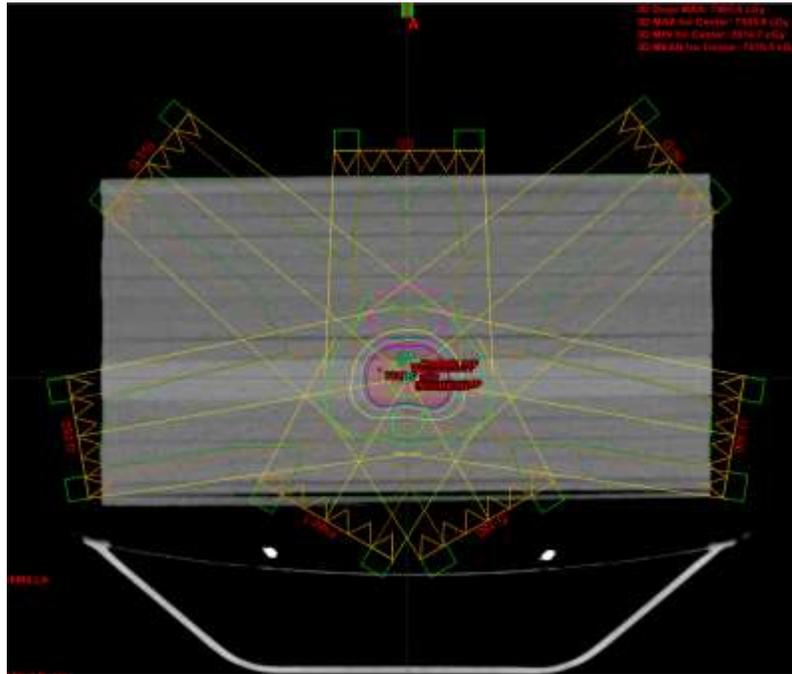


Figura31. Distribución de campos TEST P4

3.7 Test P5 Head/Neck TG-119

Para este test realizamos la planeación de un diagnostico estándar de cabeza y cuello, en este caso la distribución de campos consistió en 9 campos separados cada 40°. En el phantom se pueden encontrar distintas estructuras como las parótidas y la medula, la separación del PTV consistió en darle un margen de 0.6 cm respecto a la piel. Los parámetros de la planeación se muestran en la tabla 19.

<i>OBJETIVOS DE PLANEACION</i>		
<i>ESTRUCTURA</i>		
<i>PTV CABEZA Y CUELLO</i>	<i>90% POR LO MENOS 5000cGy</i>	<i>99% DEBE RECIBIR NO MENOS 4650cGy</i>
<i>MEDULA</i>	<i>NINGUN PUNTO MAS DE 4000cGy</i>	
<i>PAROTIDA</i>	<i>50% NO MAS DE 2000Gy</i>	

Tabla20. Objetivos de dosis P5 [2]

Los resultados para el acelerador clinac 600 fueron los siguientes:

PUNTOS	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ	DOSISMEDIA TG-119
PTV CYC	214.48	212.99	0.2151	201.14

Tabla21.Resultados dosimetría acelerador 600 Test Cabeza y cuello

Los resultados para el acelerador clinac iX fueron los siguientes:

PUNTOS	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ	DOSISMEDIA TG-119
PTV CYC	206.5	202.07	0.9603	201.14

Tabla22.Resultados dosimetría acelerador 600 Test Cabeza y cuello

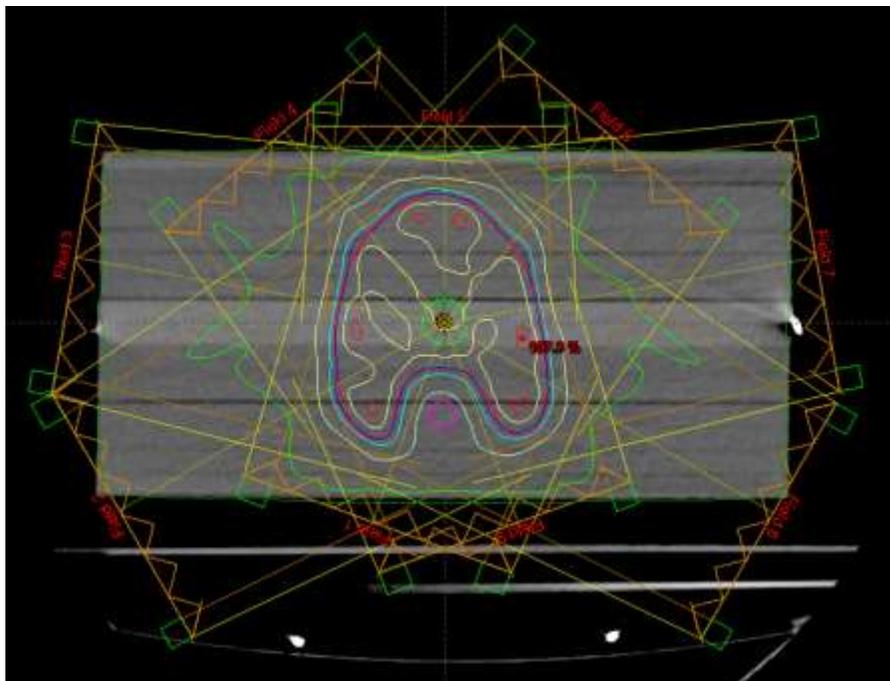


Figura32. Distribución de campos TEST P5.

3.8 Test P6 C-Shape TG-119

Este es el último test que realizamos; de acuerdo con su nombre el test consistía en lograr dar una dosis a una estructura central PTV, que a su vez estaba rodeada por una estructura en forma de C, cuya separación es de 0.5 cm; el test propone realizar dos planes uno "difícil" uno "fácil" los cuales indican una mayor y menor restricción de dosis a la estructura Cshape respectivamente.

<i>OBJETIVOS DE PLANEACION</i>		
<i>ESTRUCTURA</i>		
<i>PTV CShape-Facil</i>	<i>95% POR LO MENOS 5000cGy</i>	<i>10% DEBE RECIBIR NO MAS DE 5500cGy</i>
<i>Core</i>	<i>5% DEBE RECIBIR NO MAS DE 2500cGy</i>	
<i>PTV Cshape-Dificil</i>	<i>95% POR LO MENOS 5000cGy</i>	<i>10% DEBE RECIBIR NO MAS DE 5500cGy</i>
<i>Core</i>	<i>5% DEBE RECIBIR NO MAS DE 1000cGy</i>	

Tabla 23. Objetivos de dosis TEST P6.

Los resultados para el acelerador clinac 600 fueron los siguientes:

PUNTOS	DOSIS TPS (Gy)	DOSIS CAMARA (Gy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ	DOSIS MEDIA TG-119
PTV CSHAPE-EV	215.9	213.4	1.1579	200.4
PTV CSHAPE-EV+2.5 CM	57.9	58.3	-0.6908	NR
PTV CSHAPE-HV	216.4	212.68	-0.6465	NR
PTV CSHAPE-HV+2.5 CM	59.9	57.1	2.3800	NR

Tabla24.Resultados dosimetría acelerador 600 Test P4

Los resultados para el acelerador clinac iX fueron los siguientes:

PUNTOS	DOSIS TPS (Gy)	DOSIS CAMARA (Gy)	DIFERENCIA PROCENTUAL AJ	DOSISMEDIA TG-119
PTV CSHAPE-EV	218.4	213.68	2.1611	200.4
PTV CSHAPE-EV+2.5 CM	57.9	58.3	0.6908	NR
PTV CSHAPE-HV	219.4	213.68	1.4277	NR
PTV CSHAPE-HV+2.5 CM	57.9	59.4	-3.8329	NR

Tabla25.Resultados dosimetría acelerador iX Test P4

En este momento de acuerdo con los resultados obtenidos y a las diferencias encontradas en cuanto a la dosis calculadas por el sistema de planeación TPS vs las medidas dadas por la cámara de ionización todos nuestros test locales han cumplido con las exigencias de encontrarse dentro del $\pm 5\%$, sin embargo la técnica utilizada para todos estos planes ha sido IMRT; ahora nos proponemos realizar los test del RPC dando una evaluación no solo de la dosis medida por la cámara de ionización si no también una evaluación de la distribución de dosis para lo cual utilizares el sistema Matrixx de Iba, así mismo se realizara esta evaluación con la técnica VMAT RapidArc® de Varian para próstata y cabeza y cuello en el acelerador iX.

3.9 Test del RPC

Los test del RPC fueron llevados a cabo para tratamientos de cabeza y cuello y próstata, la planeación de cabeza y cuello se realizó en el acelerador 600 con la técnica IMRT, la planeación de próstata y cabeza-cuello fue hecha en el acelerador iX con la técnica RapidArc®. Los phantom antropomórficos en los cuales se efectuaron los test fueron suministrados por el RPC para su irradiación y posterior análisis en EEUU.

El phantom de próstata puede apreciarse en la figura 33. Este phantom fue desarrollado por el RPC para ser utilizado en las pruebas de verificación dosimétrica, entre sus

características encontramos que está diseñado para ser completado con agua, a su vez tiene un injerto donde van las estructuras próstata, recto y vejiga, así mismo se utilizan dos injertos laterales los cuales representan las cabezas femorales, dentro de este phantom podemos encontrar para la verificación dosímetros tipo TLD y películas radio crómicas, en la figura 35 se da un esquema de la localización de dichos dispositivos.



Figura33. Phantom RPC Próstata

La función principal como lo indica el nombre de este phantom es el de simular de la manera más adecuada y posible la anatomía humana para lo cual en su diseño se pueden apreciar tanto la forma como el contenido anatómico; por otra parte en la figura 35 podemos apreciar una comparación de las unidades de tejido equivalente para el tac en un ser humano por órgano y su respectivo injerto en el phantom así como el material utilizado para la construcción.

Phantom Structure	Material	Material Density (g/cm ³)	Material CT Number	Patient CT Number
Pelvis Phantom				
Rectum	Polyethylene/wax	0.95/1.00	950	922
Prostate	Nylon	1.15	1088	1026
Bladder	Polyethylene	0.95	923	1001
Femoral Heads	PBT-polyester	1.31 ^a	1203	1297

Figura34. Materiales y equivalencias de los injertos del phantom próstata [8]

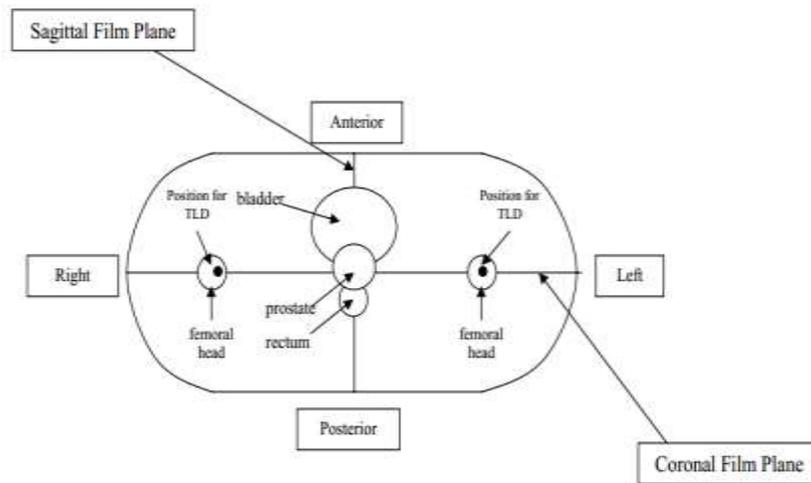


Figura35. Esquema interno Phantom RPC Próstata [8]

Para la planeación de cabeza y cuello se utilizó un phantom diseñado por el RPC cuyas características generales son muy parecidas a las del phantom antropomórfico de próstata. En la figura 36 se puede apreciar el phantom para cabeza y cuello.



Figura36. Esquema interno Phantom RPC Cabeza y cuello

Este phantom también está construido en su exterior con plástico y un interior vacío el cual debe completarse con agua, también cuenta dentro de las herramientas dosimétricas con un injerto de agua sólida que contiene estructuras como la medula ósea y los volúmenes blanco PTV los cuales tienen en su interior dosímetros termoluminiscentes TLD y películas radiocrómicas.



Figura37. Phantom de cabeza y cuello e injerto de próstata

El procedimiento a seguir para la verificación dosimétrica consistió en completar con agua los phantom, a continuación se les tomo una tomografía con cortes cada 2mm, con este tac se realizó la respectiva planeación de acuerdo con las guías suministradas por el RPC, una vez realizado el plan de tratamiento y verificado el cumplimiento de los objetivos, se realizó el respectivo control de calidad para dicho plan, el cual se dividió en dos partes primero se exporto la planeación a nuestro phantom de agua solida con el fin de validar la dosis al isocentro, a continuación se realizó la ejecución del plan en el sistema Matrixx en el cual mediante el análisis gamma se pudo comprobar la distribución de dosis.

3.9.1 Test del RPC para la técnica IMRT

La verificación de la técnica IMRT se llevó a cabo en el acelerador 600, para un plan de cabeza y cuello, las restricciones a dicho plan se pueden apreciar en la tabla 25. Para esta planeación se utilizaron 9 campos empezando con el gantry en 0° y separándolos cada 40°.

<i>ESTRUCTURA</i>	
<i>PTV PRIMARIO</i>	<i>95% POR LO MENOS 660cGy</i>
<i>PTV SECUNDARIO</i>	<i>95% POR LO MENOS 540cGy</i>
<i>ORGANOS EN RIESGO</i>	<i>540 cGy como dosis máxima</i>
<i>TEJIDO NORMAL</i>	<i><110% de la dosis prescrita</i>

Tabla 26. Resumen de la prescripción de dosis y límites de dosis a órganos en riesgo en cabeza y cuello

Una vez llevada a cabo la planeación de cabeza y cuello cumpliendo con el protocolo del RPC dicha planeación fue copiada y calculada en el sistema de planeación para ser ejecutada sobre nuestro phantom de agua solida con la cámara de ionización en el isocentro para verificar la dosis; durante este procedimiento sirve destacar que las unidades monitor provenientes de la planeación sobre el phantom antropomórfico del RPC fueron conservadas sobre la ejecución del tratamiento para el phantom de agua sólida.

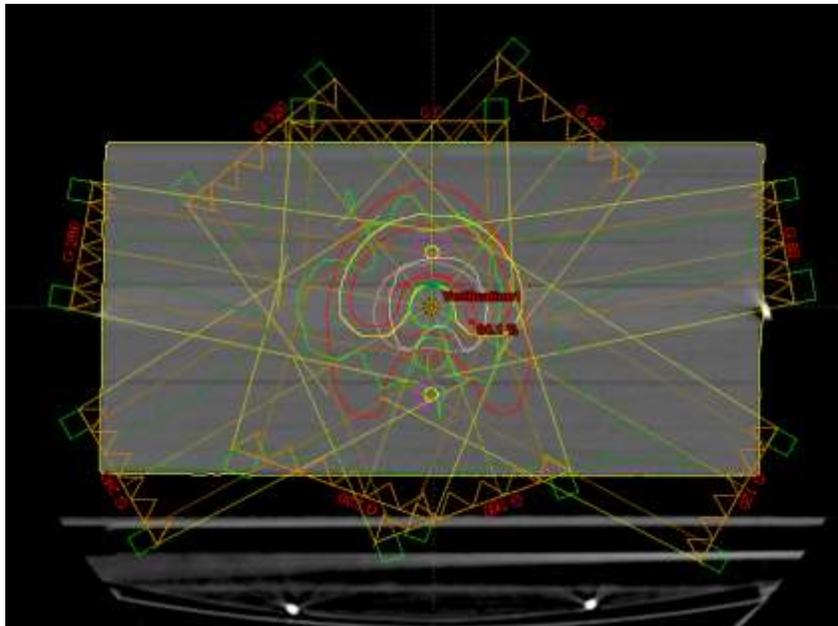


Figura38. Configuración de campos sobre el phantom de agua sólida para cabeza y cuello con la técnica IMRT

Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

PUNTOS	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL
PTV	594.4	583.6	1.81

Tabla27. Resultados dosimetría Test Cabeza y cuello phantom agua solida acelerador 600



Figura39. Irradiación phantom de agua sólida para cabeza y cuello con la técnica IMRT

Ahora con la ayuda del sistema MatriXX nos disponemos hacer una verificación de la distribución de dosis, el sistema MatriXX, figura 40, está compuesto por una matriz de cámaras de ionización con un área total de 32cmx32 cm y una área efectiva de 24.4cmx24.4cm en total dicha matriz está compuesta por 1020 cámaras de ionización que tienen un volumen de 0.08 cm³, la separación de las cámaras es de 7.62 mm medida de centro a centro, el material es de agua sólida y están ubicadas a una profundidad de 0.3 cm desde la superficie, de la misma forma que con el phantom de agua solida se realizó una tomografía al sistema MatriXX con el objetivo de realizar la planeación sobre dicho sistema directamente del plan propuesto por el protocolo del RPC para lograr una geometría acorde con el plan y ubicar el plano de las cámaras de ionización en el isocentro

al sistema MatriXX lo acompañan una serie de láminas de agua sólida de espesor 0.5 cm ver figura 40.



Figura40. Sistema MatriXX para la verificación de la distribución de dosis

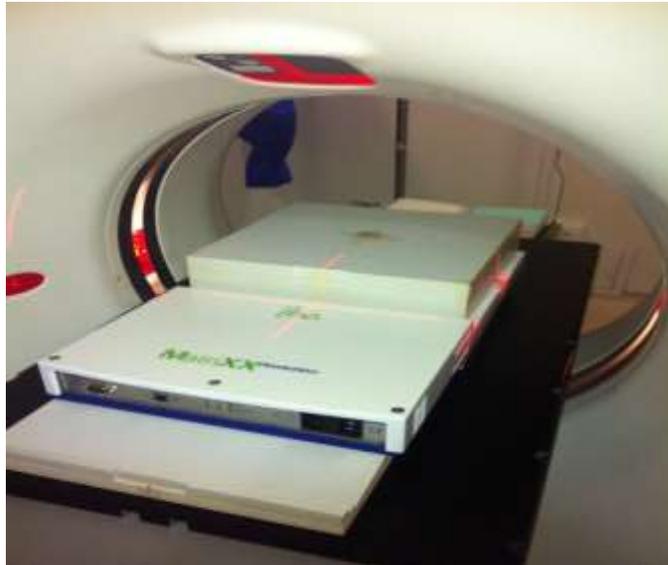


Figura41. Sistema MatriXX junto con láminas de agua sólida

Obtenida la tomografía para el sistema MatriXX se exportó el plan de cabeza y cuello a dicha geometría para el análisis de las distribuciones utilizamos el índice gamma.

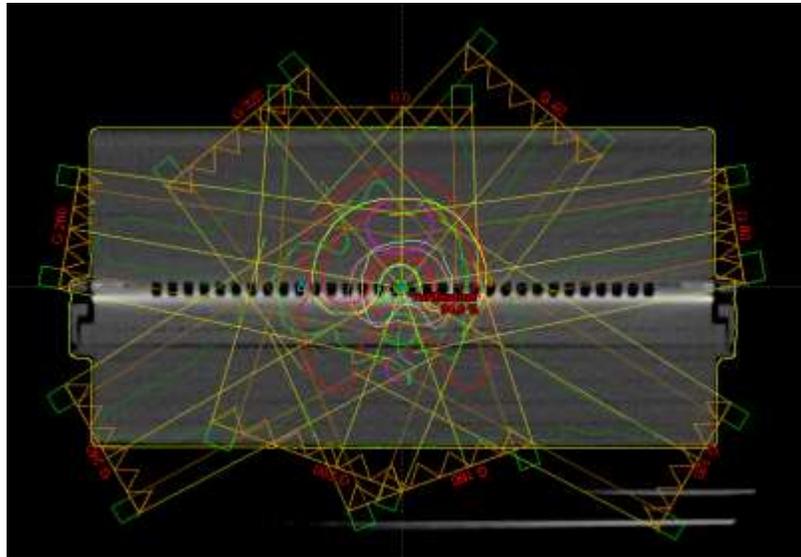


Figura42. Planeación sobre el sistema MatriXX para cabeza y cuello

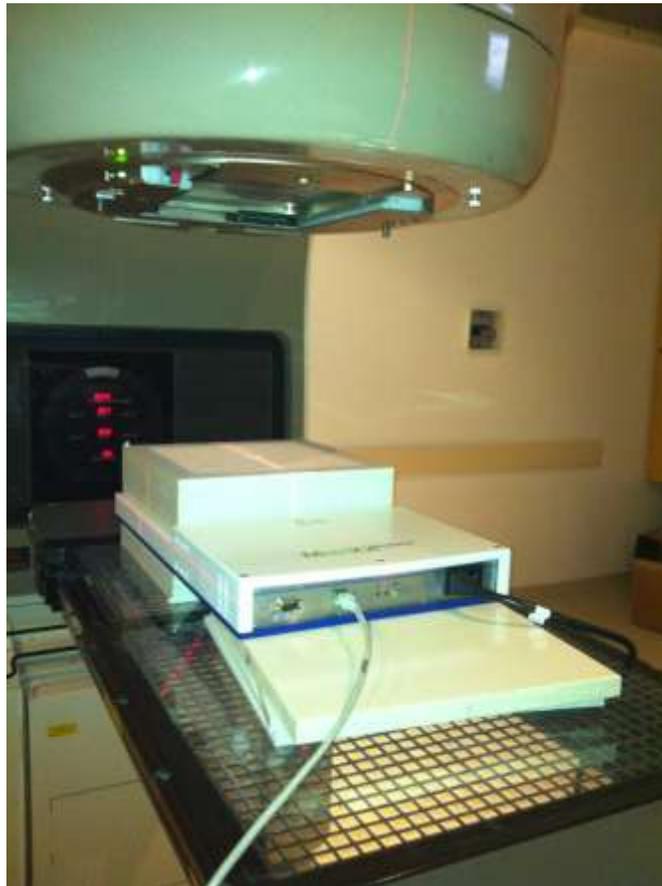


Figura43. Irradiación sobre el sistema MatriXX para cabeza y cuello

Para la evaluación de la distribución de dosis se utilizó el software OmniPro-ImRT desarrollado por Iba el cual realiza la evaluación del índice gamma recordemos es la diferencia entre valores de dosis en las distribuciones medidas y calculadas, en el espacio multidimensional de dosis y distancia. El criterio de aceptación es

- si $\gamma(r_m) \leq 1$, el cálculo pasa,
- si $\gamma(r_m) > 1$, el cálculo falla.

A continuación presentamos el resultado obtenido para el análisis gamma

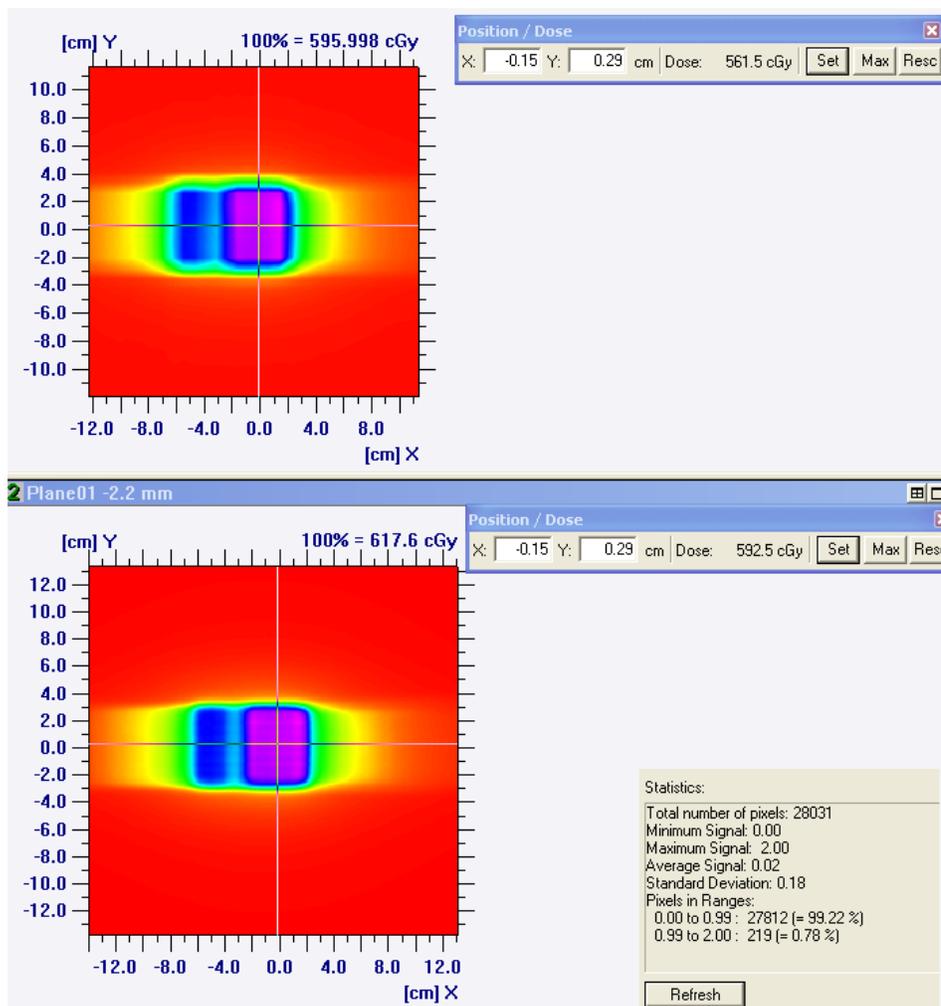


Figura44. Análisis función gamma sistema MatriXX para cabeza y cuello

En la parte superior encontramos la distribución de dosis obtenida por el sistema de planeación, en la parte inferior la obtenida de la medición con el sistema MatriXX, de

acuerdo con el criterio gamma el 99.22 % de los puntos pasan el análisis y el 0.78 % no lo logran. Por otra parte el sistema también nos permite hacer una comparación de los perfiles de dosis en este plano el cual podemos ver en la figura 45.

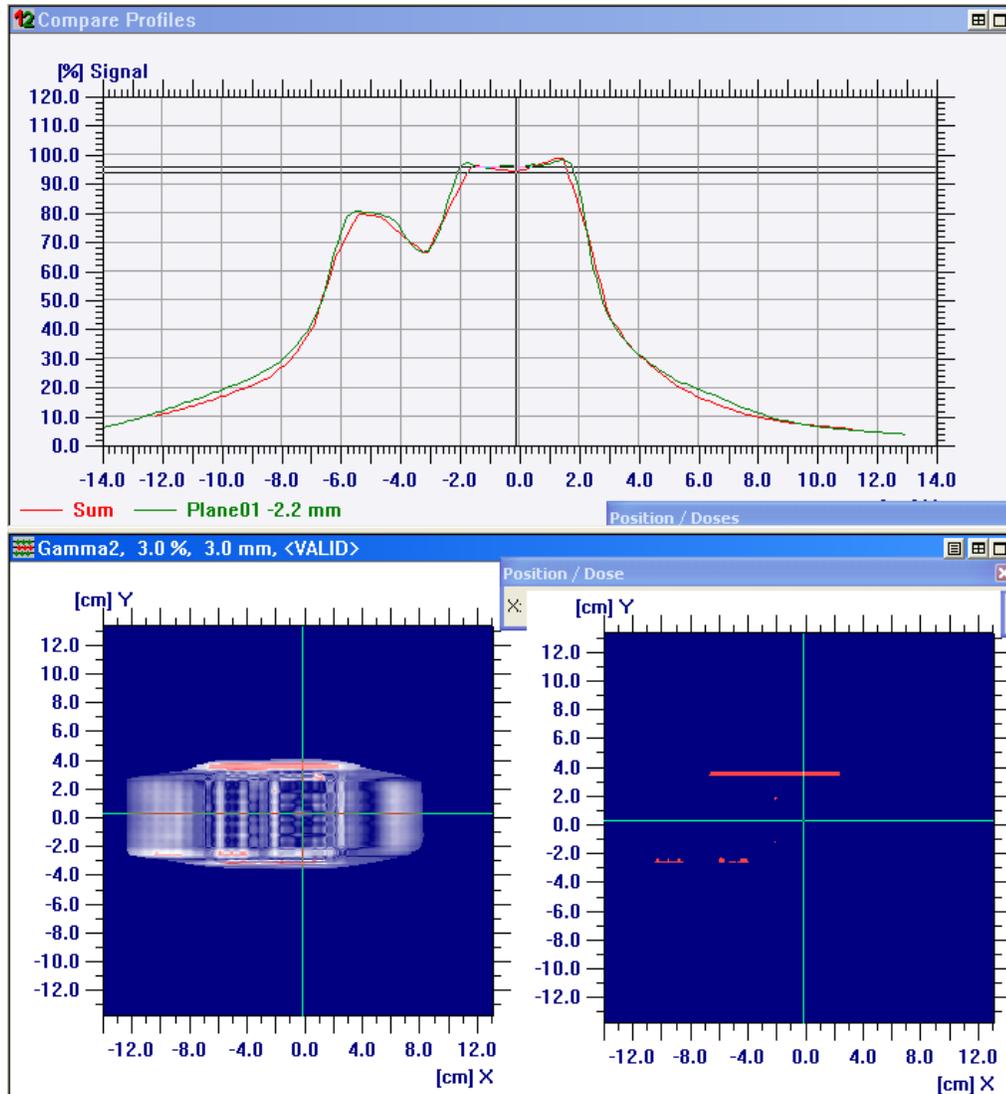


Figura45. Perfiles de dosis y función gamma sistema MatriXX para cabeza y cuello

La figura 45 nos muestra los perfiles obtenidos, en rojo el obtenido mediante la medición y en verde el calculado por el sistema de planeación los cuales presentan bastante similitud; primero no se encuentra ningún desplazamiento en cada uno de ellos lo que supone una adecuada localización del phantom durante la irradiación.

Una vez realizados estos procedimientos de control de calidad locales y cumpliendo con los estándares para el tratamiento de cabeza y cuello se procedió a la irradiación del

phantom antropomórfico de cabeza y cuello del RPC. A continuación presentaremos como lo hicimos en este apartado los resultados obtenidos para cabeza y cuello y próstata mediante la técnica RapidArc® en el acelerador iX.

3.9.2 TEST DEL RPC PARA LA TECNICA RapidArc® para cabeza y cuello

Para la planeación de cabeza y cuello se utilizó la técnica RapidArc®, el plan consistió en irradiar la dosis prescrita de acuerdo con el protocolo del RPC mediante dos arcos, la dosis y los órganos en riesgo se trataron con los mismos objetivos que el plan de la técnica IMRT para el acelerador 600.

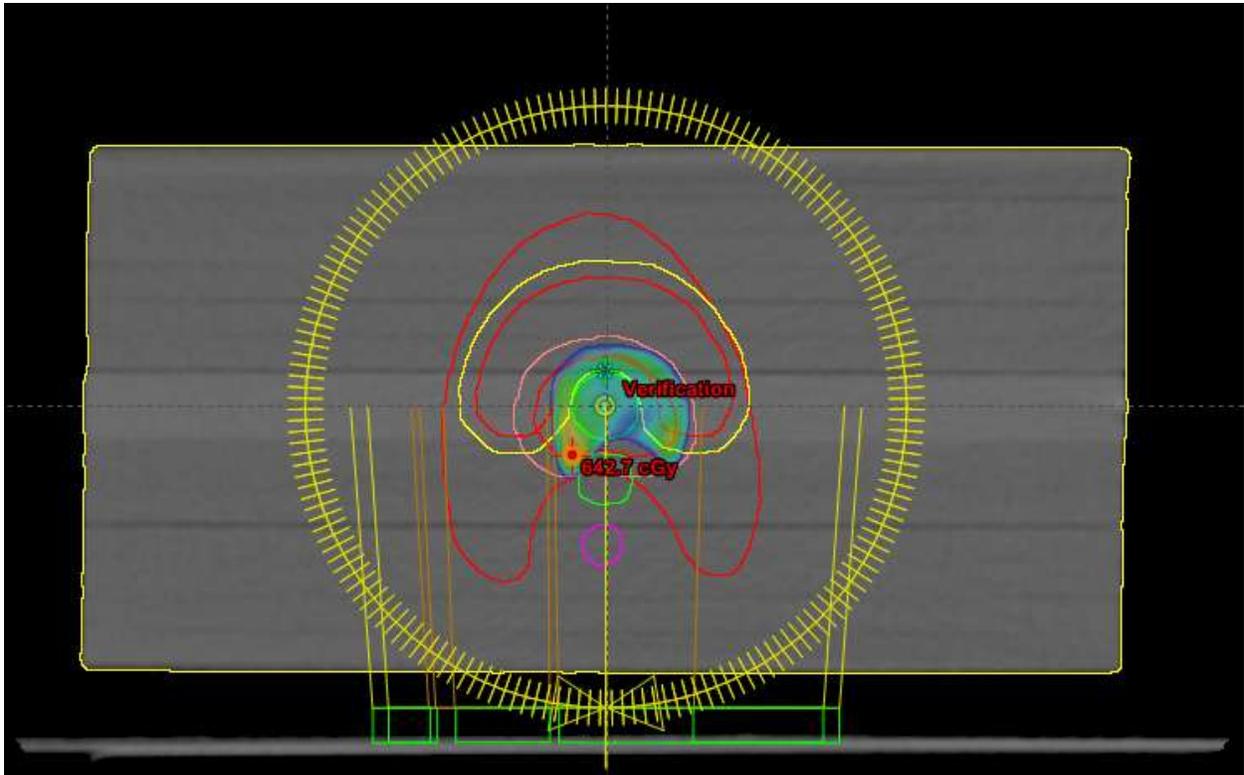


Figura46. Plan de cabeza y cuello con la técnica RapidArc® para el phantom de agua sólida.

Los resultados obtenidos para este plan sobre el phantom de cabeza y cuello fueron los siguientes.

PUNTOS	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL
PTV	601.3	614.2	2.14

Tabla28.Resultados dosimetría Test Cabeza y cuello RPC phantom agua solida acelerador iX

Luego para la verificación de la distribución de dosis con el sistema MatriXX encontramos los siguientes resultados, el 99.69 % de los puntos cumplieron con el criterio gamma y el 0.31% no; además la diferencia de dosis calculada fue del 2.14 %.

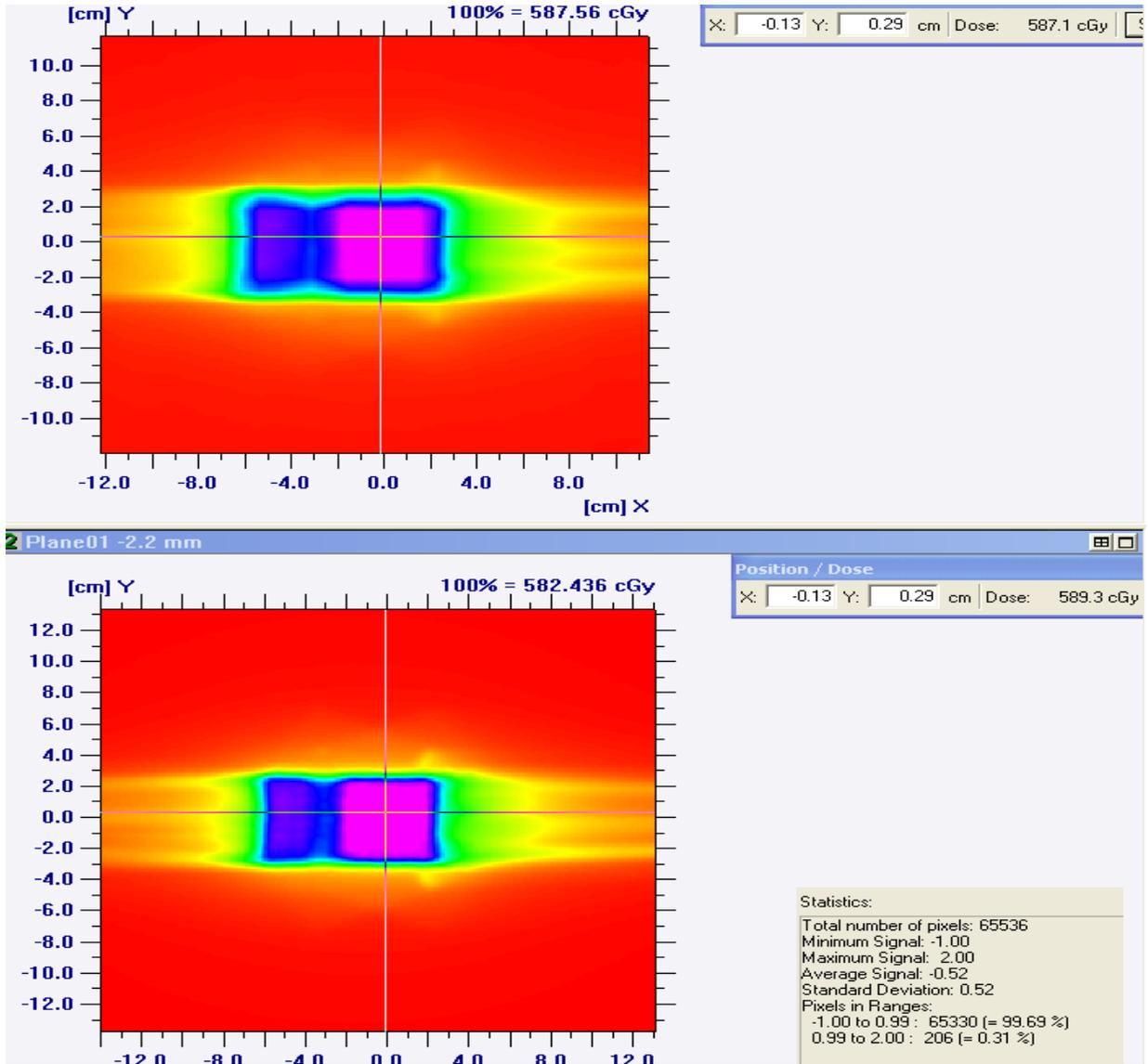


Figura47.. Análisis función gamma sistema MatriXX para cabeza y cuello técnica RapidArc®

3.9.3 TEST DEL RPC PARA LA TECNICA RapidArc® para la próstata

La verificación de la técnica RapidArc® se llevó a cabo en el acelerador iX para próstata, las restricciones a dicho plan se pueden apreciar en la figura 46. Para esta planeación se utilizaron 2 arcos cada uno de 359°.

<i>ESTRUCTURA</i>				
<i>PTV Próstata</i>	<i>98% POR LO MENOS 600cGy</i>	<i><2% DEL PTV DEBE RECIBIR 640cGy</i>		
<i>Organos en riesgo</i>	<i>No más del 15% debe recibir</i>	<i>No más del 25% debe recibir</i>	<i>No más del 35% debe recibir</i>	<i>No más del 50% debe recibir</i>
<i>Vejiga</i>	<i>670cGy</i>	<i>630cGy</i>	<i>600cGy</i>	<i>570cGy</i>
<i>Recto</i>	<i>630 cGy</i>	<i>600cGy</i>	<i>570cGy</i>	<i>500cGy</i>
<i>Ningún punto de los órganos en riesgo debe recibir 670 cGy</i>				

Tabla 29. Resumen de la prescripción de dosis y límites de dosis a órganos en riesgo en próstata

Una vez llevada a cabo la planeación de próstata y cumpliendo con el protocolo del RPC dicha planeación fue copiada y calculada en el sistema de planeación para ser ejecutada sobre nuestro phantom de agua solida con la cámara de ionización en el isocentro para verificar la dosis; luego fue exportada al sistema MatriXX para verificar la distribución de dosis.

Los resultados encontrados para la verificación de la dosis fueron los siguientes.

PUNTOS	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CAMARA (cGy)	DIFERENCIA PROCENTUAL
PTV	716.3	711.5	0.67

Tabla30.Resultados dosimetría Test próstata RPC phantom agua solida acelerador 600

A continuación observamos el análisis de las distribuciones de dosis con el sistema MatriXX en la cual encontramos que 99.91% de los puntos cumplen con el criterio gamma y el 0.09 no. Hasta este momento hemos realizado los test de control de calidad local que nos permiten concluir que nuestros planes de IMRT y RapidArc® cumplen los requisitos para realizar cualquier planeación de estas en un tratamiento de radioterapia normal. Sin embargo es posible que durante el proceso hayamos podido caer en un error que aún no hayamos podido detectar. Ahora nos disponemos a realizar la irradiación de los phantom antropomórficos del RPC.

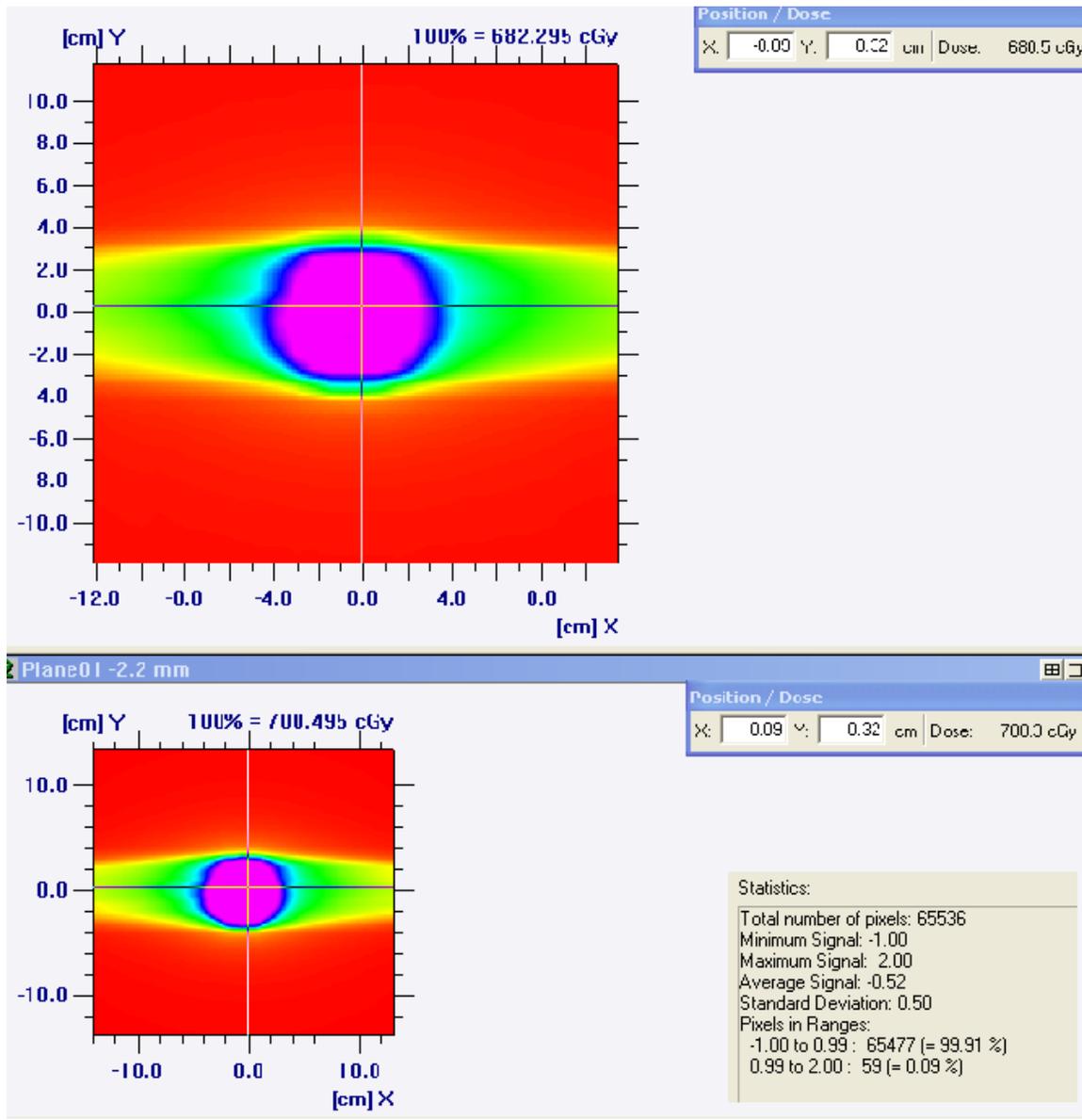


Figura 48 Análisis gamma para la planeación de RapidArc® en próstata

3.10 Test del RPC sobre phantom antropomórficos y resultados

Realizado cada uno de los planes propuestos por el RPC y habiendo superado de manera satisfactoria cada uno de los controles de calidad locales, con la supervisión del físico del RPC llevamos a cabo la irradiación de los phantom antropomórficos.



Figura49. Irradiación Phantom antropomórfico cabeza y cuello técnica IMRT acelerador 600

La primera verificación se hizo para la técnica de IMRT de cabeza y cuello en el acelerador 600, después de realizar la irradiación cada uno de los phantoms fue desocupado y se retiró el injerto el cual contaba como lo dijimos anteriormente con detectores termoluminiscentes los cuales fueron encargados de reportar las dosis absolutas, al mismo tiempo las películas radio crómicas sirvieron para realizar una verificación del análisis gamma de nuestro sistema de planeación versus las medidas del RPC.

Los resultados suministrados por el RPC para la técnica de IMRT para cabeza y cuello en el acelerador 600 fueron los siguientes,

LOCALIZACION	RPC VS Institución	Criterio	Aceptado
PTV primario Sup Ant	0.95	0.93-1.07	SI
PTV primario Inf Ant	0.95	0.93-1.07	SI
PTV primario Sup Post	0.97	0.93-1.07	SI
PTV primario Inf Post	0.97	0.93-1.07	SI
PTV secundario Sup	0.94	0.93-1.07	SI
PTV secundario Inf	0.95	0.93-1.07	SI
Plano Película	Índice Gamma	Criterio	
Axial	92%	>85%	SI
Sagital	93%	>85%	SI

Tabla 31. Reporte RPC cabeza y cuello técnica IMRT; estos fueron obtenidos de las lecturas de los dosímetros TLD y las películas.

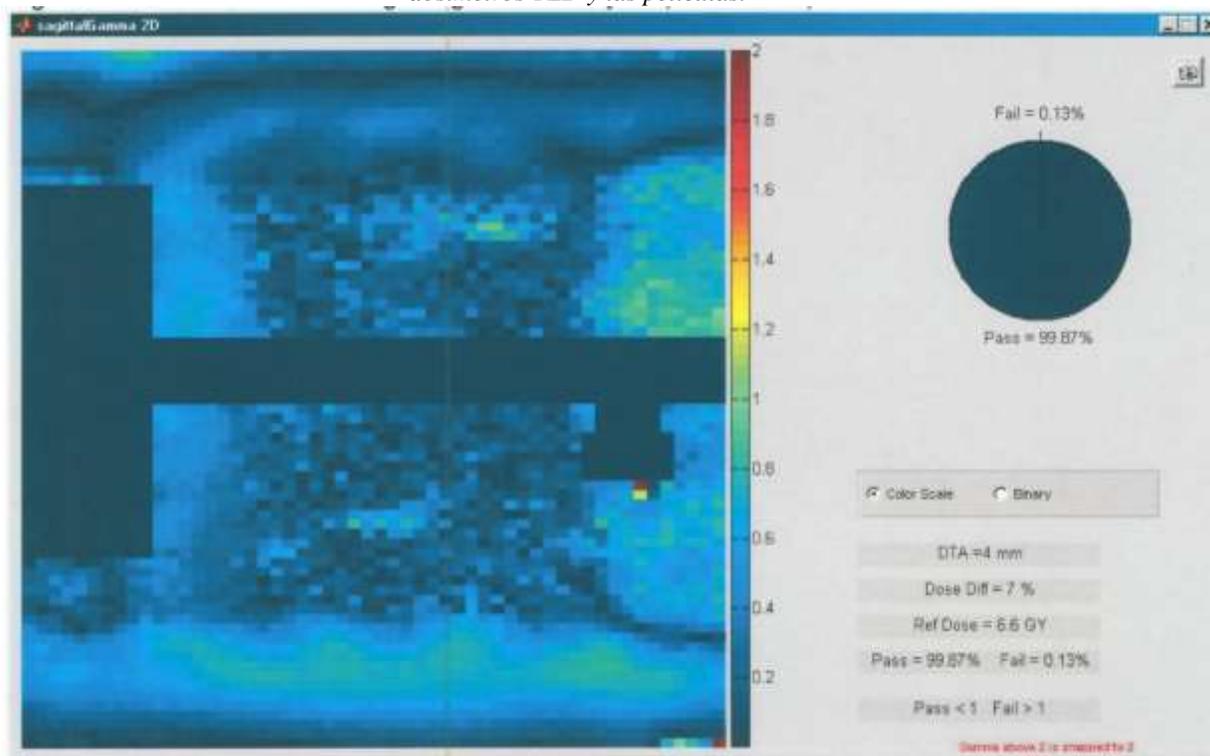


Figura 50. Analisis índice gamma RPC cabeza y cuello técnica IMRT

LOCALIZACION	Institución (cGy)	Dosis TLD(cGy)	Razón
PTV primario Sup Ant	686	651	0.95
PTV primario Inf Ant	687	656	0.95
PTV primario Sup Post	690	668	0.97
PTV primario Inf Post	693	671	0.97

PTV secundario Sup	583	550	0.94
PTV secundario Inf	582	550	0.95
Órgano Superior	332	326	0.98
Organos Inferior	338	341	1.01

Tabla 32. Reporte RPC cabeza y cuello técnica IMRT medida TLD

Después de realizado la irradiación para la planeación de cabeza y cuello con la técnica de IMRT realizamos la misma planeación con la técnica de RapidArc® en el acelerador iX para lo cual simplemente fue reemplazado el injerto que contiene los detectores y verificado el nivel de llenado de agua del phantom.



Figura 51. Irradiación Phantom antropomórfico cabeza y cuello técnica RapidArc® acelerador iX

Los resultados reportamos por el RPC para este caso fueron los siguientes,

LOCALIZACION	RPC VS Institución	Criterio	Aceptado
--------------	--------------------	----------	----------

PTV primario Sup Ant	0.98	0.93-1.07	SI
PTV primario Inf Ant	1.01	0.93-1.07	SI
PTV primario Sup Post	0.99	0.93-1.07	SI
PTV primario Inf Post	0.99	0.93-1.07	SI
PTV secundario Sup	0.98	0.93-1.07	SI
PTV secundario Inf	1.00	0.93-1.07	SI
Plano Película	Índice Gamma	Criterio	
Axial	100%	>85%	SI
Sagital	100%	>85%	SI

Tabla 33. Reporte RPC cabeza y cuello técnica RapidArc®. El criterio utilizado fue índice gama 7% y 4mm

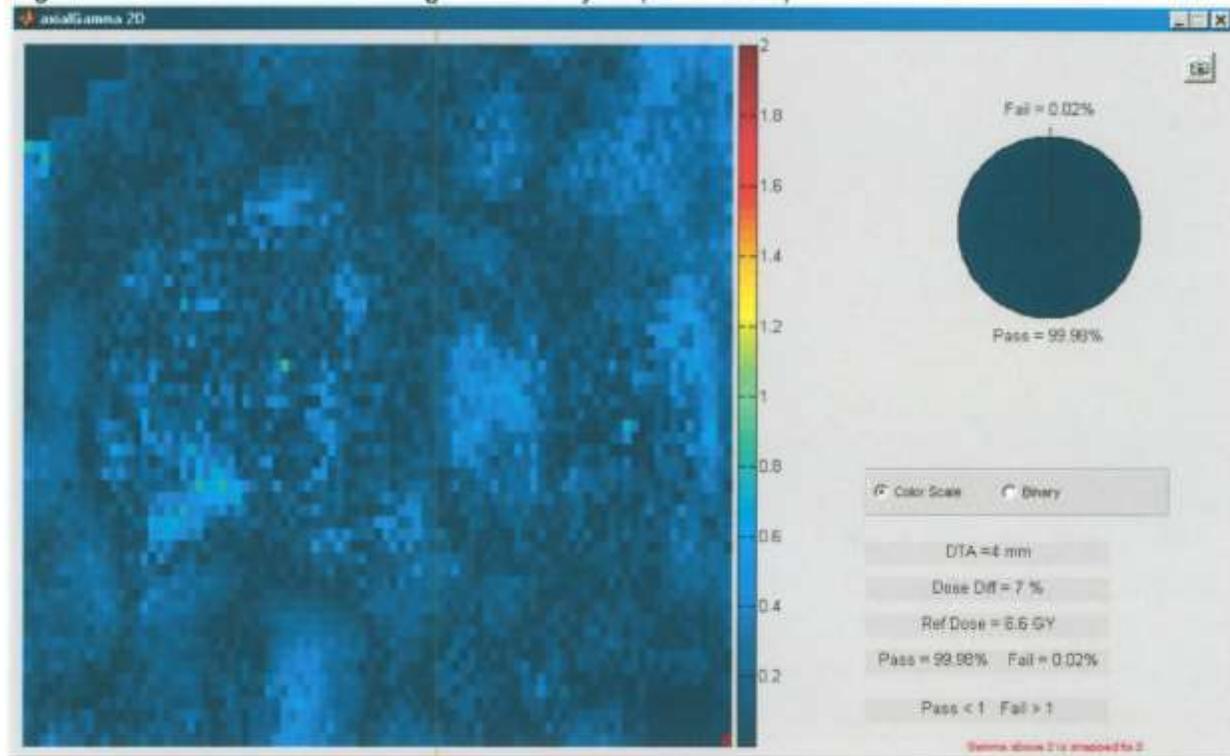


Figura 52. Analisis índice gamma RPC cabeza y cuello técnica RapidArc

LOCALIZACION	Institución (cGy)	Dosis TLD(cGy)	Razón
PTV primario Sup Ant	685	674	0.98
PTV primario Inf Ant	685	689	1.01
PTV primario Sup Post	690	685	0.99
PTV primario Inf Post	690	681	0.99
PTV secundario Sup	576	566	0.98
PTV secundario Inf	577	576	1.00
Órgano Superior	361	342	0.95
Organos Inferior	368	349	0.95

Tabla 34. Reporte RPC cabeza y cuello técnica RapidArc® medida TLD

El último test realizado consistió en la irradiación del phantom antropomórfico de próstata mediante la técnica de RapidArc® en el acelerador iX, el resultado reportado por el RPC en este caso fue el siguiente.



Figura53. Irradiación Phantom antropomórfico de próstata técnica RapidArc® acelerador iX

LOCALIZACION	RPC VS Institución	Criterio	Aceptado
Próstata Centro Izquierdo	1.00	0.93-1.07	SI
Próstata Centro Derecha	0.98	0.93-1.07	SI
Plano Película	Índice Gamma	Criterio	
Coronal	85%	>85%	SI
Sagital	94%	>85%	SI

Tabla 35. Reporte RPC próstata técnica RapidArc® El criterio utilizado fue índice gama 7% y 4mm

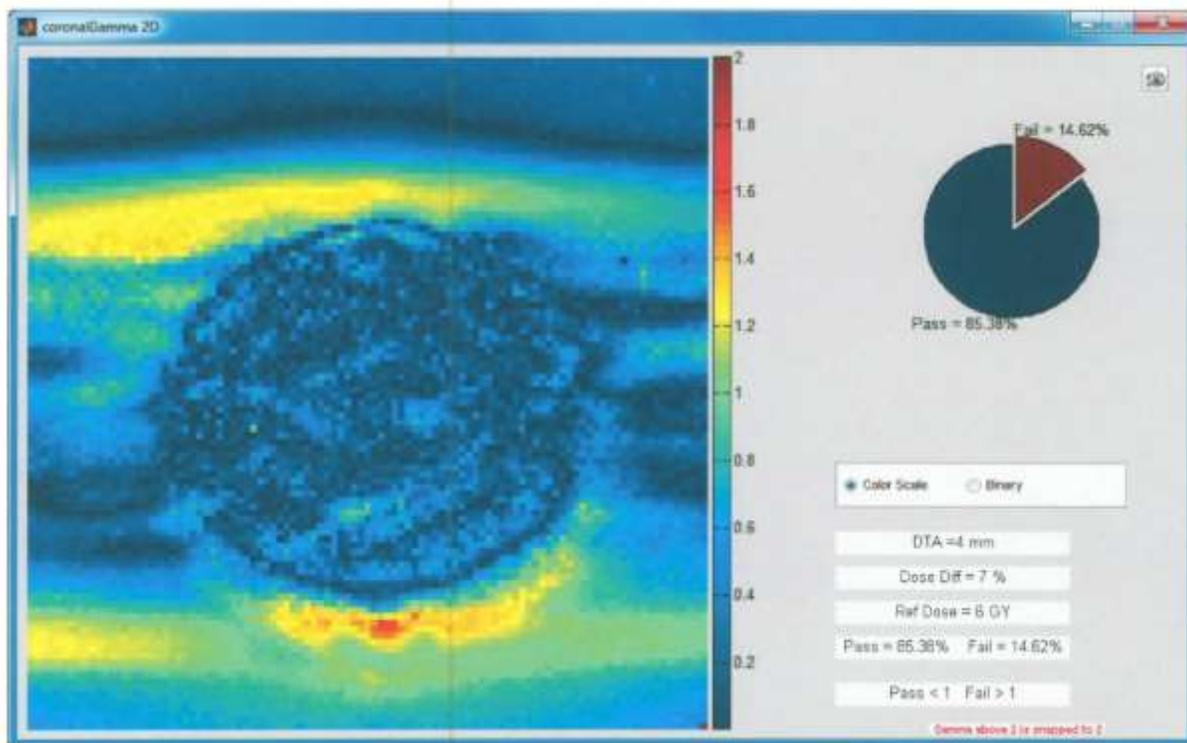


Figura 54. Analisis índice gamma RPC cabeza y cuello técnica RapidArc®

LOCALIZACION	Institución (cGy)	Dosis TLD(cGy)	Razón
Próstata Centro Derecho	623	625	1.00
Próstata Centro Izquierdo	623	609	0.98
Cabeza Femoral derecha	188	179	136-222
Cabeza Femoral izquierda	193	190	146-233

Tabla 36. Reporte RPC próstata técnica RapidArc® medida TLD

En este reporte podemos notar que se utilizaron dos puntos para registrar la dosis en próstata para nosotros la dosis reportada era la misma en estos dos puntos sin embargo la dosimetría termoluminiscente encontró una mayor dosis en el punto derecho de la próstata: en cuanto a las medidas en los puntos de las cabezas femorales nuestro sistema reportó una mayor dosis en la cabeza femoral izquierda lo que concuerda con la dosimetría reportada por el RPC, todos los puntos se encontraron dentro del rango de aceptación por parte del RPC.

4.0 Análisis y resultados

En el presente trabajo se ha logrado verificar en primera instancia la correcta calibración de los aceleradores 600 e iX mediante la dosimetría absoluta de acuerdo con el protocolo del IAEA 398 obteniendo una diferencia para la dosimetría absoluta menor al 2%. Para la aplicación de cada uno de los test propuestos por el RPC se logró encontrar que cada uno de las medidas locales estuvieron dentro del rango de aceptación, así mismo las planeaciones realizadas en cada uno de los test tanto para cabeza y cuello mediante IMRT y Próstata y Cabeza y Cuello con RapidArc® cumplieron con los objetivos exigidos tanto para el volumen blanco como para los órganos en riesgo del RPC.

Los resultados dosimétricos de la ejecución de la técnica de IMRT para cabeza y cuello y VMAT se encuentran dentro del rango de aceptación del estudio del TG-119 para todas las medidas con cámaras de ionización y la evaluación del criterio gamma con el sistema MatriXX locales; como los reportados por el RPC, mediante dosimetría termoluminiscente y película radiocrómicas, además podemos resaltar que dentro de las medidas hechas con los phantom antropomórficos se realizaron medidas de la dosis absoluta en puntos diferentes al isocentro lo que da una mayor validez a la planeación hecha; cada uno de las medidas de los phantom antropomórficos logro superar los test de dicha institución.

Las medidas de dosis absolutas realizadas por el RPC estuvieron dentro del rango 93-107 % de aceptación comparadas con las de nuestro sistema de planeación, el análisis gamma realizado por el RPC incluyo dos planos de referencia, en nuestro caso el análisis local se realizó en solo un plano, se encontró que en ambos análisis para las planeaciones de cabeza y cuello el indice gamma mostro una aceptación entre el 93%-100%.

Para la planeación de próstata con la técnica RapidArc® se encontró un análisis gamma entre el 85%-94% encontrándose en este la mayor diferencia con nuestro control de

calidad local con el que obtuvimos una análisis gamma del 99%; debido a que nuestra medida como lo dijimos anteriormente solo se realizó en un plano nuestra explicación ante esta diferencia es posiblemente a un error de rotación en el momento de la localización de phantom.

En este trabajo se ha verificado que el protocolo TG-119 el cual se utiliza en la implementación y validación de la técnica IMRT resulto totalmente compatible para la validación de la técnica de VMAT; en particular RapidArc®; la cual agrega a la IMRT otros grados de dificultad como el giro del gantry, y el cambio en la tasa de dosis; así mismo se pudo verificar que la técnica RapidArc® necesita un mayor tiempo de planeación por parte del físico debido al proceso de optimización; sin embargo el tiempo de ejecución del tratamiento es bastante más corto que el empleado por la técnica IMRT debido a la disminución considerable del número de unidades monitor. La herramienta utilizada para el análisis de la distribución de dosis índice gamma mostro una concordancia en los diferentes planes realizados en el sistema de planeación Eclipse versus los controles locales en el sistema Matrixx y los realizados por el RPC.

Gracias a estos resultados se obtuvieron las credenciales del RPC para las técnicas de IMRT y VMAT lo que permite a la institución primero garantizar la buena ejecución de los tratamientos de radioterapia a beneficio de la salud del paciente y la segunda poder participar a nivel internacional de diferentes protocolos clínicos que estudien pacientes tratados con estas técnicas.

De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente trabajo se podría pensar en el futuro la implementación y comisionamiento para otras técnicas más exigentes como la radiocirugía las cuales implican suministrar dosis más altas con técnicas como la IMRT y RapidArc® pero con una exigencia más alta para el índice gamma la cual es 5%/3mm. Además estas técnicas incluyen sitios anatómicos donde la heterogeneidad hace más difícil el cálculo como por ejemplo las lesiones situadas en el pulmón.

5.0 Conclusiones y recomendaciones

5.1 Conclusiones

1. Se realizó la implementación de la técnica IMRT en el acelerador Clinac 600 de forma satisfactoria de acuerdo con el protocolo TG-119 de la AAPM.
2. Se realizó la implementación de la técnica VMAT con RapidArc® en el acelerador Clinac iX de forma satisfactoria de acuerdo con el protocolo TG-119 de la AAPM
3. Se pudo concluir que el protocolo TG-119 es compatible con el comisionamiento de la técnica VMAT.
4. Se obtuvieron las credenciales por parte del RPC para la técnica IMRT en el acelerador Clinac 600.
5. Se obtuvieron las credenciales por parte del RPC para la técnica VMAT en el acelerador Clinac iX.
6. El modelamiento dosimétrico del colimador multihojas se hizo de forma satisfactoria de acuerdo con los resultados obtenidos para cada uno de los aceleradores.
7. El sistema de control de calidad local resulto estar de acuerdo con los parámetros internaci

Bibliografía

1. Maceira Rozas MC, García Caeiro AL, Rey Liste MT, Castro Bernárdez M. Radioterapia de intensidad modulada. Santiago de Compostela: Servicio Galego de Saude. Axencia de Avaliacion de Tecnoloxias Sanitarias de Galicia, avalia-t; 2005.Serie Avaliacion de Tecnoloxias. Investigación avaliativa ;IA2005/01.
2. J Craven-Bartle y M Ribas, "Fundamentos y evidencia de la radioterapia de intensidad modulada" Asociación Colaboración Cochrane Iberoamericana, 2003.
3. JA Purdy, " Intensity-modulated radiotherapy : current status and issues of interest", International Journal of radiation Oncology Biology Physics, 51, 880-914 (2001).
4. Palta JR , Deye JA , Ibbott GS , Purdy JA , Urie MM .Credentialing of Institutions for IMRT in Clinical Trials. Radiation Oncology. Vol 59. Pp 1257-1262. 2004
5. Varian Medical Systems. DMLC Acceptance and Commissioning. October 2012
6. G. Murcia. Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada .Universidad Nacional de Colombia. Bogotá
7. AAPM. TG-119 IMRT Commissioning Tests Instructions for Planning, Measurement and Analysis. American Associated Physicists in Medicine. Version (2009)
8. DA. Low. JM Moran. JF Dempsey. L Dong y M Oldham. TG-120 "Dosimetry tools and techniques for IMRT", Med. Phys. 38, 1313-1338 (2011).
9. Instituto Balseiro. Principios de detección de la radiación. Volumen 2003.
10. T.LoSasso, C.Shou Chui, y C. Clifton Ling. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. Med Phys. octubre 1998, 25 (10):1919-27.
11. GEOFFREY S. IBBOTT, PH.D., DAVID S. FOLLOWILL, PH.D., H. ANDREA MOLINEU.CHALLENGES IN CREDENTIALING INSTITUTIONS AND

PARTICIPANTS IN ADVANCED TECHNOLOGY MULTI-INSTITUTIONAL CLINICAL TRIALS. Radiation Oncology. Vol 71pp 71-75. Supplement .2008.

12. ANDREA MOLINEU, M.S.DAVID S. FOLLOWILL, PH.D.DESIGN AND IMPLEMENTATION OF AN ANTHROPOMORPHIC QUALITY ASSURANCE PHANTOM FOR INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY FOR THE RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP. Therapy. Radiation Oncology. Vol 63. Pp 577-583 .2005.
13. Resello, J. Control de calidad en radioterapia externa conformada e IMRT. Oncología Barcelona, vol.27, n.6, pp. 28-9. España (2001)
14. G Miranda Holley. Control de calidad de filtros compensadores discretos. Tesis Carrera Maestría en Física Médica. Instituto Balseiro. Universidad Nacional de Cuyo. Argentina.(2009).
15. B Mijheer and D Georg. Guidelines for the verification of IMRT. Brussels, Belgium: ESTRO; (2008).
16. Colección de Informes Técnicos No 398, Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos: Un Código de Practica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. Viena, Austria: OIEA.
17. JM Moran, M Dempsey, A Eisbruch, BA Frass, JM Galvin, GS Ibbott y LB Marks, " Safety considerations for IMRT: Executive summary," Practical Radiation Oncology, 3,190-195 (2011)
18. Galvin JM , Ezzell T , Eisbrauch A , Yu C , Butler B , Xiao Y , Rosen I , J Rosenman , Sharpe M , L Xing , Xia P , T Lomax , Baja DA , Palta J .Implementing IMRT in Clinical Practice. A joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology. Radiation Oncology. Vol 58. Pp 1616-.1634.2004
19. James L. Bedford. Alan P. Warrington. Commissioning of Volumetric Modulated arc Therapy (VMAT). Radiation Oncology. Vol 73. Pp 537-545.2009.
20. SEYMOUR H. LEVITT. CARLOS A. PEREZ. Evolutions of Computerized Radiotherapy in Radiation Oncology. Potential Problems and Solution. Radiation Oncology. Vol 70. Pp 978-986 .2008.

21. JATINDER R. PALTA, PH.D., CHIHRAI LIU, PH.D., AND JONATHAN G. LI, PH.D. Quality assurance of Intensity Modulated Radiation Therapy. Radiation Oncology. Vol 71. Pp 108-112 .2008.
22. Enzhuo M. Quan, Ph. DXiaoqiang Li, M.S.A Comprehensive Comparison of IMRT and VMAT Plan Quality for Prostate Cancer Treatment. Radiation Oncology.2011.
23. A. Molineu, P. Alvarez, N. Hernandez, D.S. Followill, G.S. Ibbott. Analysis of Errors Made During 138 IMRT Irradiations of an Anthropomorphic Phantom. Radiation Oncology. Vol 63. Supplement .2005.
24. N.Gómez Gonzales. Análisis Cuantitativo de los Errores de Posicionamiento del Sistema de Colimación Multiláminas (MLC) de un Acelerador Lineal mediante Pruebas “Fence Test” .Universidad de Valladolid. 2012
25. A. Del Castillo Belmonte. Bases Físicas de la Radioterapia .Hospital Universitario de Valladolid. 2005
26. J.Adrada Molano. Análisis Dosimétrico Mediante Películas Radiocrómicas en IMRT. Instituto Balseiro. Comisión Nacional de Energía Atómica 2011

