



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO

CENTRO MÉDICO ABC (THE AMERICAN
BRITISH COWDRAY MEDICAL CENTER)



FACULTAD DE MEDICINA

*Protocolo de control de calidad de un sistema
de planeación de Arcoterapia
Volumétrica (VMAT)*

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRA EN FÍSICA MÉDICA

P R E S E N T A

Jessica del Carmen Reyes Gómez

Comité de Tutores: M. en C. Eleni Mitsoura
M. en C. Jorge Omar Hernández Oviedo
Dr. en C. Alberto Ernesto Hardy Pérez



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2020



Este trabajo se llevó a cabo en el Centro Médico ABC (American British Cowdray Medical Center) campus Observatorio, específicamente en el Centro de Cáncer de dicha institución en el área de Radioterapia.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	3
RESUMEN	6
ABSTRACT	7
ABREVIATURAS, SIGLAS Y ACRÓNIMOS	8
ÍNDICE DE FIGURAS	9
ÍNDICE DE TABLAS	11
CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN	12
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	14
CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE	15
2.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	17
2.2 HIPÓTESIS	17
2.3 OBJETIVOS Y METAS	17
CAPÍTULO 3: MARCO TEÓRICO	19
3.1 INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA.....	19
3.2 EFECTO COMPTON.....	20
3.3 EFECTO FOTOELÉCTRICO.....	20
3.4 PRODUCCIÓN DE PARES.....	21
3.5 MAGNITUDES Y UNIDADES DOSIMÉTRICAS	21
3.5.1 <i>Kerma</i>	21
3.5.2 <i>Exposición</i>	22
3.5.3 <i>Energía Depositada</i>	22
3.5.4 <i>Energía impartida</i>	22
3.6 RADIOTERAPIA	23
3.6.1 <i>Tipos de Radioterapia</i>	23
3.6.2 <i>Radioterapia por secuencia temporal</i>	23
3.6.3 <i>Finalidad de la radioterapia</i>	23
3.7 TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA	24
3.7.1 <i>Radioterapia 2D</i>	24
3.7.3 <i>Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)</i>	24
3.7.4 <i>Radioterapia guiada por imagen (IGRT)</i>	25
3.7.5 <i>Arcoterapia Volumétrica (VMAT)</i>	25
3.8 SISTEMAS DE PLANEACIÓN	26
3.8.1 <i>Unidades monitor</i>	26
3.8.2 <i>Unidades Hounsfield</i>	27
3.8.3 <i>Sistema de planeación MONACO</i>	27
3.9 <i>Control de calidad</i>	29
3.9.1 <i>Controles de calidad para sistema de planeación</i>	29
3.10 <i>Tomógrafo</i>	29
3.11 <i>Acelerador lineal</i>	30
3.12 <i>Acelerador Elekta</i>	30
3.13 <i>Índice Gama</i>	30

CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA	32
4.1 MATERIAL.....	32
4.2 MÉTODOS	32
4.3 PROCEDIMIENTOS	33
CAPÍTULO 5: RESULTADOS	36
5.1 PRUEBAS GEOMÉTRICAS.....	36
5.1.1 Mediciones Lineales.....	36
5.1.2 Mediciones Superficiales	38
5.1.3 Mediciones Volumétricas	39
5.2 PRUEBAS FÍSICAS	40
5.3 PRUEBAS MECÁNICAS	43
5.3.1 Prueba Giro de mesa (precisión en la rotación) y giro de colimador	43
5.3.2 Prueba de giro de gantry	44
5.3.3 Precisión angular del gantry	46
5.3.4 Exactitud del colimador	47
5.3.5 MLC posición exacta de la hoja.....	48
5.3.6 Velocidad del gantry	48
5.3.7 Componente de la hoja	49
5.3.8 Posición de la hoja	49
5.4 PRUEBAS DOSIMÉTRICAS	51
5.4.1 Linealidad y reproducibilidad.....	54
5.4.2 Cambios en la tasa de dosis.....	56
5.4.3 Salida	57
5.4.4 Dependencia de la tasa de dosis	57
5.4.5 Interrupción de tratamiento	58
5.4.6 De extremo a extremo en paciente	60
CAPÍTULO 6: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	64
REFERENCIAS	66
ANEXOS.....	69
A.1 Artículo enviado	69
A.2 Participación en Congreso	71
A.3 Documento del protocolo de control de calidad.....	72
Precisión angular del gantry.....	77
Exactitud del colimador.....	77
MLC posición exacta de la hoja	78
Componente de la hoja.....	78
Donde la diferencia no debe ser mayor a 0.5 %	79
Linealidad y reproducibilidad.....	81
Cambios en la tasa de dosis	82
Salida.....	82
Dependencia de la tasa de dosis.....	82
De extremo a extremo en paciente	83

Resumen

La Radioterapia se ha desarrollado en los últimos años, con nuevas tecnologías y técnicas avanzadas, partiendo de esquemas en 2D, 3D y de Intensidad Modulada (IMRT), para llegar a Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT). Así como las técnicas y tecnologías van evolucionando, del mismo modo han avanzado los sistemas de planeación de tratamiento para cubrir las necesidades de los usuarios. Por lo que es necesario realizar mediciones que permitan asegurar que se entreguen de manera correcta los planes de tratamiento, con el fin de alcanzar el objetivo principal de la radioterapia, que es la destrucción del tumor, sin afectar los tejidos sanos circundantes.

Este proyecto de tesis tuvo como objetivo realizar un protocolo que facilite el control de calidad del sistema de planeación MONACO, en específico para la técnica de Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT), en el cual se describirán las pruebas que son necesarias para llevar a cabo dicho control de calidad.

Se realizaron y analizaron pruebas que consideran los distintos parámetros para asegurar el mejor uso del sistema de planeación: aspectos geométricos, físicos y dosimétricos. Por la técnica empleada, que usa el giro continuo del gantry, se hacen necesarias pruebas mecánicas específicas.

Finalmente, se realizaron pruebas dosimétricas para comparar los datos calculados contra los medidos.

Los resultados se encontraron dentro de los parámetros que se sugieren. En las pruebas geométricas, en cuanto a las mediciones lineales, estas no excedieron el 0.2% de diferencia, cuando la restricción es del 1%. Las pruebas superficiales se encontraron algunas por debajo del 2% que es el valor que no se debe de sobrepasar, con excepción de una sola medida. Para las medidas volumétricas, ninguna excedió lo establecido, pues en cuanto se refiere a la prueba de coincidencia de las Unidades Hounsfield, la mayor diferencia fue de 19.3 UH. Para cada una de las pruebas mecánicas, la tolerancia máxima debe ser de $1\text{mm}/1^\circ$ y nuestras mediciones cumplieron con este valor.

Las pruebas dosimétricas pasan el control de calidad que se establece para garantizar un buen plan de tratamiento. Por lo que al encontrarse dentro de los parámetros permitidos permite garantizar la calidad de tratamiento de VMAT.

Abstract

Radiotherapy has greatly advanced in recent years, with new technologies and techniques, starting from 2D, 3D and Modulated Intensity (IMRT), to reach Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). As the techniques and technologies are evolving, the treatment planning systems have advanced in the same way to cover the needs of the users. Therefore, it is necessary to carry out measurements to ensure that the treatment plans are delivered correctly, to achieve the main objective of radiotherapy, which is the destruction of the tumor, without affecting the surrounding healthy tissues.

The objective of this thesis project was to develop a protocol that facilitates the quality control of the MONACO planning system, specifically for the Volumetric Modulated Arc Therapy technique (VMAT), in which the tests that are necessary to carry out the quality control will be described.

Tests were carried out and analyzed, that consider the different parameters to ensure the best use of the planning system: geometrical, physical and dosimetric aspects. For this specific technique, which uses continuous gantry rotation, specific mechanical tests are required.

Finally, dosimetry tests were performed to compare the calculated data against the measured ones.

The results were found within the suggested parameters. For geometric tests, in terms of linear measurements, they did not exceeded a 0.2% difference, when the restriction is 1%. The superficial ones were found below 2% which is the value that should not be exceeded, except for a single measure. For the volumetric measurements, no measure exceeded what was established, for example regarding the Hounsfield Units coincidence, the biggest difference was 19.3 UH. For each mechanical test, differences must be within $1\text{mm}/1^\circ$ and our measurements were in compliance with this value.

The dosimetric tests passed the quality control that is established to guarantee a good treatment plan. Therefore, being within the recommended parameters, allows to guarantee the VMAT treatment quality.

Abreviaturas, siglas y acrónimos

ADN	Deoxyribonucleic acid (Ácido desoxirribonucleico)
AAPM	American Association of Physicists in Medicine (Asociación Americana de Físicos en Medicina)
CC	Quality Control (Control de Calidad)
CT	Computed Tomography (Tomografía Computarizada)
cGy	Centigray
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy (Radioterapia de Intensidad Modulada)
ISRO	Inter-Society Council for Radiation Oncology (Consejo Intersociedades de Oncología Radioterápica)
GC	Garantía de Calidad
Gy	Gray
LINAC	Linear Accelerator (Acelerador lineal)
OMS	World Health Organization (Organización Mundial de la Salud)
OIEA	International Atomic Energy Agency (Organismo Internacional de Energía Atómica)
MLC	Multileaf Collimator (Colimador Multihojas)
PET	Positron Emission Tomography (Tomografía por emisión de positrones)
SSD	Source to Skin Distance (Distancia Fuente Superficie)
TG	Task Group (Grupo de Tarea)
TPS	Treatment Planning System (Sistema de planeación de tratamiento)
UH	Hounsfield Units (Unidades Hounsfield)
UM	Monitor Unit (Unidad Monitor)
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy (Arcoterapia Volumétrica)
2D	Two dimensions (Dos dimensiones)
3D	Three dimensions (Tres dimensiones)
4D	Four Dimensions (Cuatro dimensiones)

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Interacción de la radiación con la materia según su número atómico y la energía (MEV).	19
Figura 2. Efecto compton.	20
Figura 3. Efecto fotoeléctrico.	20
Figura 4. Producción de pares.	21
Figura 5. Índice Gama.	31
Figura 6. Maniquí Quasar.	37
Figura 7. Estructuras contorneadas en Monaco.	37
Figura 8. Inserto de densidades Quasar.	40
Figura 9. Estructura de densidades contorneadas en Monaco.	41
Figura 10. Ejemplo de información obtenida de Monaco.	41
Figura 11. Prueba giro de mesa.	44
Figura 12. Prueba de giro de colimador.	44
Figura 13. Prueba giro de gantry.	45
Figura 14. Arreglo de puntos de prueba coincidencia de haz.	45
Figura 15. Resultado de prueba coincidencia de haz.	45
Figura 16. Arreglo de puntos de prueba tamaño de campo.	46
Figura 17. Resultado de la prueba tamaño de campo.	46
Figura 18. Nivel en el gantry y pantalla del acelerador.	46
Figura 19. Nivel para medir exactitud del colimador.	47
Figura 20. Muestra del movimiento de la hoja en tps.	48
Figura 21. Hoja en el isocentro y a través de otra.	49
Figura 22. Movimiento de la hoja para verificar la posición.	50

Figura 23. Continuación movimiento de la hoja.	50
Figura 24. Medición del movimiento de la hoja software.	50
Figura 25. Medido vs calculado. Movimiento 1.	50
Figura 26. Medido vs calculado. Movimiento 2.....	51
Figura 27. Arreglo de agua sólida TC.	51
Figura 28. Arreglo desde TPS y contorneo de cámara.....	52
Figura 29. Arreglo TPSs campo 10x10.	52
Figura 30. Termómetro, barómetro y electrómetro.....	52
Figura 31. Arco en TPS.....	56
Figura 32. Campo del volumen delineado.....	56
Figura 33. Campo visto desde TPS.....	57
Figura 34. Maniquí Octavius montado sobre LINAC.	59
Figura 35. Octavius montado sobre LINAC 2.	59
Figura 36. Ejemplo paciente 1 con interrupción de haz.	59
Figura 37. Ejemplo paciente 2 con interrupción de haz.	60
Figura 38. Ejemplo paciente 3 con interrupción de haz.....	60
Figura 39. Qa ejemplo paciente 1.	61
Figura 40. Qa ejemplo paciente 3.....	60
Figura 41. Qa ejemplo paciente 2.....	61
Figura 42. Qa ejemplo 1 maniquí ArcCHECK.....	62
Figura 43. Qa ejemplo 2 maniquí ArcCHECK.	62

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Pruebas mecánicas para verificar el acelerador lineal.....	34
Tabla 2. Pruebas dosimétricas.....	34
tabla 3. Mediciones lineales de quasar.....	36
Tabla 4. Diferencia del valor real y el valor medido.....	36
Tabla 5. Mediciones superficiales con contorneo manual.....	38
Tabla 6. Mediciones superficiales con la herramienta Threshold.....	38
Tabla 7. Mediciones volumétricas con contorneo manual.....	39
Tabla 8. Mediciones volumétricas con contorneo Threshold.....	39
Tabla 9. Mediciones UH con contorneo manual.....	42
Tabla 10. Mediciones UH con contorneo Threshold.....	42
Tabla 11. Densidad electrónica con contorneo manual.....	42
Tabla 12. Densidad electrónica con contorneo Threshold.....	43
Tabla 13. Resultado de precisión de gantry.....	47
Tabla 14. Resultado de las mediciones de colimador.....	47
Tabla 15. Diferencias de la medición de la hoja.....	48
Tabla 16 .Resultado de diferencia de la hoja.....	49
Tabla 17. Resultados de linealidad.....	55
Tabla 18. Resultados de reproducibilidad.....	55
Tabla 19. Resultado de variación de tasa de dosis.....	58
Tabla 20. Resultado de dosis de diferentes tasas de dosis.....	58
Tabla 21. Diferencia en las diferentes tasas.....	58
Tabla 22. Resultado coincidencia interrupción.....	60
Tabla 23. Coincidencia QA pacientes.....	61
Tabla 24. Resultados Coincidencia QA.....	63

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

La Radioterapia es un tratamiento que implica el uso de radiación de alta energía. Se utiliza comúnmente para tratar el cáncer.

Se utiliza a veces para tratar tumores benignos (no cancerosos) y otras enfermedades, como la enfermedad de la tiroides y algunas enfermedades de la sangre. Se puede usar, solo o en combinación con quimioterapia. También se puede utilizar antes de la cirugía para reducir el tamaño de un tumor, conocido como tratamiento neoadyuvante, o después de la cirugía para destruir pequeñas cantidades de tumor llamado tratamiento adyuvante.

La radioterapia se puede administrar de dos maneras diferentes: desde fuera del cuerpo llamada radioterapia externa o dentro del cuerpo conocida como Braquiterapia.

La radioterapia externa implica el uso de un dispositivo llamado acelerador lineal de electrones, que se basa en haces de radiación de alta energía sobre el área que requiere tratamiento.

Por lo general implica una serie de sesiones diarias durante un número de días o semanas.

La braquiterapia puede implicar la colocación de un implante de material radiactivo temporalmente dentro del cuerpo cerca de las células cancerosas nombrada braquiterapia. El tipo de radioterapia que se emplee y la duración del tratamiento dependen del tamaño y el tipo de cáncer, y dónde se localiza.

La radiación de alta energía utilizada durante la radioterapia daña permanentemente el ADN de las células cancerosas, provocando su muerte.

Cerca de los tejidos sanos también se sufre daño celular temporal por la radiación, pero estas células suelen ser capaces de reparar el daño del ADN y continúan creciendo normalmente.

El daño en el ADN temporal a los tejidos normales causa efectos secundarios, la mayoría de las cuales son de corta duración.

A pesar de los efectos secundarios, la radioterapia puede ser un tratamiento muy eficaz para el cáncer, 4 de cada 10 curas para el cáncer incluyen la radioterapia como parte del plan de tratamiento [1].

Es evidente la necesidad de llevar a cabo acciones sistemáticas para garantizar la calidad de los tratamientos de radioterapia, y esta necesidad se justifica en el requerimiento de proporcionar a los pacientes el mejor tratamiento posible. La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha definido Garantía de Calidad en Radioterapia como “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la

prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento” [2].

La OMS ha justificado la necesidad de Garantía de Calidad en Radioterapia en base a los siguientes argumentos: La Garantía de Calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto mejora los resultados de la radioterapia.

Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un elevado nivel de exactitud y consistencia.

Un programa de Garantía de Calidad es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia [3].

Los Sistemas de planeación son aquellos que permiten cargar un conjunto de datos de imagen para identificar los tumores, órganos de riesgo o estructuras de interés. El software también calcula la distribución de dosis esperada en el tejido del paciente, incluyendo variables tales como la influencia de la penetración del nivel de energía tisular por el tipo de tejido. Estos sistemas permiten la colocación del haz basándose en evitar estructuras críticas que son más sensibles a la radiación, en un esfuerzo por reducir los daños colaterales de la terapia. Esto puede incluir la programación automatizada y compleja para la secuenciación de hojas de colimador (MLC) para conformar el haz alrededor de estructuras críticas durante el suministro de la dosis. Estos planes de tratamiento también pueden modificarse para compensar la reducción del tamaño del tumor durante el curso de los tratamientos.

1.1 Planteamiento del problema

La necesidad de garantizar la calidad de los tratamientos de radioterapia, con lleva a realizar un proceso de acciones sistemáticas, que permita verificar que la consistencia entre la dosis prescrita y la administrada al paciente.

Dado que la planificación es una de las etapas de tratamiento, en la cual se pretende suministrar la dosis prescrita lo más exacta posible, es de importancia aplicar un control a los sistemas de planeación.

Para el control de calidad de un sistema de planeación es necesaria la definición inicial, tanto como las pruebas de aceptación.

El control debe especificar los parámetros que han de verificarse, las pruebas a realizarse, el material, la frecuencia de dichas pruebas, los resultados esperados, las tolerancias y las acciones requeridas cuando no se cumpla con los resultados permitidos.

CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

Las publicaciones acerca de este tema abarcan diferentes aspectos de la Garantía de Calidad en radioterapia, de las primeras publicaciones es de parte de la OMS, otra de las publicaciones destaca el llamado “Blue Book” de la ISCRO en América del Norte. Posteriormente la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) organizó un grupo compuesto por físicos médicos y oncólogos radioterapeutas para desarrollar un “Programa General de Garantía de Calidad en radioterapia” que actualiza y agrupa recomendaciones de distintas publicaciones el cual se encuentra en el informe AAPM TG-40. El informe TG-40 se ocupa de los aspectos físicos de la Garantía de Calidad en radioterapia y discute con menor detalle temas que son esencialmente médicos. Las publicaciones mencionadas incluyen recomendaciones para los equipos y el personal de radioterapia [4].

La elaboración de protocolos de Garantía de Calidad en radioterapia surge como una componente básica de “Mejoramiento de la Garantía de Calidad en Radioterapia” [5].

La OMS ha definido control de calidad (CC) en radioterapia como las acciones llevadas a cabo para recuperar, mantener, mejorar la calidad de los tratamientos [2].

En los protocolos se dan recomendaciones para cada tipo de unidad de tratamiento (acelerador lineal, unidad de ^{60}Co , unidad de ortovoltaje, simulador, equipo de braquiterapia, etc.), se establecen los procedimientos de medida o técnicas a seguir, se especifican la frecuencia de los controles y los niveles de tolerancia, y se sugieren formas de registrar la información. También ofrece criterios para hacer del programa una actividad dinámica, que produzca señales de alarma cuando los resultados indiquen un cambio inaceptable, y que conduzca a la adopción de correcciones rápidas a fin de garantizar que el tratamiento de pacientes se lleve a cabo de acuerdo con su planificación, los niveles de tolerancia están orientados a asegurar una elevada calidad en los tratamientos de radioterapia. Los responsables del programa de GC de la institución deberían entonces adecuar esos niveles de tolerancia a sus propias condiciones.

En caso de desviaciones excesivas de los niveles dados en los diversos documentos, se recomienda restringir la utilización del equipo a aquellos tipos de tratamientos donde la influencia de estas desviaciones sea mínima.

Otros trabajos tanto de la AAPM como de diversos organismos se encuentran:

- AAPM, Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality Assurance for clinical radiotherapy treatment planning [6].
- Nederlandse Commissie voor stralingsdosimetrie: Report 24 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry 2015 [7].
- AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 142 (VMAT) [8].

- OIEA Technical Reports Series No. 430, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer [9].

Existen trabajos los cuales son enfocados solo acerca del comisionamiento de los aceleradores como del sistema de planeación los cuales ayudan para entender acerca del Control de Calidad y las pruebas necesarias que se deben realizar posteriores a un comisionamiento y algún tiempo de usar el equipo. Algunos ejemplos son:

- Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM: Accelerator beam data commissioning equipment and procedures [10].
- TG-119 IMRT Commissioning Tests Instructions for Planning, Measurement and Analysis [11].

Los trabajos que se encuentran sobre controles de calidad se basan en ellas.

Existen trabajos como:

- ❖ VMAT testing for an Elekta accelerator

Las pruebas usadas en el artículo son las pruebas mecánicas que se debe realizar al acelerador lineal, las cuales primero deben ser las rutinarias para el dispositivo y complementarlas repitiéndolas, mientras gira el gantry [12].

- ❖ Commissioning and quality assurance of the Pinnacle 3 radiotherapy treatment planning system for external beam photons

Este trabajo se hizo desde el comisionamiento del sistema Pinnacle 3, en cual se tuvieron que realizar a parte de las pruebas que se proponen para este trabajo, las pruebas con el fabricante, la variante es verificar los planes específicos para VMAT pues en las anteriores técnicas a las que se les hacia un control de calidad no se tenía en cuenta la formación de arcos y que la tasa variaría así como la fluencia, dado que en VMAT es continuo el disparo [13].

- ❖ Patient-specific quality assurance method for VMAT treatment delivery

Para lograr un control de calidad para un paciente se basa en evaluación del sistema de planeación, para lograrlo de igual manera hay que ver la discrepancia entre lo generado y lo medido [14]

- ❖ Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification

El cual a pesar de sólo evaluar el maniquí tiene que realizar las pruebas convenientes desde la tomografía del maniquí, verificar que la información trasferida al sistema de planeación, así como generar planes, para después verificar si la dosis entregada es la dosis medida, para evaluar se utilizaron arreglos de cámaras de ionización y películas [15].

2.1 Pregunta de Investigación

¿Desarrollar un protocolo de control de calidad específico para el sistema de planeación de Arcoterapia Volumétrica (VMAT) permitirá garantizar que la dosis prescrita será entregada correctamente?

2.2 Hipótesis

El desarrollo de un protocolo de control de calidad específico para el sistema de planeación de Arcoterapia Volumétrica (VMAT) permitirá garantizar que la dosis prescrita es correctamente entregada mediante pruebas que cubren cada uno de los aspectos de verificación de un plan de tratamiento con la técnica VMAT.

2.3 Objetivos y metas

Objetivo general

Desarrollar un protocolo de control de calidad, consistente en pruebas geométricas, físicas, dosimétricas y mecánicas, con el cual se pueda comprobar que la dosis prescrita sea entregada correctamente con la técnica VMAT en el acelerador ELEKTA SYNERGY y con el sistema de planeación MONACO.

Objetivos específicos

- Realizar pruebas geométricas, físicas, mecánicas y dosimétricas.
- Generar un documento para llevar a cada paso a paso el control de calidad y las soluciones cuando se obtienen datos fuera de la tolerancia.

Metas:

- Realizar pruebas geométricas: posicionamiento, cálculo de longitudes, áreas y volúmenes.
- Realizar pruebas físicas: Calcular las densidades electrónicas relativas y las Unidades Hounsfield.
- Realizar pruebas dosimétricas: Cálculo de dosis absorbida.
- Realizar pruebas mecánicas: Movimiento de las múltihojas, del colimador, giro de gantry.
- Comparar la dosis medida de planes de tratamiento contra la calculada por medio del sistema de planeación.
- Realizar un análisis estadístico para pruebas geométricas, físicas y dosimétricas para verificar si son aceptables.

- Generar un documento que pueda ser empleado como una guía para llevar a cabo el control de calidad del sistema de planeación MONACO en un acelerador lineal ELEKTA SYNERGY.

CAPÍTULO 3: MARCO TEÓRICO

3.1 Interacción de la radiación con la materia

Cuando la radiación incide sobre un material blanco se producen dos efectos: ionización y excitación.

En el caso de la radiación ionizante, predomina el fenómeno de ionización. La forma de interacción de la radiación con la materia depende de las características de la radiación incidente (carga, masa, energía) y del material blanco (densidad, número atómico efectivo).

El aspecto principal de la interacción está dado por la carga de la radiación: si las partículas están cargadas interviene la fuerza electrostática, lo que aumenta la probabilidad de interacción dada la atracción o repulsión de las partículas incidentes con núcleos o electrones del material blanco.

En el caso de partículas no cargadas (fotones o neutrones), la probabilidad de interacción sólo dependerá del choque con núcleos o electrones del material blanco. Otros factores que influyen en la interacción son la energía, la masa y el tamaño de las partículas que componen el haz incidente [16].

Nos enfocaremos en la interacción de las partículas cargadas las cuales tiene 3 tipos de interacciones, las cuales son resultado de la transferencia de energía de los electrones, que imparten esa energía a la materia en muchas interacciones de la fuerza de Coulomb a lo largo de su trayectoria [17].

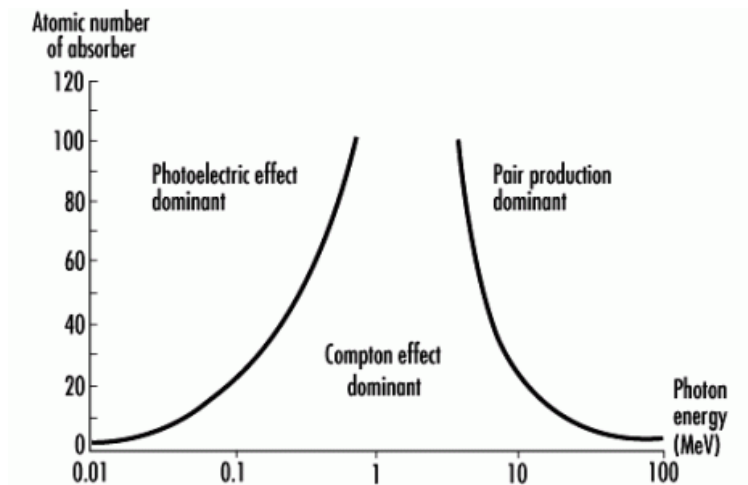


Figura 1. Interacción de la radiación con la materia según su número atómico y la energía (MeV).

3.2 Efecto Compton

Este efecto es el resultado de un fotón de alta energía chocando con un objetivo, que libera electrones enlazados de la capa exterior del átomo o molécula. La radiación dispersa experimenta un desplazamiento de longitud de onda que no se puede explicar en términos de la teoría de ondas clásicas. Probablemente la implicación más importante del efecto es que demostró que la luz no podía explicarse completamente según los fenómenos ondulatorios.

La dispersión Compton es un ejemplo de un tipo de dispersión inelástica de la luz por una partícula cargada. También se produce la dispersión nuclear, aunque el efecto Compton se refiere típicamente a la interacción con electrones [19].

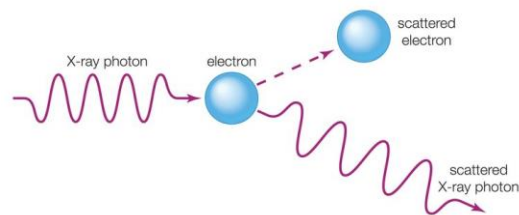


Figura 2. Efecto Compton.

3.3 Efecto fotoeléctrico

Cuando una fuente de luz (generalmente radiación electromagnética) es incidente sobre una superficie metálica, la superficie puede emitir electrones. Los electrones emitidos de esta manera se llaman fotoelectrones (aunque todavía son sólo electrones). Esto se representa en la siguiente imagen [20].

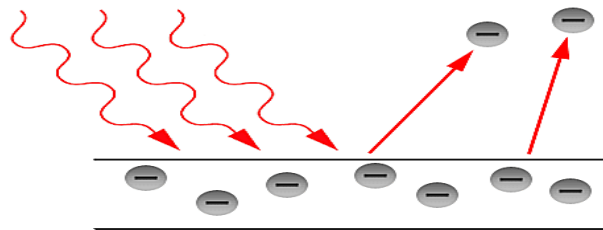


Figura 3. Efecto fotoeléctrico.

3.4 Producción de pares

Una interacción de rayos gamma en la que el rayo gamma, o fotón, se convierte en un electrón y en un positrón cuando el rayo gamma ingresa en el campo eléctrico intenso cercano al núcleo de un átomo. La energía de rayos gamma debe ser igual al menos a la masa en reposo de un electrón y un positrón (1,022 MeV) para que la interacción sea posible. Luego de la producción de pares, el positrón se aniquilará con un electrón, emitiendo dos rayos gamma de 0,511 MeV. La mayor probabilidad de ocurrencia tiene lugar con una energía de rayos gamma superior a 10 MeV, y en un material con un alto número atómico. [21]

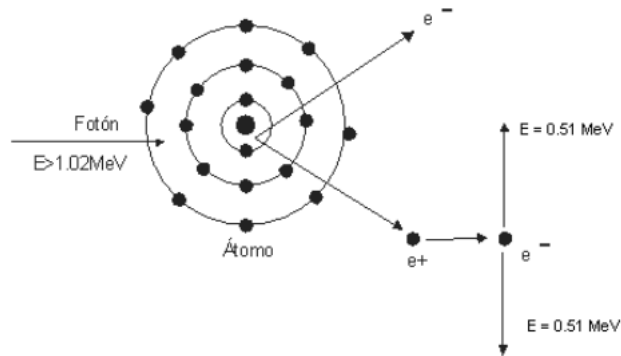


Figura 4. Producción de pares.

3.5 Magnitudes y unidades dosimétricas

3.5.1 Kerma

El Kerma, K , para partículas ionizantes no cargadas, es el cociente $d\bar{E}_{tr}$ entre dm , donde $d\bar{E}_{tr}$ es el promedio de la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por las partículas no cargadas en una masa dm de un material por las partículas no cargadas incidentes en dm así:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm}, \quad \text{Unidad : } \text{Jkg}^{-1} \quad (1)$$

Esta unidad es igual a Gray (Gy).

3.5.2 Exposición

La exposición, X es el cociente de dq entre dm , donde dq es el valor absoluto del promedio de la carga total de los iones de un sólo signo, producida cuando todos los electrones y positrones liberados o creados por fotones, incidiendo en una masa dm de aire seco que son detenidos completamente en aire seco.

$$X = \frac{dq}{dm}, \quad \text{Unidad: } Ckg^{-1} \quad (2)$$

3.5.3 Energía Depositada

La energía depositada ε_i , es la energía depositada en una sola interacción i , así:

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{in} - \varepsilon_{out} + Q \quad (3)$$

Donde ε_{in} es la energía de la partícula ionizante incidente (excluyendo la energía en reposo), ε_{out} es la suma de las energías de todas las partículas cargadas y no cargadas que salen de la interacción (excluyendo la energía en reposo), y Q es el cambio en la energía en reposo de los núcleos y de todas las partículas elementales involucradas en la interacción (*cuando $Q > 0$: Decrece la energía en reposo; cuando $Q < 0$: Incrementa la energía en reposo*).

3.5.4 Energía impartida

La energía impartida ε , en la materia en un volumen dado es la suma de todas energías depositadas en el volumen:

$$\varepsilon = \sum_i \varepsilon_i \quad \text{Unidad: } J \quad (4)$$

Donde la sumatoria se lleva acabo sobre todas las energías depositadas ε_i en ese volumen.

3.5.5 Dosis Absorbida

La dosis absorbida D , es el cociente de $d\bar{\varepsilon}$ entre dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es el promedio de la energía impartida por la radiación ionizante a la materia contenida en una masa dm :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}, \quad \text{Unidad : } Jkg^{-1} \quad (5)$$

Esta unidad es igual a Gray (Gy).

3.6 Radioterapia

Es un tipo de tratamiento oncológico que utiliza las radiaciones para eliminar las células tumorales, en la parte del organismo donde se apliquen (tratamiento local). La radioterapia actúa sobre el tumor, destruyendo las células malignas y así impide que crezcan y se reproduzcan. Esta acción de forma inevitable, también se ejerce sobre el tejido sano próximo al área tumoral ya que la irradiación del tumor debe hacerse con un margen de seguridad alrededor. Estos tejidos según el tipo tienen una variable capacidad de reparación. Por ello es necesario conocer las dosis que son capaces de tolerar para conseguir erradicar el tumor y no lesionar estos tejidos.

La radioterapia se utiliza como tratamiento hace ya más de un siglo. El primer informe de una curación a través de radioterapia data de 1899, poco después de 1895 cuando Roentgen descubre los rayos X. En 1898, Marie Curie descubrió el radio.

3.6.1 Tipos de Radioterapia

- **Braquiterapia.** Es el tratamiento radioterapéutico, que consiste en la colocación de fuentes radiactivas encapsuladas dentro o en la proximidad de un tumor. Se usa principalmente en tumores ginecológicos. Se puede combinar con teleterapia. Se debe aislar al paciente mientras la fuente esté en su lugar.
- **Teleterapia o radioterapia externa.** Es aquella en que la fuente de irradiación está a cierta distancia del paciente en equipos de grandes dimensiones, como son la unidad de Cobalto y el acelerador lineal.

3.6.2 Radioterapia por secuencia temporal

- **Radioterapia exclusiva:** Cuando el único tipo de tratamiento oncológico que recibe el paciente es la radioterapia.
- **Radioterapia adyuvante:** Como complemento de un tratamiento primario generalmente de la cirugía. Puede ser neoadyuvante si se realiza antes de la cirugía, pero sobre todo la adyuvancia es la que se realiza después de la cirugía (postoperatoria).
- **Radioterapia concomitante, concurrente o sincrónica:** Es la radioterapia que se realiza simultáneamente con otro tratamiento, generalmente la quimioterapia, que mutuamente se potencian.

3.6.3 Finalidad de la radioterapia

- **Radioterapia radical o curativa:** Es la que emplea dosis de radiación alta, próxima al límite de tolerancia de los tejidos normales, con el objetivo de eliminar el tumor.

- **Radioterapia paliativa:** En este tipo se emplean dosis menores de radiación, suficientes para calmar o aliviar los síntomas del paciente con cáncer, con una planificación sencilla, corta duración del tratamiento y con escasos efectos secundarios.

3.7 Técnicas de Radioterapia

3.7.1 Radioterapia 2D

2D o radioterapia convencional, se usan películas de rayos X para determinar la mejor manera de posicionar los haces de radiación con el fin de tratar adecuadamente los tumores. Por lo general, una máquina llamada simulador de fluoroscopia, se utiliza para planificar los tratamientos de radiación. Los huesos que se ven en la radiografía se utilizan como puntos de referencia para determinar dónde se encuentra el tumor y dónde colocar los haces de radiación alrededor del paciente con el fin de tratar el tumor. Este tipo de tratamiento se reserva generalmente para tratamientos urgentes.

3.7.2 Radioterapia conformacional 3D

Con las mejoras en la calidad de imagen de TC. La ventaja de la terapia guiada por TC en comparación con la terapia convencional es que la terapia guiada por TC permite que el tumor y los órganos normales que se definirán en tres dimensiones, en lugar de utilizar la imagen "plana" de una placa de rayos x. En este tipo de terapia, un CT o PET escanear, a menudo referido como una "simulación", se obtiene de la persona en la posición que van a ser tratados. El tumor se describe a continuación en tres dimensiones en la tomografía computarizada. Los órganos normales que se encuentran cerca del tumor y deben ser evitados también se describen en 3D. Los haces son entonces dirigidos para evitar mejor los órganos normales, para la entrega de una dosis óptima de radiación al tumor. Las aplicaciones informáticas se utilizan para calcular la cantidad de radiación que reciben el tumor y los tejidos normales, con el fin de asegurar que todas las partes del tumor son tratadas adecuadamente, mientras que los órganos sanos reciben la menor dosis de radiación posible. Los haces de radiación a continuación se pueden ajustar sobre la base de estos cálculos para optimizar aún más la dosis para el tumor y minimizar la dosis en los órganos normales. Además de posicionar de manera óptima los haces, el haz de radiación se forma con uno de dos mecanismos, bloques Cerrobend o colimadores múltihojas.

3.7.3 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)

IMRT es otra manera de entregar los mismos fotones para tratar un tumor, pero con el potencial de reducir las altas dosis de radiación que reciben las estructuras

sanas. Similar a la terapia conformal 3D, el tumor y los órganos normales se describen en la CT con 3-dimensional de la información. Múltiples haces están colocados en varios puntos alrededor de la persona para entregar de manera óptima la radiación. Sin embargo, en IMRT, los haces se dividen en un patrón de rejilla. El software especial se utiliza para determinar el mejor patrón de haces elementales; la ventaja de suministrar radiaciones como haces elementales para formar estos patrones es que se obtiene un control muy preciso de la radiación, que puede ser utilizado cuando un tumor está en una posición difícil de tratar.

Las desventajas de la IMRT son que puede tomar más tiempo para planificar el curso del tratamiento y entregar el tratamiento diario de la terapia conformal 3D debido a las numerosas formas se requieren las hojas para formar; además, debido a que muchos pequeños beamlets están siendo utilizados, la dosis de radiación de ir al tumor puede no ser tan uniforme como normalmente se ve con terapia conformal 3D. Una de las desventajas de la utilizar un mayor número de haces para dar forma a la radiación es que mientras que los órganos normales se ahorran altas dosis de radiación, un mayor volumen de órganos sanos recibe una dosis baja de radiación.

Un tipo adicional de IMRT que se ha desarrollado en los últimos años se conoce como Arcoterapia Volumétrica (VMAT) [22].

3.7.4 Radioterapia guiada por imagen (IGRT)

Durante el tratamiento con IGRT, escáneres de imágenes se repiten. Las exploraciones se procesan por el software de ordenador para identificar cambios en el tamaño y la ubicación de un tumor para permitir los cambios en la posición del paciente y / o la dosis de radiación planeada. Esta repetición de formación de imágenes puede aumentar la precisión del tratamiento de radiación y disminuir la cantidad de radiación para el tejido normal circundante [23].

3.7.5 Arcoterapia Volumétrica (VMAT)

VMAT: **Arcoterapia Volumétrica** es una técnica de tratamiento basada en la administración de la radiación de manera adaptada a la geometría de la lesión, proporcionando mayores cantidades de dosis a las zonas con mayor actividad tumoral y protegiendo de modo más eficiente los órganos de riesgo circundantes a la lesión.

VMAT:

- ❖ Modula la fluencia
- ❖ La tasa de dosis varía
- ❖ Giro de gantry
- ❖ Acorta el tiempo de irradiación

Proporciona una distribución de dosis 3D precisamente esculpido con una rotación de 360 grados del gantry en un tratamiento único o múltiple-arco; incluso sub-arcos, mientras que el haz de rayos X es continuo. A diferencia de los tratamientos de IMRT convencionales, durante los cuales la máquina debe girar varias veces alrededor del paciente o hacer paradas repetidas y comenzar a tratar el tumor desde una variedad de ángulos diferentes, VMAT / RapidArc puede administrar la dosis a la totalidad del tumor en un giro de 360 grados, por lo general en menos de dos minutos por arco.

Es posible gracias a un algoritmo de planificación del tratamiento que cambia simultáneamente tres parámetros (grados de libertad) durante el tratamiento:

- Velocidad de rotación del gantry.
- Forma de la abertura de tratamiento: el uso del movimiento de las hojas colimador múltiplehojas (MLC) y la orientación MLC.
- Tasa de dosis de entrega.

VMAT es capaz de ofrecer planes de tratamiento equivalente a la IMRT en términos de la conformidad y homogeneidad de destino, mientras que exhiben reducciones significativas en la dosis a las estructuras críticas así como reducción del tiempo de tratamiento y Unidades Monitor por fracción [24] [25].

3.8 Sistemas de planeación

Sistema computarizado que es capaz de generar distribuciones de dosis (isodosis) en pacientes. El objetivo es la optimización de la distribución en el tumor, reduciendo al mínimo la dosis en el tejido normal para disminuir la toxicidad y efectos adversos.

Requerimientos del sistema de planificación:

- Aceptar distintos tipos de datos de entrada y darles un arreglo común de voxels.
- Convertirlos luego en un único sistema común de referencia.
- La capacidad del planificador al utilizar las imágenes debe ser independiente del origen de las mismas [26].

3.8.1 Unidades monitor

Es la cantidad de carga registrada en la cámara de ionización montada en la cabeza del acelerador lineal que se correlaciona con una dosis de 1cGy suministrada. Esta es una medida importante, ya que la salida del acelerador lineal sólo se puede leer en carga pasando a través de la cámara de ionización.

Las condiciones de referencia difieren entre los departamentos y la cantidad de carga en la cámara de ionización que para el Linac representa 1cGy. Por lo tanto 1 MU se utiliza para estandarizar las máquinas de tratamiento dentro de un centro de radioterapia.

3.8.2 Unidades Hounsfield

Expresa de forma numérica, por cada centímetro y para cada tejido que atraviesa, la atenuación en la intensidad que experimenta el haz de rayos, desde que sale por la ranura del tubo hasta que llega atenuado a la bandeja de los detectores que se dispone en el polo opuesto.

Se elaboró una escala comparativa; donde fue ordenando todos los tejidos según su mayor o menor capacidad de atenuación y les fue asignando un número, un coeficiente de atenuación. Los más densos, como los huesos absorbían más cantidad de rayos y por ese motivo tenían un coeficiente de atenuación elevado en la escala elaborada por Hounsfield.

Para elaborar esta escala tomó como referencia la atenuación que producía el agua sobre un haz de rayos y le atribuyó el valor cero (o UH). Donde la escala va +1000 a -1000

El número obtenido de la siguiente ecuación es la unidad Hounsfield es traducido como número CT:

$$\text{Número}_{CT} = \frac{\mu_{\text{objeto}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 1000 \quad (6)$$

Donde μ es coeficiente de atenuación y el objeto puede ser cualquier objeto: metal, tejido, agua, etc.

3.8.3 Sistema de planeación MONACO

MONACO es un sistema de planeación que puede manejar planes complejos y distribución de dosis disponible en una rotación con sus capacidades de modulación de dosis altas. Sus algoritmos son Monte Carlo, Collapsed Cone y Pencil Beam.

Se puede importar un plan de cualquier sistema de planificación de tratamiento y recalcular con Monte Carlo para una revisión secundaria.

Beneficios:

Ahorra tiempo - planificar múltiples pacientes y crear múltiples plantillas dentro de un único plan activo.

Reducir el tiempo de contorno usando optimizadores avanzado; navegar fácilmente el flujo de trabajo de planificación con una única interfaz de usuario

3.9 Control de calidad

El control de calidad se define como el cumplimiento de la totalidad de las características y herramientas de un producto o servicio que tienen importancia en relación con su capacidad de satisfacer ciertas necesidades dadas, permanece como pilar de cualquier modelo de gestión que busque su total desempeño [27].

3.9.1 Controles de calidad para sistema de planeación

Para un sistema de planeación son necesarias pruebas de aceptación, control y comisionamiento, es decir, una serie completa de pruebas de funcionamiento que se tienen que realizar antes de usar el TPS para el tratamiento de pacientes. Sirven para garantizar un uso seguro del sistema en una clínica específica, sino que también ayudan al usuario en la apreciación de las posibilidades del sistema y la comprensión de sus limitaciones. Para llevar a cabo un control de calidad es necesario contar con una buena formación, así como la disponibilidad de procedimientos de control de calidad bien documentados, ya que, tiene un gran impacto en la prevención de errores de planificación.

Los informes proporcionan recomendaciones sobre aspectos específicos de control de calidad de un TPS, tales como la descripción anatómica, descripción y haz los cálculos de dosis [28].

3.10 Tomógrafo

Aparato radiográfico que permite obtener imágenes de tejidos corporales por capas y a distintas profundidades.

Las imágenes en un tomógrafo computado se obtienen mediante la emisión y captación de rayos X. En el caso de las tomografías, la fuente emisora de rayos X y los detectores, van girando alrededor del paciente. A medida que giran, los detectores van captando imágenes del cuerpo desde diferentes ángulos. Toda esa información es procesada por una computadora y transformada en una imagen de ese sector del cuerpo o “rodaja”.

Luego la camilla donde se encuentra acostado el paciente se mueve y comienza un nuevo proceso de captación de imágenes en una nueva “rodaja”.

Los equipos modernos son capaces de analizar toda la información y con la misma reconstruir imágenes tridimensionales, mostrar otros cortes diferentes al axial (sagital, coronal) o incluso suprimir ciertos tejidos para permitir visualizar mejor otros [29].

3.11 Acelerador lineal

Un acelerador lineal es un dispositivo que utiliza alta radiofrecuencia de ondas electromagnéticas para acelerar partículas cargadas, usualmente electrones, a altas energías en una trayectoria lineal, dentro de un tubo, llamado guía de ondas. Posteriormente, se permite que estos electrones choquen con un blanco de metal pesado. Como resultado de estas colisiones, se producen rayos-X de alta energía (fotones). Estos fotones de alta energía serán dirigidos al tumor del paciente y salen con cierta forma del LINAC para ajustarse a la geometría del tumor.

La radiación se puede administrar al tumor desde cualquier ángulo girando el gantry y moviendo la camilla de tratamiento [30].

3.12 Acelerador Elekta

El primer acelerador lineal para llevar la orientación de la imagen 3D en el proceso de configuración de tratamiento. El sistema está equipado con herramientas de imagen que ayudan a los médicos a visualizar el tumor y el tejido normal, y su movimiento entre y durante las fracciones. La integración de esta tecnología en el gantry Elekta Synergy permite a los médicos realizar las imágenes con el paciente en la posición de tratamiento y en el momento de tratamiento, para optimizar la configuración del paciente antes y durante la terapia.

Las herramientas de imágenes incluyen 2D, 3D y 4D volumétrica de imágenes de haz cónico para la visualización de los tejidos blandos; 2D en tiempo real, imagen fluoroscópica similar para los objetivos que se mueven con frecuencia; y formación de imágenes 2D kV para la imagen planar estándar y ortogonal. Elekta Synergy también cuenta con campo de ultra bajo sofisticado para dar forma con un colimador múltihojas totalmente integrado, además de un tamaño de campo de 40 x 40 cm sin interrupción para simplificar y perfeccionar el tratamiento de los objetivos de mayor campo [31].

3.13 Índice Gama

Es un método de evaluación para la comparación entre las distribuciones de dosis absorbidas medidas y calculadas.

Dicho índice analiza la diferencia de dosis obtenida para cada posición en la región que se desea examinar, si se denomina D' a la distribución a comparar con la distribución de referencia D en la posición (x,y,z) :

$$\Delta D(x, y, z) = D(x, y, z) - D'(x, y, z) \quad (7)$$

Valores de D mayores a D' indica que existen una sobredosis en esa posición, o D menores muestran un subdosificación. Al evaluar cada posición dentro de la región

examinada se puede obtener una distribución de diferencias de dosis. Se emplea un análisis basado en la distancia entre puntos que presentan el mismo valor de dosis en la distribución de referencia y la distribución a analizar, este criterio es conocido como el DTA por sus siglas en inglés (distance to agreement). Si los puntos se encuentran dentro de un radio de tolerancia, pasan el criterio de aceptación, de lo contrario (fallan). Las regiones que falla ambos análisis con criterios preestablecidos pueden ser identificadas en la distribución.

La función (Γ) determina punto a punto la distancia espacial de a distribución de referencia (TPS) y la distribución medida. Las distancias espaciales y las diferencias de dosis son normalizadas por los criterios de aceptación (valor de tolerancias) correspondientes a cada una. En este sentido, el índice gama es la mínima distancia Euclidiana en el espacio dosis-distancia normalizadas entre un punto de la distribución de referencia y los de la distribución bajo el análisis:

$$\gamma_{D_T D_R}(x) = \min_y \left\{ \sqrt{\frac{(x-y)^2}{\delta^2} + \frac{(D_T(x) - D_R(y))^2}{\Delta D^2}} \right\} \quad (8)$$

La ecuación forma un elipsoide en el espacio dosis-distancia centrada en el punto de la distribución x que se analiza. Si algún punto de la distribución de referencia cae dentro de este elipsoide [32].

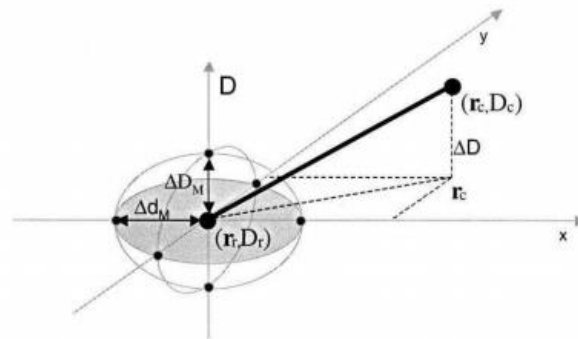


Figura 5. Índice Gama.

CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA

4.1 Material

Este proyecto de tesis se realizó en su totalidad en el Centro de Cáncer del Centro Médico ABC (Observatorio) en la Unidad de Radioterapia. Se hizo uso de:

- Sistema de planeación MONACO 5® ELEKTA
- Tomógrafo General Electric (16 cortes)
- Acelerador Lineal SYNERGY ELEKTA
- Maniquí QUASAR™ Multi – Purpose Body Phantom
- Maniquí ArcCHECK® Phantom Sun Nuclear
- Maniquí Octavius 729 PTW
- Nivel de burbuja
- Inclinómetro digital

4.2 Métodos

Se realizaron diferentes pruebas que son esenciales para el análisis para llevar a cabo el control de calidad. Estas, se dividen en:

- Pruebas Geométricas: Verifican que el sistema de planeación es capaz de reproducir la geometría real del objeto en el tomógrafo.
- Pruebas Físicas: Determinan las características de cada material. Se midió el coeficiente de atenuación en tomografía, densidad electrónica relativa y unidades Hounsfield.
- Pruebas Mecánicas: Verifican que el acelerador es capaz de reproducir el plan de tratamiento. Considerando que para un tratamiento de VMAT gira el gantry, es necesario realizar ciertas pruebas para corroborar el funcionamiento mecánico del equipo.
- Pruebas Dosimétricas: Permiten la evaluación de la distribución de dosis en un paciente, y las unidades monitor entregadas.

Una vez realizadas las pruebas anteriores, se comparó la dosis calculada (sistema de planeación) contra la dosis medida con los maniquís ArcCheck y Octavius 729.

Por último, se generó un documento con la descripción detallada de cada una de las pruebas, así como las soluciones a los problemas que puedan surgir al no obtener las tolerancias permitidas por los estándares internacionales.

4.3 Procedimientos

Las pruebas se dividieron en dos partes aquellas que son en relación del tomógrafo (General Electric) junto con el sistema de planeación MONACO, las geométricas y físicas; en las cuales se hará uso del maniquí Quasar.

Las geométricas para verificar si el sistema de planeación reproduce la geometría real de los objetos/pacientes de aquellos que fueron captados por el tomógrafo.

Estas dos pruebas dependen del tomógrafo y como se reproduce en el sistema de planeación, por lo que se tomó para ambos casos una tomografía computarizada.

En dichas pruebas interesa sólo la geometría, entonces, se usará aquellas barras de acrílico, cilindros de acrílico, anillo de densidad, los cubos de diferentes tamaños.

Es importante el posicionamiento, por lo que es necesaria la alineación del maniquí con los láseres, para el análisis posterior que sería la identificación en el sistema de planeación.

Después de colocar el maniquí se realiza un escaneo de longitud completa, para obtener imágenes transversales y finalmente enviar las imágenes al sistema de planeación.

Una vez que son transferidas las imágenes se debe medir la altura y espesor del maniquí, verificar que en los cortes se aprecien las barras, y que el orden de los objetos esté en espejo (izquierda a derecha).

Para corroborar el volumen que se visualiza en el sistema de planeación se utilizó la información de los cubos, barras y esferas, midiendo las geometrías se obtuvo el volumen de ellas y cada una de las medidas, tanto de la altura y espesor del maniquí, como el área y volumen se comparó con las medidas otorgadas en el manual del fabricante.

Las pruebas físicas determinan las características de cada material, las cuales permiten saber si el sistema de planeación es capaz de distinguir entre cada material por ejemplo hueso, tejido, etc.

Por lo que es necesario de nuevo posicionar al maniquí de acuerdo con los láseres, para este caso se hizo un barrido completo, así como imágenes transversales. Para ser comparado en el sistema de planeación contra las Unidades Hounsfield.

En la segunda parte de pruebas, se realizaron pruebas Mecánicas las cuales permiten verificar el buen funcionamiento del acelerador lineal las cuales se basan en las guías internacionales. Para este caso se verificó con las pruebas rutinarias y complementarla con aquellas que se recomiendan para la técnica VMAT.

Tabla 1. Pruebas mecánicas para verificar el acelerador lineal.

Prueba	Descripción	Tolerancia
Precisión angular del gantry	Medición del ángulo de gantry para ángulos cardinales usando nivel.	1°
Exactitud del colimador	Medición de ángulos cardinales del colimador con nivel.	1°
MLC posición exacta de la hoja	Para todos los ángulos	Menor a 1mm
Velocidad de gantry	Registrar las velocidades de rotación definida por el usuario, así como secuencias de puntos en un archivo de plan DICOM.	Depende del TPS
Componente de Hoja	En el isocentro, a través y entre la hoja de fuga.	1mm
Prueba de precisión de rotación	Componente sincronización	1°
Posición de la hoja	Sector con alta tasa y una hoja que no se mueva , posteriormente que se muevan	0.5%

Tabla 2. Pruebas dosimétricas.

Prueba	Descripción	Tolerancia
Cambios en la tasa de dosis	Plan con un arco el cual se divide en sectores angulares con alternancia. Segmentos largos.	2%.
Salida	Campo de 10 x 10 con 4000 UM , distribuidos en 4 intervalos , entregado a 360°	0.5%
Linealidad de salida y reproductibilidad y tasa de dosis nominal	Se debe suministrar UM=2, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000.	Linealidad 1%, Reproducibilidad 0.5%
Dependencia de dosis precisión de salida	Salida de un campo de 10 x 10 a 5 tasa de dosis incluyendo el mínimo y el máximo	5%
Interrupción una prueba:	Capacidad de reanudar el tratamiento tras la interrupción de un haz	Menor 85%
De extrema a extremo en paciente	Verificar el tratamiento de cada paciente	90% Δ 95%

Cada una de las pruebas tiene ciertas tolerancias según las guías internacionales.

Pruebas dosimétricas: Evalúan la distribución de dosis, así como las unidades monitor que fueron entregadas.

El propósito es simular como se entregaría a un paciente la dosis, por lo que se hizo uso del maniquí ArcCheck. Se simularon los pasos que se siguen en un paciente, tomando una tomografía y realizando diferentes planeaciones de tratamiento.

Al igual que en las pruebas anteriores hay que colocar el maniquí en cierta posición para alinear con los láseres del tomógrafo.

Después de alinear, se obtuvo un escaneo de longitud completa e imágenes transversales y posteriormente se envió al sistema de planeación.

Se generó un plan a partir de las imágenes de la tomografía y una vez generado el plan de tratamiento, se simuló una sesión de tratamiento con el maniquí.

Donde se colocó el maniquí sobre la mesa de tratamiento y alineó con los láseres, se adquirieron las medidas a través del ArcCheck y Octavius 729, en conjunto con el sistema que lo maneja para compararse con los cálculos obtenidos por el sistema de planeación.

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

En este capítulo se presentan y analizan los datos que fueron obtenidos mediante las pruebas geométricas, físicas, mecánicas y dosimétricas. A partir del análisis se desarrollará el protocolo de control de calidad.

5.1 Pruebas Geométricas

Las pruebas geométricas son aquellas en las que se midió la altura, anchura, áreas y volúmenes a través del maniquí QUASAR. Cada medición se realizó 6 veces y los resultados se muestran como el promedio de dichas mediciones. El volumen es obtenido directamente del sistema de planeación, el cual va designado por el contorno final. Así mismo sus cifras significativas las da en automático el sistema, para la parte correspondiente al área y las alturas se deben obtener de forma manual por medio de una herramienta con la que cuentan los sistemas de planeación que es una regla.

Las pruebas se hicieron de forma manual, así como por escala de grises para el delineado automático, para el contorno manual en MONACO su definición en esquinas irregulares no es tan precisa. Y la forma automática se pinta de acuerdo con la selección que se haga.

5.1.1 Mediciones Lineales

A continuación, se muestra las tablas 3 y 4, donde la primera de ellas contiene las medidas promedio tanto para el contorno manual así como el obtenido por medio de la herramienta Threshold. En esta parte de las medidas líneas se concentraron en el ancho y alto del maniquí QUASAR.

Tabla 3. Mediciones lineales de Quasar.

	Contorneo Manual (cm)	Contorneo Threshold (cm)	Valor real (cm)
Ancho	29.91	29.96	30
Alto	19.96	19.98	20

Tabla 4. Diferencia del valor real y el valor medido.

	Contorneo Manual (%)	Contorneo Threshold (%)
Ancho	0.30	0.13
Alto	0.20	0.10

La diferencia encontrada se encuentra dentro del rango esperado pues la diferencia no debe exceder del 1%.

Las desviaciones estándar para el ancho y el alto fueron las siguientes:

Para contorneo manual:

$$\begin{aligned} S_{ancho} &= 0.04 \\ S_{alto} &= 0.02 \end{aligned}$$

Para contorneo Threshold:

$$\begin{aligned} S_{ancho} &= 0.02 \\ S_{alto} &= 0.01 \end{aligned}$$

La figura 6 muestra la foto del maniquí QUASAR en esta sección con los insertos de las diferentes figuras que son necesarias para llevar a cabo el resto de las pruebas geométricas tanto de las medidas superficiales, así como de las medidas volumétricas. Mientras la figura 7 muestra la forma en cómo se visualiza el mismo arreglo visto desde el sistema de planeación MONACO.



Figura 6. Maniquí Quasar.

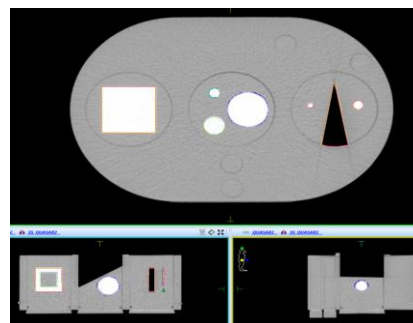


Figura 7. Estructuras contorneadas en MONACO.

5.1.2 Mediciones Superficiales

Para las medidas superficiales con el arreglo anterior de igual manera se tomaron los valores promedio, pero, para obtener el área (cm²) de cada uno de las figuras del inserto. Donde la primera es por medio del contorno manual y la segunda tabla con la herramienta Threshold.

Tabla 5. Mediciones superficiales con contorno manual.

Área cm ²			
Inserto	Promedio	Valor real	Diferencia %
5 rod	0.197	0.2	1.5
10 rod	0.801	0.78	2.7
Acrylic	8.89	9	1.2
Derlin cube	24.7	25	1.2
Wedge	7.84	8	2
Derlin cube 2	15.69	16	1.94

Tabla 6. Mediciones superficiales con la herramienta Threshold.

Área cm ²			
Inserto	Promedio	Valor real	Diferencia %
5 rod	0.198	0.2	1
10 rod	0.79	0.78	1.3
Acrylic	8.91	9	1
Derlin cube	24.8	25	0.8
Wedge	7.91	8	1.13
Derlin cube 2	15.77	16	1.44

La recomendación para las pruebas superficiales es no ser mayor a 2%.

Las desviaciones estándar de las medidas anteriores son:

Contorneo Threshold:

$$\begin{aligned}
 S_{5rod} &= 0.001 \\
 S_{10rod} &= 0.009 \\
 S_{acrylic} &= 0.038 \\
 S_{derlin\ cube} &= 0.147 \\
 S_{wedge} &= 0.040 \\
 S_{derlin\ cube\ 2} &= 0.094
 \end{aligned}$$

Contorneo manual:

$$\begin{aligned}
 S_{5rod} &= 0.002 \\
 S_{10rod} &= 0.009 \\
 S_{acrylic} &= 0.046
 \end{aligned}$$

$$S_{derlin\ cube} = 0.172$$

$$S_{wedge} = 0.060$$

$$S_{derlin\ cube\ 2} = 0.128$$

5.1.3 Mediciones Volumétricas

Las siguientes tablas muestran las mediciones volumétricas con la misma base que las medidas anteriores. De las tablas 7 y 8, contorneo manual y Threshold respectivamente.

Tabla 7. Mediciones volumétricas con contorneo manual.

Volumen cm³			
Inserto	Promedio	Valor real	Diferencia %
5 rod	0.97	0.98	1.02
10 rod	3.93	3.9	0.77
Acrylic	27.1	27	0.37
Big sphere	33.53	33	1.61
Derlin cube	125.01	125	0.01
Medium sphere	4.22	4.2	0.48
Small sphere	0.51	0.52	1.92
Wedge	46.1	46	0.22
Derlin cube 2	97.94	98	0.06

Tabla 8. Mediciones volumétricas con contorneo Threshold.

Volumen cm³			
Inserto	Promedio	Valor real	Diferencia %
5 rod	0.99	0.98	1.02
10 rod	3.91	3.9	0.26
Acrylic	26.88	27	0.44
Big sphere	33.53	33	1.61
Derlin cube	125.1	125	0.08
Medium sphere	4.23	4.2	0.71
Small sphere	0.53	0.52	1.92
Wedge	45.8	46	0.43
Derlin cube 2	97.87	98	0.13

De igual manera esta prueba no debe ser mayor a 2%.

Desviaciones estándar:

Contorneo Manual:

$$\begin{aligned}S_{5rod} &= 0.014 \\S_{10rod} &= 0.017 \\S_{acrylic} &= 0.082 \\S_{big\ sphere} &= 0.215 \\S_{derlin\ cube} &= 0.008 \\S_{medium\ sphere} &= 0.012 \\S_{small\ sphere} &= 0.015 \\S_{wedge} &= 0.082 \\S_{derlin\ cube\ 2} &= 0.025\end{aligned}$$

Contorneo Threshold:

$$\begin{aligned}S_{5rod} &= 0.009 \\S_{10rod} &= 0.009 \\S_{acrylic} &= 0.050 \\S_{big\ sphere} &= 0.215 \\S_{derlin\ cube} &= 0.082 \\S_{medium\ sphere} &= 0.015 \\S_{small\ sphere} &= 0.021 \\S_{wedge} &= 0.160 \\S_{derlin\ cube\ 2} &= 0.054\end{aligned}$$

5.2 Pruebas Físicas

Dichas pruebas fueron igual realizadas con el maniquí Quasar, en el cual se cambió el inserto por un anillo de densidades, que contiene materiales como pulmón, hueso trabecular, hueso denso, material equivalente a agua y polietileno (Figura 8). Los anillos de densidades se contornearon de forma manual, así como de la herramienta Threshold (Figura 9).



Figura 8. Inserto de densidades Quasar.

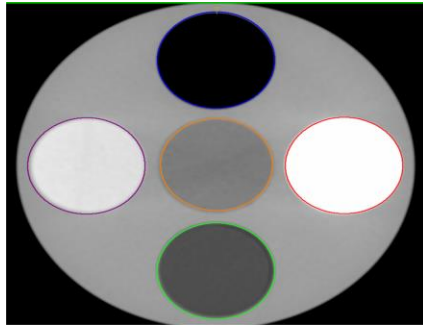


Figura 9. Estructura de densidades contorneadas en MONACO.

El sistema de planeación MONACO da como información las Unidades Hounsfield o número CT, así como la densidad electrónica (Figura 10).

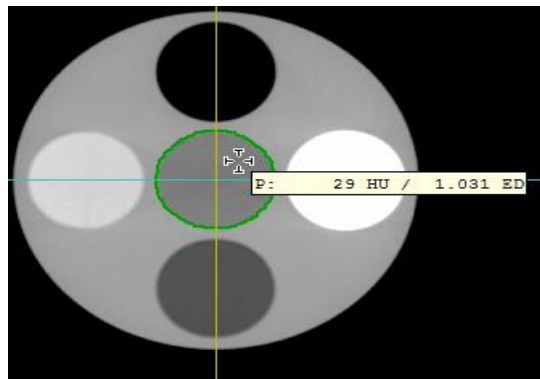


Figura 10. Ejemplo de información obtenida de MONACO.

Para esta prueba las mediciones no solo se tomaron en un mismo punto. En la Figura 10, se puede ver que para tomar la medida pareciera que se divide en cuadrantes en dicha figura se alcanza a ver que al menos en donde se encuentra un cursor en forma de cruz en ese caso aparece cierto valor para las Unidades Hounsfield y la densidad electrónica. En ese caso se tomaron 5 valores en cada cierto corte, fueron los de los cuadrantes y el valor central. De las mencionadas mediciones los resultados fueron los siguientes:

Tabla 9. Mediciones UH con contorno manual.

Material	# CT Obtenidos	# CT Teórico	Diferencia %
Pulmón	-718	-700	2.6
Hueso Trabecular	243.1	250	2.8
Hueso Denso	718.1	700	2.6
Equivalente al agua	23.9	25	4.4
Polietileno	-72	-70	2.9

Tabla 10. Mediciones UH con contorno Threshold.

Material	# CT Obtenidos	# CT Teórico	Diferencia %
Pulmón	-719.3	-700	2.8
Hueso Trabecular	243.8	250	2.5
Hueso Denso	718.7	700	2.7
Equivalente al agua	24.1	25	3.6
Polietileno	-69	-70	1.43

Cabe mencionar que para esta prueba no sólo se toma en cuenta la diferencia porcentual no mayor a 5%, sino también la diferencia de Unidades Hounsfield, la cual no debe exceder en ± 20 UH.

Para la siguiente sección de esta misma prueba física se hace una comparación de la densidad electrónica aquella que es obtenida por medio del sistema de planeación, aplicando el mismo método de los cuadrantes y medida central. Para ser comparada contra la densidad electrónica proporcionada por el fabricante del maniquí QUASAR.

Tabla 11. Densidad electrónica con contorno manual.

Material	ED (TPS)	ED (QUASAR)	Diferencia %
Pulmón	0.256	0.253	1.19
Hueso Trabecular	1.08	1.09	0.92
Hueso Denso	1.383	1.362	1.54
Equivalente al agua	1.012	1.007	0.50
Polietileno	0.942	0.945	0.32

Tabla 12. Densidad electrónica con contorno Threshold.

Material	ED (TPS)	ED (QUASAR)	Diferencia %
Pulmón	0.255	0.253	0.79
Hueso Trabecular	1.1	1.09	0.92
Hueso Denso	1.371	1.362	0.66
Equivalente a agua	1.016	1.007	0.89
Polietileno	0.946	0.945	0.11

5.3 Pruebas Mecánicas

Estas pruebas son fundamentales debido a la técnica implementada para este control de calidad, las pruebas fueron antes mencionadas en el capítulo 4 (Tabla 1).

Algunas de las pruebas son requerimiento para la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias como verificaciones mensuales que se realizan al acelerador lineal, con el propósito de garantizar la calidad.

Las pruebas que corresponden a la precisión de colimador y mesa se llevan a cabo por medio de un arreglo de acrílicos, una placa radiográfica, agua sólida y aguja.

Para dichas pruebas se forma una estrella debido a la exposición de la placa radiográfica.

5.3.1 Prueba Giro de mesa (precisión en la rotación) y giro de colimador

El campo de 2 de las pruebas es de las siguientes dimensiones: $Y=0.6$, $X=20$, para estas dichas pruebas, se coloca la mesa de tratamiento a SSD: 100, el gantry a 0° , a una energía de 6 MeV, aplicando 100 UM, encima de la placa radiográfica un 1 cm de agua sólida.

Para verificar el giro de mesa se debe empezar con gantry en 0° como se mencionó, con un colimador en 0° , se el giro inicial de la mesa es de 270° , le siguen los giros de 300° , 330° , 0° , 30° y finalmente 60° . La diferencia encontrada en esta prueba fue menor a 1mm.

La siguiente imagen (Figura 11) muestra el resultado de dicha prueba.

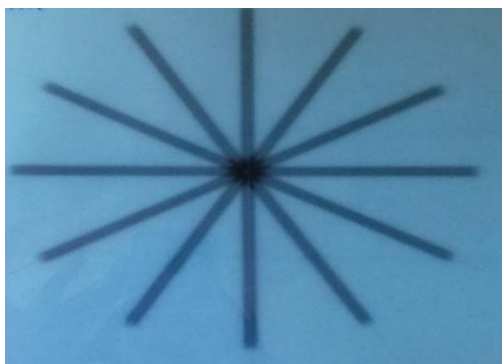


Figura 11. Prueba giro de mesa.

Para prueba de giro de colimador aplica las mismas instrucciones que para la de mesa, con la diferencia que la mesa debe estar a 0° , el primer giro de colimador es 0° , los siguientes son: 30° , 60° , 90° , 120° y finalmente 150° . El resultado obtenido fue de 1mm el cual se muestra a continuación. (Figura 12).

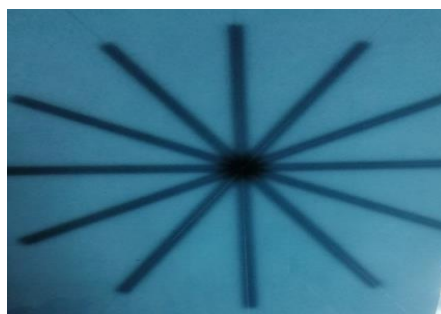


Figura 12. Prueba de giro de colimador.

Las pruebas antes mencionadas, son reveladas y para su análisis, se basa en medir las franjas de la estrella, debido al tamaño de campo el ancho de las franjas debe ser de 0.6, se mide con una regla, en ocasiones debido a la penumbra pueden medir hasta un 1 mm más, entonces se marca a la mitad de la franja un punto así en cada fragmento de la estrella, en cada una de las pruebas se marca un punto en el centro por ese centro pasarán las líneas que se marcarán a partir de las marcas de la mitad. Y se mide la desviación la cual no debe ser mayor a 2mm.

5. 3. 2 Prueba de giro de gantry

Para esta prueba las dimensiones son $y=20$, $x=0.6$, la mesa a 0° , colimador a 0° . En este caso las placas van en forma vertical, sostenidas por placas de agua sólida, justo en medio de los acrílicos, dado que los acrílicos están en vertical. El giro de gantry comienza en 0° , posteriormente 30° , 60° , 90° , 120° y finalmente 150° . Se aplican 300 UM, energía de 6MeV. El resultado fue el siguiente: (Figura 13)

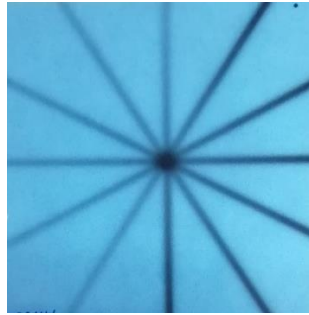


Figura 13. Prueba giro de gantry.

Para la siguiente prueba que corresponde a coincidencia de haz es necesario un campo de 10 x 10, gantry, mesa, colimador a 0°. Con SSD = 100 cm sobre la mesa, con un lápiz marcar la apertura del campo. Pinchar los extremos de la apertura. El arreglo de la prueba, así como de la prueba se muestran a continuación: (Figura 14, 15).

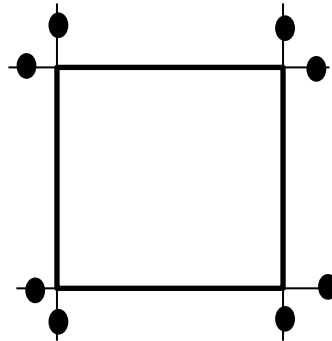


Figura 14. Arreglo de puntos de prueba coincidencia de haz.

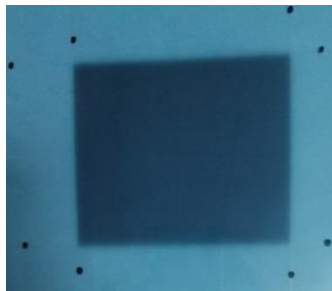


Figura 15. Resultado de prueba coincidencia de haz.

La siguiente prueba es la de tamaño de campo de 10 x 10, para ella se necesita gantry, colimador y mesa en 0°, al igual que en las pruebas anteriores, se hace uso de las placas radiográficas y un centímetro de agua sólida, se centra la placa, se abre un campo de 10 x 10, el disparo que recibe debe ser de 100 UM, SSD=100 cm y energía de 6MV. Existe un arreglo de puntos el cual se muestran a continuación (Figura 16):

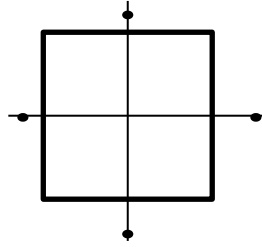


Figura 16. Arreglo de puntos de prueba tamaño de campo.

La figura que se muestra enseguida (Figura 17) es el resultado de la prueba y como se ve después de revelarse.

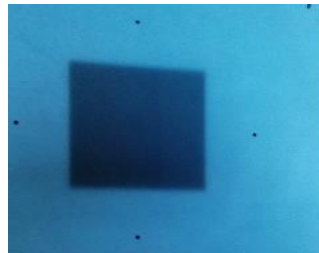


Figura 17. Resultado de la prueba tamaño de campo.

Para las pruebas antes mencionadas, así como ilustradas, se midieron y se encontraron con $\Delta < 2$ mm de desviación, lo cual está dentro de los límites estipulados.

5.3. 3 Precisión angular del gantry

Esta prueba se midió por medio de los puntos cardinales (la posición del gantry en los 4 puntos $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$). Por medio de un nivel digital que es con el que tomaron las mediciones, para esta prueba en los 4 puntos, como se muestra en la Figura 18, el gantry, en este caso se posiciona a 0° , se coloca sobre la gantry para que pueda medir si hay alguna variación la máxima permitida es de 1° , para cada ángulo se tomaron 5 mediciones de los cuales los valores medios se encuentran en la Tabla 13.



Figura 18. Nivel en el gantry y pantalla del acelerador.

Tabla 13. Resultado de precisión de gantry

Giro de gantry	Medición obtenida	Diferencia encontrada
0°	0.1°	0.1°
90°	89.7°	0.3°
180°	0.3°	0.3°
270°	89.8°	0.2°

La variación aceptable es de hasta 1° por lo cual, cada una de las mediciones está dentro de aceptable.

5.3.4 Exactitud del colimador

Esta prueba se realizó de igual manera con un nivel, las mediciones de igual manera fueron los 4 puntos cardinales (0°, 90°, 180°, 270°), pero en este caso es el colimador el que rota en cada una de las angulaciones. El nivel se tuvo que colocar sobre la mesa para verificar, como lo muestra la Figura 19, a continuación:



Figura 19. Nivel para medir exactitud del colimador.

Como en la prueba anterior, en la Tabla 14 se muestra el dato medio obtenido, así como la variación aceptable sigue siendo de un 1°.

Tabla 14. Resultado de las mediciones de colimador.

Giro de colimador	Medición obtenida/Diferencia
0°	0.2°
90°	0.3°
180°	0.2°
270°	0.4°

5.3.5 MLC posición exacta de la hoja

La prueba consiste en verificar la posición de la hoja en cada ángulo, la cual se tuvo que programar un campo de 10 x 10, en este caso se hizo uso de la hoja 27 del banco Y2. En este caso se usaron 200 UM y un 1 cm de agua sólida. La Figura 20 es tomada del sistema de planeación para mostrar el movimiento de la hoja.

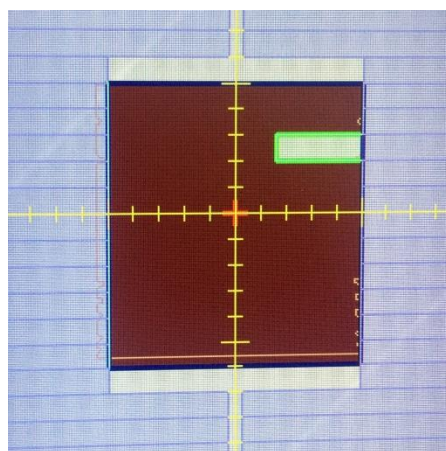


Figura 20. Muestra del movimiento de la hoja en TPS.

La medición de la hoja se hace para cada ángulo, los resultados son aquellos que se muestran a continuación en la siguiente Tabla 15.

Tabla 15. Diferencias de la medición de la hoja.

Ángulo	Diferencia
0°	<1mm
90°	1mm
180°	<1mm
270°	1mm

Para encontrar la diferencia, se midió a través de placas, basándose en las pruebas de giro de colimador y giro de gantry.

5.3.6 Velocidad del gantry

A partir del sistema de planeación y de un plan de tratamiento, la prueba se basó en tener puntos enviados en un archivo DICOM en el sistema de planeación MONACO. Para la técnica VMAT no se permite modificar a conveniencia del usuario la velocidad de rotación. Pese a eso se tomaron las velocidades mientras realizaba la entrega de dicho tratamiento, los planes fueron de 1 arco con dos secuencias, las cual es una opción del sistema MONACO.

Se realizaron varias mediciones de un plan, así como de otros planes para verificar la velocidad promedio en general. Donde el resultado encontrado fue de un minuto 45 segundos 43 milésimas.

5.3.7 Componente de la hoja

Dicha prueba consistió, así como la de la precisión de la hoja en hacer uso de una placa radiográfica, un 1 cm de agua sólida, campo de 10 x 10, 200 UM.

Para la primera la hoja se mueve en el isocentro y a través de una hoja. La imagen (Figura 21) que se muestra es toma del sistema de planeación.

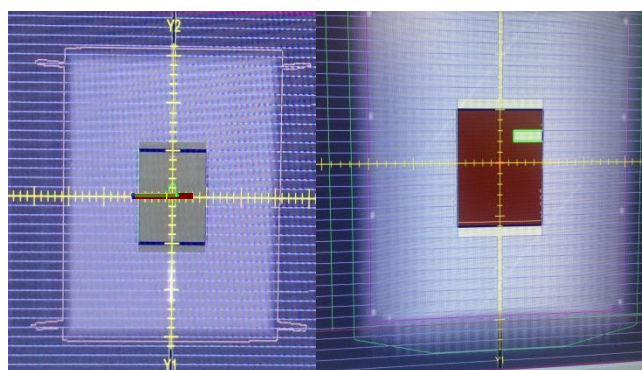


Figura 21. Hoja en el isocentro y a través de otra.

Hoja	Diferencia
Isocentro	<1mm
A través	1mm
Entre	<1mm

Tabla 16 Resultado de diferencia de la hoja

5.3.8 Posición de la hoja

La prueba consiste en planear en MONACO, un campo AP de 8 x 18.6, para verificar la coincidencia, se hizo uso del maniquí Octavius 729, 600 UM. Donde la hoja se va desplazando, es decir, no se mueve y después lo hace. Las Figuras 22 y 23 muestran como se observa desde el sistema de planeación, donde se aprecia que debido a una segmentación la hoja se desplaza de haberla sacado por completo y en cada segmentación se regresa para dar un campo abierto.

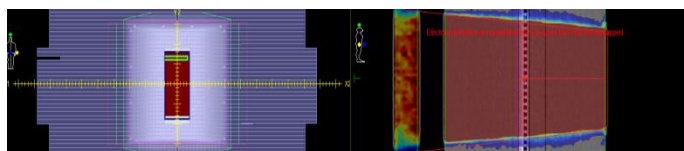


Figura 22. Movimiento de la hoja para verificar la posición.

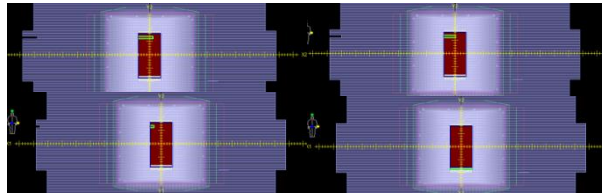


Figura 23. Continuación Movimiento de la hoja.

Para encontrar la coincidencia, se midió 5 veces la segmentación completa a partir del mencionado maniquí. En las Figuras 24 a 26 a continuación se muestran los resultados encontrados.

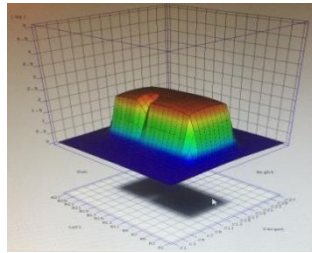


Figura 24. Medición del movimiento de la hoja software.

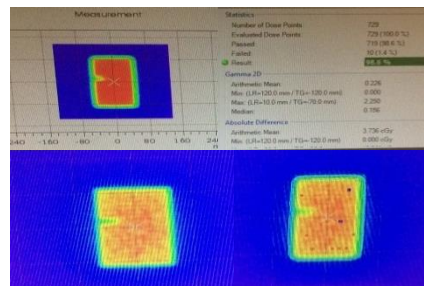


Figura 25. Medido vs Calculado. Movimiento 1.

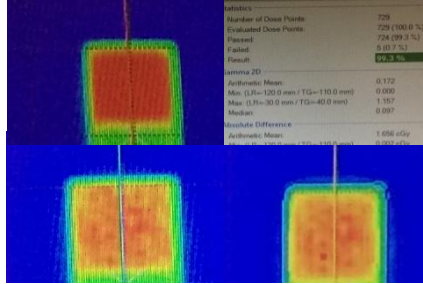


Figura 26. Medido vs Calculado. Movimiento 2.

Donde la diferencia encontrada fue de 0.4 % la cual se encuentra dentro de los parámetros de tolerancia.

5.4 Pruebas Dosimétricas

Después de realizar las pruebas geométricas y físicas, se encuentran las pruebas dosimétricas, las cuales son importantes, pues después de conocer cómo se comporta el sistema de planeación, de acuerdo a la manera de interpretar la información que recibe del tomógrafo, es vital, después de trabajar en un plan de tratamiento, se verifica como es entregado dicho plan, en este caso para medirlos se hizo uso de una cámara de ionización tipo Farmer, así como de los maniqués ArcCheck y Octavius 729.

Para las mediciones con la cámara de ionización, de utilizó un arreglo de 8 placas de agua sólida, de 1 cm de espesor cada una, siendo la placa central de 2 cm de espesor y de uso exclusivo de la cámara Farmer (Figura 27).



Figura 27. Arreglo de agua sólida TC.

Al igual que para las anteriores pruebas, se escaneó dicho arreglo para poder trabajar con en el sistema de planeación y después enviar al LINAC (Figura 28).

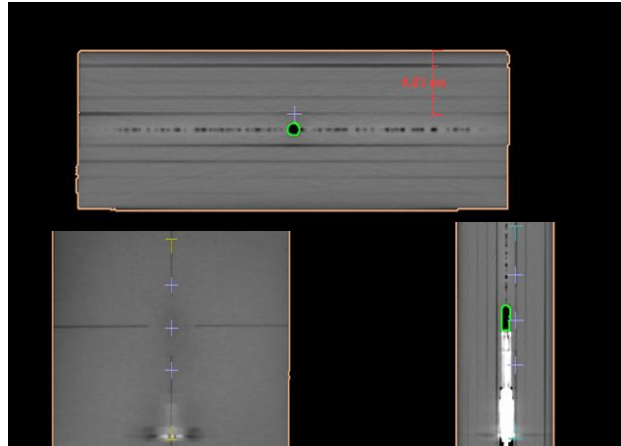


Figura 28. Arreglo desde TPS y contorneo de cámara.

Después de haber sido contorneada la parte sensible de la cámara de ionización, se programó un campo de dimensiones 10 x 10 cm² y una fracción de 100cGy a este campo.

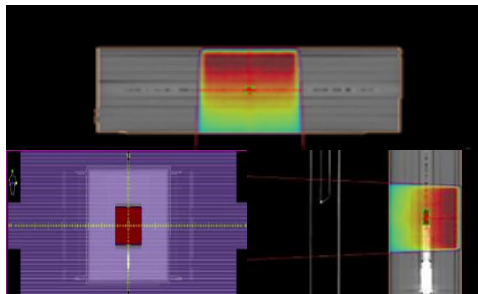


Figura 29. Arreglo TPS campo 10x10.

Para esta prueba al ser medida directamente en el acelerador lineal fue necesario el uso de barómetro y un termómetro digital, para posteriormente realizar la corrección por presión y temperatura. Se hace uso también de un electrómetro de la marca IBA, posteriormente, la corriente obtenida sea convertida a dosis (Gy). (Figura 30).

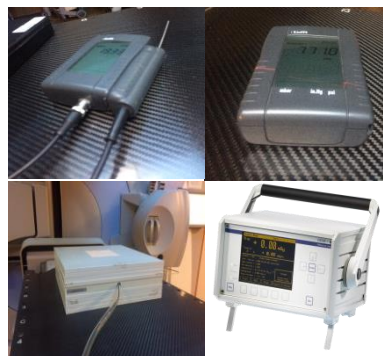


Figura 30. Termómetro, barómetro y electrómetro.

Los datos encontrados de las mediciones tanto de presión y temperatura fueron los siguientes:

Presión: 774.8 hPA
Temperatura: 19.05°C

La ecuación que se muestra a continuación se utiliza para obtener el factor de corrección por presión y temperatura:

$$K_{T,P} = \left(\frac{P_0}{P}\right) \left(\frac{273.2+T}{295.2}\right) \quad (9)$$

Dónde:

P_0 : Presión de referencia = 101.325 KPa
 P : Presión (Obtenida de la medición)
 T : Temperatura (Obtenida de la medición)

Sustituyendo en la ecuación antes mencionada, se obtuvo que $K_{T,P}=1.2945$.

Para convertir la medición de la carga que se obtiene del electrómetro, es necesario un factor de corrección de la cámara el cual es obtenido por el certificado de calibración, en este caso emitido por el ININ.

$$N_{D,W} = 4.877 \times 10^7 \text{ Gy/C}$$

La lectura promedio fue encontrada después de haber medido 10 veces la carga y se compara contra la medida obtenida por el sistema de planeación.

Lectura promedio = $1.385 \times 10^{-8} \text{ C}$
Lectura Sistema de planeación = $87.5 \text{ c Gy} = 0.8750 \text{ Gy}$

La ecuación que a continuación se muestra es donde se incluye tanto la corrección por presión y temperatura, así como el factor de calibración de la cámara Farmer:

$$D_W^Q = MN_{D,W}^Q = 0.8743 \text{ Gy}$$

Ya teniendo ambas lecturas y convertida ambas a Gy, se comparan.

$$\text{Error \%} = \frac{(\text{Med.TPS} - \text{Med.LINAC})}{\text{Med.TPS}} \times 100\% = 0.08 \% \quad (10)$$

Dónde:

Med. TPS: Medida obtenida del Sistema de planeación
Med. LINAC: Medida convertida obtenida directamente del acelerador lineal

Y de acuerdo al TRS 398 no se puede exceder ± 1 %, por lo tanto, se encuentra dentro de los estándares.

Para la siguiente prueba se encuentra aquella que nos permite comprobar la linealidad y la reproducibilidad del acelerador lineal.

5.4.1 Linealidad y reproducibilidad

Linealidad: Esta prueba al igual que la anterior se tomó una serie de repeticiones hasta obtener la lectura promedio, dicha linealidad se mide por medio de la lectura obtenida del electrómetro contra las unidades monitor en este caso se midieron para 2, 5, 10, 20, 50, 100 y 500.

$$l = \frac{R}{UM} \quad (11)$$

Dónde:

R: Lectura promedio de la medición

UM: Unidades Monitor

Los datos obtenidos fueron los siguientes:

Tabla 17. Resultados de linealidad.

Unidades Monitor	Linealidad %
2	0.88
5	0.87
10	0.87
20	0.87
50	0.87
100	0.87
500	0.88

La linealidad de acuerdo al Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy el valor es 1% y para la reproducibilidad debe ser de 0.5%.

La reproducibilidad al igual que la linealidad se midió para las mismas unidades monitor. Y la siguiente ecuación permite obtenerla:

$$S = \frac{100}{\bar{R}} \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\bar{R} - R_i)^2}{n-1}} \% \quad (12)$$

Dónde:

\bar{R} : Lectura promedio obtenida de R_i

n: número de mediciones

R_i : Medición de i mediciones

Los resultados obtenidos son:

Tabla 18. Resultados de reproducibilidad.

Unidades Monitor	Reproducibilidad
2	0.36
5	0.13
10	0.18
20	0.10
50	0.12
100	0.49
500	0.47

Por lo tanto, ambas pruebas se encuentran dentro de los estándares recomendados.

5.4.2 Cambios en la tasa de dosis

La prueba consiste en dar un arco, el cual se divide en sectores angulares, recordando que la técnica de VMAT es una planeación inversa, el usuario no es capaz de determinar sectores angulares, lo que se puede permitir es segmentos largos, dependiendo del número que se planeé, así como de un volumen que se delinee bastante largo. Las imágenes siguientes (31, 32) muestran el arco en el sistema y la apertura de campo.

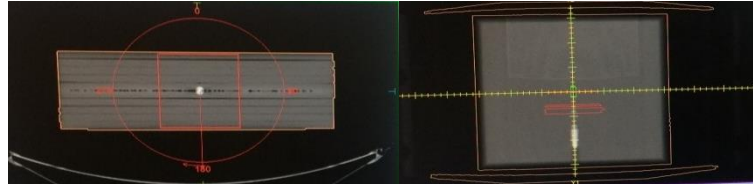


Figura 31. Arco en TPS.

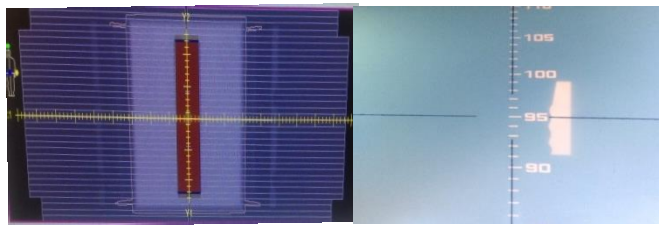


Figura 32. Campo del volumen delineado.

Se programaron 700 UM. Esta modalidad también se puede medir desde al acelerador lineal entrando en modo de Arco y no estático. Si sólo se empleará para pruebas de verificación interna, pues no sería necesario el uso del TPS.

La presión y temperatura encontradas fueron:

Presión: 768.8hPA

Temperatura: 19.33°C

$K_{T,p} = 1.306$ es el factor de corrección por presión y temperatura, así como el factor de corrección de la cámara se seguirá manteniendo $N_{D,W} = 4.877x^7 Gy/C$.

La lectura promedio fue: $9.8235x 10^{-8}C$ y habiendo hecho uso de $D_W^Q = MN_{D,W}^Q = 625 cGy$, mientras que la del sistema de planeación es de 630.6cGy, por lo que aplicando la ecuación 8, se obtuvo 0.89% de diferencia.

5.4.3 Salida

Para esta prueba se programó por medio del sistema de planeación un campo de 10×10 con 4000 UM, las cuales se dividieron en 4 intervalos, los cuales se entregaron a 360° . Las cuales se entregaron en los 4 puntos cardinales, el arreglo es el mismo para la prueba dosimétrica 5.4.

Para este caso los datos fueron los siguientes:

Presión: 770hPA

Temperatura: 20.15°C

Por lo tanto $K_{T,P} = 1.307$ y el factor de corrección de la cámara es $N_{D,W} = 4.877 \times 10^7 \text{ Gy/C}$.

La lectura promedio: $4.185 \times 10^{-7} \text{ C}$ y empleado $D_W^Q = MN_{D,W}^Q = 26.68$

La lectura obtenida del sistema de planeación: 2680cGy

La diferencia encontrada fue: 0.45 %. La figura (33) es tomada del sistema de planeación.

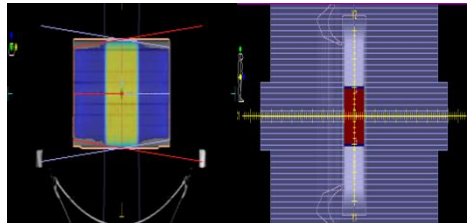


Figura 33. Campo visto desde TPS.

5.4.4 Dependencia de la tasa de dosis

La prueba se llevó a cabo por medio de un arreglo de 8 aguas sólidas de 1 cm y el inserto de la cámara Farmer de 2 cm, un campo de 10×10 , 200 UM y un campo AP. Las tasas utilizadas fueron 30, 100, 200, 300 y 400. Esta prueba tiene el mismo arreglo que la primera prueba dosimétrica.

Los datos encontrados de las mediciones, tanto de presión y temperatura fueron los siguientes:

Presión: 770hPA

Temperatura: 20.15°C

Se hizo uso de la ecuación 7, por lo que $K_{T,P} = 1.307$ y el factor de corrección de la cámara es $N_{D,W} = 4.877 \times 10^7 \text{ Gy/C}$.

La lectura promedio se encontró después de haber medido 10 veces para cada una de las tasas.

Tabla 19. Resultado de variación de tasa de dosis.

Tasa de dosis	Lectura
30	$2.917 \times 10^{-8}C$
100	$2.922 \times 10^{-8}C$
200	$2.921 \times 10^{-8}C$
300	$2.916 \times 10^{-8}C$
400	$2.924 \times 10^{-8}C$

Lectura Sistema de planeación = 1.915Gy = 191.5cGy

La ecuación que a continuación se muestra es donde se incluye tanto la corrección por presión y temperatura, así como el factor de calibración de la cámara Farmer:

Tabla 20. Resultado de dosis de diferentes tasas de dosis.

Tasa de dosis	$D_W^Q = MN_{D,W}^Q$
30	185.93cGy
100	186.38cGy
200	186.19cGy
300	185.87cGy
400	186.38cGy

Para la comparación de cada una de las tasas empleadas, nuevamente se usó la ecuación 8 y las diferencias encontradas son:

Tabla 21. Diferencia en las diferentes tasas.

Tasa de dosis	Error%
30	2.9
100	2.67
200	2.77
300	2.9
400	2.67

Cuando el valor de tolerancia permitido es del 5%.

5.4.5 Interrupción de tratamiento

Esta prueba es importante, no sólo para un sistema de planeación ni para la técnica VMAT, puesto que por alguna circunstancia sea necesario interrumpir el tratamiento en caso de cualquier emergencia y verificar si después de haber realizado un paro este sea capaz de terminar el tratamiento satisfactoriamente, tomando en cuenta no sólo que se detenga el acelerador lineal, sino que se tenga

que bajar al paciente de la mesa de tratamiento, para esto se mandó el plan de tratamiento de paciente al sistema en este caso MOSAIQ ; que es el que utiliza el acelerador ELEKTA, para no interferir con el contador de dosis, el plan se entregó en modo de QA; que es modo de control de calidad, en cual al maniquí se acomoda respecto a las medidas que el mismo contiene, tomando en cuenta que acomoda de acuerdo a los láseres que contiene el acelerador, la comparación se realiza por medio del software del maniquí, para esta prueba se hizo dos grupos uno en el que fue un paro momentáneo y otro grupo donde se paró por al menos 1 minuto.

Las figuras siguientes (34 y 35) muestran al maniquí dentro del acelerador.



Figura 34. Maniquí Octavius montado sobre LINAC.



Figura 35. Octavius montado sobre LINAC 2.

Para el caso de la interrupción se admite hasta un 85 % de diferencia pues varios factores están involucrados. Las pruebas se realizaron para 10 pacientes, cada una de las mediciones de realizó 5 veces, en las figuras de abajo se muestran algunos ejemplos (Figuras 36 a 38) y la Tabla 22 muestra los resultados para dichos pacientes.

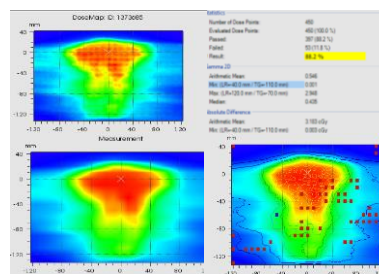


Figura 36. Ejemplo paciente 1 con interrupción de haz.

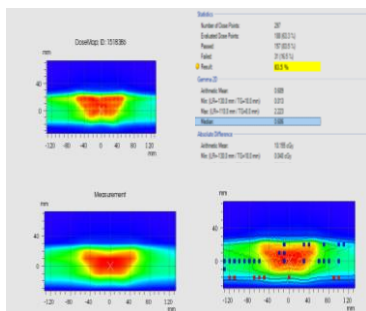


Figura 37. Ejemplo paciente 2 con interrupción de haz.

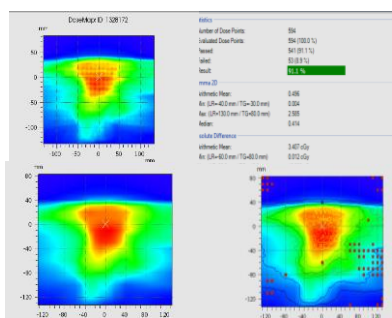


Figura 38. Ejemplo paciente 3 con interrupción de haz.

Tabla 22. Resultado coincidencia interrupción.

# de Paciente	Coincidencia
1	88.2%
2	87.3%
3	90.1%
4	87.7%
5	89.4%
6	91.1%
7	85.2%
8	87.9%
9	90.1%
10	86.6%

Donde todos pasaron arriba del 85% de coincidencia recomendada.

5.4.6 De extremo a extremo en paciente

Para esta prueba, se hizo uso de los mismos pacientes, pero para que sea de extremo a extremo; no basta con solo realizar el control de tratamiento sino haber tenido seguimiento desde la simulación. Debido a que es el control de calidad para el paciente y que se realiza de manera continua debe ser mayor la coincidencia al

90%, las restricciones para el software del índice gama es de 3%/3mm. Al igual que la anterior se realizó 5 veces la medición para cada paciente.

Las Figuras 39 a 41, igual muestran lo obtenido y la diferencia con la prueba anterior; es que todas y cada uno de ellas está en verde el resultado pues el software marca como en tipo semáforo, rojo de 0 a 70%, amarillo de 71 a 89% y verde de 90% a 100%.

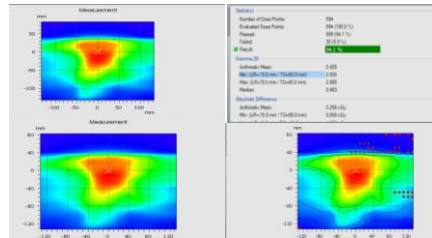


Figura 39. QA ejemplo paciente 1.

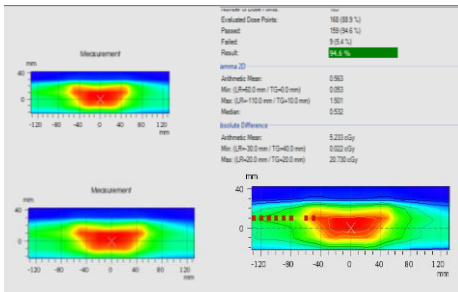


Figura 40. QA ejemplo paciente 3.

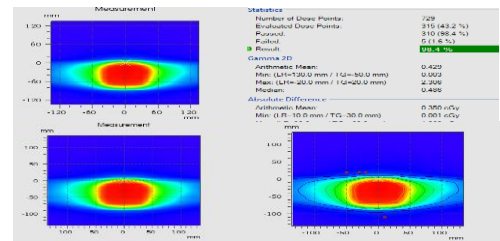


Figura 41. QA ejemplo paciente 2.

Tabla 23. Coincidencia QA pacientes.

# de Paciente	Coincidencia %
1	98.4%
2	94.1%
3	93.0%
4	92.4%
5	99.2%
6	94.6%
7	95.1%
8	94.9%
9	93.8%
10	94.7%

Para esta prueba también se hizo uso del maniquí ArcCHECK para los mismos pacientes. Debido a su arreglo de diodos se espera una mejor lectura pues no pierde información en las esquinas debido al arco formado por la planeación como en el caso del maniquí anterior. Las Figuras 42 y 43 muestran el software y los resultados obtenidos.

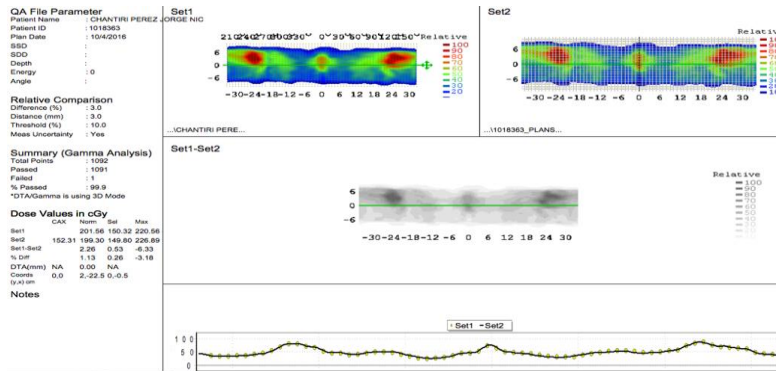


Figura 42. QA ejemplo 1 maniquí ArcCheck.

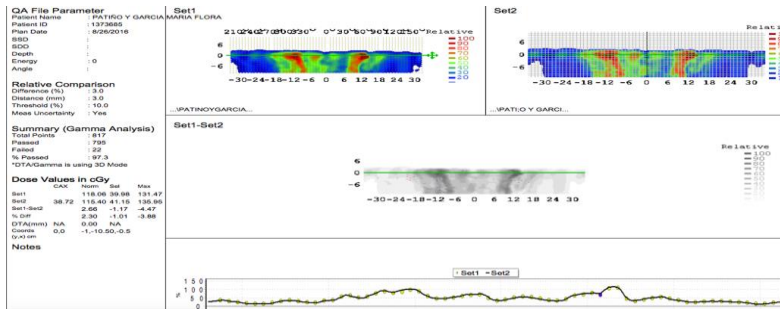


Figura 43. QA ejemplo 2 maniquí ArcCheck.

La tabla es de los resultados obtenidos:

Tabla 24. Resultados Coincidencia QA.

# de Paciente	Coincidencia %
1	99.9%
2	96.4%
3	94.6%
4	93.3%
5	99.8%
6	96.1%
7	97.3%
8	97.5%
9	98.0%
10	95.2%

Para ambas pruebas se hizo uso en la planeación de dos arcos, la diferencia entre cada una de las mediciones tiene que ver en cuan complicado era el volumen a tratar es decir que tan irregular o de mayor tamaño es, pese a que se usaron pacientes de caso de próstata.

CAPÍTULO 6: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Para la primera parte de las pruebas que consiste en las pruebas geométricas, se realizó la prueba para ambos casos tanto el contorno manual así como el uso del contorno a través de la herramienta Threshold, donde se puede llegar a la conclusión que para cierto tipo de figuras pequeñas, así como, de las que contengan una forma irregular, tomando en cuenta que dependerá del usuario y la experiencia que tenga en cuanto a contornear de lo contrario, se recomienda hacer uso de las herramientas de contorno. No sólo de la herramienta Threshold sino de otras que contiene es sistema de planeación MONACO que son capaces de detectar las esquinas dependiendo de la densidad de los objetos vistos en la tomografía una vez cargados en el TPS.

A pesar de tener problemas para la identificación de ciertas áreas o formas, esto no causa inconveniente, pues para tener un mayor control de calidad dentro de las recomendaciones se tiene en cuenta que existe una zona llamada penumbra, la cual no sólo es para esta prueba , sino para las pruebas mecánicas, aquellas que se toman a partir de un campo de luz que es reflejado , en este caso en placas radiográficas por lo que en las recomendaciones se contempla que no tiene una buena definición en estas zonas.

Por lo que en esta parte de las pruebas se recomienda hacer uso de ambos métodos, tanto, en la parte manual como en la automática, pero no por facilitar el trabajo abusar de ninguna de las dos, pues cada una es útil dependiendo de la estructura a contornear.

Para las pruebas físicas se parte de la misma recomendación, puesto que para llevarlas a cabo fue necesario contornear el maniquí QUASAR, que cuenta con distinta información para compararla con la obtenida del TPS. No todos los TPS proporcionan la misma información, en este caso el sistema MONACO proporciona las unidades Hounsfield, así como las densidades electrónicas, teniendo en cuenta que es una medida espacial y que no basta con la información que se obtenga de un corte.

Que el sistema pueda distinguir mejor o peor, no sólo depende del mismo, sino, de los datos que se proporcionaron para la curva del sistema, desde el momento del comisionamiento, quedando claro que quizás dicha curva deba extenderse dependiendo de las necesidades del usuario.

Para las pruebas mecánicas, no sólo son necesarias aquellas pruebas que son reglamentadas por la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS), sino también, si se hace uso de la técnica VMAT, garantizar con más pruebas que el acelerador empleado permita dar un tratamiento de calidad, por lo que es necesario hacer pruebas como las que se realizaron en este trabajo de tesis y repetirlas periódicamente para seguir teniendo un mejor control de calidad.

Y no sólo estas pruebas, sino realizando a tiempo la calibración del acelerador, pues no sólo se debe considerar que se encuentren dentro de los parámetros, se recomienda siempre tener la menor diferencia posible, pues eso afecta a la sección de pruebas dosimétricas, puesto que, el propósito no solo es mantenerse dentro de los parámetros permitidos sino entregar al final un tratamiento que cumpla los estándares de calidad. Desde la simulación, en como reconoce las estructuras, si es capaz de distinguirlas lo mejor posible, así como una vez realizado el mejor plan que el acelerador lo entregue lo más exacto posible, tomando en cuenta que puede haber ciertas variables que no se puedan controlar, por ejemplo si hubiera una emergencia la cual no podríamos predecir, pero si tenerlas en consideración, de ahí la importancia de las pruebas como la interrupción del plan, para verificar y ser consiente de cómo se entregará el plan de tratamiento.

Después de esta serie de pruebas y conociendo otros sistemas de planeación, no se puede asegurar que el TPS empleado sea el mejor, pero se pudo verificar que cumple con cada una de las normas para entregar planes de calidad: Este sistema como otros puede mejorarse siempre y cuando como usuario se tenga claro de las limitaciones como de los beneficios del sistema, esto a través de pruebas como las que se realizaron.

Es importante contar con los materiales adecuados, como lo son los maniquís, los cuales permiten hacer una mejor comparación. Puesto que estos maniquís ya contienen un estándar que permite garantizar que las mediciones contra las que se miden sean confiables, que estén calibrados, que cuenten con certificados recientes. Estas son variables que podemos controlar y ayudan a dar una medición correcta, puesto que un control de calidad implica todo, así como la capacitación del personal para hacer uso desde el sistema de planeación y cada uno de los aparatos involucrados para implementarlo. Pues es el trabajo de un físico médico, mantenerse en constante actualización, así como estar al pendiente sí se publican más recomendaciones y sí se pueden implementar en su centro de trabajo.

REFERENCIAS

- [1] N. H. Service, «Radiotherapy NHS,» NHS, 29 Marzo 2017. [En línea]. Available: <https://www.nhs.uk/conditions/radiotherapy/what-happens/>. [Último acceso: Abril 2017].
- [2] S. d. I. T. OMS, «Reporte 823,» OMS, Ginebra, 1992.
- [3] IAEA-TECDOC-1151, «ASPECTOS FÍSICOS DE LA GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA:PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD,» OIEA, Austria, 2000.
- [4] T. 4. AAPM, «Comprehensive QA for Radiation Oncology,» *Medical Physics*, vol. 21, n° 4, 1994.
- [5] ARCAL, «ACUERDO REGIONAL DE COOPERACIÓN PARA LA PROMOCIÓN DE LA CIENCIA Y LA TECNOLOGÍA NUCLEARES EN AMERICA LATINA Y EL XXX,» IAEA Viena, 2000.
- [6] A. TaskGroup 53, «Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning,» *Medical Physics*, vol. 25, n° 10, pp. 1173-1829, 1998.
- [7] N. C. o. R. Dosimetry, «Code of Practice for the Quality Assurance and Control,» Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Delft, Febrero 2015.
- [8] A. Task Group 142, «Report: Quality assurance of medical accelerators,» *Medical Physics*, vol. 36, n° 9, pp. 4197-4212, 2009.
- [9] IAEA, Commissioning and quality of computerized planning systems for radiation treatment of cancer, Technical Reports Series No.430 ed., Viena: IAEA, 2004.
- [10] A. TaskGroup 106, «Accelerator beam data commissioning equipment and procedures:Report TG 106,» *Medical Physics*, vol. 35, n° 9, pp. 4186-4215, Septiembre 2008.
- [11] A. TaskGroup 119, «IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry,» *Medical Physics*, vol. 36, n° 11, pp. 5359-5373, 2009.
- [12] D. G. Kaurin, «VMAT testing for an Elekta accelerator,» *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 13, n° 2, pp. 55-72, 2012.
- [13] C. P. Bedford J. L., «Pinnacle(3) radiotherapy treatment planning system for external beam photons,» *The British journal of Radiology*, vol. 76, n° 9, pp. 163-176, 2002.
- [14] Krishna Murthy K., «Patient-specific quality assurance of RapidArc treatments: Portal prediction dosimetry compared with phantom studies,» *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, vol. 8, n° 28, pp. 1-7, 2012.
- [15] Y. K. L. Bedford J. L., «Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification,» *Physics in Medicine & Biology*, vol. 54, n° 9, 2009.
- [16] S. J. ., P. M. Cherry S., *Physics in Nuclear Medicine*, 4 ed., Saunders, 2012.
- [17] S. S. M. Hubbell J.H., «Physics Nist,» 1995. [En línea]. Available: [tp://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html](http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html). [Último acceso: 2016].
- [18] M. I. o. Tecnología, «Introduction to ionizing radiation,» de *Introduction to ionizing*

radiation , Massachusetts, 2016.

- [19] I. Encyclopedia Britannica, «Compton Effect,» 2017. [En línea]. Available: <https://www.britannica.com/science/Compton-effect>. [Último acceso: 2016].
- [20] C. Encyclopedia, «Photoelectric Effect,» 2017. [En línea]. Available: <https://es.Commonsencyclopedia./ibooks.org/modernphysics/photoelectriceffec> [Último acceso: 2016].
- [21] F. Piasenzotto, «Producción de pares,» 2016. [En línea]. Available: <http://rx-roentgen.producciondepares.mx/>.
- [22] B. A. R. M. Bucci M. K., «Advances in Radiation Therapy: Conventional to 3D, to IMRT, to 4D and Beyond,» *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 55, nº 2, pp. 117-134, 2009.
- [23] P. S. K. Price, «Different types of Radiotherapy,» *Radiotherapy and Oncology*, vol. 75, nº 3, pp. 355-365, 2005.
- [24] I. Varian Medical Systems, «Oncology treatment techniques external beam (Varian),» 2016. [En línea]. Available: <https://www.varian.com/oncology/treatment-techniques/external-beam-radiation/vmat>. [Último acceso: Junio 2016].
- [25] S. Webb, «Volumetric-modulated arc therapy: its role in radiation therapy,» 2009.
- [26] F. D. Pastor E., «Sistemas de planificación y algoritmos de cálculos,» Comisión Nacional de Energía Atómica, Buenos Aires, 2006.
- [27] Salazar B., «Ingenieria Industrial Online,» 2015. [En línea]. Available: <https://www.ingenieriaindustrialonline.com>. [Último acceso: Abril 2016].
- [28] O. A. MijnheerB., «QUALITY ASSURANCE OF TREATMENT PLANNING SYSTEMS :PRACTICAL EXAMPLES FOR NON-IMRT PHOTON BEAMS,» ESTRO, Brussels, 2004
- [29] Instituto Nacional de Bioingeniería e Imágenes Biomédicas, «Tomografía Computarizada (TC),» Institutos Nacionales de Salud, 2013. [En línea]. Available: <https://www.nibib.nih.gov/TomografiaComputarizada.pdf>.
- [30] Radiological Society of North America , «Acelerador lineal,» Radiological Society of North America , 2017. [En línea]. Available: <https://www.radiologyinfo.org/sp/pdf/linac.pdf>.
- [31] ELEKTA SYNERGY GROUP, «Elekta Synergy digital Linear Accelerator for IGRT,» Elekta AB PUB, 2011. [En línea]. Available: <https://www.elekta.com/dam/ElektaSynergy>. [Último acceso: 2016].
- [32] D. J. L. K. L. T. O. A. ,. P. J. D. Das I., «TG-69 :Radiographic film for megavoltage bear dosimetry,» *Medical Physicis*, vol. 34, 2007.
- [33] A. A. o. P. i. Medicine, «Radiation Therapy Committee Task Group 53:Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning,» *Medical Physics*, vol. 25, n 10, October 1998.
- [34] Elekta AB (PUB), «MONACO ELEKTA REPORT,» 2016.
- [35] P. C. James L. Bedford, «Pinnacle(3) radiotherapy treatment planning system for external beam photons,» *The British journal of Radiology*, vol. 76, nº 9, pp. 163-176, 2002.

- [36] K. Krishna Murthy, «Patient-specific quality assurance of RapidArc treatments: Portal prediction dosimetry compared with phantom studies,» *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, vol. 8, nº 28, pp. 1-7, 2012.
- [37] Y. K. L. James L Bedford, «Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification,» *Physics in Medicine & Biology*, vol. 54, nº 9, 2009.
- [38] S. L. Bryan, «Ingenieria Industrial Online,» 2015. [En línea]. Available: <https://www.ingenieriaindustrialonline.com>. [Último acceso: Abril 2016].
- [39] A. O. Ben Mijnheer, «QUALITY ASSURANCE OF TREATMENT PLANNING SYSTEMS :PRACTICAL EXAMPLES FOR NON-IMRT PHOTON BEAMS,» ESTRO, Brussels, 2004
- [40] D. F. Elke Pastor Pastor, «Sistemas de planificación y algoritmos de cálculos,» Comisión Nacional de Energía Atómica, Buenos Aires, 2006.
- [41] I. ENCYCLOPEDIA BRITANNICA, «Compton Effect,» 2017. [En línea]. Available: <https://www.britannica.com/science/Compton-effect>. [Último acceso: 2016].

A.3 Documento del protocolo de control de calidad

Protocolo de control de calidad de un sistema de planeación de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT)

El propósito de este protocolo es facilitar el control de calidad para el sistema MONACO, el cual describe las pruebas que permitirán llevarlo a cabo. Específicamente para entregar correctamente la técnica VMAT, la cual, por tratarse de las técnicas más avanzadas, es necesario corroborar que se entregue de la mejor manera, pues las unidades monitor y la dosis entregada es más alta debido a la conformación que logra el sistema por lo que es necesario el control de calidad.

Nota: Para cada una de las secciones encontrará una hoja de trabajo.

Pruebas

Sección 1

Pruebas Geométricas

El primer paso para cualquier prueba independiente si sea geométrica, física, mecánica o dosimétrica, para cada una, es necesario tomar una tomografía del maniquí a utilizar o del arreglo de agua sólida necesario, pues para realizar alguna comparación contra el sistema de planeación debe tener la información DICOM proporcionada por la tomografía.

Los pasos a seguir para realizar la tomografía para este caso se hace uso del maniquí QUASAR con el inserto para la prueba geométrica.



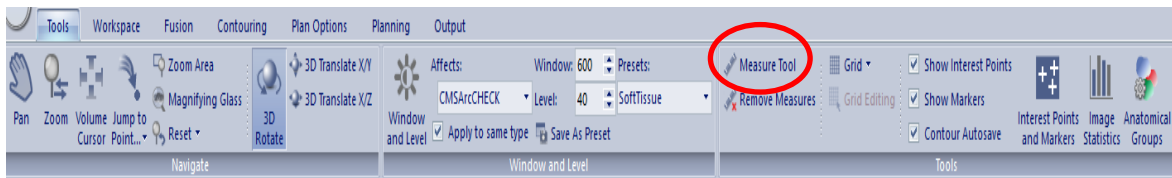
- El maniquí en la parte superior cuenta con marcas para la alineación de este, así como en los costados, por lo que una vez colocado sobre la mesa del tomógrafo se acomoda a dichas marcas.
- Realizar un scout del maniquí, para verificar que la longitud de la tomografía sea correcta o antes de colocar el maniquí medir la longitud de este para tener un aproximado y a través del scout o escáner piloto verificar si el área a escanear es la requerida para la prueba.

- Obtener las imágenes transversales, para una mejor resolución el tamaño del corte no exceda los 5 mm, pues se pierde información, pero no se recomienda tan pequeño los corte, ya que, se obtendría una gran cantidad de imágenes las cuales en lugar de facilitar el trabajo lo aumenta, cabe mencionar que para este caso no es vital obtener tantos cortes, caso contrario para realizar un plan de tratamiento con ciertos diagnósticos, en los que hay que ser minuciosos.
- Se envía la información al sistema de planeación en este caso MONACO.

Una vez enviada la información

- Medir la altura y el ancho del maniquí, para tener mediciones más exactas se debe medir más de una ocasión y obtener un valor promedio, para posteriormente compararlas con las medidas que proporciona el fabricante.

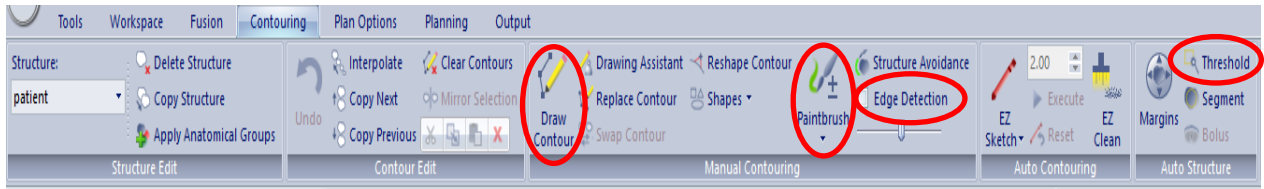
Nota: Para media la altura y el ancho, se utiliza la opción Measure Tool, de la barra de herramientas Tool, la cual asemeja una regla.



- Verificar que las figuras se encuentren en el orden correcto. De arriba abajo como de izquierda a derecha.

Ya que se verificó la información.

- Se contornea las figuras del maniquí, para esta parte de la prueba si el usuario no tiene experiencia en el contorneo o se le dificulta puede hacer uso de la herramienta Threshold, la cual permite ver las figuras en diferente escala de grises, puesto que quizás para algunas figuras sea más práctico el uso de esta o de la función Edge Detection, ya que, facilita determinar las esquinas del área a delinear o para un mejor contorneo hacer uso de la combinación del contorneo manual y automático.



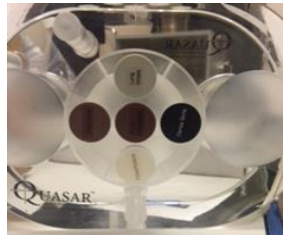
Nota: Las herramientas Threshold, Edge Detection y el contorno manual, que puede ser con Paintbrush, Draw Contour, según las necesidades del usuario, todas ellas se encuentran en la barra de herramientas Contouring.

- Al ir contorneando las figuras el propio sistema va agregando el volumen de estas, pero para la obtención de las medidas lineales y obtener el área se requiere del uso de la regla para después ser comparadas con las medidas proporcionadas por el fabricante.

Sección 2

Pruebas Físicas

Los pasos a seguir son los mismos que la prueba anterior desde la tomografía hasta el envío de la misma, pero cambiando el inserto del maniquí.



La importancia de dicha prueba, es que permite verificar que el sistema de planeación sea capaz de diferenciar los distintos materiales, para este caso específico MONACO proporciona la información en unidades Hounsfield, así como la densidad electrónica.

Una vez realizada la tomografía

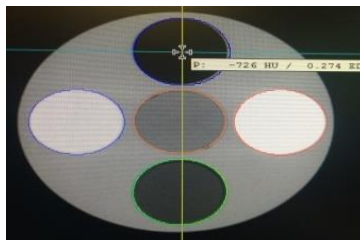
- Y habiendo sido importada al sistema, se debe contornear cada uno de los insertos.

- Puesto que estos insertos son muy definidos en su forma puede hacerse uso de la herramienta antes mencionada Threshold, la cual como se mencionó permite identificar por medio de escala de grises la cual contiene opciones como para identificar pulmón, tejido, hueso, etc., la cual solo es para contornear y no afectará en como lo vea en UH para la medición.



Estas son las opciones que contiene la herramienta Threshold, además de contener una sección donde se puede modificar el window / level según la necesidad del usuario.

- Una vez contorneada las estructuras se hace uso de la herramienta volumen cursor la cual proporciona las unidades Hounsfield y la densidad electrónica. Para esta prueba como la información, es espacial las medidas se toman en diferentes cortes y la estructura se divide en cuadrantes para tener una medición real. Y se obtiene el valor promedio para luego compararlos con los valores del fabricante.



Sección 3 Pruebas mecánicas

Esta sección de pruebas, permite verificar el funcionamiento del acelerador lineal con respecto a la entrega de la dosis que recibe el paciente, y si, es capaz de reproducir el plan de tratamiento con la técnica VMAT.

Para dichas pruebas se tienen ciertos pasos:

Giro de Gantry:

- Abrir campo $y = 20$, $x = 0.6$, colocar mesa y colimador a 0° .
- Ajustar la placa en forma vertical al isocentro.
- Girar el gantry a $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ, 120^\circ$ y 150° .

- En cada ángulo disparar 300 UM, energía de 6 MV, SSD=100 cm.
- Picar el lugar de la puerta para la orientación.

Giro de mesa:

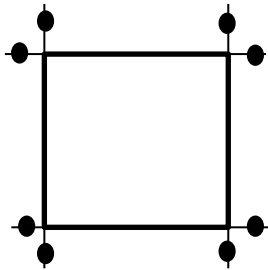
- Abrir campo $y=0.6$, $x=20$, gantry y colimador a 0° .
- Colocar la placa sobre la mesa, ajustarla con cinta adhesiva en los extremos.
- Pinchar el centro.
- Girar mesa a 270° , 300° , 330° , 0° , 30° y 60° .
- Disparar 100 UM con 1 cm de agua sólida, energía de 6 MV y SSD=100 cm.
- Pinchar el lugar de la puerta para orientación.

Giro de colimador:

- Abrir campo $y=0.6$, $x=20$, gantry y mesa a 0° .
- Colocar la placa sobre la mesa, ajustarla con cinta adhesiva en los extremos
- Pinchar el centro.
- Girar el colimador a 0° , 30° , 60° , 90° , 120° y 150° .
- En cada ángulo disparar 100 UM con 1 cm de agua sólida, energía 6 MV y SSD=100 cm.
- Pinchar la puerta para orientación.

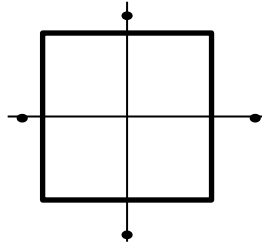
Coincidencia de haz de luz:

- Abrir campo de 10 x 10, gantry, mesa y colimador a 0° .
- Colocar a SSD= 100 cm sobre la placa.
- Delinear la apertura del campo.
- Pinchar los extremos de la apertura de campo y la orientación de la puerta
- Disparar 100 UM con 1 cm de agua sólida, energía de 6 MV.



Campo de 10x10:

- Abrir campo 20 x 20, gantry, mesa y colimador en 0° .
- Colocar la placa sobre la mesa, sujetando los extremos con cinta adhesiva.
- Marcar cruz de hilos (4 puntos).
- Cerrar el campo a 10 por 10.
- Pinchar la orientación de la puerta.
- Disparar 100 UM con 1 cm de agua sólida, energía 6 MV, SSD=100 cm.



Para cada una de estas pruebas, fue necesario revelar cada uno de las placas y realizar la medición de cada una de las cruces, que se formaron debido a la incidencia de la radiación. Después con la regla, se mide el ancho de la estrella, recordar que existe cierta penumbra, pero una vez medido y marcado el ancho se debe unir al centro que se pinchó para medir la desviación que tuvo.

Ejemplo de la cruz que se obtendrá:



Precisión angular del gantry:

- Se posiciona el gantry en los 4 puntos cardinales (0° , 90° , 180° , 270°).
- Con un nivel o un inclinómetro, que se coloca sobre el gantry se verifica, si existe una variación mayor a 1° , como en cualquier medición se sugiere que hacer varias repeticiones.
- Si se cuenta con un inclinómetro de algún maniquí, se puede hacer uso de los mismos puntos y bajo la misma restricción.

Exactitud del colimador:

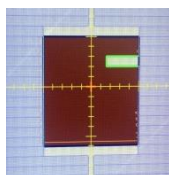
- Se posiciona el colimador en los 4 puntos cardinales (0° , 90° , 180° , 270°).
- Con un nivel o un inclinómetro que se coloca sobre el colimador y se verifica que si existe una variación mayor a 1° , de igual manera realizar varias repeticiones.
- Si se cuenta con un inclinómetro como algunos maniquís, se puede hacer uso de los mismos puntos y bajo la misma restricción.

Para las siguientes pruebas mecánicas son un poco más complicados que solo hacer uso del acelerador pues es necesario enviar información del TPS al acelerador

MLC posición exacta de la hoja:

La prueba consiste en verificar la posición de la hoja en cada ángulo

- Se programa un campo de 10 x 10, que entregue 200 UM.
- Por medio de la función edit port, se puede programar el movimiento de la hoja 27 del banco Y2, o modificar cualquier otra hoja.
- Una vez en el acelerador sobre la placa colocar 1 cm de agua sólida.
- La diferencia no debe ser mayor a 1 mm.



Ejemplo del campo visto desde el TPS

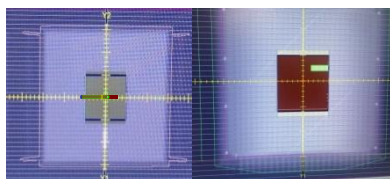
Velocidad del gantry:

- Inicialmente en esta prueba se pide modificar a conveniencia del usuario la velocidad de rotación por lo que se planea un plan de tratamiento de un arco con dos vueltas, puesto que el sistema MONACO ,permite que por un arco este vaya de ida y vuelta para tener una mejor visión del volumen.
- Se hace uso de esto, pues, son las vueltas que más tarda en entregar la dosis.
- Y para tener más variedad se puede medir planes de un arco de una sola vuelta.
- Se necesita un cronómetro.

Componente de la hoja

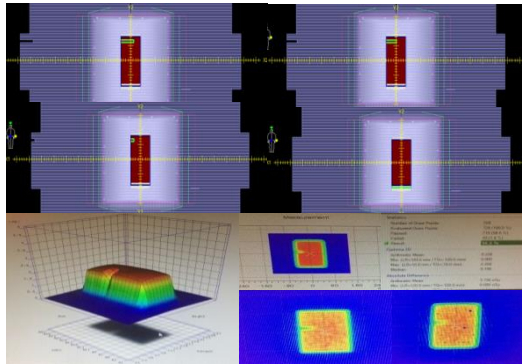
- Se programa un campo de 10 x 10 que entregue 200 UM.
- Con la herramienta edit port, se mueve una hoja la cual debe estar situada sobre el isocentro del campo, posteriormente se mueve otra hoja mediante la misma herramienta, pero antes de moverla, se creó un segmento más al campo original.
- Una vez enviado del sistema al acelerador, colocar la placa que se verifica a una de SSD = 100 cm.

Se muestra una imagen del campo visto en el sistema de planeación, la diferencia no debe ser mayor a 1 mm.



Posición de la hoja:

- En el sistema de planeación se crea un campo con gantry a 0° de dimensiones 8 cm x 18.6 cm.
- Como se trata de coincidencia, se hace uso del maniquí Octavius 729, es decir previamente se debió tomar una tomografía del maniquí, para poder trabajar en ella, al igual que el maniquí QUASAR tiene marcas con las cuales se puede alinear en el tomógrafo.
- Para esta prueba la hoja, sea cual sea que se elija, debe primero salir por completo y en cada segmentación moverla de modo que vaya regresando poco a poco, hasta que quede el campo completamente abierto.
- Se recomienda hacer como mínimo 7 segmentos para que no sea tan mínimo el movimiento, pero tampoco tan abrupto.
- Una vez enviada la información, se mide en el acelerador.
- Para hacer uso del maniquí Octavius 729, aparte de colocarlo en las marcas como en la tomografía, se debe hacer una calibración cruzada para las cámaras que contiene, en el caso del acelerador Synergy en el Centro Médico ABC, previamente se planeó de modo de obtener las unidades necesarias para alcanzar 1 Gy en las cámaras, el resultado fue de 157 UM.
- Con la calibración cruzada lista, se entrega el plan al maniquí
- Por medio del software de PTW se puede comparar el plan del sistema de planeación contra el medido.



Donde la diferencia no debe ser mayor a 0.5 %.

Sección 4

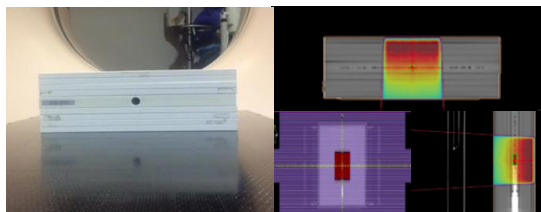
Pruebas Dosimétricas

Dichas pruebas, muestran la entrega de la dosis, pero al llegar a este punto es la combinación de todo un proceso, se tuvieron que realizar y verificar que se hayan aprobado las pruebas geométricas; físicas y mecánicas pues son un complemento para llevar a cabo el control de calidad, para conocer si se subdosificará o sobredosificará al paciente.

Para las pruebas, se puede hacer uso del maniquí destinado para llevar a cabo la medición de un plan de tratamiento es decir QA. En el centro médico ABC se tiene al alcance el maniquí OCTAVIUS 729 pero puede ser cualquier otro, ArcCHECK, incluso un arreglo de agua sólida y la cámara tipo Farmer.

Prueba de Dosis:

- Por medio un arreglo de 8 placas de agua sólida de 1 cm de grosor, donde la placa central es de 2 cm y tiene un inserto para la cámara Farmer.
- Al igual que los demás maniquís debe tomarse una tomografía.
- Se planea un campo de dimensiones 10 x 10 y que entregue 100cGy.
- Previamente se contornea para después comparar es sólo la parte sensible de la cámara.
- Para la corrección de la cámara se hace uso del barómetro y del termómetro.



- Al medirlo en el acelerador una vez alineado y conectado el electrómetro.
- Medir la corriente y utilizar las ecuaciones siguientes:

$$K_{T,P} = \left(\frac{P_0}{P}\right) \left(\frac{273.2 + T}{295.2}\right)$$

Dónde:

P_0 : Presión de referencia = 101.325 KPa

P : Presión (Obtenida de la medición)

T : Temperatura (Obtenida de la medición)

- Para convertir la medición de la carga que se obtiene del electrómetro, es necesario un factor de corrección de la cámara el cual es obtenido por el certificado de calibración, en este caso emitido por el ININ.

$$N_{D,W}$$

- Obtener la lectura promedio de al menos 10 repeticiones.

La ecuación que a continuación se muestra es donde se incluye tanto la corrección por presión y temperatura, así como el factor de calibración de la cámara Farmer:

$$D_W^Q = MN_{D,W}^Q$$

Ya teniendo ambas lecturas y convertida ambas a Gy, se compara la dosis obtenida por el sistema contra la obtenida directamente del acelerador lineal.

$$Error \% = \frac{(Med.TPS - Med.LINAC)}{Med.TPS} \times 100\%$$

Dónde:

Med. TPS: Medida obtenida del Sistema de planeación

Med. LINAC: Medida convertida obtenida directamente del acelerador lineal

Y de acuerdo al TRS 398 no se puede exceder $\pm 1\%$, por lo tanto, se encuentra dentro de los estándares.

Linealidad y reproducibilidad

La linealidad se puede medir a partir de entregar con un campo convencional de dimensiones 10 x 10, las siguientes UM: 2, 5, 10, 20, 50, 100, 500.

- Para encontrarla es por medio del mismo arreglo antes mencionado de aguas sólida, seguir los mismos pasos para alinear y medir
- Pero la lectura de las cargas para cada una de las diferentes unidades monitores medidas hacer uso de la siguiente ecuación

$$l = \frac{R}{UM}$$

Dónde:

R: Lectura promedio de la medición

UM: unidades monitor

La linealidad de acuerdo con Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy el valor es 1% y para la reproducibilidad debe ser de 0.5 %.

La reproducibilidad al igual que la linealidad se midió para las mismas unidades monitor. Y la siguiente ecuación permite obtenerla:

$$S = \frac{100}{\bar{R}} \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\bar{R} - R_i)^2}{n - 1}} \%$$

Dónde:

\bar{R} : Lectura promedio obtenida de R_i

n: número de mediciones

R_i : Medición de i mediciones

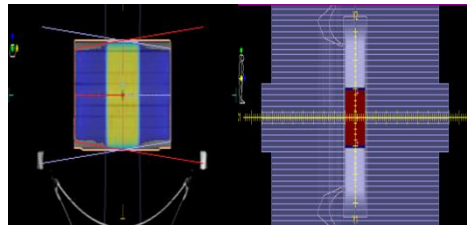
Cambios en la tasa de dosis

- Bajo el mismo arreglo en el sistema de planeación, se programa un arco, con segmentos largos así como delinear un volumen largo.
- Programar 700 UM, se puede medir desde el acelerador lineal entrando en modo de Arco y no estático
- Se utilizan las ecuaciones antes descritas para la corrección de la cámara y para obtener la dosis.
- Se compara de la misma manera y no debe haber diferencia mayor a un 1 %.

Salida

- Campo de 10 x 10 con 4000 UM, dividir en 4 intervalos (0°, 90°, 180° 270°)
- Sigue siendo el mismo arreglo que cada uno de las pruebas anteriores y el uso de las mismas ecuaciones

Así se muestra en el sistema de planeación, recordar poner el mismo peso a cada uno de los campos.



Dependencia de la tasa de dosis:

- Campo de 10 x 10 cm con 200 UM, gantry en 0°, se crea el plan con dichas características, para que esta medición sea la base.
- Las tasas que se usan son 30, 100, 200, 300 y 400.
- Bajo las mismas condiciones que las pruebas anteriores con el arreglo de agua sólida.
- Una vez en el acelerador y colocar el arreglo es necesario entrar en modo exterior en el cual permite programar la tasa de dosis deseada.
- Usar las ecuaciones antes mencionadas y comparar la medida base con cada uno de los valores medios de cada tasa de dosis.

El valor de tolerancia permitido es del 5%.

Interrupción de tratamiento:

Esta prueba es importante, no sólo para un sistema de planeación o para la técnica VMAT, puesto que por alguna circunstancia sea necesario interrumpir el tratamiento, en caso de cualquier emergencia y verificar si después de haber realizado un paro este sea capaz de terminar el tratamiento satisfactoriamente, tomando en cuenta no sólo que se pare el acelerador lineal, sino que se tenga que bajar al paciente de la mesa de tratamiento, pues son cosas que no se pueden evitar pero si tomar en cuenta.

- Se hace uso de un plan de tratamiento de los pacientes que van a iniciar
- Previamente se habrá realizado la tomografía del maniquí para calcular el plan sobre la tomografía de este, de modo de QA Plan.
- Una vez enviado el plan, en el acelerador se entra en modo QA (para que no acumule dosis)
- El maniquí, no tiene que ser ninguno en particular, pero debe permitir la comparación del plan de tratamiento vs la medición obtenida.
- Hacer dos grupos de mediciones, una para un paro y restablecer inmediatamente, y para el segundo caso interrumpirlo por lo menos 1 minuto.

Para el caso de la interrupción se admite hasta un 85% de diferencia, pues varios factores están involucrados.

De extremo a extremo en paciente:

- Debido a que es el control de calidad para el paciente y que se realiza de manera continua debe ser mayor la coincidencia al 90 %, las restricciones para el software del índice gama es de 3%/3mm.
- Realizar 5 veces la medición para cada paciente.
- El resultado dado por el software marca como en tipo semáforo, rojo de 0 a 70 %, amarillo de 71 a 89% y verde de 90% a 100%. Si se hace uso de un maniquí Octavius.

Hoja de trabajo para sección de pruebas geométricas

Mediciones Lineales

	Contorneo Manual	Contorneo Threshold	Valor real
Ancho			30
Alto			20

	Contorneo Manual	Contorneo Threshold
Ancho		
Alto		

No debe ser la diferencia mayor a 1%.

Mediciones Superficiales

Área cm²			
Inserto	Promedio	Valor real	Diferencia %
5 rod		0.2	
10 rod		0.78	
Acrylic		9	
Derlin cube		25	
Wedge		8	
Derlin cube 2		16	

Contorneo Manual

Área cm²			
Inserto	Promedio	Valor real	Diferencia %
5 rod		0.2	
10 rod		0.78	
Acrylic		9	
Derlin cube		25	
Wedge		8	

Derlin cube 2		16	
----------------------	--	----	--

Contorneo a través de la herramienta Threshold

La diferencia no debe ser mayor a 2 %

Mediciones Volumétricas

Volumen cm³			
Inserto	Promedio	Valor real	Diferencia %
5 rod		0.98	
10 rod		3.9	
Acrylic		27	
Big sphere		33	
Derlin cube		125	
Medium sphere		4.2	
Small sphere		0.52	
Wedge		46	
Derlin cube 2		98	

Medidas Contorneo Manual

Volumen cm³			
Inserto	Promedio	Valor real	Diferencia %
5 rod		0.98	
10 rod		3.9	
Acrylic		27	
Big sphere		33	
Derlin cube		125	
Medium sphere		4.2	
Small sphere		0.52	
Wedge		46	
Derlin cube 2		98	

Medidas Contorneo Threshold

La diferencia no debe exceder del 2 %

Medidas Físicas

Material	# CT Obtenidos	# CT Teórico	Diferencia %
Pulmón		-700	
Hueso Trabecular		250	
Hueso Denso		700	
Equivalente al agua		25	
Polietileno		-70	

Manual

Material	# CT Obtenidos	# CT Teórico	Diferencia %
Pulmón		-700	
Hueso Trabecular		250	
Hueso Denso		700	
Equivalente al agua		25	
Polietileno		-70	

Herramienta Threshold

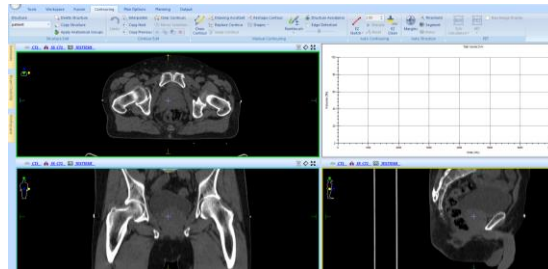
Para esta prueba es necesario, tomar en cuenta que, debido a ser espacial deber realizarse en diferentes cortes y dividir cada uno de los insertos en 5 partes para tomar un promedio de cada corte para finalmente un promedio final entre corte y corte.

La diferencia puede ser ± 20 UH y no exceder el 5%.

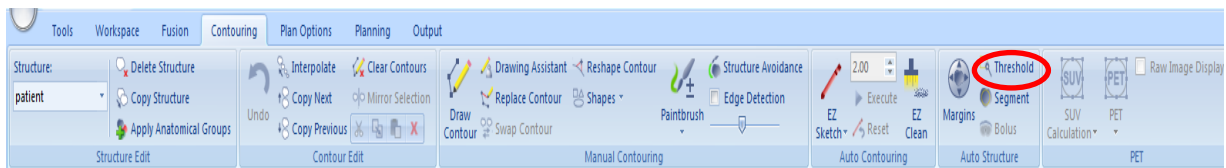
PASOS PARA PLANEACIÓN DE VMAT DE UN ARCO

En esta sección corresponde a las instrucciones a seguir una vez que fue importada la CT del paciente al sistema de planeación MONACO.

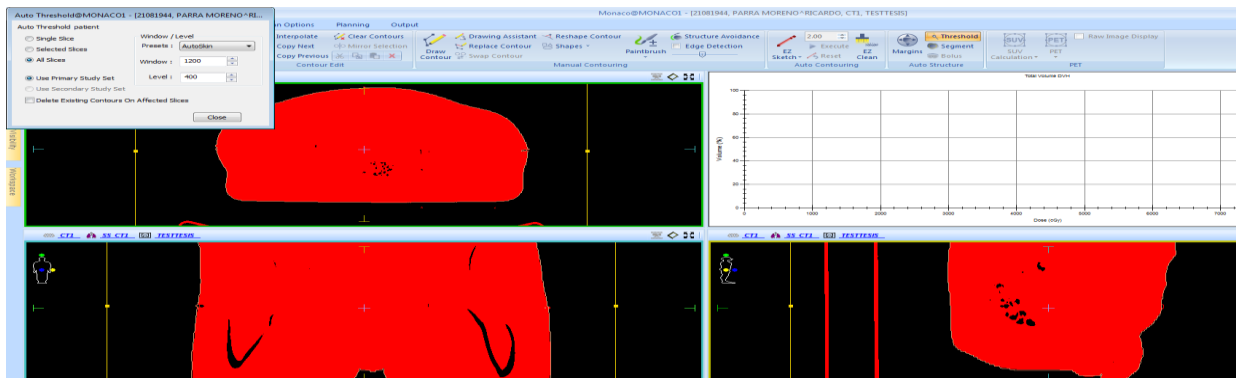
1.- CT del Paciente en MONACO



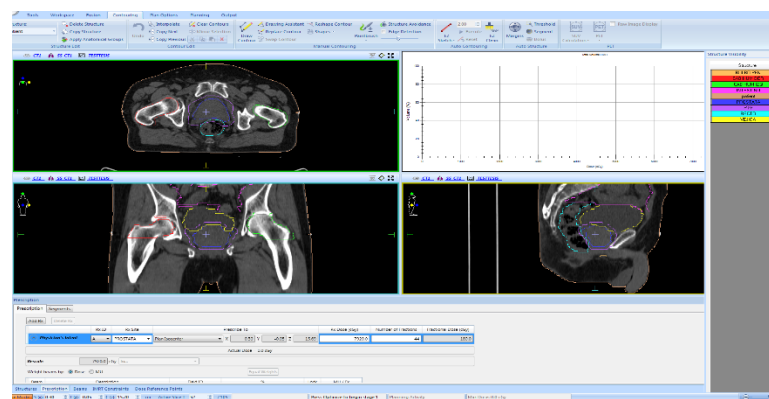
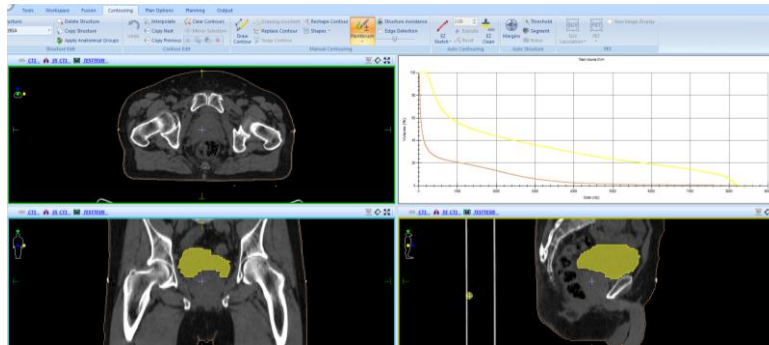
2.- Contornear el cuerpo del paciente, por medio de la herramienta Threshold.



Los pasos a seguir serían que una vez seleccionada la herramienta , aparecerá un cuadro de opciones , las cuales consisten en determinar el área a contornear, las opciones que brinda, son, si aplica para todas los cortes, para uno sólo y para las imágenes seleccionadas. En el lado derecho del cuadro se encuentran las opciones de preset, en la que se permite seleccionar: autoskin, autolung, autosofttissue, las cuales son predeterminadas de como el sistema de planeación distingue , la piel , los pulmones, tejido blando , etc.. Dentro de este mismo cuadro, puede escoger el nivel de brillo de la densidad que se desea que observé el sistema de planeación.

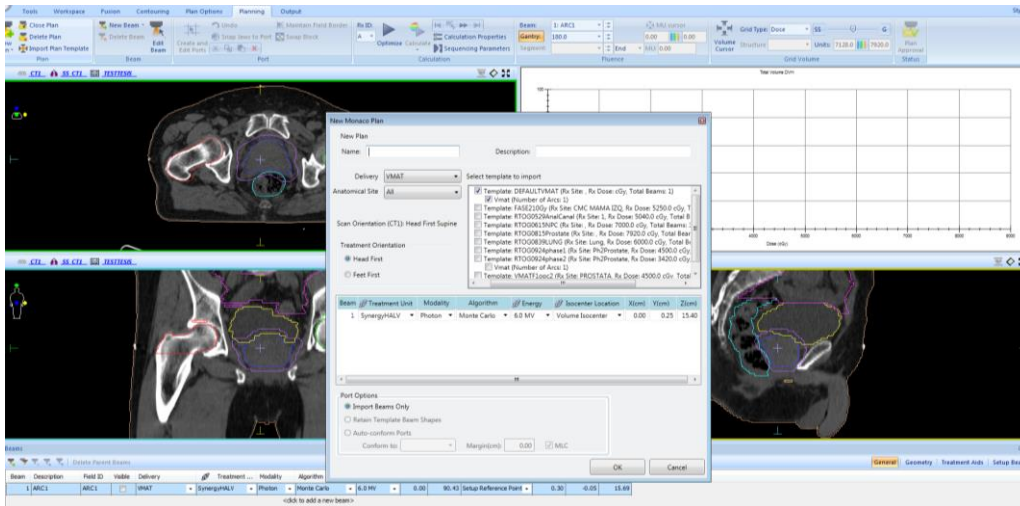


En los casos para este protocolo, se hizo uso sólo de casos de próstata. Por lo cual las demás estructuras, fueron contorneadas mediante el uso de la herramienta Paintbrush; así como los demás órganos de riesgo.



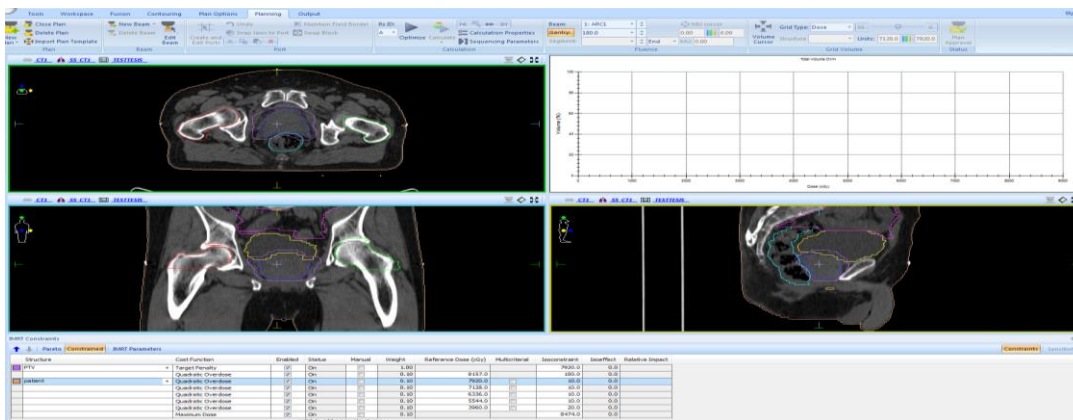
Ubicar el corte donde se encuentran los balines que se colocaron en la simulación, por medio del menú Workspace, view options, casilla partial slice trackers desactivarlo; se crea un nuevo punto de interés en la barra de herramientas Tools, submenú tools, interest points and markers, new interest point y en la descripción poner el nombre con el cual se piensa identificar. Si el origen se encuentra dentro del PTV del médico, puede utilizarse ese punto para referenciar posteriormente el arco de plan de tratamiento. De lo contrario realizar la misma operación, pero con un punto dentro del PTV.

Menú Planning, plan y se desplegará la siguiente pantalla



Hay que recordar que en MONACO, al iniciar un plan es necesario, cargar alguna de las plantillas que vienen predeterminadas por el sistema, cabe mencionar que una vez cargadas, pueden ser modificadas, según las necesidades del usuario. Para los planes de tratamiento tanto IMRT como VMAT se calculan con una energía de 6 MV.

El sistema de planeación MONACO, cuenta con ciertas funciones de costo, Target Penalty, Quadratic Overdose, parallel, serial, overdose DVH, underdose DVH, Maximun Dose, Quadratic Underdose, Conformality.



La función target penalty, como su nombre lo indica es para el PTV que es el objetivo del plan, el cual es necesario poner la prescripción y el mínimo del volumen que debe cubrir, se recomienda sea del 98 % para obtener una mejor cobertura.

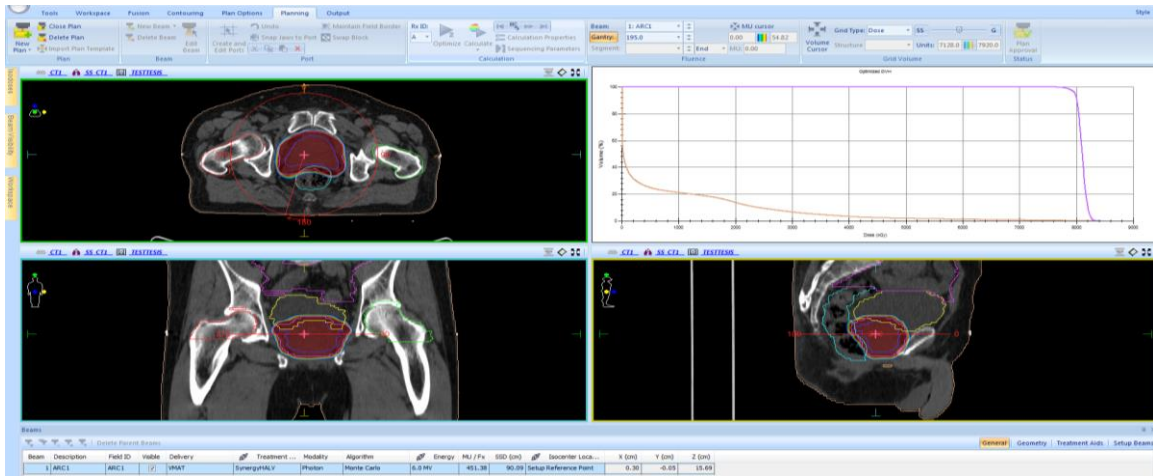
La siguiente función de costo quadratic overdose el cual debe ser del 3 % más de la prescripción, con un excedente de 50cGy y un margen a partir del PTV de 0.2 cm.

A continuación, para la estructura patient, que es la piel del paciente deben ir de 5 a 6 quadratic overdose, puesto que no hay una receta a seguir para la planeación, esta dependerá de cada caso. Se puede empezar con un quadratic con la prescripción más un excedente de 10 cGy y 0 cm de margen; o la prescripción con el mismo excedente pero con un margen de 0.3 cm, a partir de ahí el Maximum Dose de dicha función debe variar desde un 90% - 70% de la prescripción con un excedente de 10 cGy, incrementando shrink margin de 0.3 en 0.3 , el último quadratic debe tener un Maximum Dose al 50% de la prescripción con 50cGy de excedente y un margen de 1.5 a 2cm . Finalmente la función de costo Maximum Dose se recomienda corresponda a un excedente del 7% de la prescripción, sin margen pero que optimice sobre todos los vóxeles.

Nota: Si la piel del paciente no es contorneada no realizará ningún cálculo.

Calcular dicho plan sólo para la primera optimización para analizar si un arco será suficiente para lograr la cobertura, las restricciones de los órganos de riesgos y no obtener un punto caliente que sobre pase del 10 %.

En caso de requerir implementar restricciones a órganos de riesgo, basta con añadir la estructura, tomando en cuenta que, MONACO toma como prioridad de cálculo, en orden de jerarquía, las estructuras de órganos de riesgo deben localizarse entre el PTV y patient. Para dicho órgano se recomienda una función de costo serial, en la que se proporciona una dosis de referencia sobre la cual se comienza a trabajar, cuenta con valor k el cual va desde 1 – 20; donde 1 se aplica sobre toda la curva, 10 hacia el máximo de la curva y 20 trabaja como un máximo local.



Después de colocar las funciones de costo que se consideren necesarias, se optimiza por segunda ocasión para obtener el resultado de la planeación.

Dado el tipo de técnica de tratamiento la cobertura aceptable es a partir del 95%.