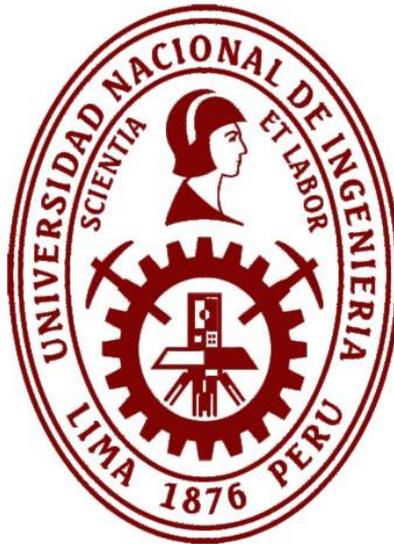


UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

**“EVALUACIÓN DE LA DOSIS EN EL CRISTALINO PARA
TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA EN TUMORES
CEREBRALES USANDO HACES DE FOTONES DE 6 MV CON Y
SIN FILTRO APLANADOR”**

PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO
EN CIENCIAS EN FÍSICA MÉDICA

ELABORADA POR:

IRWIN ENRIQUE VALCÁRCEL AGUIRRE

ASESORA:

MSc. BERTHA MILAGROS GARCÍA GUTIERREZ

LIMA – PERÚ

2024

DEDICATORIA

Este trabajo le dedico a mi madre y abuelos que me apoyaron siempre, me han enseñado buenos valores a lo largo de mi vida y son el motivo para seguir esforzándome día a día.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradecer a la MSc. Bertha García Gutiérrez por brindarme su apoyo, enseñanza, confianza y compromiso para la elaboración de la presente tesis.

Quiero agradecer a mis amigos y colegas del equipo de Física Médica de la Red AUNA por sus enseñanzas y consejos.

Quiero agradecer a la Oncosalud red AUNA por la oportunidad brindada y facilitarme el uso de sus equipos e instalaciones para poder desarrollar el presente trabajo.

INDICE DE CONTENIDO

INDICE DE CONTENIDO	iv
INDICE DE TABLAS.....	ix
INDICE DE FIGURAS	xii
ABREVIATURAS	xv
RESUMEN	xvi
ABSTRACT	xviii
CAPITULO I INTRODUCCION.....	1
1.1 GENERALIDADES	1
1.2 PLANTEAMIENTO Y FORMULACION DEL PROBLEMA.....	2
1.2.1 Problema general	2
1.2.2 Problemas específico	2
1.3 ESTADO DEL ARTE	3
1.4 HIPÓTESIS	6
1.4.1 Hipótesis General.....	6
1.4.2 Hipótesis Específicas	6
1.5 OBJETIVOS.....	6
1.5.1 Objetivo general.....	6
1.5.2 Objetivos específicos	7
CAPITULO II MARCO TEÓRICO.....	8
2.1 RADIOCIRUGÍA.....	8
2.1.1 Historia de la Radiocirugía	8
2.1.2 Enfermedades tratadas con Radiocirugía.....	9
2.2 DOSIS PERIFERICA.....	13

2.3 ACELERADOR LINEAL	14
2.4 DEFINICION DE VOLUMENES	15
2.4.1 Gross Tumor Volume	15
2.4.2 Clinical Target Volume	16
2.4.3 Internal Target Volume.....	16
2.4.4 Planning Target Volume.....	16
2.4.5 Determinación del volumen objetivo.....	17
2.5 CALCULO DE LA DOSIS ABSOLUTA.....	17
2.5.1 Magnitudes de influencia en la lectura del dosímetro	17
2.5.2 Valores de <i>kQ</i> , <i>Q0</i>	20
2.6 ARCOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (VMAT).....	21
2.7 CURVAS DE ISODOSIS.....	21
2.8 HISTOGRAMA DOSIS - VOLUMEN (DVH)	22
2.9 INDICE DE CONFORMIDAD (IC).....	23
2.10 INDICE DE HETEROGENEIDAD (IH)	24
2.11 SISTEMA DE PLANIFICACION MONACO	24
2.12 PELICULAS RADIOCRÓMICAS	25
CAPITULO III METODOLOGÍA.....	27
3.1 MATERIALES.....	27
3.1.1 Acelerador lineal.....	27
3.1.2 Sistema de planificación	27
3.1.3 Fantoma STEEV	28
3.1.4 Tomógrafo	29
3.1.5 Cámara de ionización Pinpoint 3d	31
3.1.6 Microdiodo Silicom P.....	31
3.1.7 Electrómetro.....	32
3.1.8 Película radiocrómica Gafchromic EBT 3	33

3.1.9 Escáner Epson expression 12000XL	33
3.1.10 Fantoma de agua solida.....	34
3.2 PROCEDIMIENTO.....	35
3.2.1 Obtención de imágenes.....	35
3.2.2 Planificación de tratamiento	36
3.2.3 Verificación del sistema de planificación.....	50
3.2.4 Manejo y uso de las Películas Radiocrómicas	51
3.2.5 Calibración de las películas	52
3.2.6 Procesamiento de imágenes	54
CAPITULO IV RESULTADOS	56
4.1 TARGET 1	56
4.1.1 Planificación con 3 arcos no coplanares	56
4.1.2 Planificación con 5 arcos no coplanares	58
4.2 TARGET 2	60
4.2.1 Planificación con 3 arcos no coplanares	60
4.2.2 Planificación con 5 arcos no coplanares	63
4.3 TARGET 3	65
4.3.1 Planificación con 3 arcos no coplanares	65
4.3.2 Planificación con 5 arcos no coplanares	67
4.4 VERIFICACION DOSIMÉTRICA.....	69
4.5 CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS	70
4.6 DOSIS PERIFÉRICA.....	71
4.6.1 Target 1	72
4.6.2 Target 2.....	72
4.6.3 Target 3.....	72
ANALISIS DE RESULTADOS.....	73

4.7 TARGET 1	73
4.7.1 PTV 1	73
4.7.2 Cristalino derecho	74
4.7.3 Cristalino izquierdo.....	76
4.7.4 Cerebro.....	78
4.8 TARGET 2	79
4.8.1 PTV 2.....	79
4.8.2 Cristalino derecho	81
4.8.3 Cristalino izquierdo.....	83
4.8.4 Cerebro.....	84
4.9 TARGET 3	85
4.9.1 PTV 3.....	86
4.9.2 Cristalino derecho	87
4.9.3 Cristalino izquierdo.....	88
4.9.4 Cerebro.....	90
4.10 DOSIS PERIFÉRICA.....	92
4.10.1 Target 1	92
4.10.2 Target 2	92
4.10.3 Target 3	93
4.11 VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA.....	93
CONCLUSIONES.....	95

BIBLIOGRAFÍA	96
ANEXOS	101

INDICE DE TABLAS

Tabla 1	Cálculo de las constantes por el método de la división de voltaje.....	19
Tabla 2	Valores de kQ , Q_0 para cámaras cilíndricas de PTW	20
Tabla 3	Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 1 usando 3 arcos no coplanares	40
Tabla 4	Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 2 usando 3 arcos no coplanares	40
Tabla 5	Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 3 usando 3 arcos no coplanares	40
Tabla 6	Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 1 usando 5 arcos no coplanares	43
Tabla 7	Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 2 usando 5 arcos no coplanares	43
Tabla 8	Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 3 usando 5 arcos no coplanares	43
Tabla 9	Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 1	56
Tabla 10	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho.....	57
Tabla 11	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo	57
Tabla 12	Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro	58
Tabla 13	Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 1	58
Tabla 14	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho.....	59
Tabla 15	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo	59
Tabla 16	Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro	60
Tabla 17	Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 2	61
Tabla 18	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho.....	61
Tabla 19	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo	62
Tabla 20	Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro	62
Tabla 21	Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 2	63

Tabla 22	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho.....	64
Tabla 23	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo	64
Tabla 24	Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro	65
Tabla 25	Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 3	65
Tabla 26	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho.....	66
Tabla 27	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo	66
Tabla 28	Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro	67
Tabla 29	Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 3	67
Tabla 30	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho.....	68
Tabla 31	Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo	68
Tabla 32	Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro	69
Tabla 33	Lecturas obtenidas con la cámara de ionización Pinpoint 3d	70
Tabla 34	Lecturas obtenidas con el Microdiodo silicom tipo P	70
Tabla 35	Relación de equivalencia de Dosis administrada y Unidades Monitor	71
Tabla 36	Dosis periférica calculada para los planes del target 1	72
Tabla 37	Dosis periférica calculada para los planes del target 2	72
Tabla 38	Dosis periférica calculada para los planes del target 3.....	72
Tabla 39	Dosis promedio al PTV 1 usando haces WFF y FFF	74
Tabla 40	Dosis promedio al cristalino derecho usando haces WFF y FFF	75
Tabla 41	Dosis promedio al cristalino izquierdo usando haces WFF y FFF.....	77
Tabla 42	Dosis promedio al cerebro usando haces WFF y FFF.....	78
Tabla 43	Dosis promedio al PTV 2 usando haces WFF y FFF	80
Tabla 44	Dosis promedio al cristalino derecho usando haces WFF y FFF	82
Tabla 45	Dosis promedio al cristalino izquierdo usando haces WFF y FFF.....	83

Tabla 46	Dosis promedio al cerebro usando haces WFF y FFF.....	85
Tabla 47	Dosis promedio al PTV 3 usando haces WFF y FFF	86
Tabla 48	Dosis promedio al cristalino derecho usando haces WFF y FFF	88
Tabla 49	Dosis promedio al cristalino izquierdo usando haces WFF y FFF.....	89
Tabla 50	Dosis promedio al cerebro usando haces WFF y FFF.....	91

INDICE DE FIGURAS

Figura 1	Leksell y Lindstrom con un paciente siendo preparado para radiocirugía	9
Figura 2	Metastasis cerebral	10
Figura 3	Imágenes de angiografía por sustracción digital de una MAV	11
Figura 4	Tipos de Meningiomas.....	12
Figura 5	Neurinoma del acústico (schwannoma)	13
Figura 6	Esquema del linac	15
Figura 7	Representación de las curvas de isodosis en diferentes colores	22
Figura 8	Representación de un Histograma Dosis – Volumen (DVH)	23
Figura 9	Configuración de los tipos de películas radiocrómicas.....	25
Figura 10	Estructura de una película radiocrómica Gafchromic EBT3	26
Figura 11	Acelerador Lineal Clínica Delgado	27
Figura 12	Interfaz del Sistema de Planificación Monaco.....	28
Figura 13	Fantoma de verificación sterotaxica STEEV	29
Figura 14	Tomógrafo simulador de la Clínica Delgado.....	30
Figura 15	Cámara de ionización Pinpoint 3d	31
Figura 16	Microdiodo Silicom tipo P.....	32
Figura 17	Electrómetro PTW modelo UNIDOS	32
Figura 18	Película radiocromica Gafchromic EBT3 - Lot # 07301902	33
Figura 19	Escaner Epson Expression 12000XL.....	34
Figura 20	Fantoma de agua solida RW3	35
Figura 21	Fantoma Steev posicionado en el tomógrafo para la adquisición de imágenes .	36
Figura 22	Imagen reconstruida 3d fantoma Steev con los tumores	37
Figura 23	Tomografía del Fantoma con los blancos establecidos (Corte Axial)	37
Figura 24	Vista frontal de reconstrucción 3d del fantoma con los 3 arcos no coplanares .	38
Figura 25	Vista lateral de reconstrucción 3d del fantoma con los 3 arcos no coplanares..	38
Figura 26	Vista frontal del fantoma con los diferentes giros de camilla.....	39
Figura 27	Vista frontal de reconstrucción 3d del fantoma con los 5 arcos no coplanares .	41

Figura 28	Vista lateral de reconstrucción 3d del fantoma con los 5 arcos no coplanares..41
Figura 29	Vista frontal del fantoma con los diferentes giros de camilla.....42
Figura 30	Sequencing Parameters: VMAT, utilizados para la planificación44
Figura 31	Propiedades de calculo.....45
Figura 32	Funciones de Costo utilizadas para la planificación46
Figura 33	Función de costo Target Penalty, obtenido del Sistema47
Figura 34	Función de costo Maximum Dose, obtenido del Sistema de Planificación47
Figura 35	Función de costo Quadratic Overdose, obtenido del Sistema de Planificación.48
Figura 36	Distribución de las curvas de isodosis en el fantoma, desde el 35 % al 120 % de la dosis prescrita.....49
Figura 37	Histograma Dosis Volumen del plan49
Figura 38	Estadística obtenida del plan.....50
Figura 39	Fantoma Steev con sus insertos para diodo tipo P y cámara Pinpoint.....50
Figura 40	Facntoma Steev con detector de radiación insertado.....51
Figura 41	Procedimiento de corte de las películas radiocrómicas52
Figura 42	Geometría usada para la calibración de las películas radiocrómicas53
Figura 43	Posicionamiento de las películas radiocrómicas para su calibración. A la izquierda fantoma de agua solida con la superficie en 95 cm. A la derecha película radiocrómica posicionada en el isocentro.54
Figura 44	Posicionamiento de la película radiocromica irradiada para escanearla.....55
Figura 45	Curva de calibración para la película radiocrómica EBT3, en un rango de dosis de 0-122 cGy.....71
Figura 46	Comparación del promedio de dosis para diferentes porcentajes de volumen del PTV 174
Figura 47	Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino derecho76
Figura 48	Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino izquierdo77
Figura 49	Comparación del promedio de dosis obtenida en el cerebro79
Figura 50	Comparación del promedio de dosis para diferentes porcentajes de volumen del PTV 2.....81
Figura 51	Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino derecho.....82

Figura 52	Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino izquierdo84
Figura 53	Comparación del promedio de dosis obtenida en el cerebro85
Figura 54	Comparación del promedio de dosis para diferentes porcentajes de volumen del PTV 387
Figura 55	Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino derecho88
Figura 56	Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino izquierdo90
Figura 57	Comparación del promedio de dosis obtenida en el cerebro91

ABREVIATURAS

SRS: Radiocirugía estereotáctica

AAPM: American Association of Physicists in Medicine

GTV: Gross Tumor Volume

CTV: Clinical Target Volume

ITV: Internal Target Volume

PTV: Volumen Blanco de Planificación

IH: Índice de Heterogeneidad

IAEA: International Atomic Energy Agency

ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements

IC: Índice de Conformidad

LINAC: Acelerador Lineal

MC: Algoritmo de cálculo Monte Carlo

MLC: Colimador multihojas

OAR: Órgano a riesgo

UM: Unidades Monitor

VMAT: Arcoterapia Volumétrica Modulada

FFF: Flattening Filter Free

TPS: Sistema de planificación de tratamiento

TC: Tomografía computarizada

MAV: Malformaciones Arteriovenosas

WFF: With flattening filter

FFF: Flattening filter free

MLC: Colimador de hojas múltiples

IMRT: Terapia de radiación de intensidad modulada

3DCRT: Terapia de radiación conformada tridimensional

CT Tomografía computarizada

MRI Imagen por resonancia magnética

RESUMEN

La finalidad de la radioterapia es maximizar la dosis entregada a una lesión minimizando la dosis a los órganos a riesgo cercanos,

para poder lograr esto, se debe realizar la planificación con técnicas apropiadas que nos permitan optimizar el plan de tratamiento.

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo comparar la dosis obtenida en el cristalino para blancos simulados en un fantoma de cabeza en planes de terapia de arco modulada VMAT usando haces con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF para la irradiación parcial del cerebro.

Para la realización de este trabajo se utilizó un fantoma de verificación estereotaxica STEEV de la marca CIRS, al cual se le tomaron imágenes tomográficas con cortes de 1 mm de espesor en un tomógrafo simulador; utilizando un sistema de planificación Monaco versión 6.00.01, se contornearon 3 tumores de 2.5 cm de diámetro, en diferentes ubicaciones, uno de ellos en la zona del lóbulo parietal, otro en el lóbulo temporal derecho y uno en el isotac del fantoma. Además, un médico radioterapeuta contorneo órganos a riesgo como el cerebro y los cristalinos tomando en cuenta los protocolos utilizados para la localización de los cristalinos a fin de poder ser evaluados.

Se realizaron 12 planes de radiocirugía para evaluar la dosis en cristalino generada por la irradiación de los 3 blancos, todos los planes fueron calculados con el algoritmo de cálculo Monte Carlo del sistema de planificación Monaco. Los parámetros usados fueron idénticos para planes con haces de fotones de 6 MV con y sin filtro aplanador, generados por un acelerador lineal Elekta Infinity con cabezal agility con Multilaminas de 0.5 cm de espesor.

Los resultados obtenidos muestran una mayor dosis máxima en los planes realizados sin filtro aplanador FFF evaluado al 2% del volumen del PTV, por otro lado, los planes realizados sin filtro aplanador FFF generan una menor dosis dispersa, llegando una menor dosis a órganos a riesgo como son los cristalinos, lo cual fue demostrado al irradiar y posteriormente realizar un

análisis de las películas radiocrómicas utilizadas al evaluar la dosis periférica que le llegaría a este órgano a riesgo.

Se demostró que los planes realizados sin filtro aplanador FFF poseen una conformación óptima del volumen a tratar, reduciendo la dosis a órganos a riesgo cercanos y en un menor tiempo de tratamiento del paciente.

ABSTRACT

The purpose of radiotherapy is to maximize the dose administered to a lesion, minimizing the dose to organs at risk, In order to achieve this, planning must be carried out with appropriate techniques that allow us to optimize the treatment plan.

The objective of this thesis work is to compare the dose obtained in the lens for targets simulated in a head phantom in VMAT modulated arc therapy plans using beams with flattening filter WFF and flattening filter free FFF for partial brain irradiation.

To carry out this work, a CIRS brand STEEV stereotaxic verification phantom was used, to which tomographic images were taken with 1 mm thick slices in a simulator tomograph; Using a Monaco version 6.00.01 planning system, 3 tumors of 2.5 cm in diameter were contoured in different locations, one of them in the parietal lobe area, another in the right temporal lobe, and one in the isotac of the phantom. In addition, a radiotherapist doctor outlined organs at risk such as the brain and the lenses taking into account the protocols used for the location of the lenses in order to be able to be evaluated.

Twelve radiosurgery plans were made to evaluate the lens dose generated by the irradiation of the 3 targets. All the plans were calculated with the Monte Carlo calculation algorithm of the Monaco planning system. The parameters used were identical for plans with 6 MV photon beams with and without a smoothing filter, generated by an Elekta Infinity linear accelerator with an agility head with 0.5 cm thick MLC.

The results obtained show a higher maximum dose in the plans carried out without the FFF flattening filter evaluated at 2% of the PTV volume, on the other hand, the plans carried out without the flattening filter FFF generate a lower dispersed dose, reaching a lower dose to organs at risk as are the lens, which was demonstrated by irradiating and subsequently performing and analysis of the radiochromic films used to evaluate the peripheral dose that would reach this organ at risk.

It was shown that the plans made without flattening filter FFF have an optimal conformation of the volume to be treated, reducing the dose to nearby organs at risk and in a shorter patient treatment time.

CAPITULO I

INTRODUCCION

1.1 GENERALIDADES

Los aceleradores lineales están equipados con un filtro aplanador, cuya función va ser homogenizar planamente la intensidad del haz de fotones que emite el acelerador lineal. Este equipamiento tuvo mucha relevancia a lo largo del tiempo cuando se empleaban campos convencionales para los tratamientos en radioterapia, por ejemplo, técnicas de campos paralelos.

En los últimos años, la radioterapia utiliza diversas técnicas para modificar la fluencia del haz con filtro aplanador WFF utilizando los colimadores multihojas en las técnicas de IMRT y VMAT. Esto conlleva a una pregunta, ¿Es necesario el filtro aplanador, teniendo en cuenta la diferencia en la intensidad de la fluencia?, sabiendo que estas técnicas avanzadas como IMRT o VMAT ya no aplica el concepto del haz plano como se utilizaba en técnicas de 3DCRT. En este caso podemos ver que el uso del filtro aplanador se vuelve innecesario.

Para tratamientos de radiocirugía con aceleradores lineales se utilizan campos pequeños con haces con filtro aplanador WFF, debido a que son volúmenes pequeños, el filtro aplanador no tiene una implicancia muy grande ya que sin el filtro para esos tamaños de campos el haz se vería plano. Esto conlleva a analizar, estudiar y comparar la dosimetría al realizar la planificación de los tratamientos de radiocirugía para haces WFF y FFF.

La presente tesis se divide en cuatro capítulos. En el capítulo I se desarrolla la introducción y los objetivos, además, se muestra el estado del arte, diversos estudios previos que se han desarrollado y los que han servido para obtener una data relacionada con el presente trabajo.

El capítulo II muestra el marco teórico que debemos conocer para poder desarrollar todo el proceso de este trabajo, una historia de cómo han ido evolucionando las técnicas de radiocirugía a lo largo de los años, la importancia en el tratamiento de diversas enfermedades, las definiciones de las estructuras anatómicas según la ICRU, características del sistema de planificación para hacer lograr la distribución dosimétrica y los conceptos de dosimetría que debemos tener para poder entender todo el trabajo.

El capítulo III muestra la metodología, todos los instrumentos y sus características, así mismo, se detalla todo el procedimiento para la adquisición de los resultados obtenidos y las consideraciones que se tuvo que tener tanto para la planificación de los tratamientos, el análisis dosimétrico y las técnicas utilizadas.

El capítulo IV muestra los resultados y se hace un estudio de los mismos, tanto para haces con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF.

Finalmente, se muestran las conclusiones llegadas luego de realizar todo el trabajo

1.2 PLANTEAMIENTO Y FORMULACION DEL PROBLEMA

1.2.1 Problema general

¿Cómo se distribuye la dosis en el cristalino para tratamientos de radiocirugía en tumores cerebrales usando haces de fotones de 6 MV con y sin filtro aplanador?

1.2.2 Problemas específico

¿Cuáles son las técnicas de planificación en radiocirugía con y sin filtro aplanador que ofrecen una mejor distribución de dosis en el cristalino?

¿Cuál es la diferencia dosimétrica entre planes de tratamiento con y sin filtro aplanador en tratamientos de radiocirugía usando haces con filtro aplanador y sin filtro aplanador?

¿Cómo realizar la verificación del cálculo de la dosis del planificador?

¿Las mediciones realizadas usando sistemas de detección dosimétrica como películas, cámaras de ionización o detectores de estado sólido son compatibles con los cálculos dosimétricos del sistema de planificación?

¿Cuál es la diferencia de dosis que recibe el cristalino en técnicas con y sin filtro aplanador?

1.3 ESTADO DEL ARTE

En la literatura podemos encontrar diversos estudios donde se han comparado resultados de la dosimetría obtenida para tratamientos con haces con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF, además el uso de arcos no coplanares en lugar de arcos coplanares para la planificación de tratamientos de tumores cerebrales.

Wah et al (2021) hizo una evaluación utilizando haces coplanares y haces no coplanares para tumores cerebrales. Como resultado, el estudio mostró que la calidad del plan fue superior utilizando arcos no coplanares comparados con los planes con arcos coplanares. Los planes con arcos no coplanares reduce la dosis periférica en diferentes órganos, por lo tanto, los planes con arcos no coplanares es una mejor opción para pacientes con tumores cerebrales para un mejor cuidado de los órganos a riesgo cercanos. (Wah, Yuen, Long, Yan, & Ying, 2021)

Jackson et al (2011) realizó un estudio de evaluación de tratamientos con arcoterapia volumétrica modulada para radiocirugía craneal usando múltiples arcos no coplanares, en el cual demuestra que la planificación con arcos no coplanares para técnica de VMAT ofrece distribuciones de dosis de radiocirugía craneal precisas y de alta calidad con dosis bajas en tejido sano y una alta conformación de dosis alta en el objetivo. Estas ventajas que ofrece la técnica de VMAT con arcos no coplanares hacen que sea adecuado usarla para una mayor variedad de dosis de prescripción o lesiones más grandes irregulares. (Audet, y otros, 2011)

Tuguma et al (2020) realizó una comparación entre los planes de tratamientos con haces sin filtro aplanador FFF y haces con filtro aplanador WFF para tumores cerebrales, utilizó los mismos constrains de su centro para el PTV y OARs en haces con y sin filtro, realizando un análisis al histograma dosis volumen DVH, se mostró que los planes realizados con haces sin filtro aplanador FFF obtuvieron una mejor preservación del tejido normal frente a los planes con filtro aplanador WFF. En ambos casos, se obtuvo el mismo control tumoral, sin embargo en los planes sin filtro aplanador FFF se tiene una ventaja ya que es menor tiempo en máquina para el paciente. (Tuguma & Chiovati, 2020)

Lai et al (2016) demostró la superioridad dosimétrica de los planes realizados con haces FFF comparandolos con planes realizados con haces WFF, en el estudio que realizó, se muestra una superioridad en la homogeneidad, en gradiente de dosis y en eficiencia, además, la planificación de tratamientos de cerebro realizados con haces sin filtro aplanador mostró una disminución del 2 % en las regiones de baja dosis. El estudio demostró que el uso de haces sin filtro aplanador no solamente es eficiente reduciendo el tiempo de tratamiento sino proporciona menor toxicidad. (Lai, y otros, 2017)

Ghemis et al (2021) en su estudio realizado sobre los progresos de tecnología de haces sin filtro aplanador en SRS y SBRT, tumores en pulmón tratados con haces sin filtro aplanador SBRT mostraron un buen control tumoral, toxicidades agudas leves y reducción de tiempo de tratamiento, además, es adecuado para diferentes sitios anatómicos como hígado, próstata, cérvix, ofreciendo similares resultados. Para el caso de SRS de tumores cerebrales con haces sin filtro aplanador, dio como resultado reducción del tiempo de tratamiento y mejor preservación del tejido normal debido a al alto gradiente de caída de dosis fuera del tumor. (Ghemis & Marcu, 2021)

Rieber et al (2016), realizó un estudio de radiocirugía con haces sin filtro aplanador FFF para tratamientos de metástasis cerebrales, en este estudio dio como resultado que los tratamientos usando haces sin filtro aplanador FFF proporciona una calidad de plan similar en comparación con técnicas de SRS con filtro aplanador, sin embargo, ofrece ventajas en menor dosis al cerebro sano en menos tiempo. (Riebert, y otros, 2016)

JUSTIFICACIÓN

La radiocirugía es muy realizada en tumores cerebrales, el objetivo del tratamiento de radiación es maximizar la dosis administrada en la lesión minimizando la dosis a los tejidos adyacentes. Para poder alcanzar este objetivo, el Físico Médico tiene que utilizar la técnica de planificación de tratamiento apropiada y la energía de radiación óptima ya sea usando haces WFF o FFF.

La radiocirugía SRS, es un tratamiento donde se utilizan altas dosis de radiación en pequeñas áreas muy localizadas, esto conlleva a realizar este tratamiento con una alta precisión, y así evitar que elevadas dosis les lleguen a órganos cercanos a la lesión, uno de ellos son los cristalinos, los cuales, a diferencia de otros órganos cercanos, tienen una baja tolerancia a elevadas dosis, por lo cual, se debe optimizar el plan de manera que llegue una baja dosis máxima en dicho órgano.

Muchos factores pueden ocasionar que no se irradie la zona a tratar, uno de ellos puede ser el movimiento del paciente, mientras el tratamiento tenga una mayor duración de tiempo, el paciente está propenso a realizar movimientos involuntarios que serán perjudiciales para su tratamiento. En este sentido, el uso de haces sin filtro aplanador FFF tiene una gran relevancia, diversos estudios realizados han demostrado que utilizar haces sin filtro aplanador FFF reduce el tiempo de duración del tratamiento, obteniendo resultados de conformación de dosis iguales o inclusive mejores que utilizando haces con filtro aplanador WFF.

La importancia del presente trabajo es justamente, demostrar la eficacia de la radiocirugía utilizando haces FFF frente a WFF, obtener una menor dosis dispersa para proteger los cristalinos y así poder lograr un mejor tratamiento en un menor tiempo del paciente en máquina.

1.4 HIPÓTESIS

1.4.1 Hipótesis General

La dosis recibida por el cristalino en tratamientos con técnica de radiocirugía es mayor usando filtro aplanador respecto a haces sin filtro aplanador.

1.4.2 Hipótesis Específicas

- La técnica de planificación sin filtro aplanador ofrece una mejor distribución de dosis en el cristalino respecto a la planificación con filtro aplanador.
- Existe diferencia dosimétrica entre planes de tratamiento en haces con y sin filtro aplanador en tratamientos de radiocirugía calculados con algoritmo de calculo monte carlo.
- Existen parámetros dosimétricos fiables para la verificación del calculo de dosis del planificador.
- Las mediciones realizadas usando un sistema de detección, como pueden ser películas radiocrómicas o cámaras de ionización, son compatibles con los cálculos dosimétricos del sistema de planificación.
- Existe diferencia significativa de la dosis que recibe el cristalino en planes usando haces con y sin filtro aplanador.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo general

Realizar una comparación de la dosis en el cristalino para la técnica de tratamiento VMAT usando haces con filtro aplanador y sin filtro aplanador en blancos simulados en un fantoma de cabeza utilizando el sistema de planificación Monaco version 6.00.01 con un acelerador lineal Elekta infinity.

1.5.2 Objetivos específicos

- a. Evaluar la dosis en los cristalinicos en tratamientos de radiocirugía usando haces de 6 MV con y sin filtro aplanador.
- b. Realizar la dosimetría usando el sistema de planificación con y sin filtro aplanador.
- c. Realizar la calibración de las películas radiocrómicas para su uso como sistema dosimétrico y así evaluar la dosis periférica en los cristalinicos.
- d. Realizar una verificación de la dosis puntual calculada por el sistema de planificación usando detectores de radiación (cámara de ionización y diodo).
- e. Evaluar la dosis en los PTVs ubicados en diferentes localizaciones del cerebro, usando haces con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF.
- f. Comparar la dosis a OARs para diferentes posiciones del tumor.

CAPITULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 RADIOCIRUGÍA

2.1.1 Historia de la Radiocirugía

La historia de la radiocirugía aparece en el siglo 20, donde fue creado el primer marco estereotaxico por el científico británico Robert H. Clarke y el cirujano Sir Víctor Horsley con la finalidad de estudiar el cerebelo de los primates. El marco esterotaxico de Horsley-Clarke se basó en puntos de referencia anatómicos externos, como el canal auditivo externo y los bordes orbitales para guiar una sonda a las estructuras internas del cerebro, además, fue el primer dispositivo en utilizar coordenadas cartesianas y así ubicar estructuras cerebrales. Basándose en un marco estereotaxico anterior, el neurofisiologo Ernest Spiegel y el cirujano Henry Rycis crearon un marco estereotactico para pacientes humanos.

El termino SRS fue expuesto por primera vez por Lars Leksell. Leksell desarrollo su propio marco estereotáxico para usarlo junto con una máquina de rayos X de 200 kV. Su estrategia se basó en localización estereotaxica precisa de un objetivo y luego irradiar en el objetivo, este fue el primer ejemplo de un procedimiento mínimamente invasivo llamado radiocirugía, el cual desde entonces se ha extendido.

Leksell comenzó a trabajar con el físico Borje Larsson en la invención de un dispositivo de tratamiento dedicado para radiocirugía, el cual fue llamado Gamma Knife. Este dispositivo contiene 179 fuentes de cobalto 60 de alta intensidad, distribuido en un patrón hemisférico dirigidas con una precisión extremadamente alta a volúmenes esféricos de 4 mm, 8 mm o 14 mm. (International Commission on Radiation Units and Measurements, 2017)

Figura 1

Leksell y Lindstrom con un paciente siendo preparado para radiocirugía



Fuente: (International Commission on Radiation Units and Measurements, 2017)

La radiocirugía con rayos de ortovoltaje, protones, y rayos gamma encaminó el desarrollo de sistemas similares con rayos x de megavoltaje y unidades de teleterapia de Cobalto - 60. Por otro lado, mientras que los dispositivos de radiocirugía con rayos gamma se dedicaron a un solo propósito, los aceleradores lineales usados para radiocirugía y radioterapia comenzaron como dispositivos de radioterapia convencional que se adaptaron para procedimientos especiales mediante la adición de otros dispositivos.

2.1.2 Enfermedades tratadas con Radiocirugía

La SRS se caracteriza por tratar diferentes patologías cerebrales, estas serán agrupadas en tres clases, tumores cerebrales, malformaciones arteriovenosas y trastornos funcionales.

2.1.2.1 *Metástasis Cerebrales*

Una patología muy común tratada con radiocirugía estereotáxica son las metástasis cerebrales, las cuales, usualmente son tratadas en 3 maneras distintas: radiocirugía única, combinada con todo el cerebro o combinada con cirugía. (International Commission on Radiation Units and Measurements, 2017)

Las metástasis cerebrales son muy usuales en las personas, con una estadística del 90 % del total de los tumores cerebrales, del total de pacientes con cáncer se calcula que entre el 10 y 40 % de estos padecen de metástasis cerebrales. (Marín, Renner, Itriago, & Alvarez, 2017)

Las metástasis cerebrales se generan debido a que células cancerosas de diferentes partes del cuerpo se propagan al cerebro, las metástasis cerebrales la pueden generar cualquier tipo de cáncer. Las metástasis pueden formar uno o varios tumores cerebrales, al ir aumentando de tamaños estos tumores cerebrales, se van manifestando síntomas como dolor de cabeza, cambios de personalidad, convulsiones y pérdida de memoria, debido a que se genera presión en el cerebro. (Mayo Clinic, 2020)

Figura 2

Metastasis cerebral



Fuente: (Mayo Clinic, 2020)

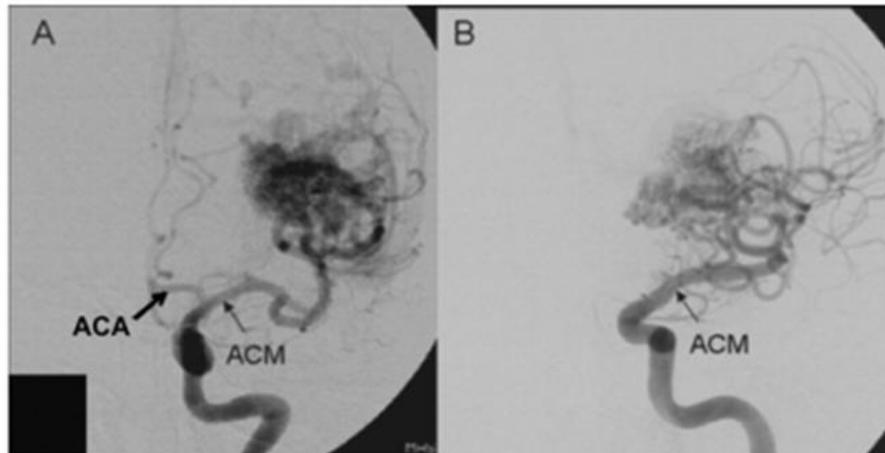
2.1.2.2 Malformaciones Arteriovenosas

Una MAV se genera debido a una mala unión entre arterias y venas en el cerebro, se suelen formar debido a factores genéticos, visto desde un punto macroscópico, las MAV evidencian canales venosos dilatados y paredes engrosadas, las cuales van a formar una masa piramidal donde va ser imposible diferenciar entre arterias y venas.

Las MAV están compuestas por un conglomerado vascular el cual será llamado nido, debido al alto flujo sanguíneo y por ello son propensas a hemorragias

Figura 3

Imágenes de angiografía por sustracción digital de una MAV



Fuente: (López, Gil, López, Boto, & Serna, 2010)

Las MAV usualmente son tratadas con dosis de radiocirugía de 16 Gy a 25 Gy, y luego debe pasar entre 1 a 3 años para su obliteración completa, pero esto dependerá de la dosis, volumen de la MAV y cantidad de tratamientos previos. Las complicaciones de la radiocirugía pueden ser convulsiones, dolores de cabeza, edemas y formación de quistes. (Starke et al, 2008),

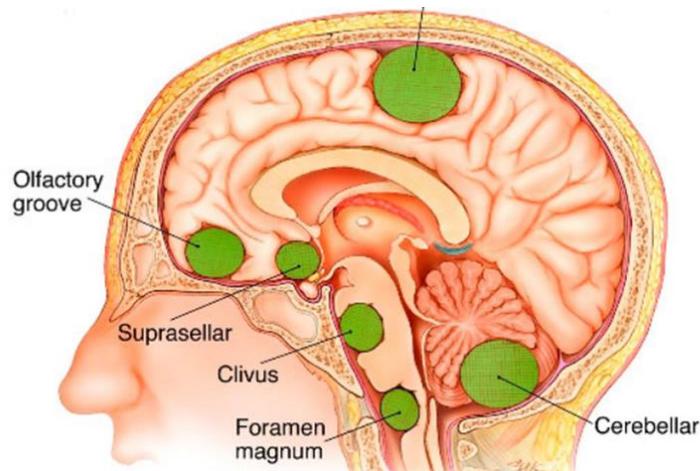
2.1.2.3 Meningiomas

Es un tumor cerebral muy común, representan aproximadamente un tercio de todos los tumores cerebrales primarios, afectan a hombres y mujeres entre 40 y 70 años, es muy poco probable que se encuentren casos en niños. Estos tumores surgen en las meninges y no son cancerosos, es poco probable que se propaguen a otras partes del cuerpo.

Estudios previos como el de Douglas Kondizola et al, mostraron que un buen tratamiento para los meningiomas es la radiocirugía estereotaxica, en su estudio donde se trató a 24 pacientes, demostró la reducción del volumen tumoral en 13 pacientes luego de un periodo de tiempo entre 12 a 36 meses luego de la radiocirugía. (Kondziolka, Lunsford, Coffey, & Flickinger, 1991)

Figura 4

Tipos de Meningiomas



Fuente: (Meningioma, s.f.)

2.1.2.4 Neurinoma del Acústico

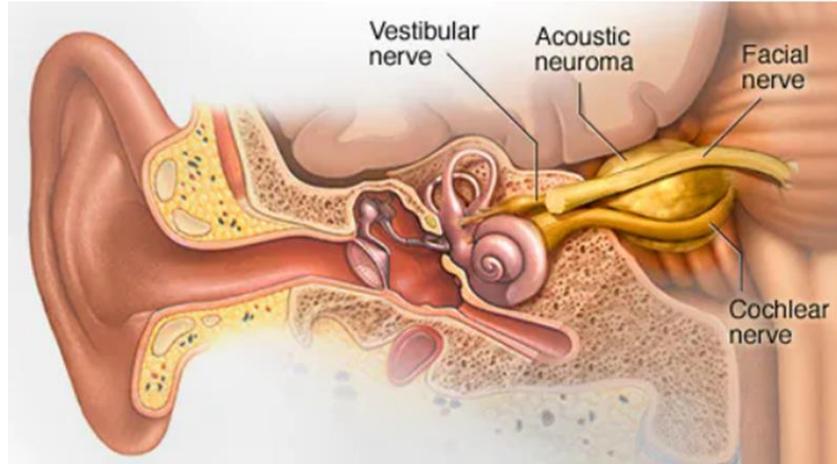
Estos tumores son benignos y se ubican en la porción vestibular del nervio acústico/vestibular en la región del ángulo ponto-cerebeloso y pueden desplazar y deformar al

cerebelo o protuberancia anular del tallo cerebral a medida que crecen. El crecimiento del neurinoma es lento, cuando son pequeños suelen pérdida auditiva o ruidos molestos como timbres, pero a medida que aumentan de tamaño y ocupan mayor espacio ocasionan problemas en el equilibrio e inestabilidad para la marcha. (Lustgarten, 2022)

Una alternativa para el tratamiento de los neurinomas del acústico es la radiocirugía estereotaxica. John C. Flickinger, et all, realizo un estudio de tratamiento de neurinoma del acústico con radiocirugía con dosis prescrita entre 12 Gy a 13 Gy, en total fueron 313 pacientes tratados con radiocirugía entre los años 1991 al 2001 y fueron monitoreados en periodos de 2 años. Los resultados obtenidos fueron el control tumoral en los 6 años para el 98 % de los pacientes, sin necesidad de intervención quirúrgica. (Flickinger, y otros, 2004)

Figura 5

Neurinoma del acústico (schwannoma)



Fuente: (Mayo foundation for medical education and research, s.f.)

2.2 DOSIS PERIFERICA

La radiocirugía puede concentrar la dosis dentro del objetivo con una gran precisión, evitando irradiar tejido normal circundante con dosis altas, la conformación de la dosis en

pequeños volúmenes se alcanza debido a dispositivos que bloquean el paso de la radiación, producida en el cabezal del acelerador, a diferentes zonas del cerebro.

Debido a que los tratamientos de radiocirugía administran altas dosis en fracciones únicas, necesitan una mayor cantidad de unidades monitor (UM) en comparación con tratamientos de fraccionamiento convencional, esto genera que se incremente la radiación de fuga y radiación dispersa por el cabezal de la máquina y el paciente, por lo tanto, aumentará la dosis a diferentes partes del cuerpo que no son el objetivo del tratamiento, adicionalmente, los haces de entrada y de salida al irradiar el objetivo contribuyen a la dosificación de tejidos sanos y OAR, a esta dosis generada fuera del objetivo de la irradiación la llamaremos dosis periférica.

Existe evidencia de una mayor probabilidad de desarrollar cáncer después de una exposición prolongada a dosis superiores entre el rango de 50 mSv y 100 mSv, no obstante, la exposición a dosis menores al rango entre 10 mSv y 50 mSv continua en discusión, ya que no se cuenta con una estadística tan grande como para analizar a este grupo de personas, pero algunos estudios han mostrado modelos que predicen el aumento de la probabilidad del riesgo de cáncer debido a la exposición de dosis pequeñas.

Realizar el cálculo de la dosis periférica será de mucha importancia especialmente en pacientes jóvenes con alta expectativa de vida, principalmente si esta puede afectar órganos cercanos con baja tolerancia a la radiación. El conocimiento previo de la dosis que se va depositar fuera del PTV nos ayudará a evaluar el riesgo de efectos adversos y tomar las medidas necesarias para poder minimizarlos. (Di Betta, Fariselli, Bergantin, & Fumagalli, 2010)

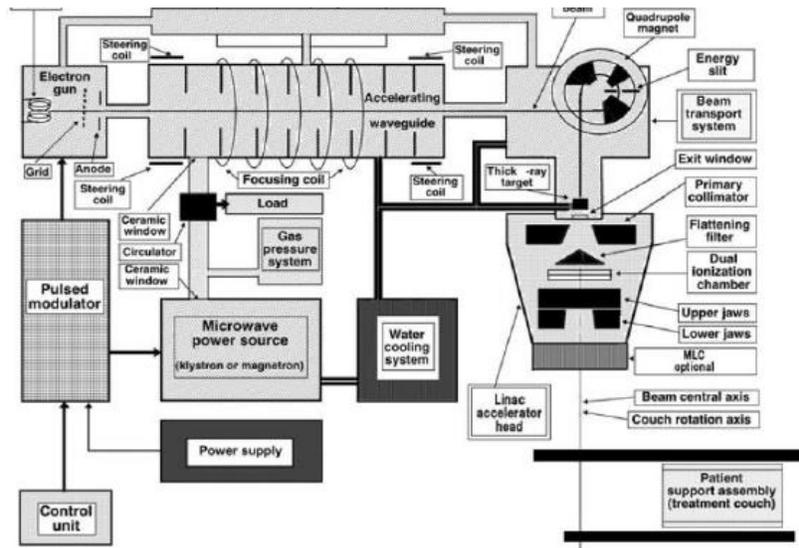
2.3 ACELERADOR LINEAL

Aceleradores lineales de uso médico son equipos con la capacidad de acelerar electrones siguiendo trayectorias rectas, estas partículas chocarán con un blanco al final de su trayectoria generando rayos x de alta energía, los cuales serán colimados al abandonar el equipo. (Podgorsak, 2005)

La mayoría de los aceleradores lineales son montados isocéntricamente, donde la fuente se ubica entre 80 y 100 cm desde el eje de rotación, el tubo acelerador va depender de la energía del acelerador, para energías entre 4 a 6 MV, el tubo puede ser corto, entre 50 y 100 cm, por otro lado, para aceleradores de alta energía el tubo acelerador debe ser más largo. (Johns & Cunningham, 1983)

Figura 6

Esquema del Linac



Fuente: (Podgorsak, 2005)

2.4 DEFINICION DE VOLUMENES

2.4.1 Gross Tumor Volume

GTV es la extensión demostrable y localización del tumor. No hay un umbral definido donde se pueda establecer que más allá de este, el voxel que contenga células tumorales sea lo suficiente alta como para asignarlo al GTV. Las áreas con mayor probabilidad de ser tumores

serán definidas como GTV, mientras que las áreas con menos probabilidades serán definidas como CTV.

2.4.2 Clinical Target Volume

El CTV es el tejido en un determinado volumen el cual incluye el GTV y un volumen con una posibilidad considerable para la terapia. No se ha podido establecer un acuerdo general sobre la probabilidad para ser considerado relevante para la terapia, pero se puede asumir al 5 % al 10 % requiere tratamiento. La decisión del margen que se debe agregar al GTV para establecer el CTV es decisión clínica y se toma en cuenta el conocimiento del riesgo de enfermedad presente. (International Commission on Radiation Units and Measurements, 2010)

2.4.3 Internal Target Volume

El ITV será definido siendo el CTV y un margen. La utilidad del ITV va depender del órgano huésped y técnica de tratamiento. El ITV se introdujo debido que actualmente muchos tratamientos se guían por imágenes de objetivos directos y ya no con puntos de referencia externos, por ello, se debe considerar los movimientos propios de los órganos.

2.4.4 Planning Target Volume

El PTV nos va permitir asegurar que la dosis de prescripción se administrará a todo el CTV. El PTV encierra el CTV más un margen que considera las incertidumbres de ubicación y las de configuración, el margen de configuración se refiere a incertidumbres propias del equipo, como ubicación del paciente en el equipo y la alineación del sistema terapéutico durante la planificación del tratamiento y a lo largo de todas las sesiones del paciente. (International Commission on Radiation Units and Measurements, 2010)

2.4.5 Determinación del volumen objetivo

La determinación del volumen objetivo se basa en la obtención de una tomografía con contraste CT, una resonancia magnética MRI o una fusión de imágenes tomografía y resonancia. Esta imagen será adquirida al paciente con un sistema de inmovilización integrado, el cual puede ser un marco estereotáxico. Para adquirir las imágenes, los espesores de cortes no deben ser mayores a 3 mm, el volumen objetivo será la lesión sin considerar áreas circundantes de edemas. (Sperduto, y otros, 2009)

2.5 CALCULO DE LA DOSIS ABSOLUTA

Para la verificación de la dosis en un punto generado por el sistema de planificación nos basaremos en el formalismo establecido por el TRS - 398, utilizaremos un fantoma de agua sólida PTW y una cámara de ionización, la dosis determinamos mediante la ecuación:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

donde M_Q es el valor de lectura del dosímetro corregido por los factores de presión, temperatura y polarización. N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración del detector utilizado. (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2005)

2.5.1 Magnitudes de influencia en la lectura del dosímetro

Para determinar la dosimetría puntual se considera diversos factores que se tomaron al momento de la calibración del detector, estas desviaciones en las condiciones de referencia se deben corregir utilizando los siguientes factores de corrección:

2.5.1.1 *Presión, temperatura y humedad*

El detector, al ser una cámara de ionización, contiene aire el cual esta propenso a condiciones ambientales al momento de realizar la medida, para corregir esta variación se aplicará el factor de corrección K_{TP} .

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T)P_0}{(273,2 + T_0)P}$$

Donde:

T y P : son la temperatura y presión.

T_0 y P_0 : son la temperatura y presión de calibración.

2.5.1.2 *Recombinación de iones*

Factor que va corregir la colección incompleta de las cargas dentro del volumen de la cámara debido a la recombinación de iones.

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

Donde:

- a_0, a_1, a_2 : Son constantes establecidas en la tabla 2.

Tabla 1*Cálculo de las constantes por el método de la división de voltaje*

V_1/V_2	Pulsados			Pulsados y barridos		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299	4.711	-8.242	4.533
2.5	1.474	-1.587	1.114	2.719	-3.977	2.261
3.0	1.198	-0.875	0.677	2.001	-2.402	1.404
3.5	1.080	-0.542	0.463	1.665	-1.647	0.984
4.0	1.022	-0.363	0.341	1.468	-1.200	0.734
5.0	0.975	-0.188	0.214	1.279	-0.750	0.474

*Fuente: (IAEA, 2005)***2.5.1.3 Corrección de polaridad**

Al realizar la exposición a radiación de una cámara de ionización, está en su interior tendrá un efecto el cual va generar polos, para poder obtener la lectura real se debe corregir con el siguiente factor de k_{pol}

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

- M_+ y M_- : son las lecturas colectadas en polo positivo y negativo respectivamente.
- M : es la lectura colectada en la polaridad usada frecuentemente.

2.5.2 Valores de k_{Q,Q_0}

Para calcular el valor del de k_{Q,Q_0} vamos a tomar en cuenta el detector utilizado y la calidad del haz calculada midiendo el TPR_{20,10}, La siguiente tabla nos muestra valores para distintos detectores.

Tabla 2

Valores de k_{Q,Q_0} para cámaras cilíndricas de PTW

Photon Beam Quality TPR _{20,10}	PTW	PTW	PTW	PTW	PTW	PTW	PTW	PTW	PTW
	23331	23332	23333/ 30001/ 30010	30002/ 30011 Farmer	30004/ 30012 Farmer	30006/ 30013 Farmer	31002/ 31010 0.125 cm ³ Semiflex	31003/ 31013 0.3 cm ³ Semiflex	31014/ 31015/ 31016 PinPoint
0.50	1.004	1.004	1.004	1.006	1.006	1.002	1.003	1.003	1.004
0.53	1.003	1.003	1.003	1.004	1.005	1.002	1.002	1.002	1.003
0.56	1.000	1.001	1.001	1.001	1.002	1.000	1.000	1.000	1.001
0.59	0.999	0.999	0.999	0.999	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999
0.62	0.997	0.997	0.997	0.997	0.999	0.997	0.997	0.997	0.998
0.65	0.993	0.994	0.994	0.994	0.996	0.994	0.994	0.994	0.995
0.68	0.990	0.990	0.990	0.992	0.994	0.990	0.990	0.990	0.992
0.70	0.988	0.988	0.988	0.990	0.992	0.988	0.988	0.988	0.989
0.72	0.985	0.984	0.985	0.987	0.989	0.984	0.984	0.984	0.985
0.74	0.982	0.980	0.981	0.984	0.986	0.980	0.980	0.980	0.980
0.76	0.978	0.976	0.976	0.980	0.982	0.975	0.975	0.975	0.975
0.78	0.971	0.968	0.969	0.973	0.976	0.968	0.968	0.968	0.967

0.80	0.964	0.961	0.962	0.967	0.969	0.960	0.960	0.960	0.959
0.82	0.956	0.954	0.955	0.959	0.962	0.952	0.952	0.952	0.952
0.84	0.945	0.943	0.943	0.948	0.950	0.940	0.940	0.940	0.941

Fuente: (PTW, 2019)

2.6 ARCOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (VMAT)

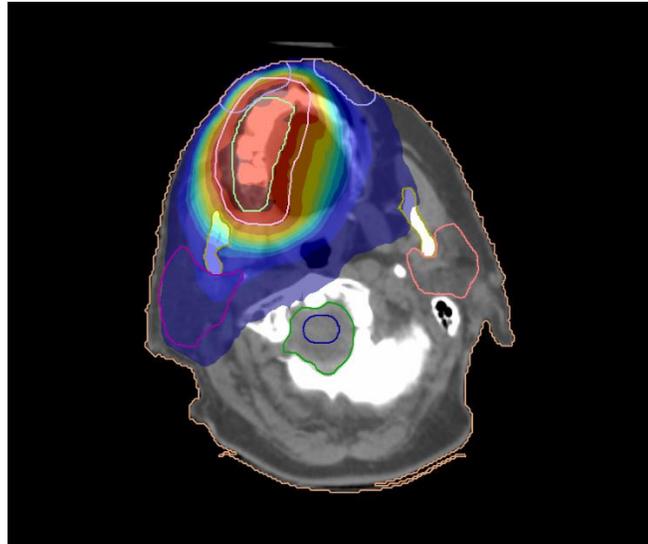
Técnica de tratamiento donde podemos alcanzar una conformación adecuada sin importar la geometría del objetivo, gracias a ello podemos administrar mayores dosis a las zonas con mayor actividad tumoral protegiendo adecuadamente los órganos cercanos a la lesión. VMAT nos da una ventaja frente a las otras técnicas de planificación, en ella el tiempo se reduce considerablemente ya que realiza giro de gantry mientras va irradiando y conformando el haz, esto beneficia al paciente pues se acorta el tiempo de tratamiento reduciendo las incertidumbres propias debido al movimiento involuntario de los pacientes.

2.7 CURVAS DE ISODOSIS

Es una herramienta que nos permite evaluar la calidad del plan en el paciente. Para evaluar un plan se compara que la isodosis que cubra la periferia del objetivo con la isodosis del isocentro si la proporción se encuentra en un rango deseado el plan es considerado aceptable, siempre y cuando no exceda las dosis en los órganos a riesgo adyacentes.

Figura 7

Representación de las curvas de isodosis en diferentes colores

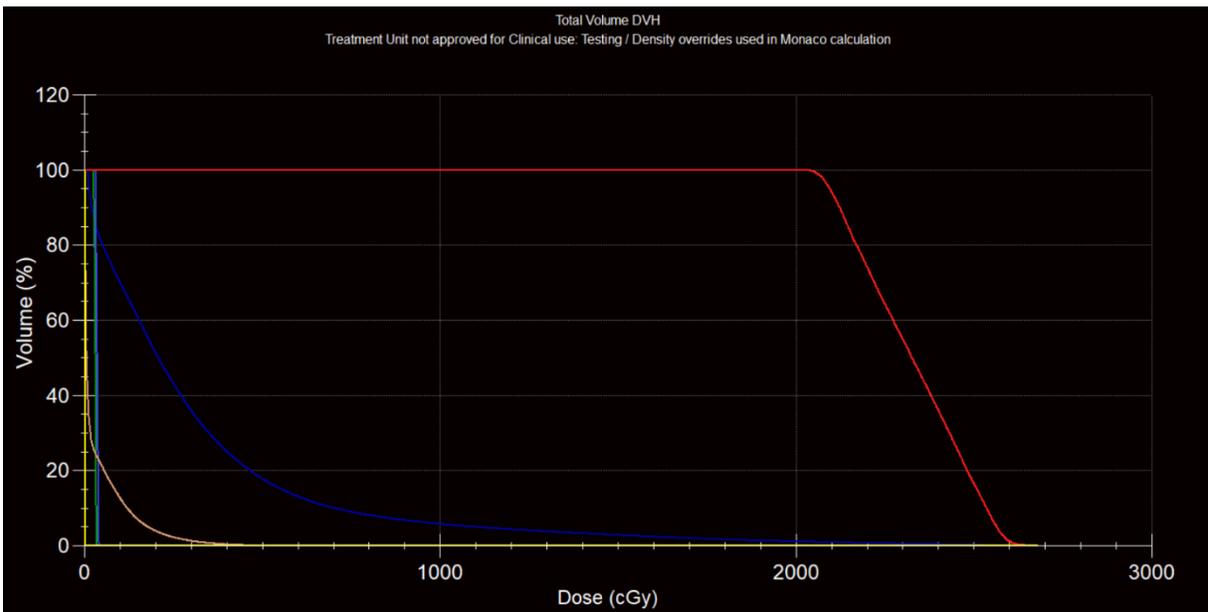


2.8 HISTOGRAMA DOSIS - VOLUMEN (DVH)

Una herramienta muy importante para evaluar la planificación son los DVH, estos proporcionan una información de la dosis distribuida en un volumen el cual puede ser del PTV o de algún órgano específico. Los ejes de la representación del DVH son porcentaje del volumen total en la ordenada contra la dosis en la abscisa.

Figura 8

Representación de un Histograma Dosis – Volumen (DVH)



2.9 INDICE DE CONFORMIDAD (IC)

Brinda información en la que describe el grado en que el volumen de la isodosis prescrita se ajusta con la forma del objetivo a tratar. Para variar el IC se tiene que cambiar la dosis de prescripción, para el cálculo del IC se muestra en la siguiente ecuación:

$$IC = \frac{TV1^2}{TV * VR1}$$

TV1: Volumen del target que recibe la dosis prescrita

TV : Volumen del target

VR1: Volumen total de la isodosis de prescripción

2.10 INDICE DE HETEROGENEIDAD (IH)

Brinda información de la dosis y como se distribuye en el volumen del objetivo (target), para el cálculo del IH se realiza directamente de los datos obtenidos del DVH, para cambiar el valor obtenido del IH es necesario variar la dosis máxima referencial y la dosis mínima referencial en el volumen analizado. El cálculo del IH se muestra en la siguiente ecuación:

$$IH = \frac{X\%}{Y\%}$$

X: Dosis referencial alta que cubre un X porcentaje de tejido

Y: Dosis referencial baja que cubre un Y porcentaje de tejido

2.11 SISTEMA DE PLANIFICACION MONACO

El sistema de planificación Monaco, para las técnicas de planificación mostradas en el siguiente trabajo sobre Radiocirugía, realizará el cálculo de dosis basándose en el algoritmo de cálculo Montecarlo, este algoritmo es considerado uno de los mejores en radioterapia para el cálculo de la dosis y su distribución en un volumen.

Cuando se completa un cálculo de dosis usando MC, la región donde se ha distribuido la dosis se divide en pequeños volúmenes de igual tamaño llamados Voxeles, Debido a la interacción fotón - materia, se pueden producir partículas secundarias y estas dejaran de producirse hasta cuando la partícula primaria su energía sea cero, MC calcula la distribución de dosis por voxel. (Goodall & Ebert, 2020)

El sistema de planificación Monaco realiza los cálculos mediante dos etapas. En la etapa de optimización se obtiene una distribución ideal de dosis sobre el volumen, en esta etapa el TPS usa el algoritmo de cálculo pencil beam. Por otro lado, en la etapa de segmentación, el TPS segmenta los campos mediante el posicionamiento de las MLC y así obtener el mapa de fluencia.

2.12 PELICULAS RADIOCRÓMICAS

Son un detector dosimétrico muy utilizado en radioterapia, estas películas son diseñadas para proveer medidas rápidas y con una alta precisión en aplicaciones de radioterapia, desde un rango de energía de los KeV hasta los MeV. (Ashland, s.f.).

Para el presente trabajo se utilizó la película gafchromic EBT-3, este modelo presenta mejoras frente a sus predecesoras como la EBT y EBT-2, las cuales al ser un modelo asimétrico generaban mayor incertidumbre en las medidas por posibles errores de posicionamiento ver figura 9, la cual muestra una comparación entre los 3 tipos de modelos de las películas EBT.

Figura 9

Configuración de los tipos de películas radiocrómicas

	Type 2 configuration	Type 3 configuration
Type 1 configuration	Substrate #2	Substrate #2
Active layer	Adhesive layer	Active layer
Substrate #1	Active layer	Substrate #1
	Substrate #1	Substrate #1

Fuente: (Das, 2017)

La figura muestra una comparación entre la composición de las películas EBT, EBT-2 y EBT-3. Para nuestro estudio, la película utilizada EBT-3 está compuesta por una capa activa de 28 μm de espesor y dos capas de sustratos de poliéster que la protegen de 125 μm de espesor, con una distribución geométrica ver figura 10. (León Marroquín)

Figura 10

Estructura de una película radiocrómica Gafchromic EBT3

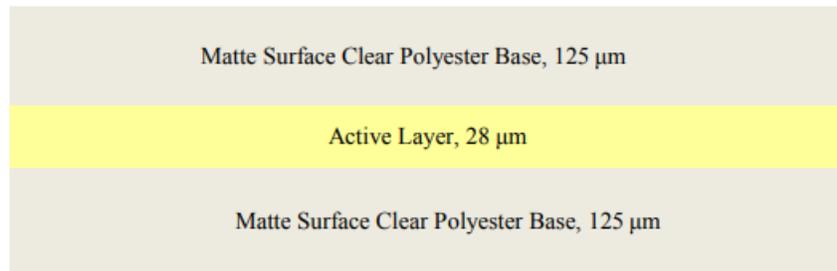


Figura extraída de gafchromic (Ashland, s.f.)

CAPITULO III

METODOLOGÍA

3.1 MATERIALES

3.1.1 Acelerador lineal

El linac usado es un Elekta Infinity de Oncosalud red AUNA sede Clínica Delgado, con una energía utilizada de 6 MV. El acelerador cuenta con un cabezal agility con 160 MLC cuyo espesor de cada lamina es de 0.5 cm en isocentro.

Figura 11

Acelerador Lineal Clínica Delgado



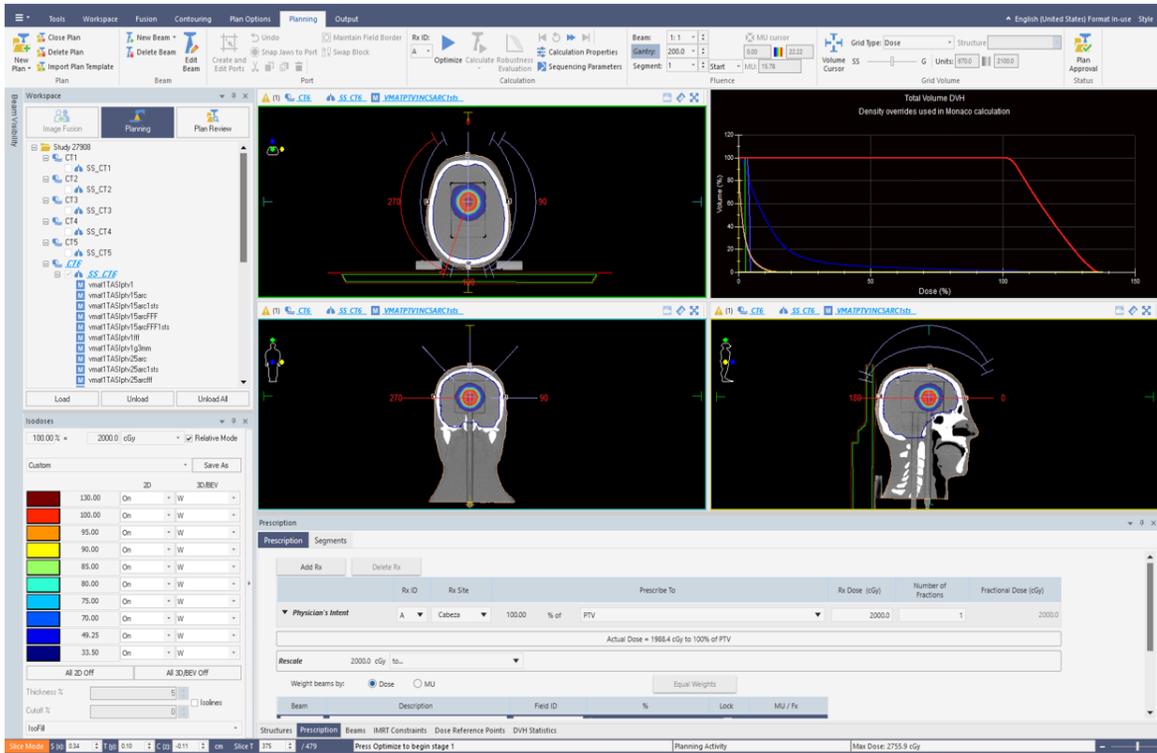
3.1.2 Sistema de planificación

El TPS usado es Monaco versión 6.00.01, con un algoritmo de cálculo Monte Carlo, la combinación de este sistema de planificación con el algoritmo de cálculo hace posible lograr planes de alta calidad para las técnicas de 3D CRT, IMRT, VMAT, SRS y SBRT. El interfaz

del sistema de planificación, ver figura 12, nos muestra las diferentes opciones en las distintas barras de herramientas.

Figura 12

Interfaz del Sistema de Planificación Monaco



3.1.3 Fantoma STEEV

El fantoma de verificación stereotaxica STEEV de la marca CIRS proporciona un medio para verificar los pasos necesarios de un sistema de planificación de tratamiento.

La forma antropomórfica del fantoma permite el uso de diferentes sistemas de fijación, simulando las aplicaciones clínicas. Este fantoma cuenta con detalles internos de los órganos que brindan la simulación clínica más realista para evaluar los efectos de la anatomía intra y extra craneal.

Figura 13

Fantoma de verificación sterotaxica STEEV



3.1.4 Tomógrafo

Para realizar la planificación de tratamientos se tomaron imágenes tomografías al fantoma con espesor de corte de 1 mm en un tomógrafo General Electric modelo Revolution Evo.

Figura 14

Tomógrafo simulador de la Clínica Delgado



3.1.5 Cámara de ionización Pinpoint 3d

Este detector es ideal para la medida de pequeños campos como los utilizados en técnicas avanzadas como IMRT, VMAT y SRS. Esta cámara es impermeable, se puede utilizar en aire y agua.

Figura 15

Cámara de ionización Pinpoint 3d



3.1.6 Microdiodo Silicom P

El microsiliocom es un detector especial para pequeños campos, tiene muy buena resolución espacial y se logra medir con mucha precisión hasta en penumbras de los campos. Este detector es recomendable para campos de fotones menores a $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Figura 16

Microdiodo Silicom tipo P



3.1.7 Electrómetro

Unidad de visualización donde se registra la carga colectada generada en el volumen del detector de radiación debido a la radiación ionizante.

Figura 17

Electrómetro PTW modelo UNIDOS



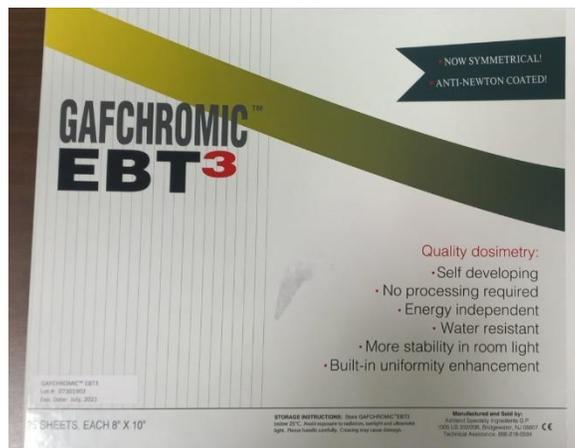
3.1.8 Película radiocrómica Gafchromic EBT 3

Las películas radiocrómicas utilizadas presentan las siguientes características:

- Capacidad de obtener medidas hasta 10 Gy
- Mínima dependencia energética con un rango desde 100 keV hasta MV
- Equivalente cercano al tejido
- Alta resolución espacial
- Incorpora un tinte marcador en la capa activa el cual disminuye la sensibilidad a la luz visible y luz ultravioleta
- Estable en temperaturas de hasta 60 °C
- Tamaño de las hojas 20.32 x 25.4 cm².

Figura 18

Película radiocromica Gafchromic EBT3 - Lot # 07301902



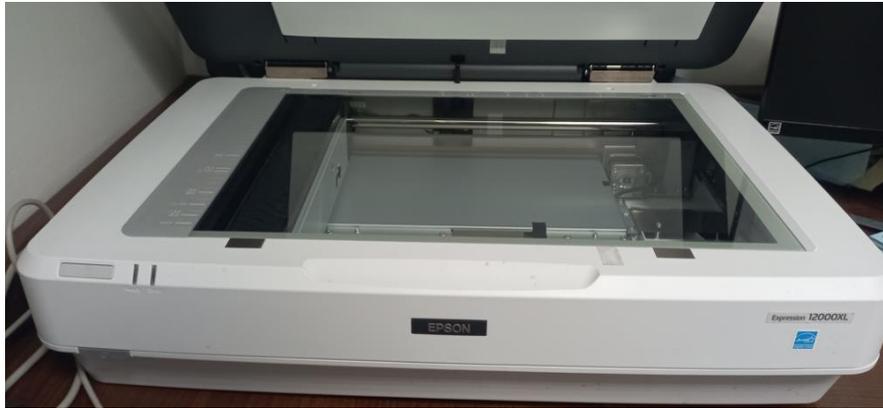
3.1.9 Escáner Epson expression 12000XL

La digitalización de la película radiocromica se realizó usando el escáner Epson Expression 12000XL (ver figura 19). Este escáner contiene una unidad de transparencia de alto

rendimiento, tiene una resolución de 2.400 x 4.800 ppp (punto por pulgada). Su procesamiento es mediante una lampara LED de calentamiento rápido. (EPSON)

Figura 19

Escaner Epson Expression 12000XL



3.1.10 Fantoma de agua solida

Para el presente trabajo se utilizaron láminas de fantoma de agua solida de la marca PTW, una lámina tiene como medida 30 cm x 30 cm, cada lamina está elaborada para encajar perfectamente entre ellas con una tolerancia de ± 0.1 mm. (PTW, 2024)

Figura 20

Fantoma de agua solida RW3



3.2 PROCEDIMIENTO

3.2.1 Obtención de imágenes

Se posiciono el fantoma en el tomógrafo usando una camilla plana para poder ser ubicado idénticamente en la camilla plana del acelerador lineal, luego de posicionar correctamente, se hace un topograma para establecer el área del fantoma que se obtendrán imágenes y así realizar un estudio de cortes axiales de (1 mm de espesor), de acuerdo a las recomendaciones para radiocirugía del RTOG 0320. (Sperduto, y otros, 2009)

Las imágenes fueron obtenidas por un tomógrafo de la marca General Electric modelo Revolution evo. El fantoma STEEV contiene unos marcadores radiopacos que nos van a indicar la ubicación del blanco y estos nos servirán como isotac de las imágenes.

Figura 21

Fantoma Steev posicionado en el tomógrafo para la adquisición de imágenes



Finalmente, las imágenes obtenidas serán enviadas al planificador Monaco mediante la propia red de la clínica para su posterior análisis y planificación.

3.2.2 Planificación de tratamiento

Fue realizada en un sistema de planificación Monaco versión 6.00.01, con un algoritmo de cálculo Monte Carlo.

En primer lugar, en el sistema de planificación Monaco, se procede a contornear las estructuras a analizar, en total fueron 3 blancos de 2.5 cm de diámetro, uno de ellos ubicado en el mismo isotac y 2 de ellos contorneados equidistantemente 3 cm respecto al isotac. Tal y como se muestra en la figura 22 y 23. Adicionalmente, un médico radioncologo reviso y contorneo estructuras criticas como los cristalinos, estableciendo la localización geométrica de los mismos en la tomografía del fantoma.

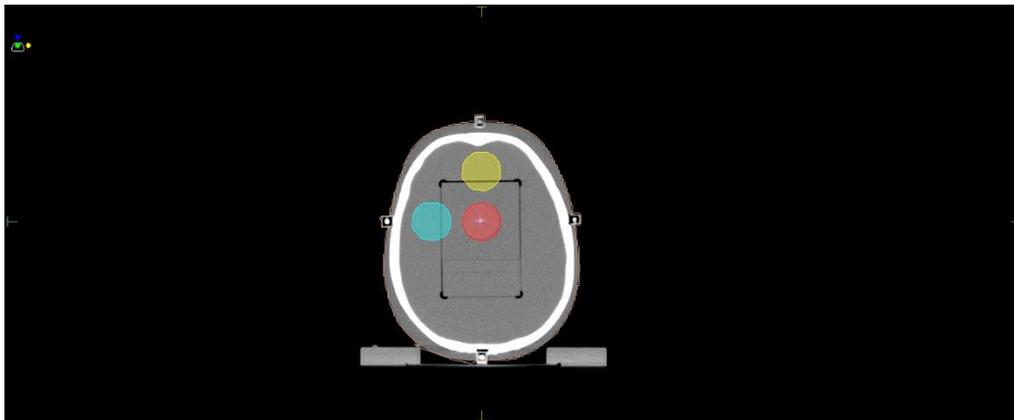
Figura 23

Imagen reconstruida 3d fantoma Steev con los tumores



Figura 22

Tomografía del Fantoma con los blancos establecidos (Corte Axial)



Todos los planes fueron realizados con la técnica de Arcoterapia volumétrica VMAT usando haces de 6 MV WFF y FFF, con una tasa de dosis máxima de 600 UM/min y 1400 UM/min respectivamente, en un acelerador lineal Elekta Infinity con un cabezal Agility equipado con 160 MLC.

Las consideraciones para realizar la planificación fueron tomadas de un estudio previo realizado por Clark, et al (2010), por lo tanto, para nuestro caso todos los tumores simulados fueron planificados con una dosis de prescripción de 20 Gy al 100 % del PTV (planning tumor volume), además, la técnica de radiocirugía empleada fueron la de 3 arcos no coplanares para un isocentro. Los ángulos de camilla fueron de 0°, 30° y 330° para cada arco y así producir tres arcos no coplanares de 360°, 170° (180°-350°) y 170° (180°-10°) respectivamente ver figura 24, 25 y 26, además ver tablas 3, 4 y 5. (Clark, Popple, Young, & Fiveash, 2010)

Figura 24

Vista frontal de reconstrucción 3d del fantoma con los 3 arcos no coplanares

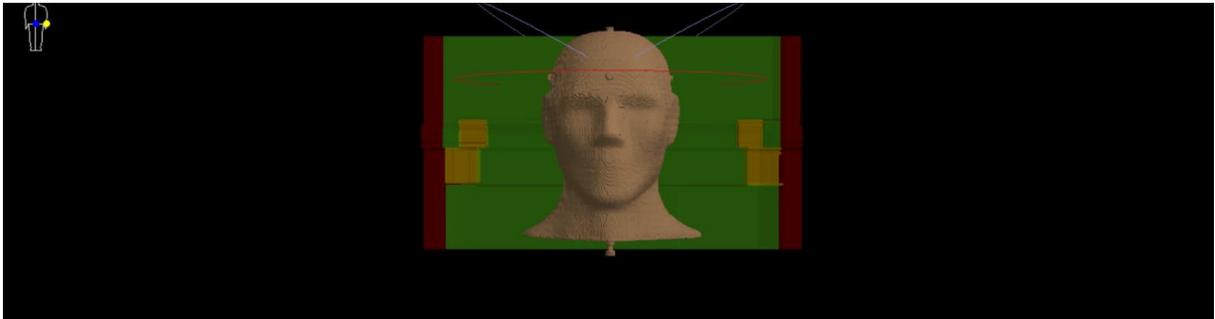


Figura 25

Vista lateral de reconstrucción 3d del fantoma con los 3 arcos no coplanares

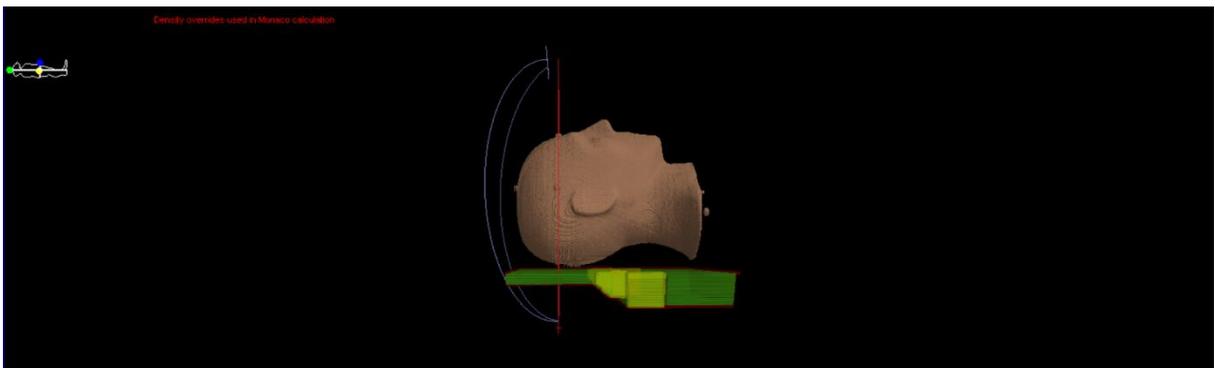
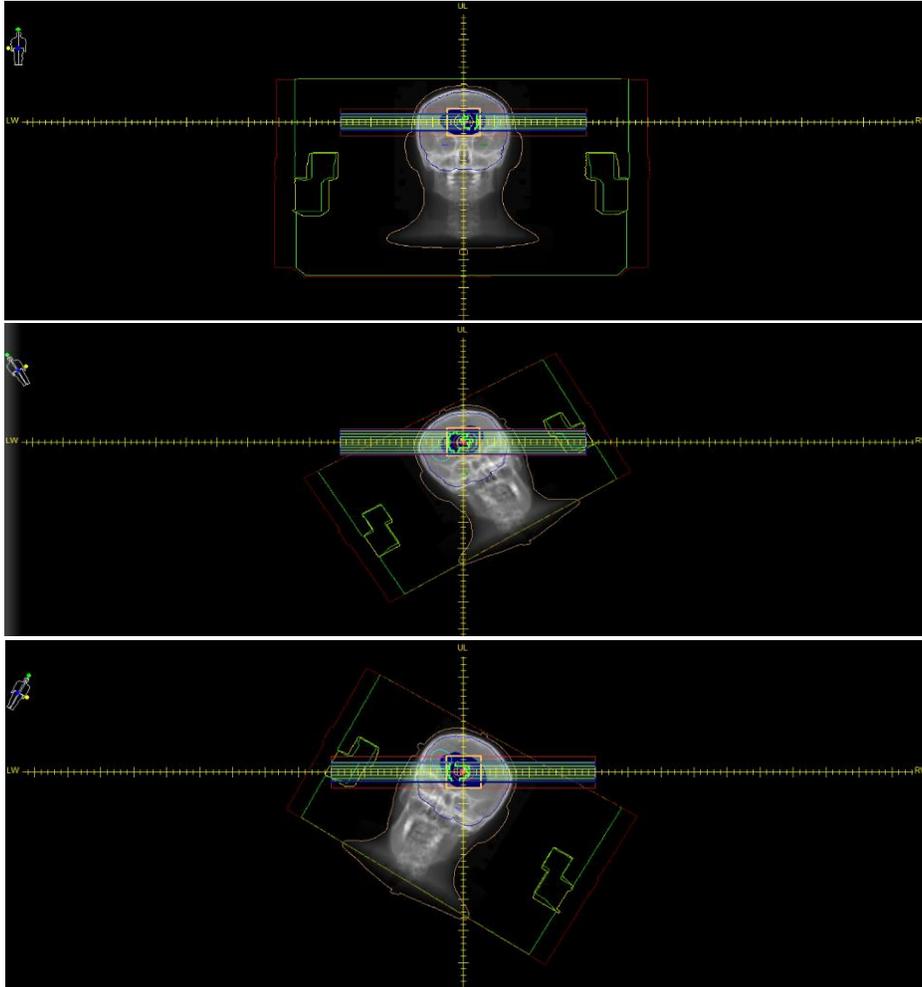


Figura 26

Vista frontal del fantoma con los diferentes giros de camilla



Para realizar la planificación de tratamiento, se deben establecer parámetros iniciales en el sistema de planificación, los cuales son: unidad de tratamiento, número de arcos, modalidad, energía, ángulo de giro del gantry, ángulo del colimador y camilla, ver ANEXO B. Además, se debe establecer el isocentro de planificación, para nuestro caso, los isocentros fueron establecidos en el centro geométrico de cada uno de los PTVs. Las tablas 3, 4 y 5 muestran los ángulos de inicio y parada del gantry y los ángulos de camilla para cada arco, para los 3 PTVs considerados

Tabla 3*Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 1 usando 3 arcos no coplanares*

N° de arco	Angulo de gantry		Ángulo de camilla
	Inicio	Giro de Gantry	
1	180°	360°	0°
2	180°	170°	30°
3	180°	-170°	330°

Tabla 4*Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 2 usando 3 arcos no coplanares*

N° de arco	Angulo de gantry		Ángulo de camilla
	Inicio	Giro de Gantry	
1	180°	360°	0°
2	180°	170°	30°
3	180°	-170°	330°

Tabla 5*Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 3 usando 3 arcos no coplanares*

N° de arco	Angulo de gantry		Ángulo de camilla
	Inicio	Giro de Gantry	
1	180°	360°	0°
2	180°	170°	30°
3	180°	-170°	330°

Se realizó la planificación del tratamiento para los 3 PTVs tomando como referencia un protocolo de planificación en nuestro centro departamento de radioterapia de Oncosalud red Auna para casos de radiocirugía, de igual manera, los planes fueron planificados con una dosis de prescripción de 20 Gy al 100 % del PTV, la técnica de radiocirugía empleada fue de 5 arcos no coplanares para un isocentro. Los ángulos de camilla fueron: 0°, 315°, 45° y 90° ver figura 27, 28 y 29, para arcos no coplanares de 130°. La configuración geométrica de los giros del gantry se establecen en las siguientes tablas 6, 7 y 8.

Figura 27

Vista frontal de reconstrucción 3d del fantoma con los 5 arcos no coplanares

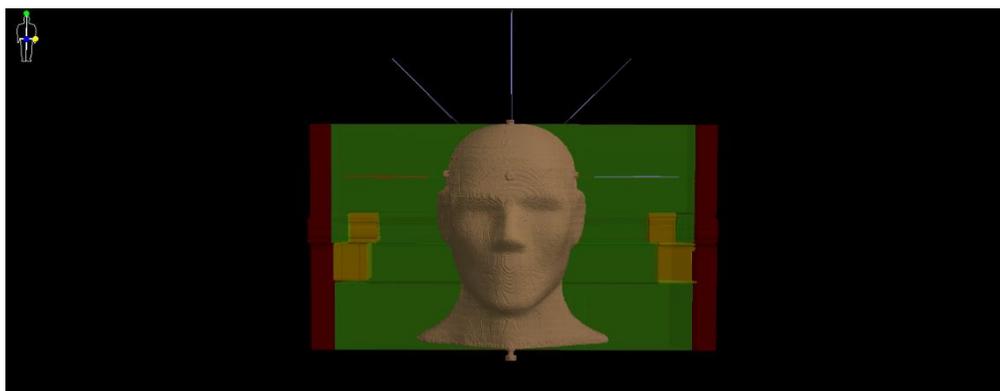


Figura 28

Vista lateral de reconstrucción 3d del fantoma con los 5 arcos no coplanares

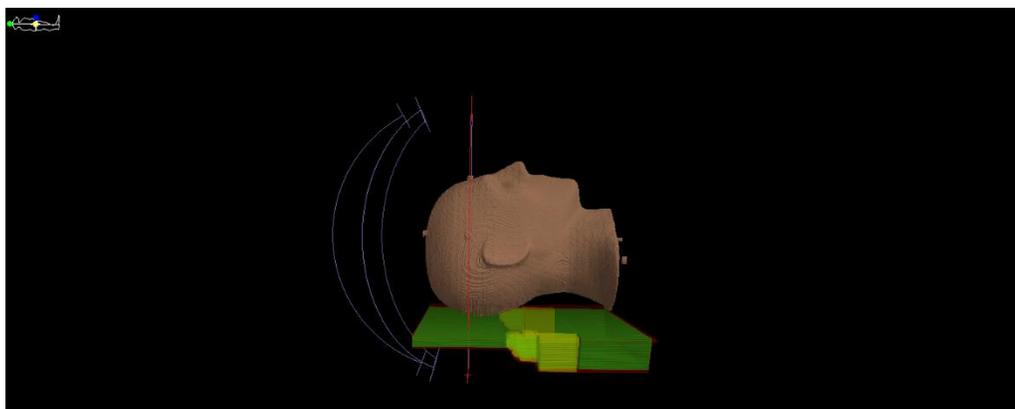


Figura 29

Vista frontal del fantoma con los diferentes giros de camilla

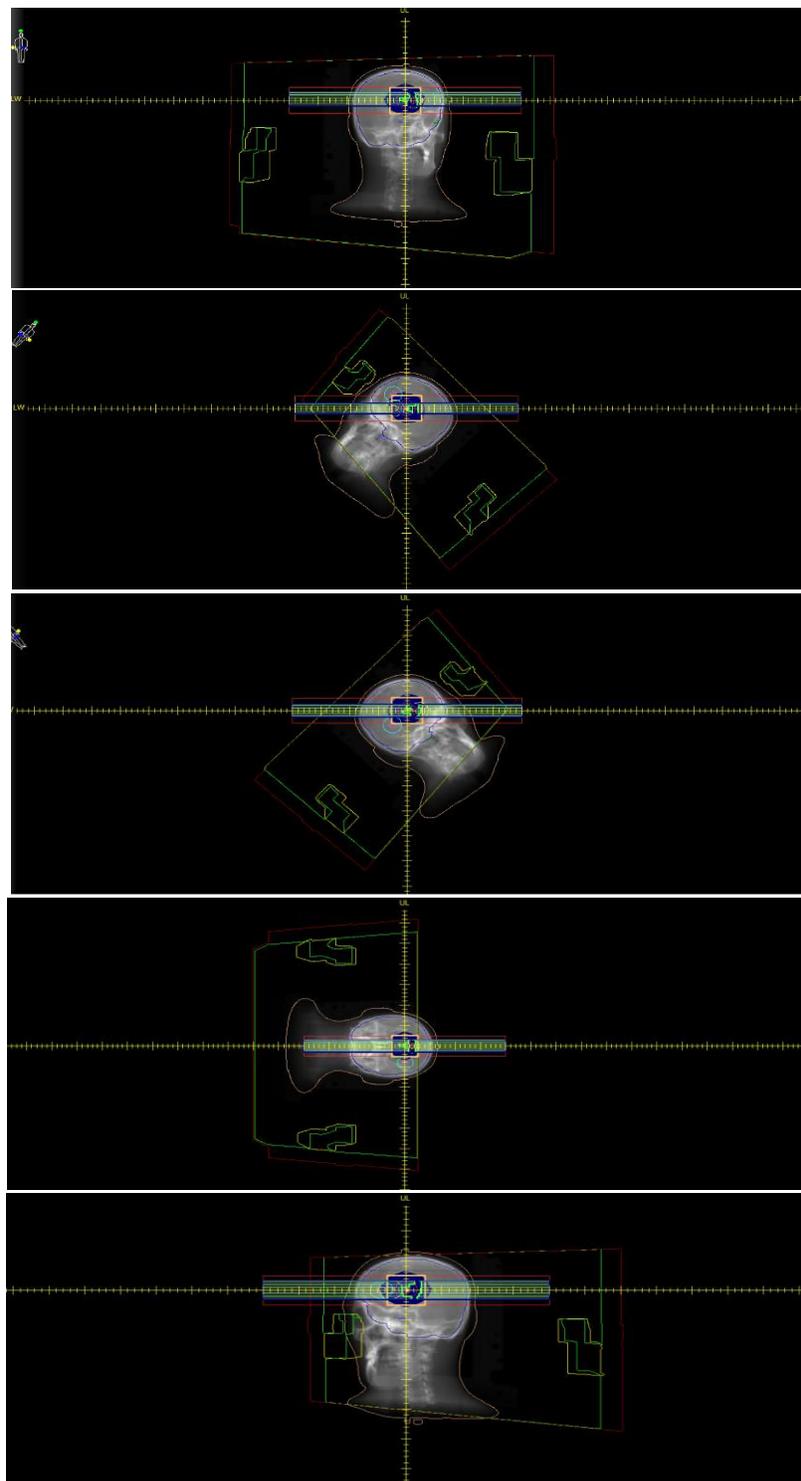


Tabla 6*Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 1 usando 5 arcos no coplanares*

Nº de arco	Inicio	Angulo de gantry Giro de Gantry	Ángulo de camilla
1	200°	130°	0°
2	30°	130°	0°
3	160°	-130°	315°
4	330°	-130°	45°
5	200°	130°	90°

Tabla 7*Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 2 usando 5 arcos no coplanares*

Nº de arco	Inicio	Angulo de gantry Giro de Gantry	Ángulo de camilla
1	200°	130°	0°
2	30°	130°	0°
3	160°	-130°	315°
4	330°	-130°	45°
5	200°	130°	90°

Tabla 8*Ángulos de giro de gantry y camilla para el PTV 3 usando 5 arcos no coplanares*

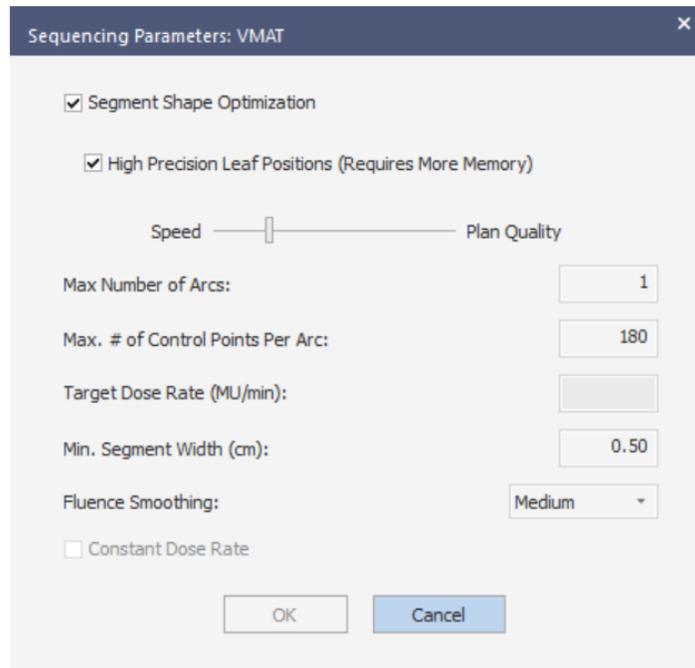
Nº de arco	Inicio	Angulo de gantry Giro de Gantry	Ángulo de camilla
1	200°	130°	0°
2	30°	130°	0°
3	160°	-130°	315°
4	330°	-130°	45°
5	200°	130°	90°

3.2.2.1 *Parámetros de planificación en el Monaco*

Se establecen las condiciones de parámetros de secuenciamiento para VMAT, los parámetros utilizados para los planes presentados en el presente trabajo se muestran en la siguiente figura.

Figura 30

Sequencing Parameters: VMAT, utilizados para la planificación



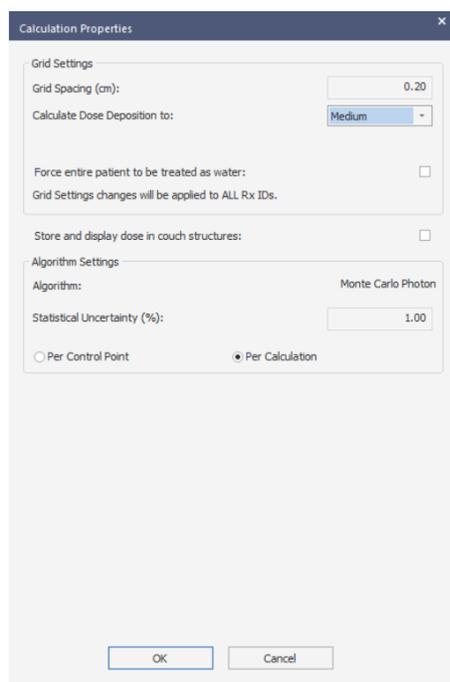
- **Segment Shape optimization:** al seleccionar esta opción, permitimos al sistema poder mover las MLC y así poder cumplir con las restricciones establecidas.
- **Max. Number of Arcs:** esta opción nos permite colocar el valor máximo de numero de rotaciones por arco, nuestro valor usado para la planificación fue de 1.

- **Max # of control points per Arc:** el valor que representa el número máximo de puntos de control que aceptarás por cada arco.
- **Min. Segment Width (cm):** es la mínima distancia que estás dispuesto a aceptar entre MLC opuestas. Un valor recomendado es de 0.5 cm.
- **Fluence smoothing:** controla el suavizado de la fluencia en la etapa 1 de cálculo, tiene cuatro opciones desactivado, bajo, medio y alto. La opción de desactivado y bajo ocasiona la conformación de demasiados segmentos. La opción alto, genera la fluencia demasiado suave, una opción recomendada será la opción medio.

Adicionalmente, Monaco nos va pedir propiedades de cálculo, las propiedades utilizadas para el siguiente trabajo son

Figura 31

Propiedades de calculo



- **Grid Spacing:** Este valor se refiere al espaciado entre cada punto de cálculo en una cuadrícula tridimensional. Para casos de estructuras pequeñas como cabeza y cuello se recomienda usar la grilla de cálculo de 2 mm, esto ocasionará un aumento en el tiempo de cálculo.
- **Calculate Dose Deposition to:** esta opción nos permite calcular la dosis en un medio específico, el valor predeterminado es calcular la dosis en el medio.
- **Algorithm:** el algoritmo de cálculo utilizado, para nuestro caso Monte Carlo
- **Statistical Uncertainty (%):** es el porcentaje de incertidumbre estadística que podría aceptar para el cálculo de la dosis final. El rango de valores es de 0.1 - 5%, un valor recomendado es el de 1 %.

Luego de haber ajustado los parámetros de cálculo, establecemos las funciones de costo para el tratamiento en la opción de IMRT Constraints, las funciones de costo usadas para la planificación de los tratamientos ver figura 32.

Figura 32

Funciones de Costo utilizadas para la planificación

Structure	Cost Function	Delete	Enabled	Status	Manual	Weight	Reference Dose (cGy)	Multicriterial	Power Law Exponent	Shrink Margin (cm)	Isoconstraint	Isoeffect	Relative Impact
PTV	Target Penalty		<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	1.00					2000.0	2049.0	
patient	Quadratic Overdose		<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.01	2000.0	<input type="checkbox"/>		0.00	2.0	1.5	
patient	Maximum Dose		<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.05				0.10	2000.0	2000.1	++++

<<click to add a new structure>

Función de costo Target Penalty es una función de costo considerado como objetivo, esta función de costo penaliza cualquier voxel con dosis menores a la prescripción en el umbral de % definido, ver figura 33.

Figura 33

Función de costo Target Penalty, obtenido del Sistema

Target Penalty@Monaco1-Delgado - [phantmasteev, PHANTOMA srs, CT6, VMATPTV1NC... x

Required Parameters

Prescription (cGy): 2000.0

Minimum Volume (%): 97.00

Optional Physical Parameters

Surface Margin:

Close

Función de costo Maximum Dose es una función de costo cuya restricción es muy fuerte, se puede usar con objetivos u órganos a riesgo. Esta función establece un valor de dosis máxima que no se puede superar para ningún voxel del volumen de la estructura. Esta función de costo no requiere parámetros adicionales. La isorestricción es la dosis máxima tolerada que no se excederá en ninguna parte del rango de la aplicabilidad de esta restricción. Debe estar entre 1 Gy y 200 Gy, ver figura 34.

Figura 34

Función de costo Maximum Dose, obtenido del Sistema de Planificación

Maximum Dose@Monaco1-Delgado - [phantmasteev, PHANTOMA srs, CT6, VMATPTV1N... x

Required Parameters

Maximum Dose (cGy): 2000.0

Shrink Structures

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	<input checked="" type="checkbox"/>	0.10
Higher-Priority OARs	<input checked="" type="checkbox"/>	0.00

Close

Función de costo Quadratic Overdose juega un papel importante para los objetivos, sin esta función de costo que pueda controlar la dosis máxima, el objetivo aumentará la dosis hasta valores muy superiores a la prescripción, es decir, si se establece un valor de dosis máxima al volumen objetivo, el exceso de dosis RMS es un valor moderado para controlar puntos calientes, ver figura 35.

Figura 35

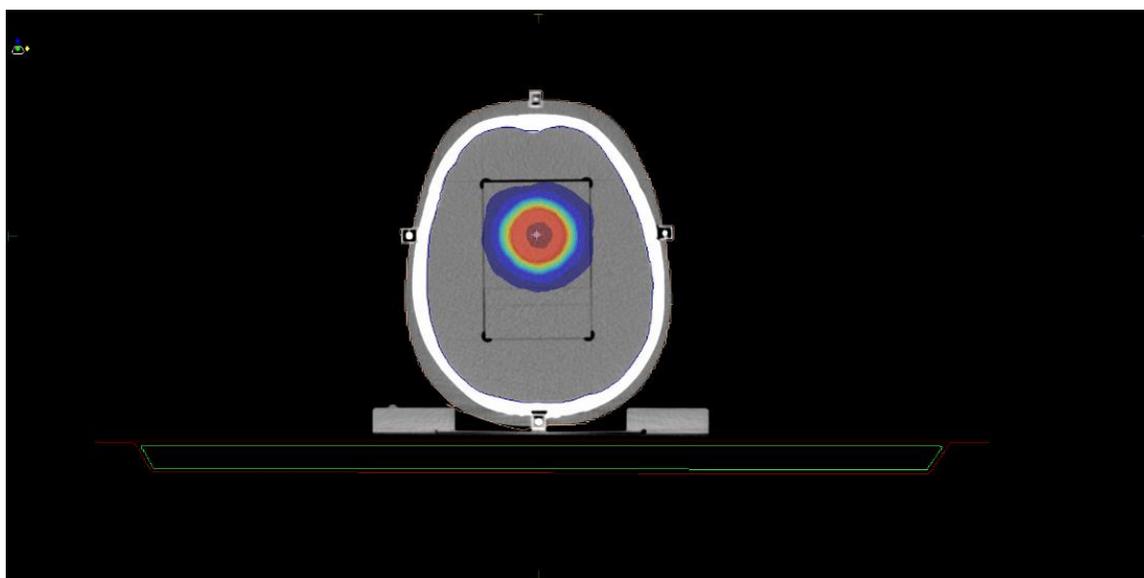
Función de costo Quadratic Overdose, obtenido del Sistema de Planificación

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	<input checked="" type="checkbox"/>	0.00
Higher-Priority OARs	<input checked="" type="checkbox"/>	0.00

Luego de realizar los cálculos de la segunda optimización de planificación con el algoritmo de cálculo Monte Carlo, obtenemos una distribución de dosis, las cuales podremos analizar preñdiendo las curvas de isodosis, ver figura 36.

Figura 36

Distribución de las curvas de isodosis en el fantoma, desde el 35 % al 120 % de la dosis prescrita



Además, se obtiene el DVH, ver figura 37 y sus valores estadísticos del plan, ver figura 38.

Figura 37

Histograma Dosis Volumen del plan

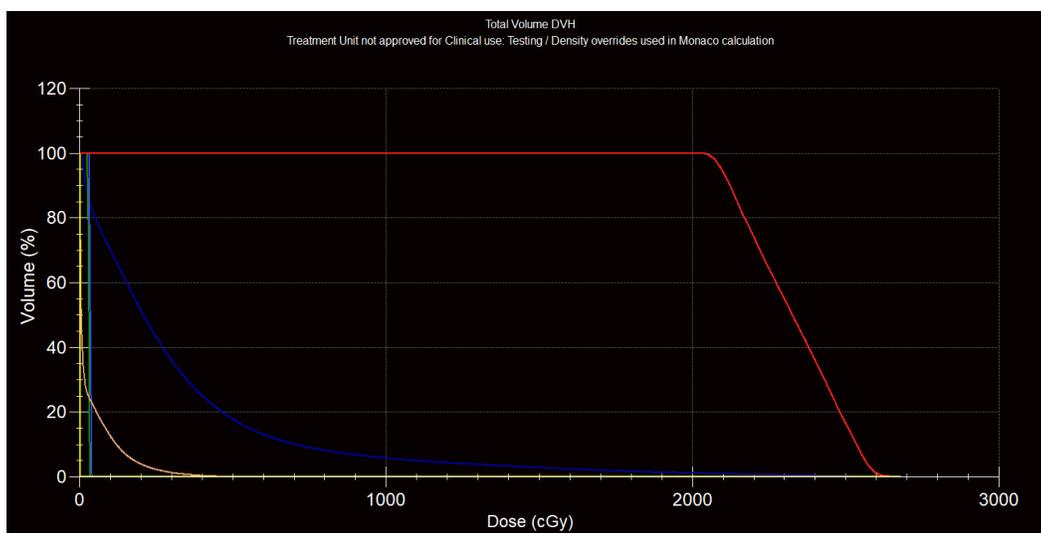


Figura 38

Estadística obtenida del plan

DVH Statistics													
Dosimetric Criteria													
Statistics													
Display													
Structure	Volume (cm ³)	Min. Dose (cGy)	Max. Dose (cGy)	Mean Dose (cGy)	Ref. Vol. (cm ³)	Ref. Vol. (%)	Ref. Dose (cGy)	Dosimetric Criterion	% in Volume	Is in SS	Heterogeneity Index	Conformity Index	
PTV	14.853	1988.4	2755.9	2352.9	14.852	99.99	2000.0		100.00	yes	1.27	0.87	
patient(Unsp.Tiss.)	3854.727	0.5	412.2	45.4					100.00	no	52.59		
cerebro	1589.420	12.0	2755.9	292.1	794.710	50.00	190.4		100.00	yes	23.97		
cristalino der	0.092	49.2	56.3	51.9	0.030	32.61	53.0		100.00	yes	1.11		
cristalino izq	0.091	66.4	91.8	82.5	0.030	32.97	87.2		100.00	yes	1.28		

3.2.3 Verificación del sistema de planificación

Para la verificación del cálculo del TPS, se realizará midiendo la dosis máxima en el centro del PTV 1 mediante el uso de detectores de radiación insertándolos en el fantoma STEEV, los detectores usados fueron un diodo tipo P y una cámara de ionización modelo Pinpoint 3d. El fantoma de verificación STEEV contiene insertos para cada tipo de detector utilizado ver figura 39, esto nos da una ubicación exacta del punto efectivo del detector con el isotac del mismo fantoma.

Figura 39

Fantoma Steev con sus insertos para diodo tipo P y cámara Pinpoint

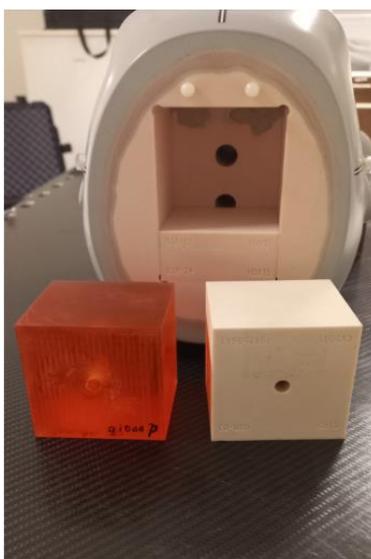


Figura 40

Facntoma Steev con detector de radiación insertado



3.2.4 Manejo y uso de las Películas Radiocrómicas

Las películas radiocromicas son un método dosimetrico muy confiable de mucho uso en radioterapia y específicamente en radiocirugía, sin embargo, requiere un cuidado muy especial en su manipulación, esto debido que las películas pueden estar expuestas a diversos factores que aumenten su incertidumbre de medición. Por lo tanto, se toma recomendaciones establecidas en el Indra J en Roles y aplicaciones en dosimetría de radiación.

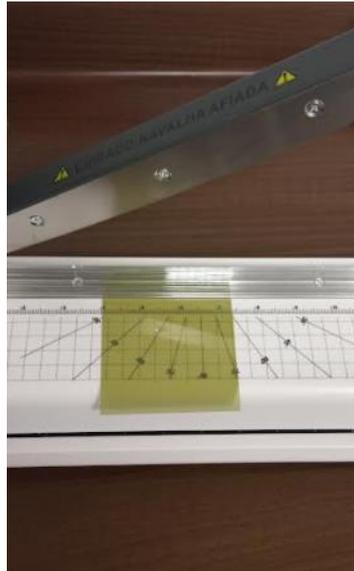
Las películas deben ser cortadas por una tijera o cortador especial con una navaja afilada y limpia para minimizar el daño en las capas laminadas de la película ver figura 41, el trauma causado por el corte obliga a darle un margen de 8 mm evitando tomar en cuenta esa área para el análisis. Las películas radiocrómicas son insensibles a la fuente de luz ambiental, sin embargo, la luz ultravioleta puede causar cierta coloración, por ello se recomienda mantener las películas en un sobre hermético a la luz en todo momento cuando no estén siendo analizadas. La

manipulación de las películas debe ser por los bordes y usando guantes para evitar rayarlas o generar impresiones.

Otro punto a tomar en cuenta es el marcaje de las películas, debido a que sus capas exteriores son de poliéster pueden ser marcadas evitando estar en contacto con la capa activa, este marcaje nos va servir para mantener la orientación de la película siempre tanto para su irradiación como su escaneo.

Figura 41

Procedimiento de corte de las películas radiocrómicas



3.2.5 Calibración de las películas

Para la calibración, se realiza mediante una comparación con un sistema de dosimetría estandarizado, para nuestro trabajo este sistema estandarizado es nuestro cálculo realizado por el sistema de planificación, esta relación entre la dosis calculada por el sistema de planificación y la respuesta de la película para distintos niveles generan la curva de calibración, en ella se establece una curva de Dosis vs DO (densidad óptica).

Las piezas ya cortadas y luego de un periodo mínimo de 48 horas fueron expuestas a distintas dosis, las consideraciones para la irradiación fueron un campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ en isocentro, SSD de 95 cm y a 5 cm de profundidad en un arreglo de bloques de agua solida, ver Figura 42.

Figura 42

Geometría usada para la calibración de las películas radiocrómicas

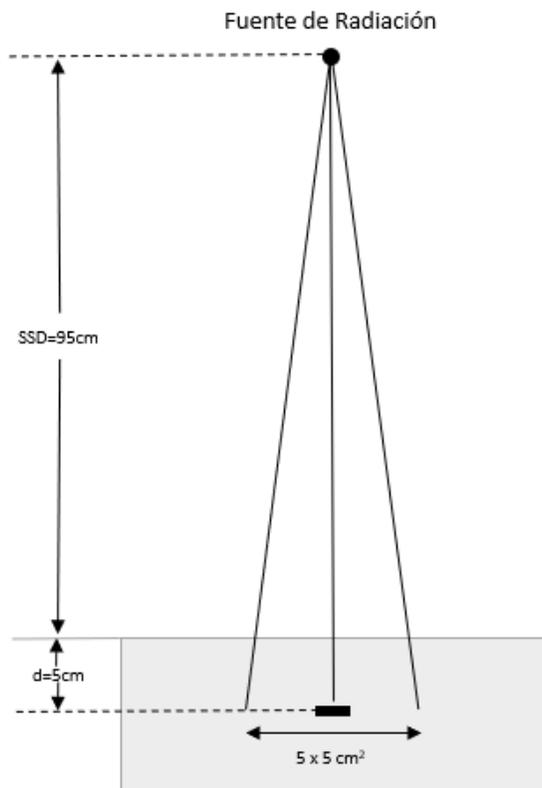
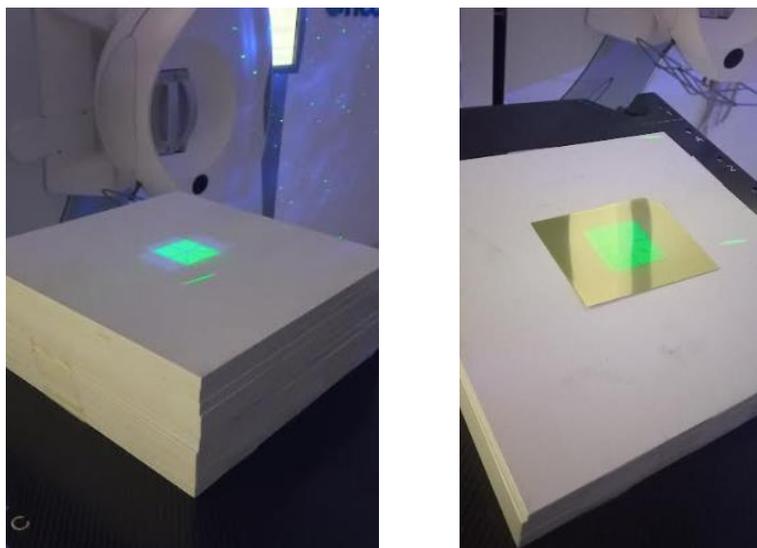


Figura 43

Posicionamiento de las películas radiocrómicas para su calibración. A la izquierda fantoma de agua solida con la superficie en 95 cm. A la derecha película radiocrómica posicionada en el isocentro.



Para establecer el número de puntos de medición de nuestra curva es importante tomar todo el rango de dosis a la cual estará expuesta la película en nuestra medición reportada, en nuestro caso nuestro rango fue de 0 – 122.4 cGy, tomando las siguientes dosis: 0, 13.1, 26.2, 35, 43.7, 53.5, 65.6, 74.3, 106.6 y 122.4 cGy.

3.2.6 Procesamiento de imágenes

Luego de irradiar las películas, se esperó 48 horas para que se estabilicen y puedan ser escaneadas, con el fin de evitar alguna coloración post irradiación por efectos de temperatura o humedad, se debe tener cuidado en dejar almacenadas las películas en un área controlada.

Para el escaneo de las películas se utilizó un escáner Epson Expression 12000XL y el software Epson Scan 2. Asimismo, se tomaron algunas consideraciones:

- Se encendió el escáner con 2 horas de anticipación con un flujo de corriente estable.
- Se limpió la superficie del escáner para evitar residuos en la imagen.
- Se calentó el escáner realizando 10 exploraciones y así poder estabilizar la lámpara.
- Las opciones de escaneo fueron: Modo fotografía, 48 bit color en modo RGB, resolución espacial de 75 dpi, calidad de escaneo alta.
- Las películas se colocaron en la región central del escáner, ver figura 44.

Figura 44

Posicionamiento de la película radiocromica irradiada para escanearla



- Se realizaron 3 escaneos antes y después de la irradiación de las películas y se analizaron en el software Mephysto PTW- FilmScan y se midió la intensidad de pixeles.
- Se midió el valor de intensidad para una película de fondo, de igual manera, se realizó un ROI en el área central de la película.

CAPITULO IV

RESULTADOS

A continuación, mostraremos los resultados obtenidos en el sistema de planificación Monaco mediante las dos modalidades de técnicas, usando 3 arcos no coplanares y usando 5 arcos no coplanares, además, las diferencias obtenidas al utilizar haces WFF y FFF. Los parámetros analizados para la evaluación son las curvas de isodosis, valor de la dosis obtenida al 98 %, 95 %, 50 %, 2 % del volumen del PTV, índice de conformidad, índice de homogeneidad. En el caso de los órganos a riesgo (cristalinos y cerebro), los parámetros analizados fueron la dosis máxima, dosis obtenida al 2 % y 0.03 cc del volumen del cristalino; en el caso del cerebro, se evaluó la dosis media, dosis máxima y la dosis al 10 % del volumen del cerebro.

4.1 TARGET 1

4.1.1 Planificación con 3 arcos no coplanares

4.1.1.1 PTV 1

Los resultados de la dosis absorbida para los volúmenes del 95 %, 50 %, 2 % y 98 %, índice de conformidad, índice de heterogeneidad usando haces WFF y FFF, se muestran en la tabla 9.

Tabla 9

Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 1

	PTV 1	
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{98\%}(cGy)$	2051.9	2073.2
$D_{95\%}(cGy)$	2073.6	2095.3
$D_{50\%}(cGy)$	2275.2	2325.9
$D_{2\%}(cGy)$	2521.9	2589.3
IC	0.88	0.86
IH	1.2	1.22

4.1.1.2 *Cristalino derecho*

La tabla 10 muestra la dosis obtenida en el cristalino derecho para los planes realizados con 3 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 1.

Tabla 10

Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho

CRISTALINO DERECHO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	36.9	29.9
$D_{max}(cGy)$	44.2	34.7
$D_{2\%}(cGy)$	44.1	34.6
$D_{0.03cc}(cGy)$	38.8	31.7

4.1.1.3 *Cristalino izquierdo*

La tabla 11 muestra la dosis obtenida en el cristalino izquierdo para los planes realizados con 3 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 1.

Tabla 11

Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo

CRISTALINO IZQUIERDO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	34.4	35.1
$D_{max}(cGy)$	40	40.2
$D_{2\%}(cGy)$	39.7	40.2
$D_{0.03cc}(cGy)$	35.9	37

4.1.1.4 Cerebro

La dosis obtenida en el cerebro para los planes realizados con 3 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 1, ver tabla 12.

Tabla 12

Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro

CEREBRO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	323	319.6
$D_{max}(cGy)$	2573.6	2678.3
$D_{10\%}(cGy)$	705	702

4.1.2 Planificación con 5 arcos no coplanares

4.1.2.1 PTV 1

Los resultados de la dosis absorbida para los volúmenes del 95 %, 50 %, 2 % y 98 %, índice de conformidad, índice de heterogeneidad usando haces con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF, planificado con 5 arcos no coplanares ver tabla 13.

Tabla 13

Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 1

PTV 1		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{98\%}(cGy)$	2060.7	2087.5
$D_{95\%}(cGy)$	2089.3	2118.1
$D_{50\%}(cGy)$	2341.6	2443
$D_{2\%}(cGy)$	2689.5	2906.7
IC	0.87	0.87
IH	1.27	1.35

4.1.2.2 *Cristalino derecho*

La tabla 14 muestra la dosis obtenida en el cristalino derecho para los planes realizados con 5 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 1.

Tabla 14

Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho

CRISTALINO DERECHO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	51.9	44.1
$D_{max}(cGy)$	56.3	47.4
$D_{2\%}(cGy)$	56.2	47.1
$D_{0.03cc}(cGy)$	53	45.3

4.1.2.3 *Cristalino izquierdo*

La tabla 15 muestra la dosis obtenida en el cristalino izquierdo para los planes realizados con 5 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 1.

Tabla 15

Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo

CRISTALINO IZQUIERDO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	82.5	73.7
$D_{max}(cGy)$	91.8	86
$D_{2\%}(cGy)$	91.3	85.2
$D_{0.03cc}(cGy)$	87.2	76.5

4.1.2.4 Cerebro

La dosis obtenida en el cerebro para los planes realizados con 5 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 1, ver tabla 16.

Tabla 16

Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro

CEREBRO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	292.1	279.3
$D_{max}(cGy)$	2755.9	2963.9
$D_{10\%}(cGy)$	576	552.8

4.2 TARGET 2

4.2.1 Planificación con 3 arcos no coplanares

4.2.1.1 PTV 2

Los resultados de la dosis absorbida para los volúmenes del 95 %, 50 %, 2 % y 98 %, índice de conformidad, índice de heterogeneidad usando haces con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF, ver tabla 17.

Tabla 17*Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 2*

PTV 2		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{98\%}(cGy)$	2043.7	2053.4
$D_{95\%}(cGy)$	2069.4	2079.4
$D_{50\%}(cGy)$	2297.7	2305.3
$D_{2\%}(cGy)$	2576.5	2579.6
IC	0.89	0.91
IH	1.23	1.23

4.2.1.2 Cristalino derecho

La tabla 18 muestra la dosis obtenida en el cristalino derecho para los planes realizados con 3 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 2.

Tabla 18*Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho*

CRISTALINO DERECHO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	69.5	59.3
$D_{max}(cGy)$	83.4	70.7
$D_{2\%}(cGy)$	81.7	70.6
$D_{0.03cc}(cGy)$	72.5	62

4.2.1.3 Cristalino izquierdo

La tabla 19 muestra la dosis obtenida en el cristalino izquierdo para los planes realizados con 3 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 2.

Tabla 19

Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo

CRISTALINO IZQUIERDO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	56.7	48.5
$D_{max}(cGy)$	63.6	54.6
$D_{2\%}(cGy)$	63.2	54.6
$D_{0.03cc}(cGy)$	58.7	51.5

4.2.1.4 Cerebro

La dosis obtenida en el cerebro para los planes realizados con 3 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 2, ver tabla 20.

Tabla 20

Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro

CEREBRO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	266.6	261.6
$D_{max}(cGy)$	2625.7	2628.6
$D_{10\%}(cGy)$	598.3	591.2

4.2.2 Planificación con 5 arcos no coplanares

4.2.2.1 PTV 2

Los resultados de la dosis absorbida para los volúmenes del 95 %, 50 %, 2 % y 98 %, índice de conformidad, índice de heterogeneidad usando haces WFF y FFF, ver tabla 21.

Tabla 21

Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 2

PTV 2		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{98\%}(cGy)$	2066.9	2044.8
$D_{95\%}(cGy)$	2098.9	2071.1
$D_{50\%}(cGy)$	2372.7	2312.4
$D_{2\%}(cGy)$	2709.7	2640.7
IC	0.86	0.88
IH	1.28	1.26

4.2.2.2 Cristalino derecho

La tabla 22 muestra la dosis obtenida en el cristalino derecho para los planes realizados con 5 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 2.

Tabla 22*Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho*

CRISTALINO DERECHO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	134.7	130.6
$D_{max}(cGy)$	145.9	144.7
$D_{2\%}(cGy)$	144.7	144.7
$D_{0.03cc}(cGy)$	137	132.1

4.2.2.3 Cristalino izquierdo

La tabla 23 muestra la dosis obtenida en el cristalino izquierdo para los planes realizados con 5 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 2.

Tabla 23*Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo*

CRISTALINO IZQUIERDO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	85.9	71.7
$D_{max}(cGy)$	94.9	81.6
$D_{2\%}(cGy)$	94.6	81.1
$D_{0.03cc}(cGy)$	88.6	72.4

4.2.2.4 Cerebro

La dosis obtenida en el cerebro para los planes realizados con 5 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 2 se muestra en la tabla 24.

Tabla 24*Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro*

CEREBRO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	225.6	231.4
$D_{max}(cGy)$	2730.6	2730.6
$D_{10\%}(cGy)$	520.5	520.5

4.3 TARGET 3

4.3.1 Planificación con 3 arcos no coplanares

4.3.1.1 PTV 3

Los resultados de la dosis absorbida para los volúmenes del 95 %, 50 %, 2 % y 98 %, índice de conformidad, índice de heterogeneidad usando haces WFF y FFF.

Tabla 25*Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 3*

PTV 3		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{98\%}(cGy)$	2014.9	2030.8
$D_{95\%}(cGy)$	2042.3	2057.1
$D_{50\%}(cGy)$	2278.3	2298.7
$D_{2\%}(cGy)$	2558.7	2586.0
IC	0.93	0.91
IH	1.24	1.25

4.3.1.2 *Cristalino derecho*

La tabla 26 muestra la dosis obtenida en el cristalino derecho para los planes realizados con 3 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 3.

Tabla 26

Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho

CRISTALINO DERECHO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	18.9	16.4
$D_{max}(cGy)$	22	20
$D_{2\%}(cGy)$	21.6	19.4
$D_{0.03cc}(cGy)$	19.8	17.4

4.3.1.3 *Cristalino izquierdo*

La tabla 27 muestra la dosis obtenida en el cristalino izquierdo para los planes realizados con 3 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 3.

Tabla 27

Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo

CRISTALINO IZQUIERDO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	50.6	50.5
$D_{max}(cGy)$	59.6	54.3
$D_{2\%}(cGy)$	58.6	54.3
$D_{0.03cc}(cGy)$	52.3	52.1

4.3.1.4 Cerebro

La dosis obtenida en el cerebro para los planes realizados con 3 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 3, ver tabla 28.

Tabla 28

Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro

CEREBRO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	273	274.2
$D_{max}(cGy)$	2623.4	2621.6
$D_{10\%}(cGy)$	625.7	635.7

4.3.2 Planificación con 5 arcos no coplanares

4.3.2.1 PTV 3

Los resultados de la dosis absorbida para los volúmenes del 95 %, 50 %, 2 % y 98 %, índice de conformidad, índice de heterogeneidad usando haces WFF y FFF, se establecen a continuación.

Tabla 29

Dosis evaluada al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV 3

PTV 3		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{98\%}(cGy)$	2032.0	2057
$D_{95\%}(cGy)$	2050.4	2089.2
$D_{50\%}(cGy)$	2322.3	2395.4
$D_{2\%}(cGy)$	2654.3	2794.6
IC	0.91	0.9
IH	1.28	1.32

4.3.2.2 *Cristalino derecho*

La tabla 30 muestra la dosis obtenida en el cristalino derecho para los planes realizados con 5 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 3.

Tabla 30

Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino derecho

CRISTALINO DERECHO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	83.8	79.1
$D_{max}(cGy)$	92.7	93.9
$D_{2\%}(cGy)$	92.6	92.7
$D_{0.03cc}(cGy)$	87.2	84.3

4.3.2.3 *Cristalino izquierdo*

La tabla 31 muestra la dosis obtenida en el cristalino izquierdo para los planes realizados con 5 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 3.

Tabla 31

Dosis media, dosis máxima, dosis al 2 % y 0.03cc del volumen para el cristalino izquierdo

CRISTALINO IZQUIERDO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	33.1	31.2
$D_{max}(cGy)$	50.1	51.1
$D_{2\%}(cGy)$	49.6	49.6
$D_{0.03cc}(cGy)$	36.8	35.2

4.3.2.4 Cerebro

La dosis obtenida en el cerebro para los planes realizados con 5 arcos no coplanares y siendo el objetivo el target 3 se reportan en la tabla 32.

Tabla 32

Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el cerebro

CEREBRO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	248.5	244.4
$D_{max}(cGy)$	2702.6	2866.6
$D_{10\%}(cGy)$	515.1	512

4.4 VERIFICACION DOSIMÉTRICA

Se realizó la verificación dosimétrica del TPS mediante la medida puntual de la dosis en el isocentro del plan, para ello se utilizaron dos sistemas dosimétricos, el primero conformado por un electrómetro PTW modelo Unidos E y una cámara de ionización PTW modelo Pinpoint 3d; el segundo sistema dosimétrico fue el electrómetro y un detector de estado sólido Microdiodo silicom P.

Las siguientes tablas muestran la carga colectada para los 4 planes de tratamiento para el target 1, evaluado en el isocentro del plan, además, se representa la incertidumbre obtenida debido a la repetibilidad de la colección de las lecturas.

Tabla 33*Lecturas obtenidas con la cámara de ionización Pinpoint 3d*

Lecturas	3 arcos WFF (nC)	3 arcos FFF (nC)	5 arcos WFF (nC)	5 arcos FFF (nC)
1	10.239	10.618	11.052	11.949
2	10.27	11.159	11.081	11.971
3	10.25	11.01	11.9	11.96
Media	10.25	10.93	11.34	11.96
Des. Estándar	0.016	0.28	0.48	0.011

Tabla 34*Lecturas obtenidas con el Microdiodo silicom tipo P*

Lecturas	3 arcos WFF (nC)	3 arcos FFF (nC)	5 arcos WFF (nC)	5 arcos FFF (nC)
1	446.8	464	500.26	540.29
2	447.1	464.8	501.1	540.9
3	448.3	466.1	500.8	540.6
Media	447.4	464.97	500.72	540.6
Des. Estándar	0.79	1.06	0.43	0.31

4.5 CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

Las películas EBT3, irradiadas para energía de 6 MV presentan una curva de calibración la cual se muestran en la figura 45, la presente curva contiene un rango de dosis de 0 – 122.4 cGy (ver tabla 35).

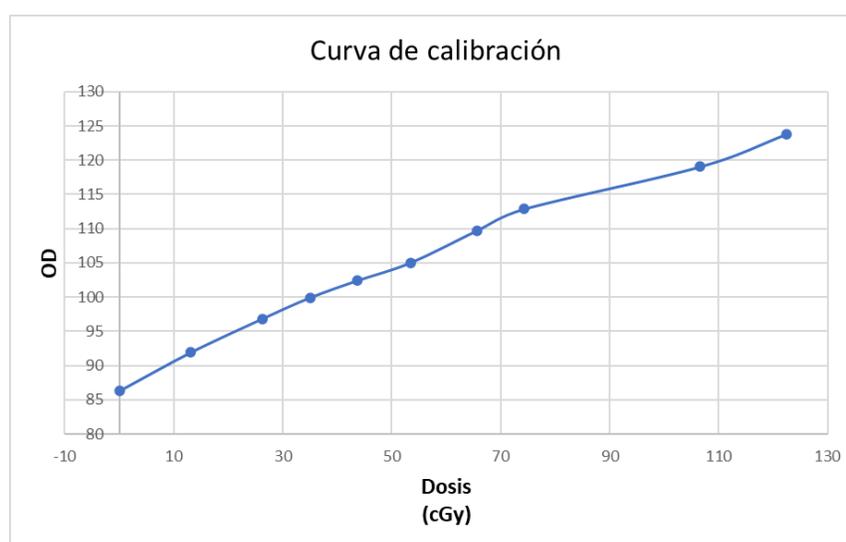
Tabla 35

Relación de equivalencia de Dosis administrada y Unidades Monitor

UM	0	15	30	40	50	61	75	85	122	140
D (cGy)	0	13.1	26.2	35	43.7	53.5	65.6	74.3	106.6	122.4

Figura 45

Curva de calibración para la película radiocrómica EBT3, en un rango de dosis de 0-122 cGy



4.6 DOSIS PERIFÉRICA

Las siguientes tablas muestran la dosis periférica en la posición de los cristalinos calculada mediante el uso de películas radiocrómicas para los diferentes targets.

4.6.1 Target 1

Tabla 36

Dosis periférica calculada para los planes del target 1

	Dosis Periférica (cGy)	
	6 MV WFF	6 MV FFF
Cristalino Derecho	56.16 ± 7.5	48.93 ± 7.5
Cristalino Izquierdo	60.97 ± 5.8	52.66 ± 5.5

4.6.2 Target 2

Tabla 37

Dosis periférica calculada para los planes del target 2

	Dosis Periférica (cGy)	
	6 MV WFF	6 MV FFF
Cristalino Derecho	106.23 ± 7.1	78.54 ± 9.4
Cristalino Izquierdo	108.26 ± 9.1	91.31 ± 10.9

4.6.3 Target 3

Tabla 38

Dosis periférica calculada para los planes del target 3

	Dosis Periférica (cGy)	
	6 MV WFF	6 MV FFF
Cristalino Derecho	61.66 ± 1.5	50.78 ± 4.1
Cristalino Izquierdo	40.83 ± 6.4	41.74 ± 8.0

ANALISIS DE RESULTADOS

4.7 TARGET 1

A continuación, se analizan los resultados obtenidos en el PTV 1 y los OAR para los planes realizados al target 1 con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF tanto para tratamientos realizados con 3 arcos no coplanares y con 5 arcos no coplanares.

4.7.1 PTV 1

La dosis promedio al 98 % del volumen del PTV1 D98% usando filtro aplanador WFF y sin filtro FFF son de 2056.3 cGy y 2080.4 cGy; por otro lado, el promedio de la D95% nos da un valor de 2081.5 para WFF y 2106.7 FFF; además, el promedio de la D50% fue de 2308.4 para WFF y 2384.5 FFF respectivamente, mientras que la D2% fue de 2605.7 y 2748 para WFF y FFF respectivamente.

La dosis obtenida en el PTV 1 evaluado para diferentes volúmenes, nos muestra una mayor dosis obtenida en los planes realizados sin filtro aplanador FFF, esto debido a que el uso de haces sin filtro aplanador nos va generar mayor punto caliente en el centro del PTV.

Por otro lado, el IC no obtuvo una diferencia significativa dando como resultado un promedio de 0.88 y 0.87 para WFF y FFF respectivamente, esto debido a que, en ambas maneras de planificación, usando haces WFF y FFF obtenemos una cobertura muy similar en el objetivo.

Finalmente, los valores promedios de IH para WFF y FFF son de 1.24 y 1.29 respectivamente, el valor mayor del IH obtenido en los planes sin filtro aplanador FFF refleja la mayor dosis que estamos obteniendo en estos planes con respecto a los planes con filtro aplanador WFF.

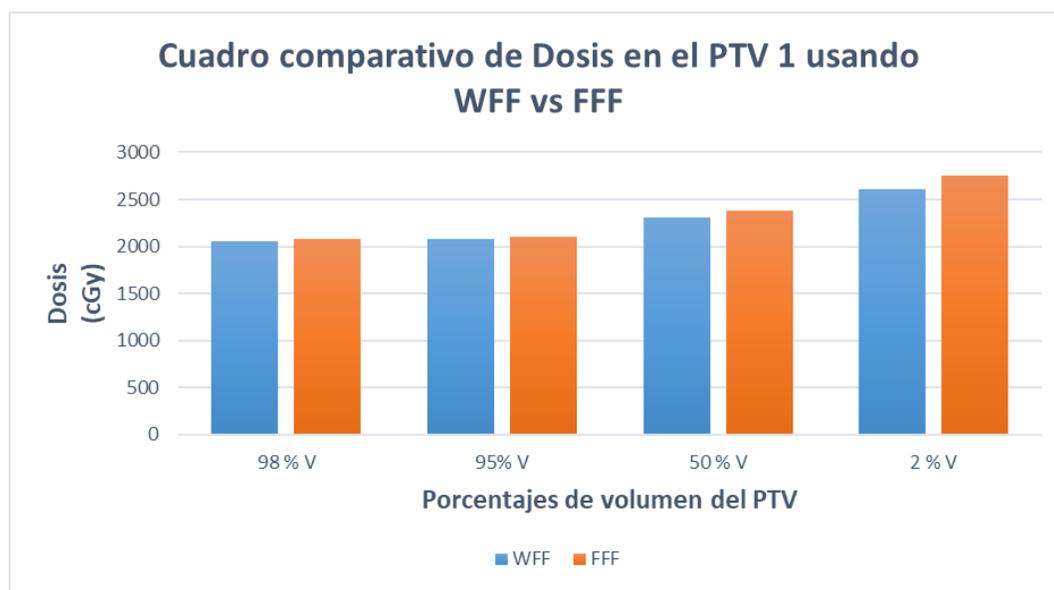
Tabla 39

Dosis promedio al PTV 1 usando haces WFF y FFF

PTV1		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{98\%}(cGy)$	2056.3	2080.35
$D_{95\%}(cGy)$	2081.45	2106.7
$D_{50\%}(cGy)$	2308.4	2384.45
$D_{2\%}(cGy)$	2605.7	2748

Figura 46

Comparación del promedio de dosis para diferentes porcentajes de volumen del PTV 1



4.7.2 Cristalino derecho

La tabla 40 muestra los resultados obtenidos en el cristalino derecho, se obtuvo que el promedio de la dosis media es menor en los planes realizados sin filtro aplanador FFF en comparación a los planes realizados con filtro aplanador WFF, dando un resultado promedio de

37 cGy y 44.4 cGy respectivamente. Con respecto a la dosis máxima, se obtuvo un valor promedio de 50.25 cGy para WFF en comparación a 41.05 cGy de los planes FFF. Luego, la dosis a un 2 % del volumen del OAR en los planes WFF fue de 50.15 cGy en promedio en comparación con 40.85 para FFF. Seguidamente, la dosis promedio obtenida para un volumen de 0.03 cc fue de 45.9 cGy y 38.5 cGy para WFF y FFF respectivamente.

Los resultados obtenidos para los planes siendo el objetivo el target 1, dan como resultado una menor dosis en el cristalino derecho para los planes FFF, esto debido a que el no usar filtro aplanador nos genera una menor dosis dispersa y hay una mayor concentración en el objetivo a tratar.

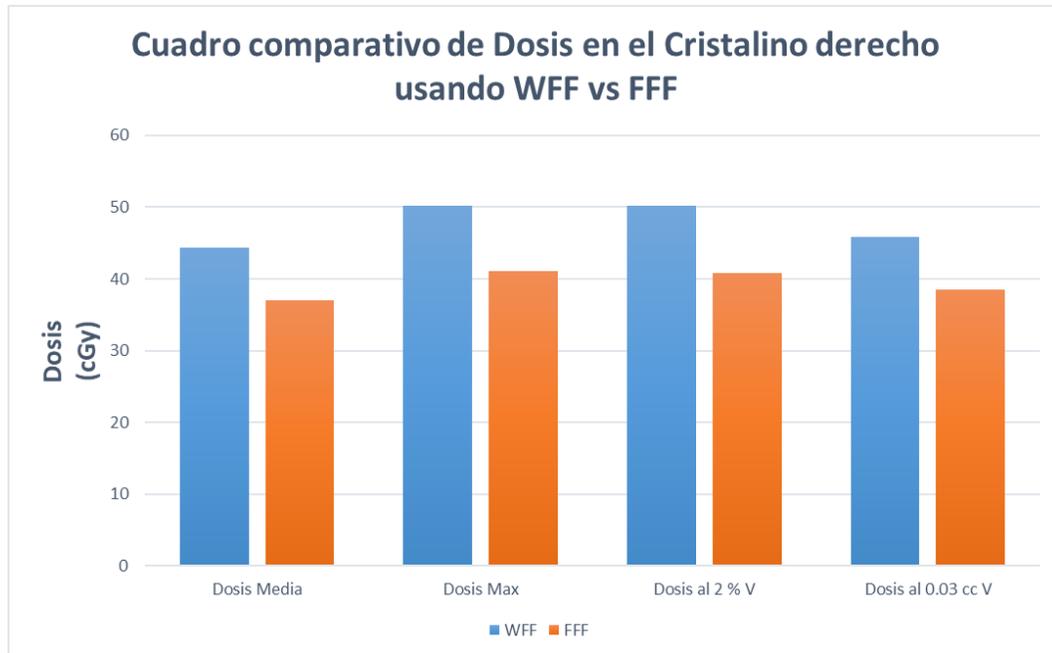
Tabla 40

Dosis promedio al cristalino derecho usando haces WFF y FFF

CRISTALINO DERECHO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	44.4	37
$D_{max}(cGy)$	50.25	41.05
$D_{2\%}(cGy)$	50.15	40.85
$D_{0.03cc}(cGy)$	45.9	38.5

Figura 47

Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino derecho



4.7.3 Cristalino izquierdo

Para el análisis del cristalino izquierdo se toma la tabla 41, en ella se muestran los resultados obtenidos para los planes realizados con y sin filtro aplanador, el promedio de la dosis media es mayor en los planes realizados con filtro aplanador WFF en comparación a los planes realizados sin filtro aplanador FFF, dando un resultado promedio de 58.45 cGy y 54.4 cGy respectivamente. Con respecto a la dosis máxima, se obtuvo un valor promedio de 65.9 cGy para WFF en comparación a 63.1 cGy de los planes FFF. Luego, la dosis a un 2 % del volumen del OAR en los planes WFF fue de 65.5 cGy en comparación con 62.7 para FFF. Seguidamente, la dosis promedio obtenida para un volumen de 0.03 cc fue de 61.55 cGy y 56.75 cGy para WFF y FFF respectivamente.

Los resultados muestran una menor dosis obtenida en el cristalino izquierdo para los planes realizados sin filtro aplanador FFF en comparación con los planes realizados con filtro aplanador WFF

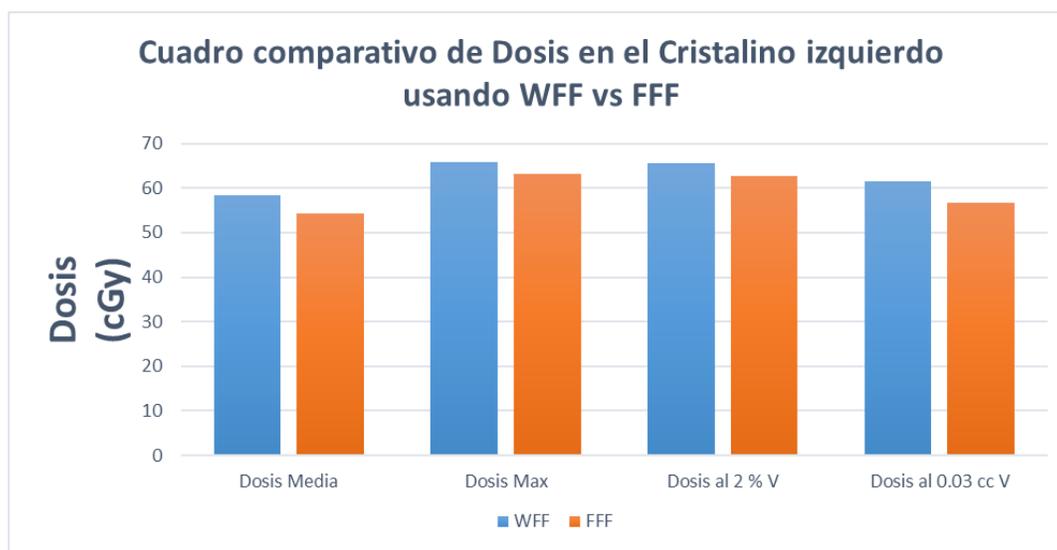
Tabla 41

Dosis promedio al cristalino izquierdo usando haces WFF y FFF

CRISTALINO IZQUIERDO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	58.45	54.4
$D_{max}(cGy)$	65.9	63.1
$D_{2\%}(cGy)$	65.5	62.7
$D_{0.03cc}(cGy)$	61.55	56.75

Figura 48

Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino izquierdo



4.7.4 Cerebro

La tabla 42 muestran los resultados obtenidos para el análisis del cerebro en los planes del target 1. En estos resultados, se muestra que el promedio de la dosis media fue de 307.55 cGy para WFF, por otro lado, el promedio de la dosis media para FFF fue de 299.45 cGy. De igual manera, se analizó la dosis que se obtiene al 10 % del volumen del OAR, dando como resultado 640.5 cGy para WFF y 627.4 cGy para FFF.

Los resultados obtenidos en el cerebro muestran una menor dosis obtenida para los planes realizados sin filtro aplanador FFF, tanto para dosis media y analizando el 10 % del volumen del cerebro, esto debido que los planes FFF generan una menor dosis dispersa en el tejido adyacente al blanco, en este caso el cerebro.

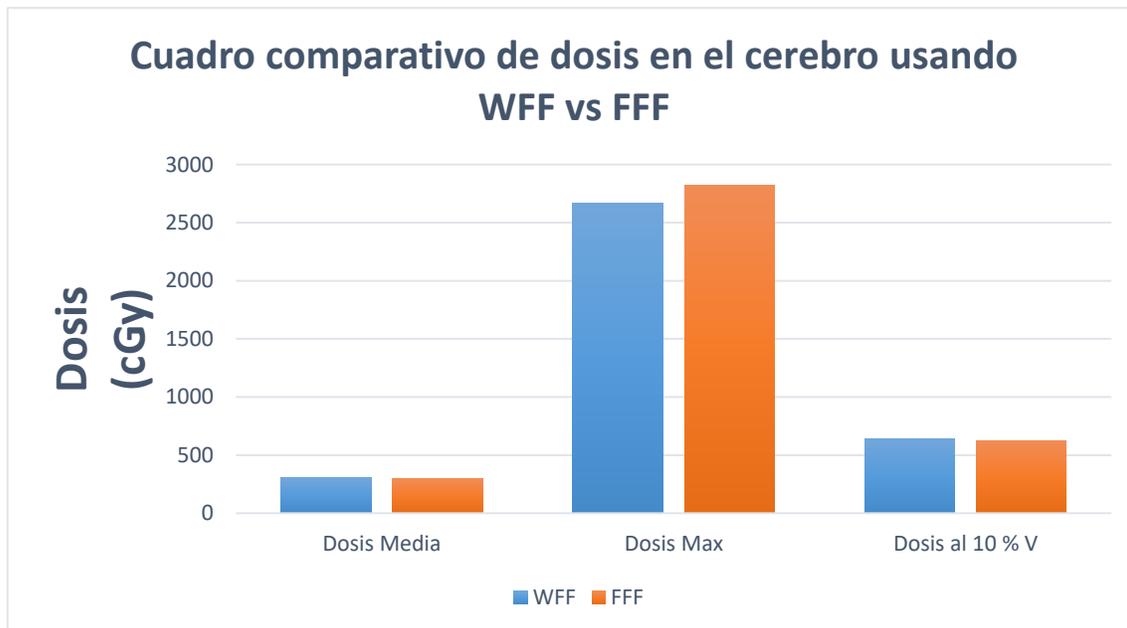
Tabla 42

Dosis promedio al cerebro usando haces WFF y FFF

CEREBRO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	307.55	299.45
$D_{max}(cGy)$	2664.75	2821.1
$D_{10\%}(cGy)$	640.5	627.4

Figura 49

Comparación del promedio de dosis obtenida en el cerebro



4.8 TARGET 2

Los resultados obtenidos para el PTV 2 y los OAR para los planes realizados al target 2 con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF tanto para tratamientos realizados con 3 arcos no coplanares y con 5 arcos no coplanares.

4.8.1 PTV 2

La dosis promedio al 98 % del volumen del PTV 2 D 98% usando filtro aplanador WFF y sin filtro FFF son de 2055.3 cGy y 2049.1 cGy; por otro lado, el promedio de la D95% nos da un valor de 2084.2 para WFF y 2075.3 FFF; además, el promedio de la D50% fue de 2335.2 para WFF y 2308.9 FFF respectivamente, mientras que la D2% fue de 2643.1 y 2610.2 para WFF y FFF respectivamente.

La dosis obtenida en el PTV 2 evaluado para diferentes volúmenes, nos muestra una mayor dosis obtenida en los planes realizados sin filtro aplanador FFF, esto debido a que el uso de haces sin filtro aplanador nos va generar mayor punto caliente en el centro del PTV.

Por otro lado, el IC no obtuvo una diferencia significativa dando como resultado un promedio de 0.88 y 0.9 para WFF y FFF respectivamente, esto debido a que, en ambas maneras de planificación, usando haces WFF y FFF obtenemos una cobertura muy similar en el objetivo.

Finalmente, los valores promedios de IH para WFF y FFF son de 1.26 y 1.25 respectivamente, el valor mayor del IH obtenido en los planes sin filtro aplanador FFF refleja la mayor dosis que estamos obteniendo en estos planes con respecto a los planes con filtro aplanador WFF

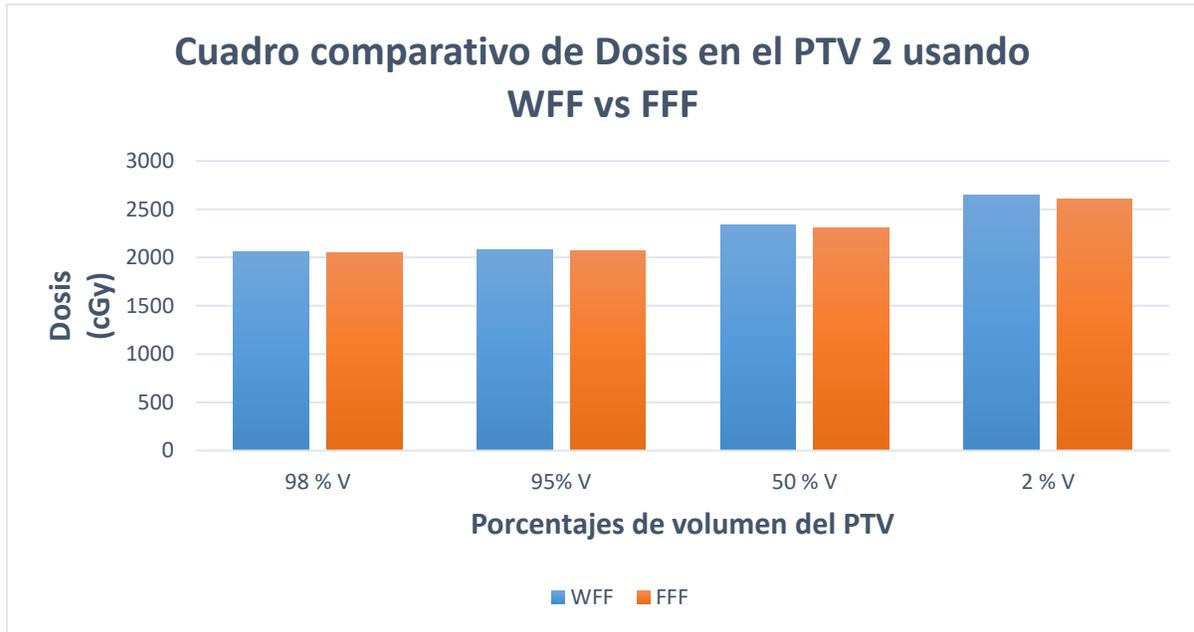
Tabla 43

Dosis promedio al PTV 2 usando haces WFF y FFF

	PTV2	
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{98\%}(cGy)$	2055.3	2049.1
$D_{95\%}(cGy)$	2084.15	2075.25
$D_{50\%}(cGy)$	2335.2	2308.85
$D_{2\%}(cGy)$	2643.1	2610.15

Figura 50

Comparación del promedio de dosis para diferentes porcentajes de volumen del PTV 2



4.8.2 Cristalino derecho

La tabla 44 muestran los resultados obtenidos en el cristalino derecho, se obtuvo que el promedio de la dosis media es menor en los planes realizados sin filtro aplanador FFF en comparación a los planes realizados con filtro aplanador WFF, dando un resultado promedio de 94.95 cGy y 102.1 cGy respectivamente. Con respecto a la dosis máxima, se obtuvo un valor promedio de 114.65 cGy para WFF en comparación a 107.7 cGy de los planes FFF. Luego, la dosis a un 2 % del volumen del OAR en los planes WFF fue de 113.2 cGy en comparación con 107.65 para FFF. Seguidamente, la dosis promedio obtenida para un volumen de 0.03 cc fue de 104.75 cGy y 97.05 cGy para WFF y FFF respectivamente.

Los resultados obtenidos para los planes siendo el objetivo el target 2, dan como resultado una menor dosis en el cristalino derecho para los planes sin filtro aplanador FFF comparándolo con los planes realizados con filtro aplanador WFF.

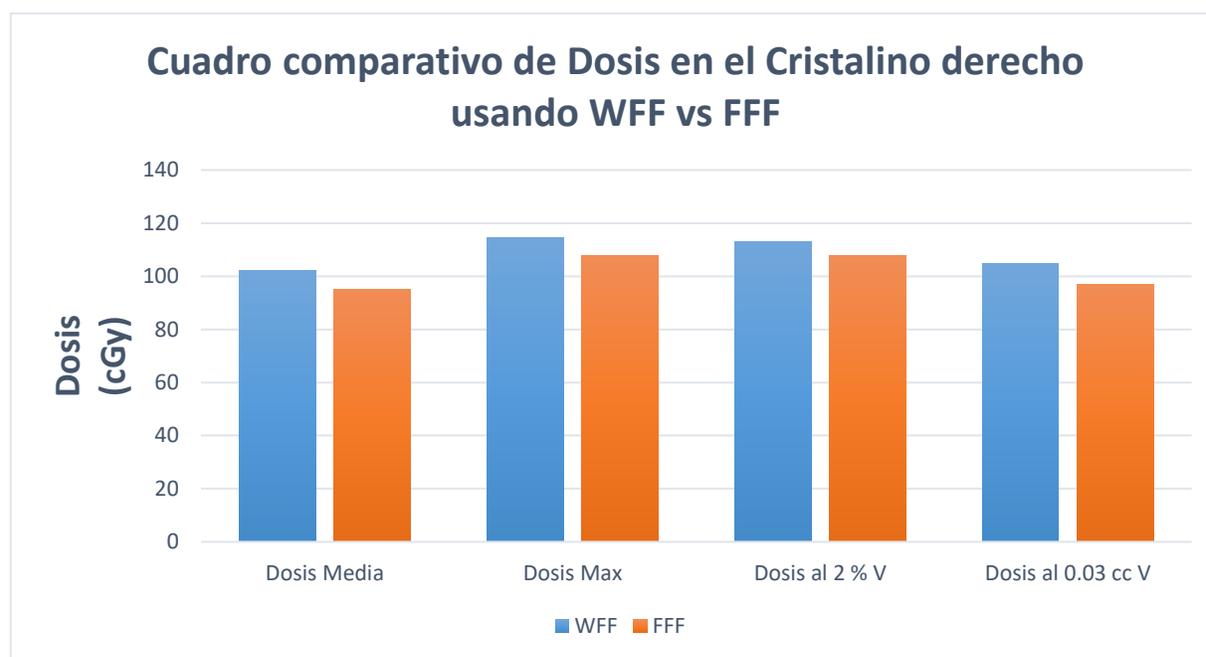
Tabla 44

Dosis promedio al cristalino derecho usando haces WFF y FFF

CRISTALINO DERECHO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	102.1	94.95
$D_{max}(cGy)$	114.65	107.7
$D_{2\%}(cGy)$	113.2	107.65
$D_{0.03cc}(cGy)$	104.75	97.05

Figura 51

Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino derecho



4.8.3 Cristalino izquierdo

Para el análisis del cristalino izquierdo se considera la tabla 45, la cual muestra los resultados obtenidos para los planes realizados con y sin filtro aplanador, el promedio de la dosis media es mayor en los planes realizados con filtro aplanador WFF en comparación a los planes realizados sin filtro aplanador FFF, dando un resultado promedio de 71.3 cGy y 60.1 cGy respectivamente. Con respecto a la dosis máxima, se obtuvo un valor promedio de 79.25 cGy para WFF en comparación a 68.1 cGy de los planes FFF. Luego, la dosis a un 2 % del volumen del OAR en los planes WFF fue de 78.9 cGy en comparación con 67.85 para FFF. Seguidamente, la dosis promedio obtenida para un volumen de 0.03 cc fue de 73.65 cGy y 61.95 cGy para WFF y FFF respectivamente.

Los resultados muestran una menor dosis obtenida en el Cristalino izquierdo para los planes realizados sin filtro aplanador FFF.

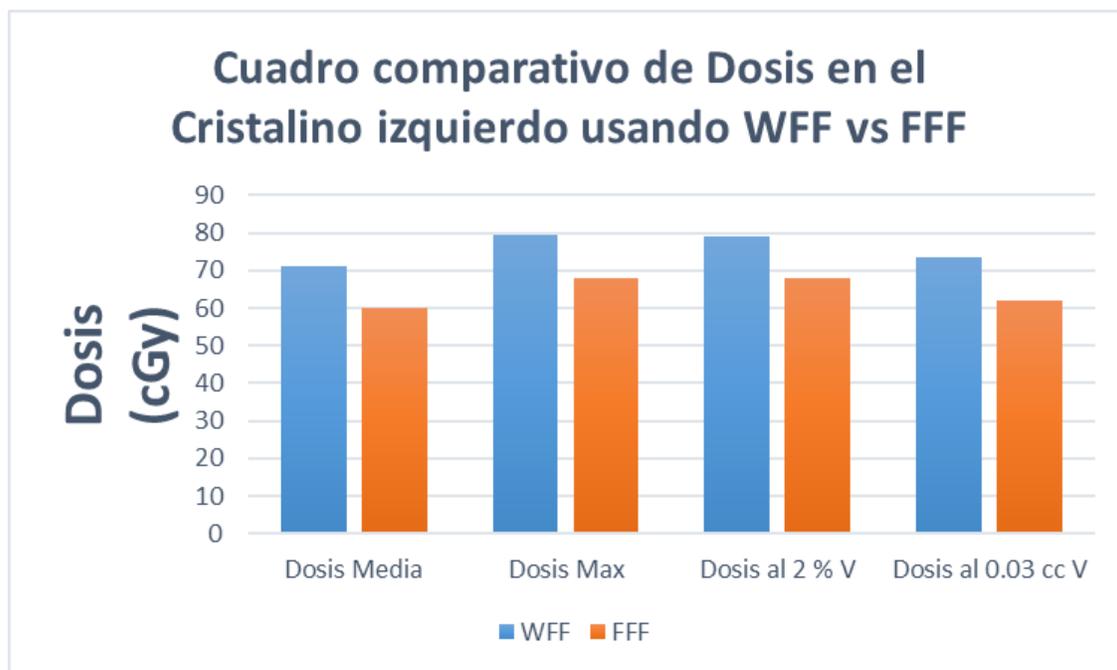
Tabla 45

Dosis promedio al cristalino izquierdo usando haces WFF y FFF

CRISTALINO IZQUIERDO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	71.3	60.1
$D_{max}(cGy)$	79.25	68.1
$D_{2\%}(cGy)$	78.9	67.85
$D_{0.03cc}(cGy)$	73.65	61.95

Figura 52

Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino izquierdo



4.8.4 Cerebro

Analizando los planes cuyo target fue el PTV 2, el promedio de la dosis media fue de 246.1 cGy para WFF, por otro lado, el promedio de la dosis media para FFF fue de 246.5 cGy. De igual manera, se analizó la dosis que se obtiene al 10 % del volumen del OAR, dando como resultado 559.4 cGy para WFF y 555.85 cGy para FFF.

Los resultados obtenidos en el cerebro muestran una menor dosis obtenida para los planes realizados sin filtro aplanador FFF, tanto para dosis media y analizando el 10 % del volumen del cerebro, esto debido que los planes FFF generan una menor dosis dispersa en el tejido adyacente al blanco, en este caso el cerebro.

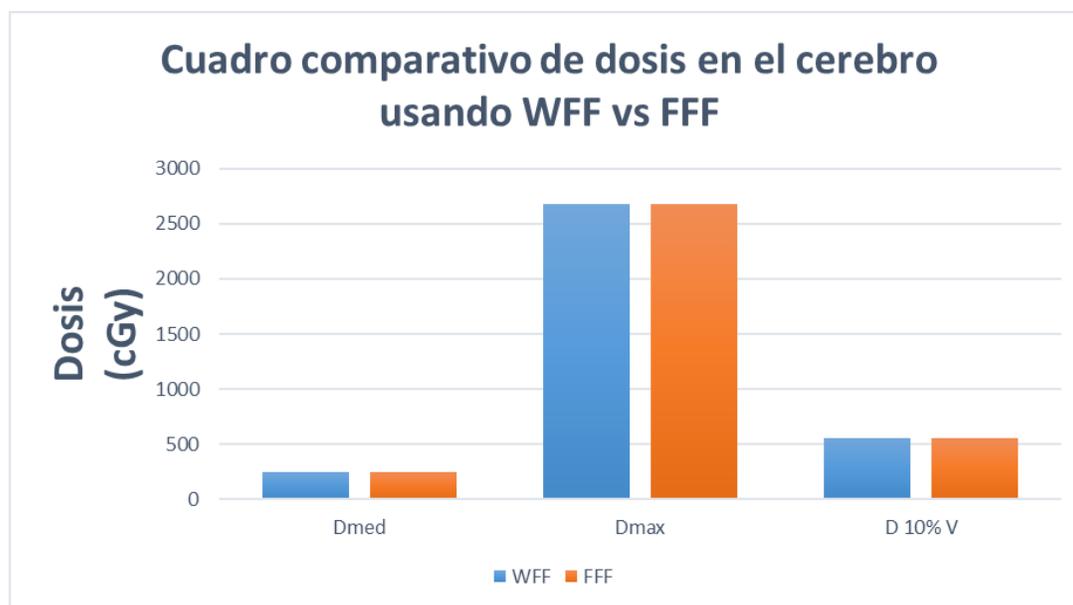
Tabla 46

Dosis promedio al cerebro usando haces WFF y FFF

CEREBRO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	246.1	246.5
$D_{max}(cGy)$	2678.15	2679.6
$D_{10\%}(cGy)$	559.4	555.85

Figura 53

Comparación del promedio de dosis obtenida en el cerebro



4.9 TARGET 3

Se muestra al análisis de la dosimetría para el PTV 3 y los OAR para los planes realizados al target 3 con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF tanto para tratamientos realizados con 3 arcos no coplanares y con 5 arcos no coplanares.

4.9.1 PTV 3

La dosis promedio al 98 % del volumen del PTV 3 D 98% usando filtro aplanador WFF y sin filtro FFF son de 2023.5 cGy y 2043.9 cGy; por otro lado, el promedio de la D95% nos da un valor de 2046.4 para WFF y 2073.2 para FFF; además, el promedio de la D50% fue de 2300.3 para WFF y 2347.1 FFF respectivamente, mientras que la D2% fue de 2606.5 y 2690.3 para WFF y FFF respectivamente.

La dosis obtenida en el PTV 3 evaluado para diferentes volúmenes, nos muestra una mayor dosis obtenida en los planes realizados sin filtro aplanador FFF, esto debido a que el uso de haces sin filtro aplanador nos va generar mayor punto caliente en el centro del PTV.

Por otro lado, el IC no obtuvo una diferencia significativa dando como resultado un promedio de 0.92 y 0.91 para WFF y FFF respectivamente, esto debido a que, en ambas maneras de planificación, usando haces WFF y FFF obtenemos una cobertura muy similar en el objetivo.

Finalmente, los valores promedios de IH para WFF y FFF son de 1.26 y 1.29 respectivamente, el valor mayor del IH obtenido en los planes sin filtro aplanador FFF refleja la mayor dosis que estamos obteniendo en estos planes con respecto a los planes con filtro aplanador WFF.

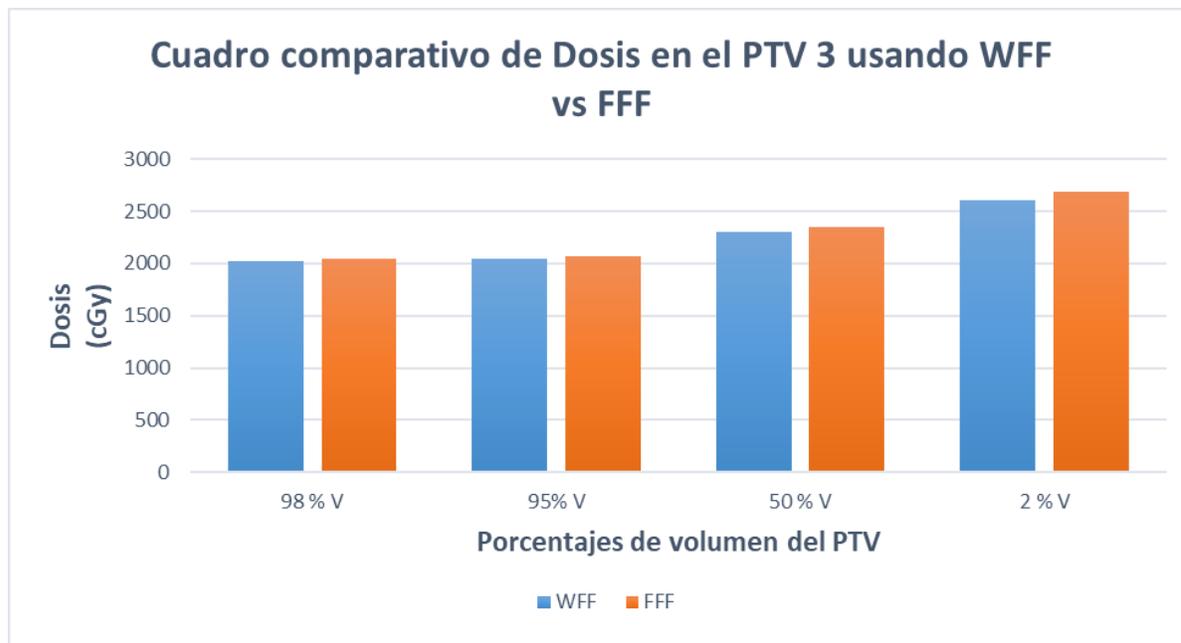
Tabla 47

Dosis promedio al PTV 3 usando haces WFF y FFF

PTV3		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{98\%}(cGy)$	2023.45	2043.9
$D_{95\%}(cGy)$	2046.35	2073.15
$D_{50\%}(cGy)$	2300.3	2347.05
$D_{2\%}(cGy)$	2606.5	2690.3

Figura 54

Comparación del promedio de dosis para diferentes porcentajes de volumen del PTV 3



4.9.2 Cristalino derecho

La tabla 48 muestra los resultados obtenidos en el cristalino derecho, se obtuvo que el promedio de la dosis media es menor en los planes realizados sin filtro aplanador FFF en comparación a los planes realizados con filtro aplanador WFF, dando un resultado promedio de 47.75 cGy y 51.35 cGy respectivamente. Con respecto a la dosis máxima, se obtuvo un valor promedio de 57.35 cGy para WFF en comparación a 56.95 cGy de los planes FFF. Luego, la dosis a un 2 % del volumen del OAR en los planes WFF fue de 57.1 cGy en comparación con 56.05 para FFF. Seguidamente, la dosis promedio obtenida para un volumen de 0.03 cc fue de 53.5 cGy y 50.85 cGy para WFF y FFF respectivamente.

El análisis realizado en este OAR para los planes en el Target 3 dan como resultado, dan como resultado una menor dosis en el cristalino derecho para los planes sin filtro aplanador FFF.

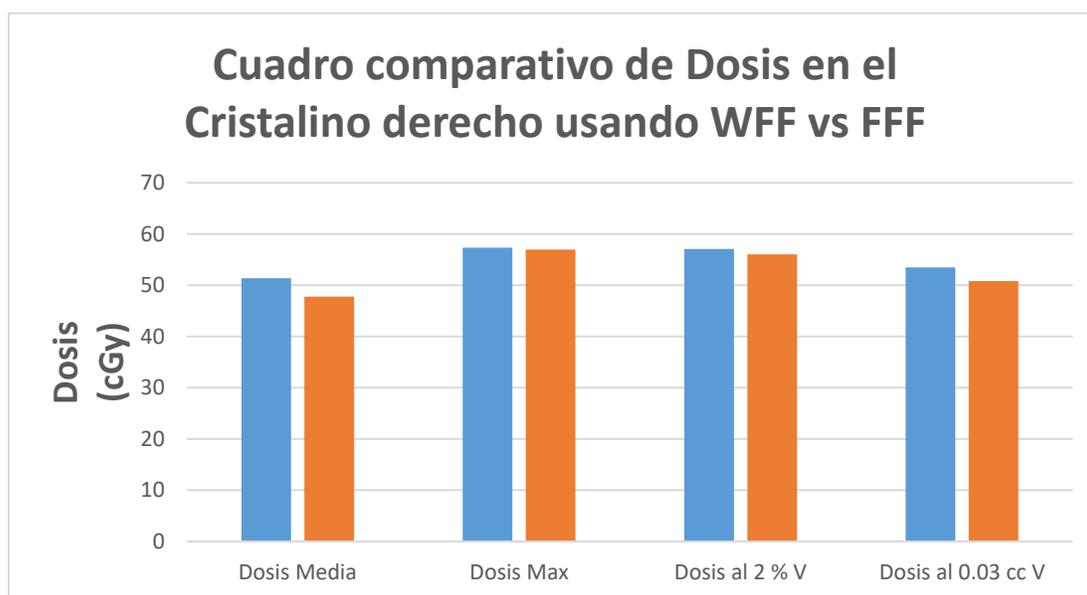
Tabla 48

Dosis promedio al cristalino derecho usando haces WFF y FFF

CRISTALINO DERECHO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	51.35	47.75
$D_{max}(cGy)$	57.35	56.95
$D_{2\%}(cGy)$	57.1	56.05
$D_{0.03cc}(cGy)$	53.5	50.85

Figura 55

Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino derecho



4.9.3 Cristalino izquierdo

Para el análisis del cristalino izquierdo se toman la tabla 49, en ella se muestra los resultados obtenidos para los planes realizados con y sin filtro aplanador, el promedio de la dosis media es mayor en los planes realizados con filtro aplanador WFF en comparación a los planes

realizados sin filtro aplanador FFF, dando un resultado promedio de 41.85 cGy y 40.85 cGy respectivamente. Con respecto a la dosis máxima, se obtuvo un valor promedio de 54.85 cGy para WFF en comparación a 52.7 cGy de los planes FFF. Luego, la dosis a un 2 % del volumen del OAR en los planes WFF fue de 54.1 cGy en comparación con 51.95 para FFF. Seguidamente, la dosis promedio obtenida para un volumen de 0.03 cc fue de 44.55 cGy y 43.65 cGy para WFF y FFF respectivamente.

Los resultados muestran una menor dosis obtenida en el Cristalino izquierdo para los planes realizados sin filtro aplanador FFF.

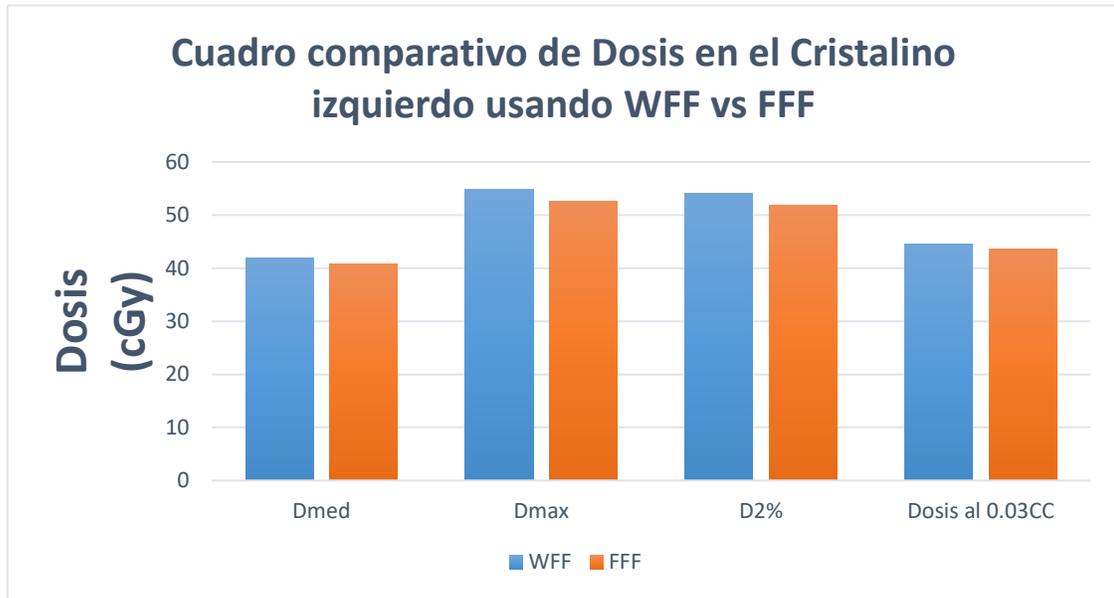
Tabla 49

Dosis promedio al cristalino izquierdo usando haces WFF y FFF

CRISTALINO IZQUIERDO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	41.85	40.85
$D_{max}(cGy)$	54.85	52.7
$D_{2\%}(cGy)$	54.1	51.95
$D_{0.03cc}(cGy)$	44.55	43.65

Figura 56

Comparación del promedio de dosis obtenida en el cristalino izquierdo



4.9.4 Cerebro

La tabla 50 muestra los resultados obtenidos para el análisis del cerebro en los planes del target 3. En estos resultados, se muestra que el promedio de la dosis media fue de 260.75 cGy para WFF, por otro lado, el promedio de la dosis media para FFF fue de 259.3 cGy. De igual manera, se analizó la dosis que se obtiene al 10 % del volumen del OAR, dando como resultado 570.4 cGy para WFF y 573.9 cGy para FFF.

Los resultados obtenidos en el cerebro muestran una menor dosis obtenida para los planes realizados sin filtro aplanador FFF, tanto para dosis media y analizando el 10 % del volumen del cerebro, esto debido que los planes FFF generan una menor dosis dispersa en el tejido adyacente al blanco, en este caso el cerebro.

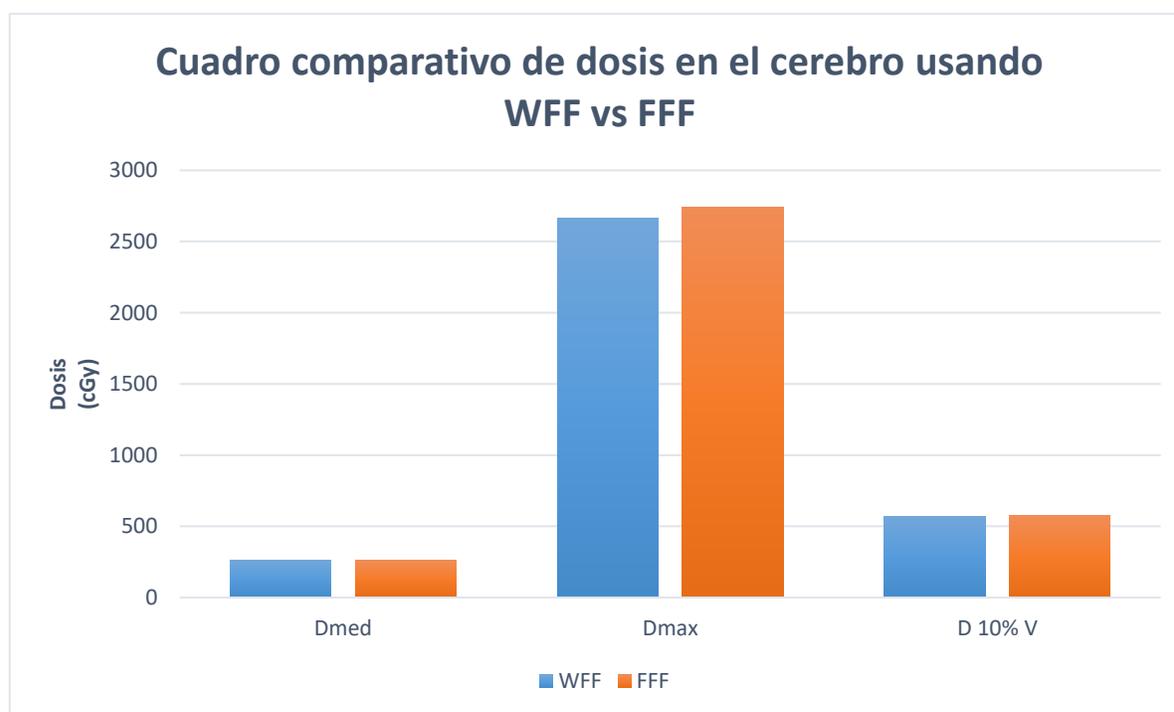
Tabla 50

Dosis promedio al cerebro usando haces WFF y FFF

CEREBRO		
	6 MV WFF	6 MV FFF
$D_{med}(cGy)$	260.75	259.3
$D_{max}(cGy)$	2663	2744.1
$D_{10\%}(cGy)$	570.4	573.85

Figura 57

Comparación del promedio de dosis obtenida en el cerebro



4.10 DOSIS PERIFÉRICA

El uso de películas radiocrómicas como un sistema dosimétrico adicional nos permite medir la dosis que le llegaría a los cristalinos y compararlo con la dosis que obtenemos mediante el cálculo simulado en el planificador, en este caso se irradia para los planes de los distintos targets con las películas situadas en la posición anatómica donde se ubican los cristalinos.

4.10.1 Target 1

La planificación de tratamientos siendo como objetivo tratar el target 1, genero una dosis en los cristalinos la cual fue calculada mediante el uso de películas radiocrómicas y se muestran en la tabla 36, analizando el cristalino derecho se obtiene una dosis de 56.16 ± 7.5 cGy para los planes realizados usando haces con filtro aplanador WFF, por otro lado, se obtuvo 48.93 ± 7.5 cGy usando haces sin filtro aplanador FFF. Otro órgano a riesgo analizado fue el cristalino izquierdo, para el cual se obtuvo una dosis de 60.97 ± 5.8 cGy usando haces con filtro aplanador y 52.66 ± 5.5 cGy usando haces sin filtro aplanador.

Estos resultados obtenidos para el target 1 demuestra que los planes realizados con haces de 6 MV sin filtro aplanador FFF, generan una menor dosis dispersa en órganos a riesgo cercanos al blanco a tratar, en este caso analizando los cristalinos.

4.10.2 Target 2

Otra evaluación usando películas radiocrómicas fueron a los planes realizados al target 2, ver tabla 37, analizando el cristalino derecho se calculó una dosis de 106.23 ± 7.1 cGy para planes usando haces con filtro aplanador WFF y una dosis de 78.54 ± 9.4 cGy para planes usando haces sin filtro aplanador FFF. Analizando el cristalino izquierda obtuvimos como resultado una dosis de 108.26 ± 9.1 cGy para haces con filtro aplanador WFF y una dosis de 91.31 ± 10.9 cGy para haces sin filtro aplanador FFF.

La mayor dosis obtenida en los resultados para los planes del target 2 reflejan la cercanía del blanco a los cristalinos, de igual manera, se puede observar que los planes para haces sin filtro aplanador FFF generan una menor dosis dispersa la cual nos va permitir cuidar mejor los cristalinos.

4.10.3 Target 3

Al analizar las películas radiocrómicas irradiadas en los planes realizados con objetivo de tratamiento el target 3, muestran la dosis obtenida en los cristalinos, resultados que son mostrados en la tabla 38, en el cristalino derecho se obtuvo una dosis de 61.66 ± 1.5 cGy para los planes realizados con filtro aplanador WFF y 50.78 ± 4.1 cGy para los planes realizados sin filtro aplanador FFF, por otro lado, para el cristalino izquierdo se obtuvo una dosis de 40.83 ± 6.4 cGy para haces con filtro aplanador WFF y 41.74 ± 8 para haces sin filtro aplanador FFF.

De igual manera, analizando la dosis dispersa generada en los planes del target 3 se muestra que usando haces sin filtro aplanador FFF genera una menor dosis dispersa y como consecuencia una menor dosis máxima que obtenemos en los cristalinos.

4.11 VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA

La verificación dosimétrica se realizó mediante una comparación de la dosis calculada por el TPS y la dosis medida por los detectores de radiación, para tener una mayor certeza de los resultados obtenidos se utilizaron detectores de radiación de 2 tipos, el primero fue una cámara de ionización pinpoint 3d y el segundo fue un semiconductor, ambos de la marca PTW.

La dosimetría mostrada por el TPS en el isocentro del target 1 para los planes usando 3 arcos no coplanares fue de 24.49 ± 0.09 Gy para los planes WFF y 25.37 ± 0.16 Gy FFF. Por otro lado, la dosis calculada para los planes usando 5 arcos no coplanares fueron de 26.40 ± 0.02 Gy para WFF y 28.55 ± 0.01 Gy para FFF.

El sistema dosimétrico electrómetro – diodo posee una incertidumbre asociada de la medición, la cual se muestra en su certificado de calibración y proporciona un nivel de confianza del 95 %, ver anexo D. La dosis obtenida debido a la colección de cargas usando el sistema dosimétrico electrómetro - diodo (ver tabla 34), fue de 23.32 ± 0.82 Gy para WFF y 24.24 ± 0.8 Gy para FFF usando 3 arcos no coplanares, por otro lado, los planes usando 5 arcos no coplanares nos dieron como resultado dosis de 26.1 ± 0.21 Gy para WFF y 28.18 ± 0.26 Gy para FFF.

El sistema dosimétrico electrómetro – cámara de ionización posee una incertidumbre asociada de la medición $U=2.1$ %, con un nivel de confianza del 95 %, lo cual se muestra en su certificado de calibración, ver Anexo D. La dosis obtenida debido a la colección de cargas (ver tabla 33), fue de 26.34 ± 1.31 Gy para WFF y 28.08 ± 1.91 Gy para FFF usando 3 arcos no coplanares, por otro lado, dosis de 29.15 ± 1.9 Gy para WFF y 30.72 ± 1.54 Gy para FFF usando 5 arcos no coplanares.

CONCLUSIONES

El desarrollo del presente trabajo demuestra que la técnica de planificación usando haces sin filtro aplanador FFF genera una menor dosis en ambos cristalinios siendo un método más eficaz en comparación con los planes usando filtro aplanador con respecto a la protección de este órgano a riesgo.

- La planificación usando haces sin filtro aplanador reduce el tiempo en máquina del paciente, en los planes realizados en el trabajo se ve una diferencia de 5 minutos aproximadamente, lo cual reduce el riesgo de localización debido a movimientos involuntarios del paciente.
- Los resultados obtenidos con respecto al IC indican que no existe una diferencia significativa entre las técnicas usando haces con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF, por tanto, ambas técnicas conforman de manera óptima el volumen a tratar PTV.
- Los planes realizados con haces sin filtro aplanador, generan una mayor dosis máxima en el PTV, este análisis se realizó evaluando al 2 % del volumen del PTV.
- La verificación dosimétrica de los planes usando detectores de radiación, confirman una mayor dosis en el centro del tumor generada por los planes sin filtro aplanador FFF, esto debido a la característica propia de los haces sin filtro aplanador.
- Las películas radiocrómicas EBT3 resulta ser un óptimo sistema dosimétrico para la medición de dosis periférica.
- La verificación dosimétrica usando películas radiocrómicas demuestran que las técnicas usando haces sin filtro aplanador FFF generan una menor dosis a los cristalinios.
 - Finalmente, los resultados al cerebro muestran una menor dosis dispersa en los planes usando haces sin filtro aplanador FFF, evaluando el 10 % del volumen del órgano los valores de dosis obtenidos fueron menores en los planes sin filtro aplanador para todos los casos de los targets irradiados.

BIBLIOGRAFÍA

- American Association of Physicist in Medicine. (2008). Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics*.
- Andreo, P. (2000). Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, 2189-2211.
- Arias, M. (2014). Comisionamiento y puesta en marcha del acelerador lineal digital de alta energía Elekta Synergy para rayos X en el departamento de radioterapia del hospital Carloa Andrade Marín. (*Tesis de licenciatura*). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba.
- Ashland. (n.d.). *Ashland*. Retrieved from <https://www.ashland.com/industries/medical/radiotherapy-films/ebt3>
- Ashland. (n.d.). *Ashland*. Retrieved from <http://www.gafchromic.com/gafchromic-film/radiotherapy-films/EBT/index.asp>
- Attix, F. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Madison: Wiley-VCH.
- Audet, C., Poffenbarger, B., Chang, P., Jackson, P., Lundahl, R., Ryu, S., & Ray, G. (2011). Evaluation of volumetric arc therapy for cranial radiosurgery using multiple noncoplanar arcs. *Medical Physics*.
- Brosed, A. (2011). *Fundamentos de la Física Medica volumen 1 Medida de la radiación*. Madrid: ADI Servicios Editoriales.
- Carolan, M. (2010, noviembre 10). *Pencil Beam Dose Calculation Algorithm*. Retrieved from The radiation oncology Blog: <http://radonc.wdfiles.com/local--files/pencil-beam-algorithm/PencilBeamDoseCalculationAlgorithm.pdf>
- Clark, G., Popple, R., Young, E., & Fiveash, J. (2010). Feasibility of single isocenter volumetric modulated arc radiosurgery for treatment of multiple brain metastases. *Elsevier*.
- Clements, M., Schupp, N., Tattersall, M., Brown, A., & Larson, R. (2018). Monaco treatment planning system tools and optimization. *Medical Dosimetry*, 106-117.

- Das, I. (2017). *Radiochromic Film Role and Applications in Radiation Dosimetry*. New York: Taylor and Francis Group.
- Di Betta, E., Fariselli, L., Bergantin, A., & Fumagalli, M. (2010). Evaluation of the peripheral dose in stereotactic radiotherapy. *Medical Physics*.
- Domínguez, M., Rico, M., & Vila, M. (2009). Papel de la radioterapia en el siglo XXI. *SCIELO*.
- EPSON. (n.d.). *EPSON*. Retrieved from https://epson.com.pe/Para-el-trabajo/Esc%C3%A1neres/Fotos/Esc%C3%A1ner-Epson-Expression-12000XL-Foto/p/12000XL-PH?utm_medium=cpc&utm_source=google&utm_campaign=pe_scancommercial_brand&utm_adgroup=12000xl_br_phrase_exact&utm_term=epson%2012000xl&gclid=Cj0K
- Escobar, J. (2010). *Apunte de radioterapia*. Buenos Aires.
- Flickinger, J., Kondziolka, D., Niranjana, A., Maitz, A., Voynov, G., & Lunsford, D. (2004). ACOUSTIC NEUROMA RADIOSURGERY WITH MARGINAL TUMOR DOSES OF 12 TO 13 GY. *Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*.
- Garza, R., Cavazos, E., & Tamez, D. (1987). Cerebral Arteriovenous Malformation in Children and Adolescents. *Surgical Neurology International*.
- Ghemis, D., & Marcu, L. (2021). Progress and prospects of flattening filter free beam technology in radiosurgery and stereotactic body radiotherapy. *Critical reviews in Oncology / Hematology*.
- Goodall, S., & Ebert, M. (2020). Recommended dose voxel size and statistical uncertainty parameters for precision of Monte Carlo dose calculation in stereotactic radiotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2005). *Determinacion de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos*. Viena: IAEA.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. (2010). ICRU REPORT 83 Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam IMRT. *Journal of the ICRU*.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. (1993). ICRU Report 51 Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry.

- International Commission on Radiation Units and Measurements. (2017). ICRU REPORT 91 Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with small Photon Beams. *Journal of the ICRU*.
- Johns, H., & Cunningham, J. (1983). *The Physics of Radiology*.
- Khan, F., & Gibbons, J. (2014). *The Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia: Wolters Kluwer.
- Kim, S., Kim, D., & Kim, S. (2015). Comparison of Pencil beam, Collapsed cone and Monte-Carlo algorithm in radiotherapy treatment planning for 6 MV photon. *Journal of the Korean Physical Society*.
- Kondziolka, D., Lunsford, D., Coffey, R., & Flickinger, J. (1991). Stereotactic radiosurgery of meningiomas. *Journal of Neurosurgery*.
- Lai, Y., Chen, S., Xu, C., Shi, L., Fu, L., Ha, H., . . . Zhang, Z. (2017). Dosimetric superiority of flattening filter free beams for single-fraction stereotactic radiosurgery in single brain metastasis. *Oncotarget*.
- Lazaro, K. (2016). Análisis de parámetros técnicos y dosimétricos en el comisionamiento de aceleradores lineales clínicos Elekta Synergy Platform. *Tesis de Maestría*. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá.
- León Marroquín, E. (n.d.). *Caracterización y validación de la película Gafchromic EBT3 para control de calidad en tratamientos de radiocirugía utilizando dos sistemas ópticos*. Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca.
- Lopez, G. (2016). Comisionamiento de acelerador Varian Truebeam en modalidad de fotones. *Tesis de Maestría*. Instituto Balserio Universidad Nacional de Cuyo, Entre Rios.
- López, G., Fernández, R., & Cruz, O. (2010). Etiopatogenia y fisiopatología de las malformaciones arteriovenosas cerebrales. *Archivos de Neurociencias*.
- López, G., Gil, A., López, L., Boto, G., & Serna, C. (2010). Malformaciones arteriovenosas cerebrales: Desde el diagnóstico, sus clasificaciones y patofisiología, hasta la genética. *Revista Mexicana de Neurociencia*.
- Lustgarten, L. (2022). *Neurinomas del acústico*. Retrieved from Leonardo Lustgarten: <http://leonardolustgarten.com/neurinomas-del-acustico/>
- Marín, A., Renner, A., Itriago, L., & Alvarez, M. (2017). Metástasis Cerebrales: Una mirada biológica y clínica. *Revista Médica Clínica Las Condes*.

- Mayo Clinic. (2020, Diciembre). *Metástasis Cerebral*. Retrieved from Mayo Clinic: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/brain-metastases/symptoms-causes/syc-20350136>
- Mayo foundation for medical education and research. (n.d.). *Neuroma acústico (schwannoma)*. Retrieved from Mayo Clinic: <https://www.mayoclinic.org/es-es/acoustic-neuroma/img-20006251>
- Meningioma*. (n.d.). Retrieved from John Hopkins Medicine: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/conditions-and-diseases/meningioma>
- Palmans, H., Andreo, P., Saiful, M., Seuntjens, J., Christaki, K., & Meghziene, A. (2018). Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA-AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. *Medical physics*, 1123-1145.
- Panizo, P. (2006). Formalismos de cálculo de unidades de monitor para haces de fotones de alta energía.
- Podgorsak, E. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Viena: IAEA.
- PTW. (2019). Detectors Including Codes of Practice. Freiburg, Germany.
- PTW. (2024). *PTW The dosimetry company*. Retrieved from <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/rw3-slab-phantom>
- Riebert, J., Tonndorf, E., Schramm, O., Rhein, B., Stefanowicz, S., Kappes, J., . . . Rieken, S. (2016). Radiosurgery with flattening-filter-free techniques in the treatment. *Strahlentherapie und Onkologie*.
- Roldán, J. (2012, 06 28). *Monaco Sistemas de Planificación en Radioterapia Externa*. Retrieved 03 25, 2020, from Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria: <https://www.sarh.es/files/JornadaSP/Monaco.pdf>
- Sperduto, P., Mehta, M., Robins, I., Konski, A., Movsas, B., Schell, M., & Wang, M. (2009). *RTOG 0320 - A Phase 3 Trial of Whole Brain Radiation Therapy and Stereotactic Radiosurgery Alone Versus WBRT and SRS With Temozolomide or Erlotinib for Non-Small Cell Lung Cancer and 1 to 3 Brain Metastases*.

- Spretz, T. (2016). Dosimetría de campos pequeños de fotones en radioterapia, intercomparación entre distintos detectores. (*Tesis de Maestría*). Instituto Balseiro Universidad Nacional de Cuyo, Bariloche.
- Stott, C., Albertz, N., & Aedo, C. (2008). Neurinoma del acústico (schwanoma vestibular): Revisión y actualización de la literatura. *Revista de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello*.
- Tuguma, A., & Chiovati, P. (2020). Comparative Analysis of Treatment Plan Quality and Treatment Delivery Efficiency of Selected Brain Cancer Cases Using 6 MV FFF and 6 MV FF Photon Beams. *African Journal of Medical Physics*.
- Wah, E., Yuen, K., Long, W., Yan, A., & Ying, P. (2021). Non-coplanar VMAT plans for postoperative primary brain tumour to reduce dose to hippocampus, temporal lobe and cochlea: a planning study.

ANEXOS

ANEXO A	105
Figura A. 1 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Transversal)	105
Figura A. 2 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Sagital).....	106
Figura A. 3 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Coronal)	106
Figura A. 4 Histograma Dosis - Volumen	107
Figura A. 5 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Transversal)	107
Figura A. 6 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Coronal)	108
Figura A. 7 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Sagital).....	108
Figura A. 8 Histograma Dosis -Volumen	109
Figura A. 9 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Transversal)	109
Figura A. 10 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Coronal)	110
Figura A. 11 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Sagital).....	110
Figura A. 12 Histograma Dosis - Volumen	111
Figura A. 13 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Transversal)	112
Figura A. 14 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Coronal)	112
Figura A. 15 Histograma Dosis - Volumen	113
Figura A. 16 Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Sagital).....	113

Figura A. 17	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Coronal)	114
Figura A. 18	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Transversal)	114
Figura A. 19	Histograma Dosis - Volumen	115
Figura A. 20	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Sagital).....	115
Figura A. 21	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Transversal)	116
Figura A. 22	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Coronal)	116
Figura A. 23	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Sagital).....	117
Figura A. 24	Histograma Dosis - Volumen	117
Figura A. 25	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Transversal)	118
Figura A. 26	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Coronal)	118
Figura A. 27	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Sagital).....	119
Figura A. 28	Histograma Dosis – Volumen.....	119
Figura A. 29	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Coronal)	120
Figura A. 30	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Transversal)	120
Figura A. 31	Histograma Dosis - Volumen	121
Figura A. 32	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Sagital).....	121
Figura A. 33	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Coronal)	122

Figura A. 34	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Transversal)	122
Figura A. 35	Histograma Dosis - Volumen	123
Figura A. 36	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Sagital).....	123
Figura A. 37	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Transversal)	124
Figura A. 38	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Coronal)	124
Figura A. 39	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Sagital).....	125
Figura A. 40	Histograma Dosis - Volumen	125
Figura A. 41	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Transversal)	126
Figura A. 42	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Coronal)	126
Figura A. 43	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Sagital)	127
Figura A. 44	Histograma Dosis - Volumen	127
Figura A. 45	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Transversal)	128
Figura A. 46	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Coronal).....	128
Figura A. 47	Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Sagital).....	129
Figura A. 48	Histograma Dosis - Volumen	129
ANEXO B	130
Figura B. 1	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 1	130
Figura B. 2	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 2	130
Figura B. 3	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 3	131
Figura B. 4	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 1	132

Figura B. 5	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 2	132
Figura B. 6	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 3	133
Figura B. 7	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 1	134
Figura B. 8	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 2	134
Figura B. 9	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 3	135
Figura B. 10	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 1	136
Figura B. 11	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 2	136
Figura B. 12	Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 3	137
ANEXO C	137
Figura C. 1	Certificado de calibración Microdiodo Silicom tipo P, página 1/2	138
Figura C. 2	Certificado de calibración Microdiodo Silicom tipo P, página 2/2	139
Figura C. 3	Certificado de calibración cámara Pinpoint 3d, página 1/3.....	140
Figura C. 4	Certificado de calibración cámara Pinpoint 3d, página 2/3.....	141
Figura C. 5	Certificado de calibración cámara Pinpoint 3d, página 3/3.....	142
ANEXO D	Prueba t student	143

ANEXO A

A.1. Imágenes Obtenidas del TPS Monaco – Planificación usando 3 arcos no coplanares con filtro aplanador WFF.

Figura A. 1

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Transversal)



Figura A. 2

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Sagital)

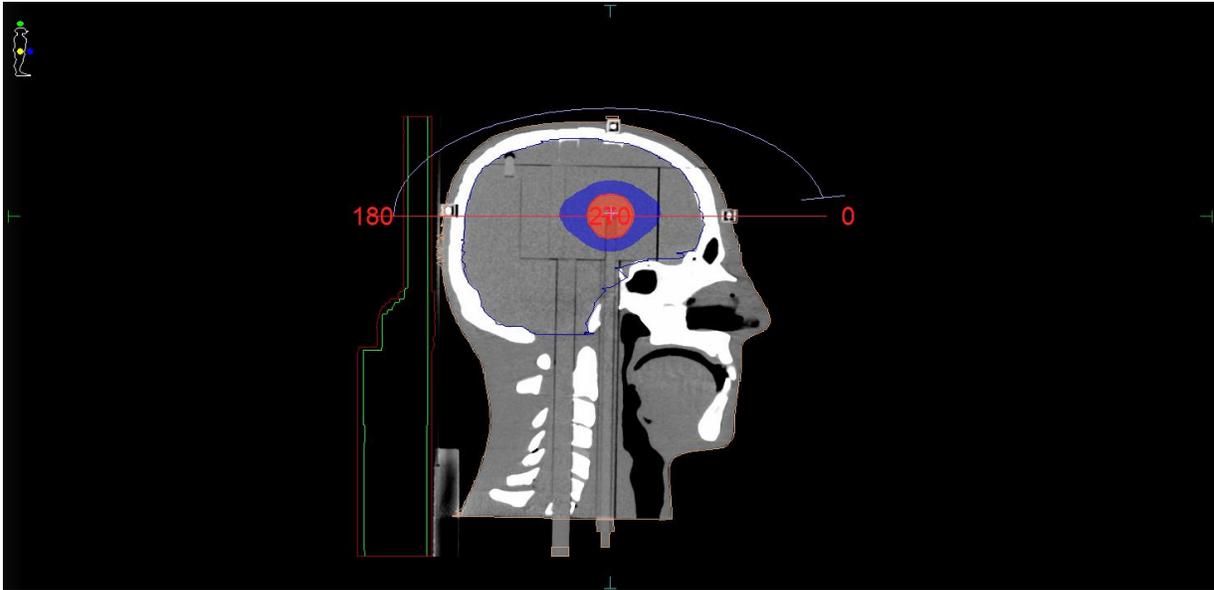


Figura A. 3

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Coronal)

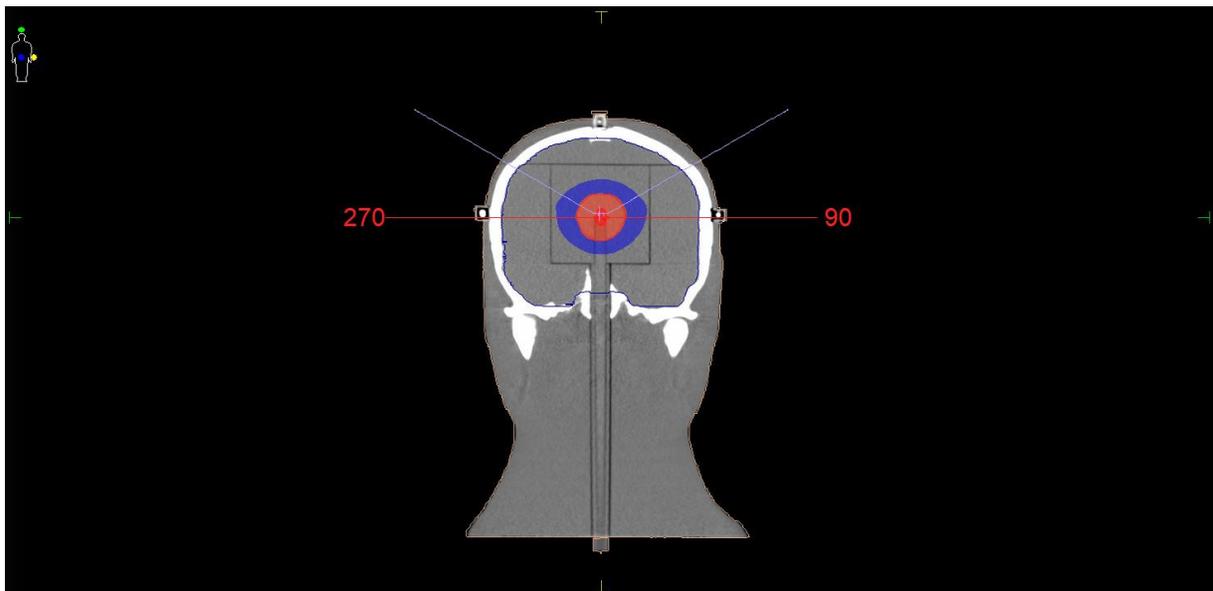


Figura A. 4

Histograma Dosis - Volumen

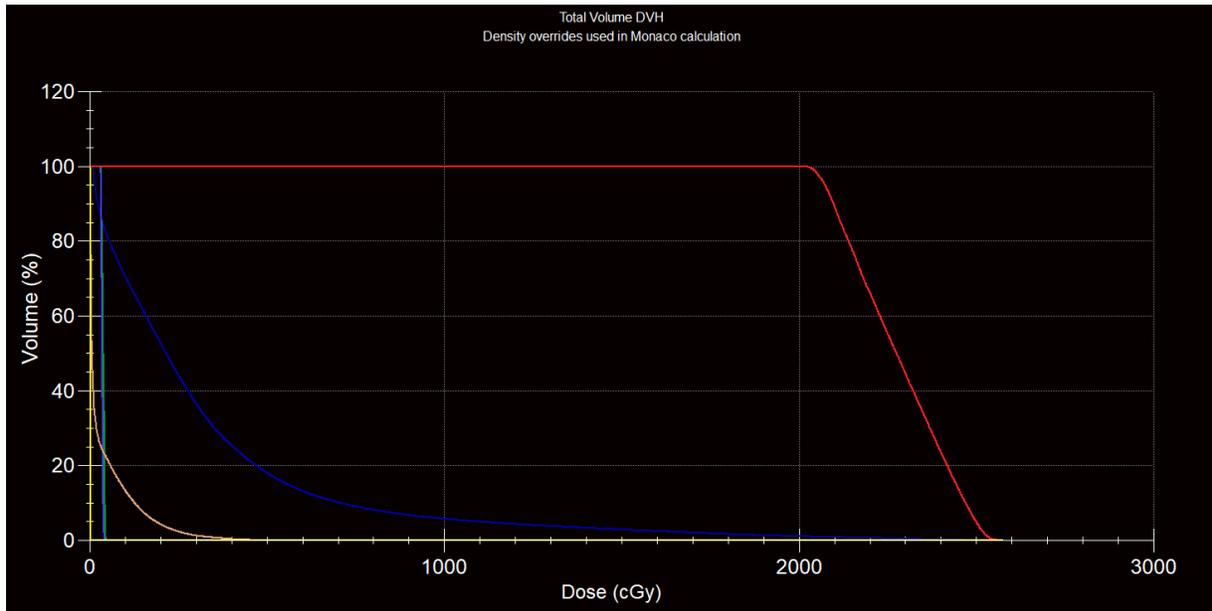


Figura A. 5

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Transversal)



Figura A. 6

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Coronal)

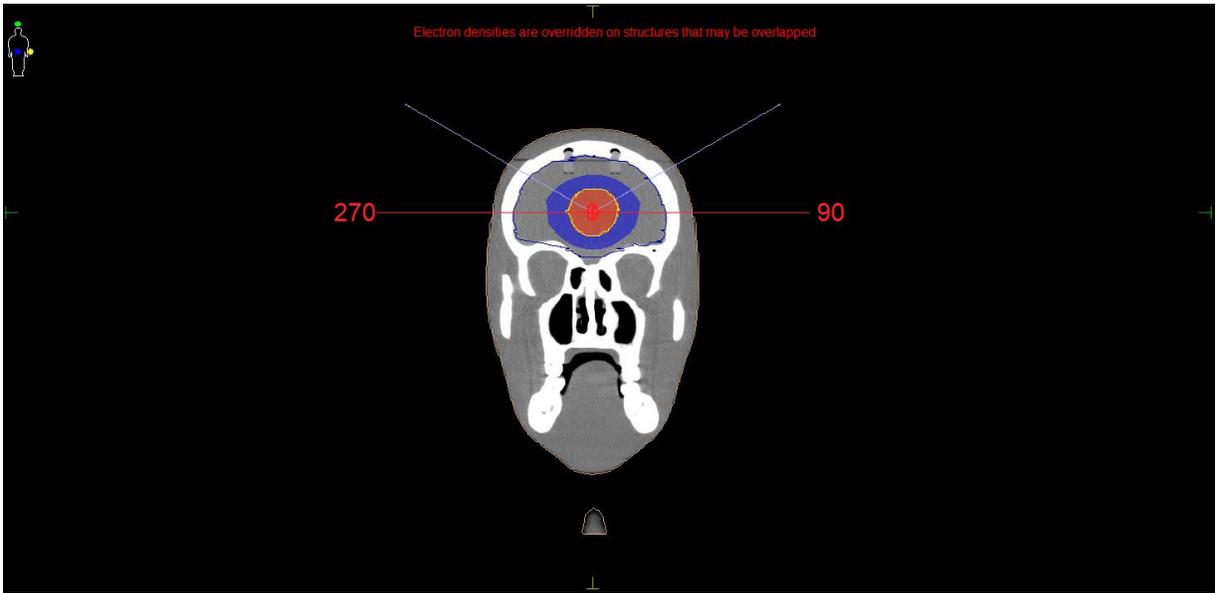


Figura A. 7

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Sagital)

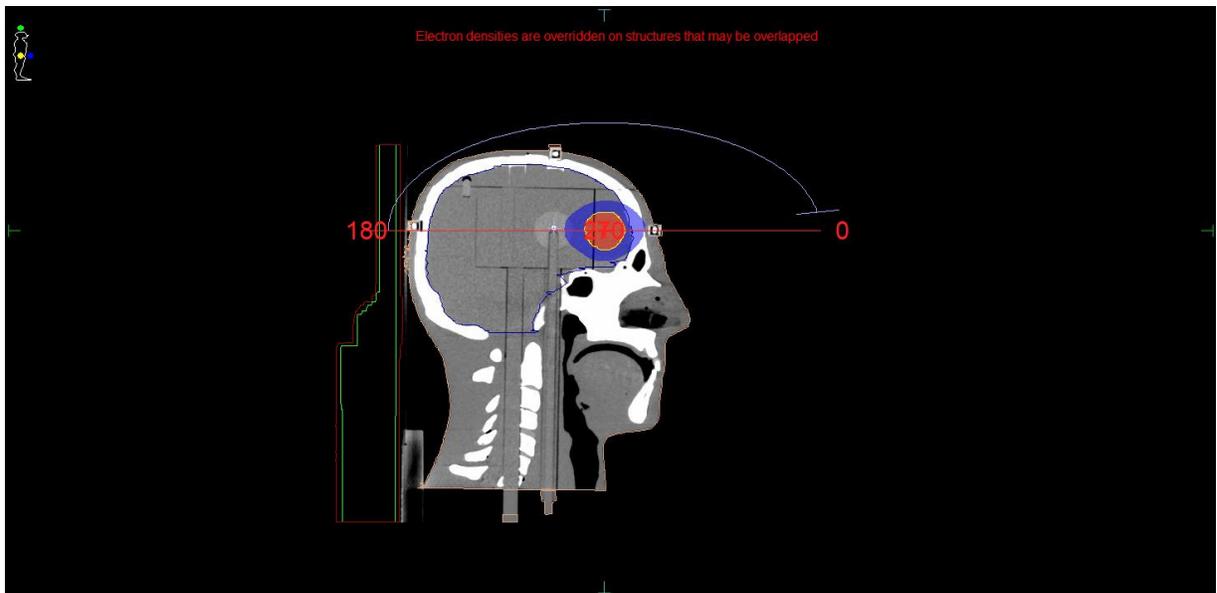


Figura A. 8

Histograma Dosis -Volumen

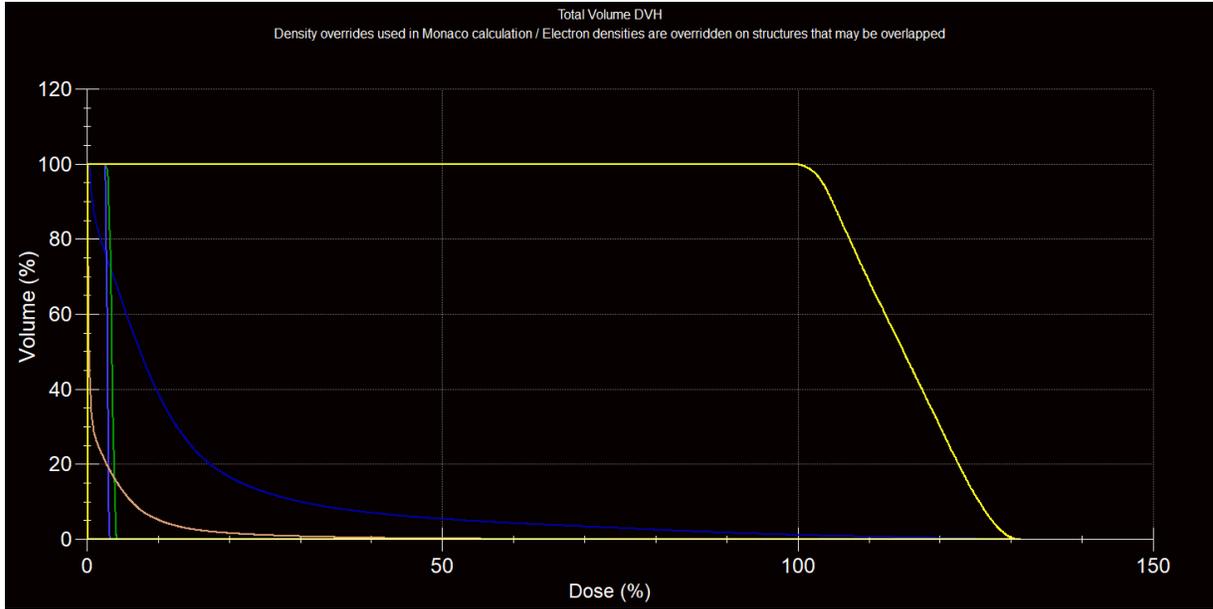


Figura A. 9

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Transversal)

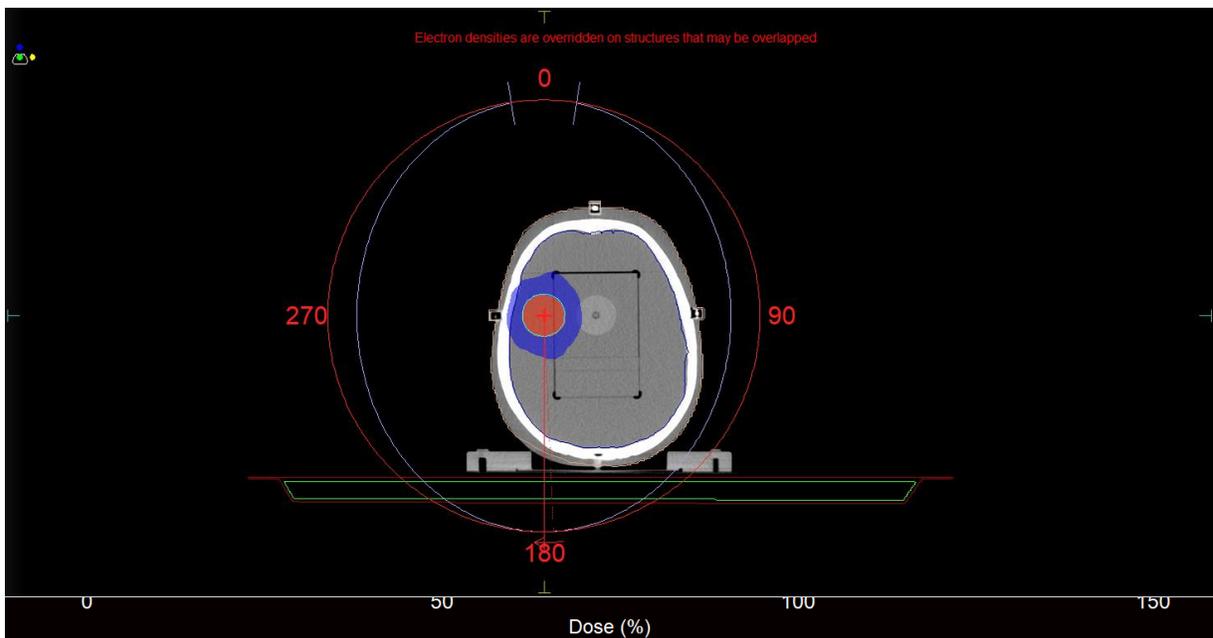


Figura A. 10

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Coronal)

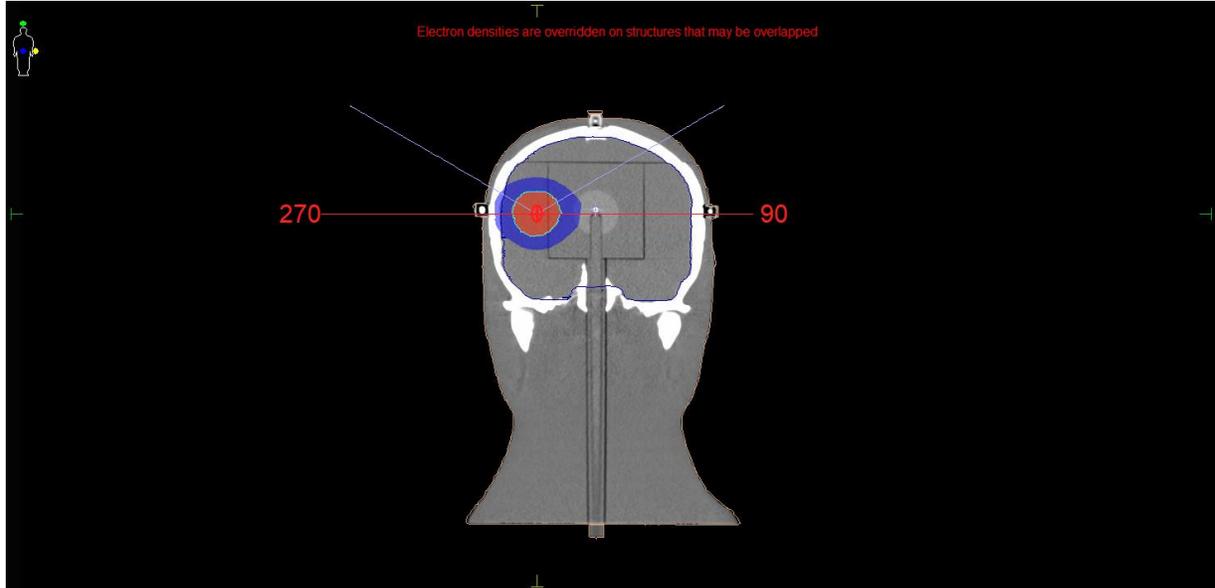


Figura A. 11

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Sagital)

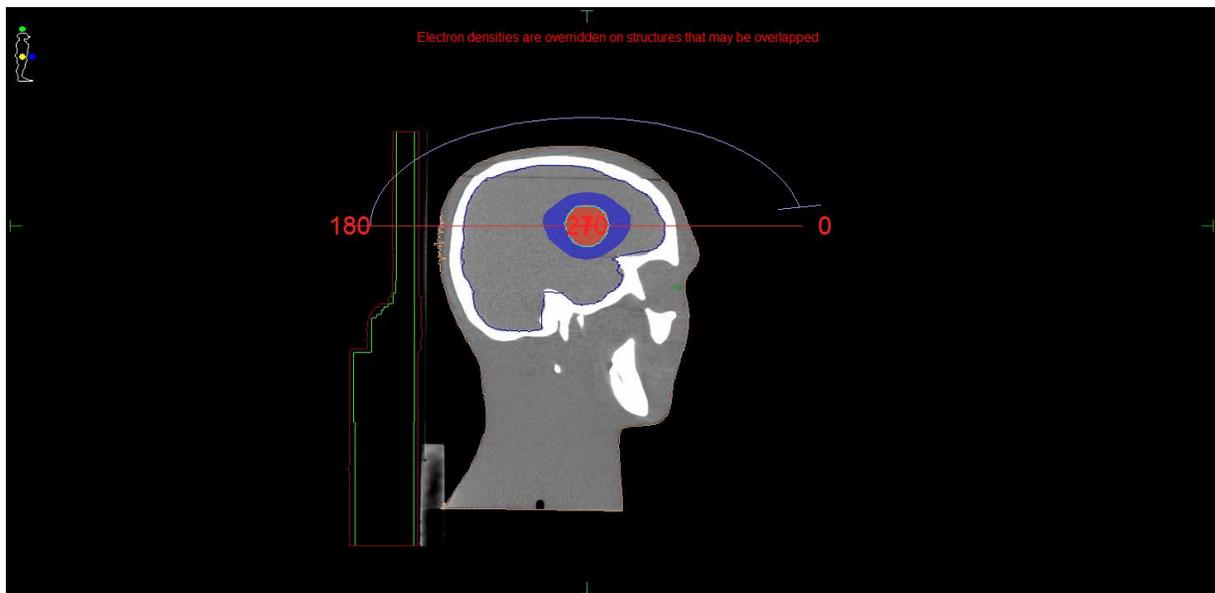
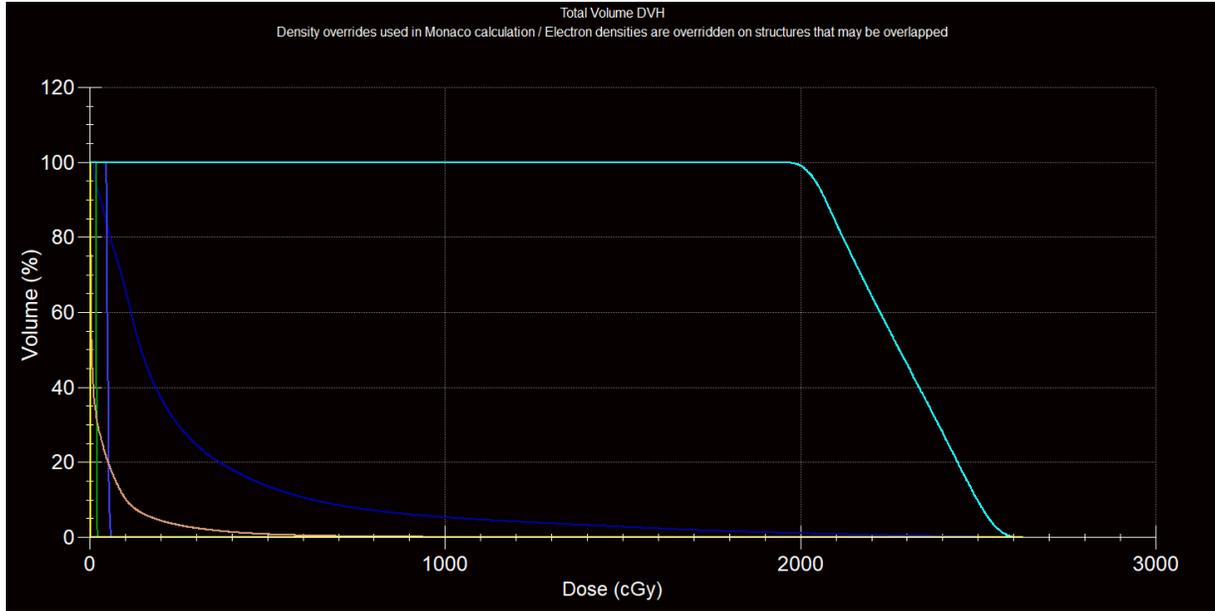


Figura A. 12

Histograma Dosis - Volumen



A.2. Imágenes Obtenidas del TPS Monaco – Planificación usando 3 arcos no coplanares sin filtro aplanador FFF

Figura A. 13

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Transversal)



Figura A. 14

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Coronal)

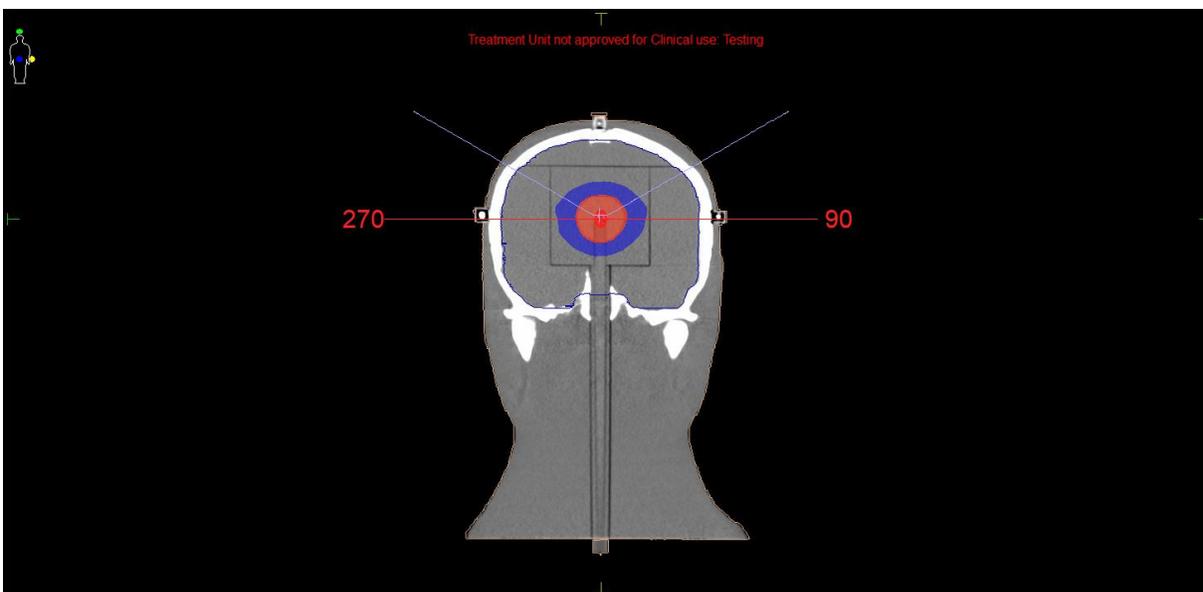


Figura A. 15

Histograma Dosis - Volumen

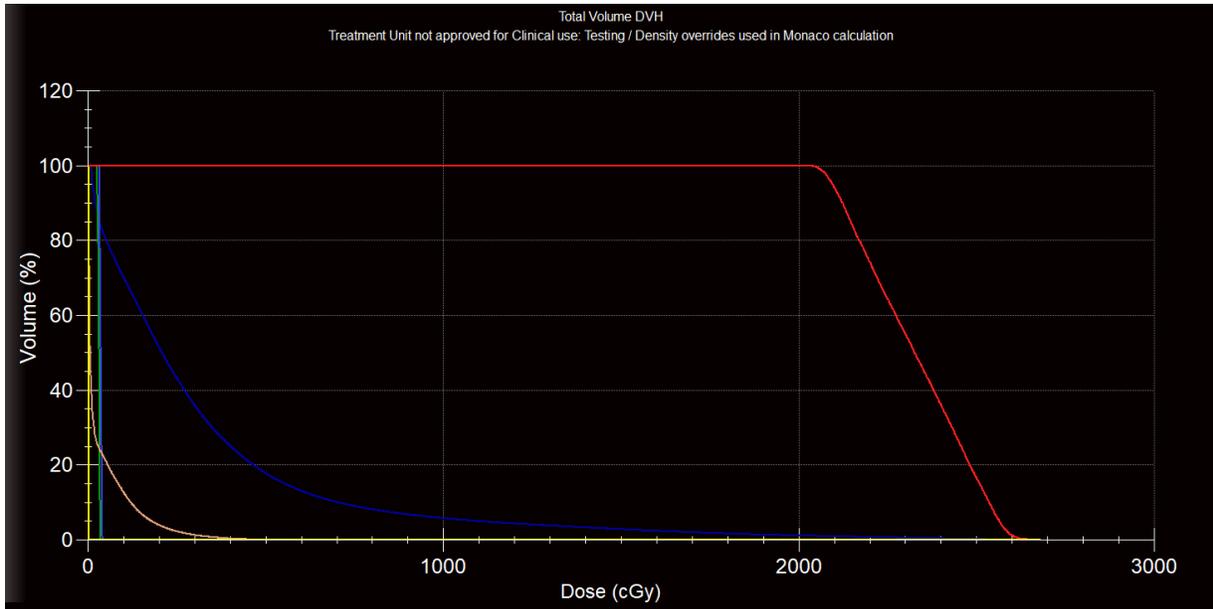


Figura A. 16

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Sagital)

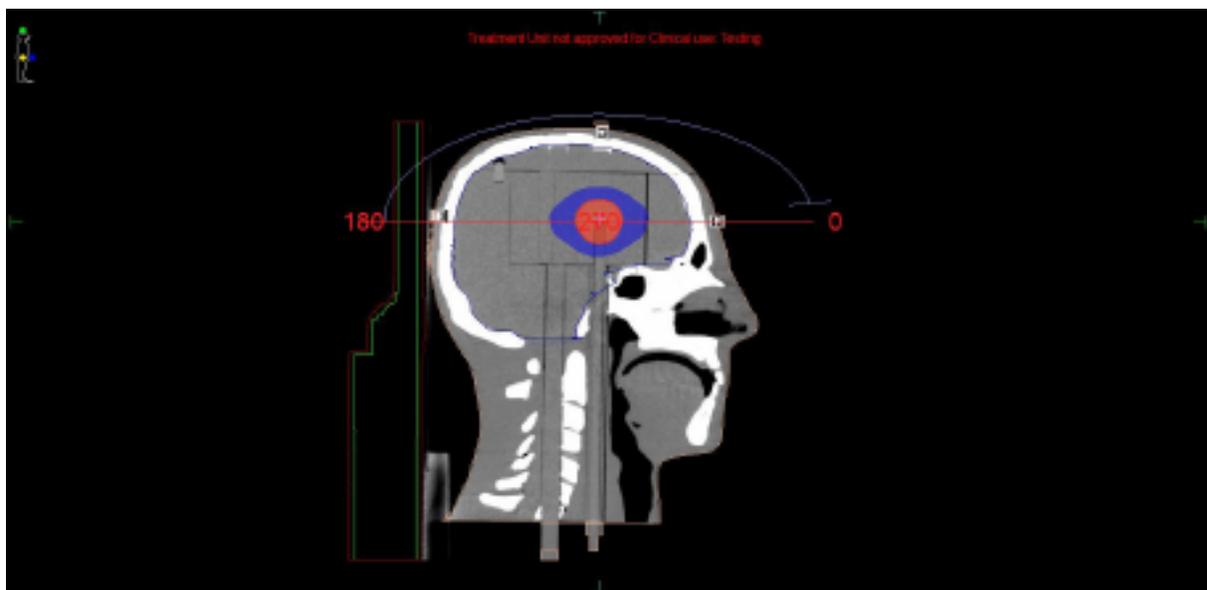


Figura A. 17

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Coronal)

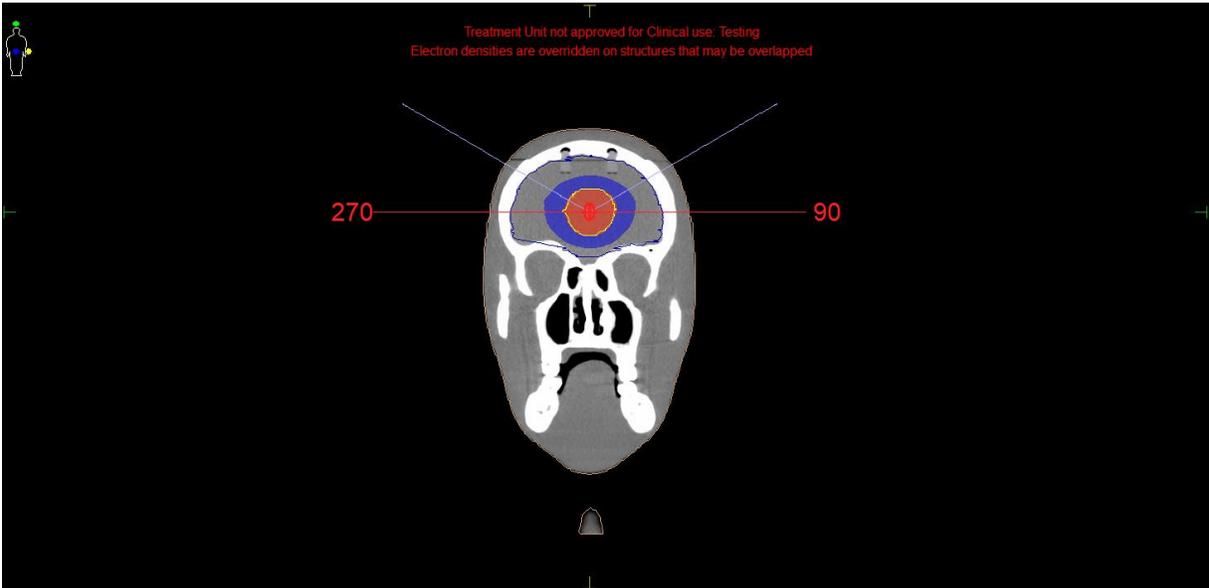


Figura A. 18

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Transversal)



Figura A. 19

Histograma Dosis - Volumen

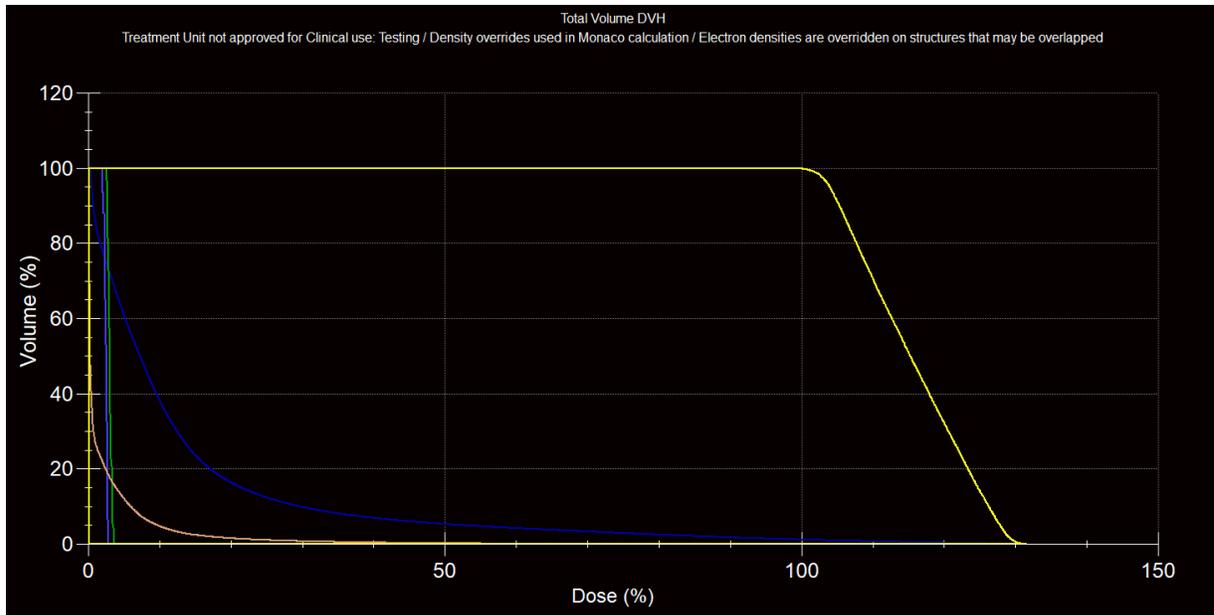


Figura A. 20

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Sagital)

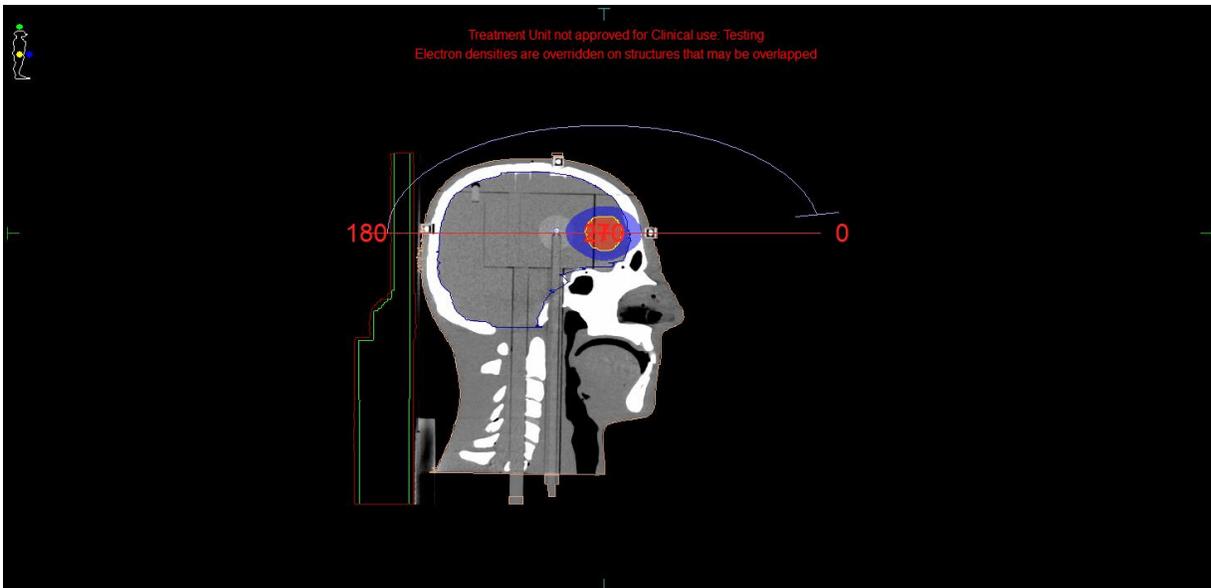


Figura A. 21

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Transversal)

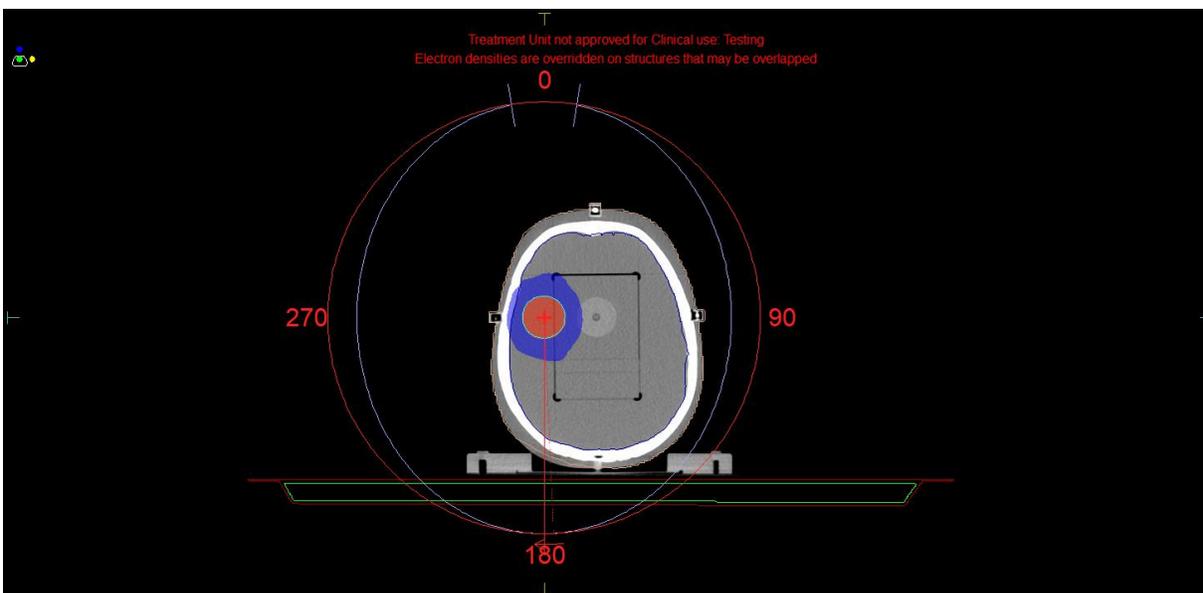


Figura A. 22

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Coronal)

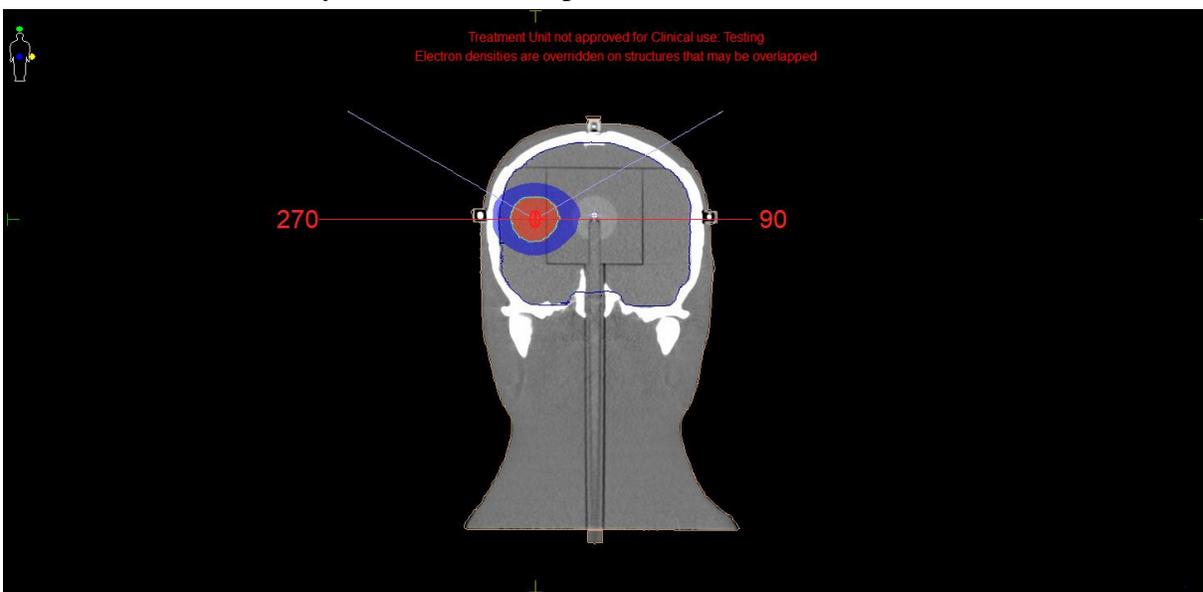


Figura A. 23

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Sagital)

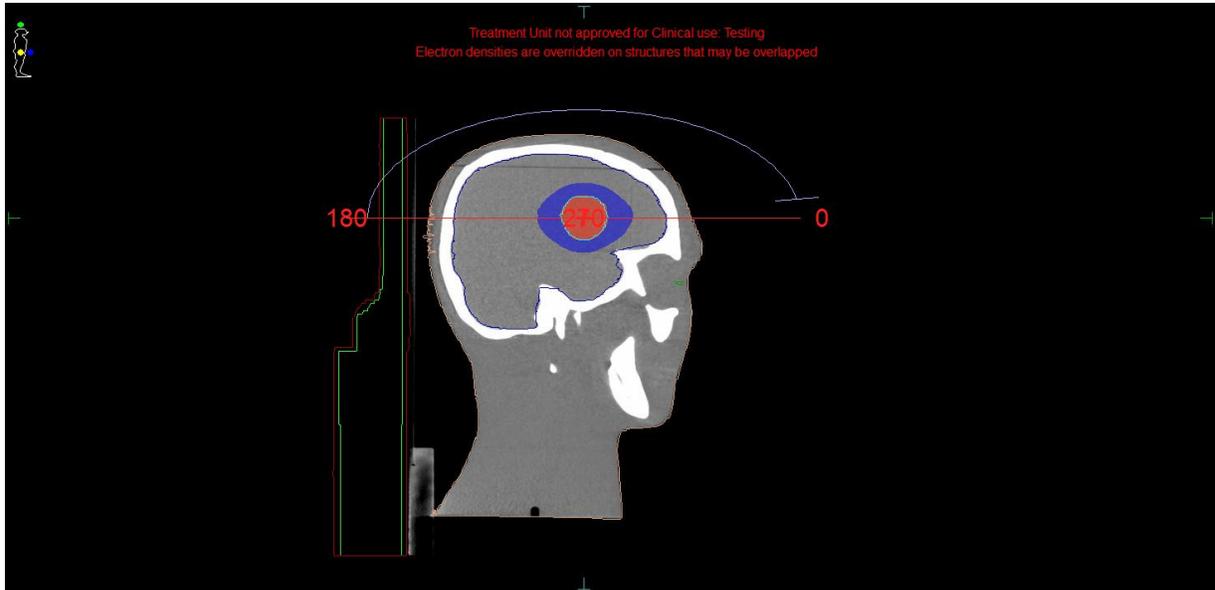
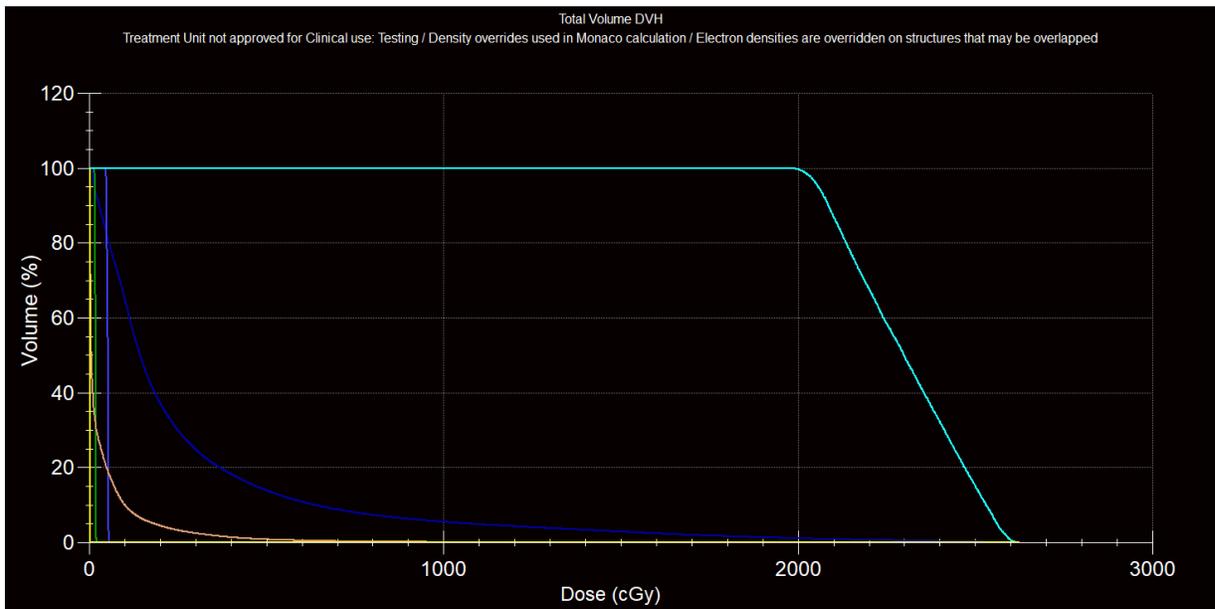


Figura A. 24

Histograma Dosis - Volumen



A.3. Imágenes Obtenidas del TPS Monaco – Planificación usando 5 arcos no coplanares con filtro aplanador WFF.

Figura A. 25

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Transversal)

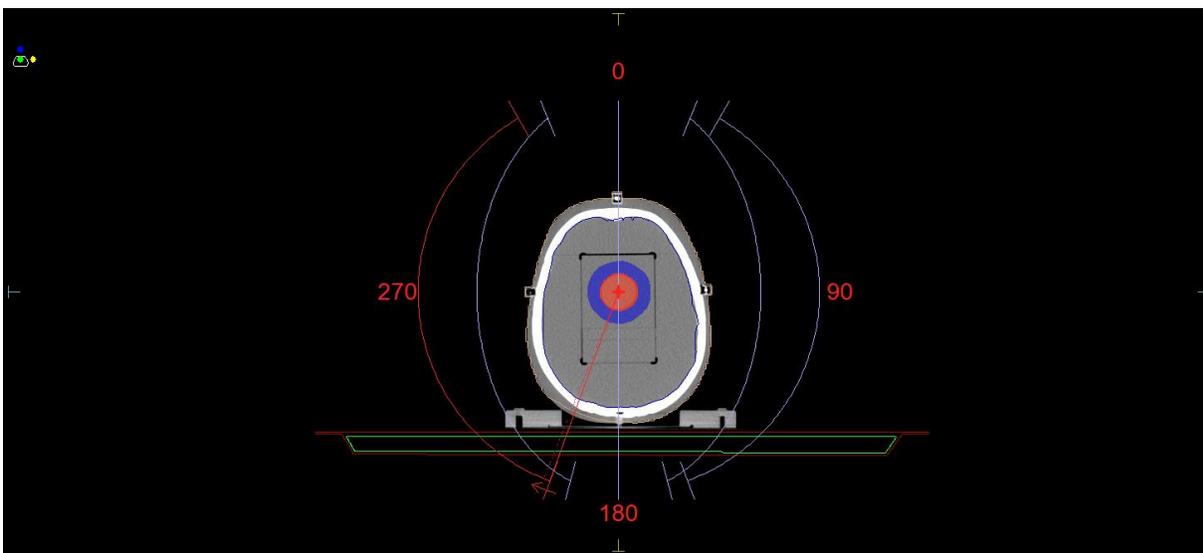


Figura A. 26

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Coronal)

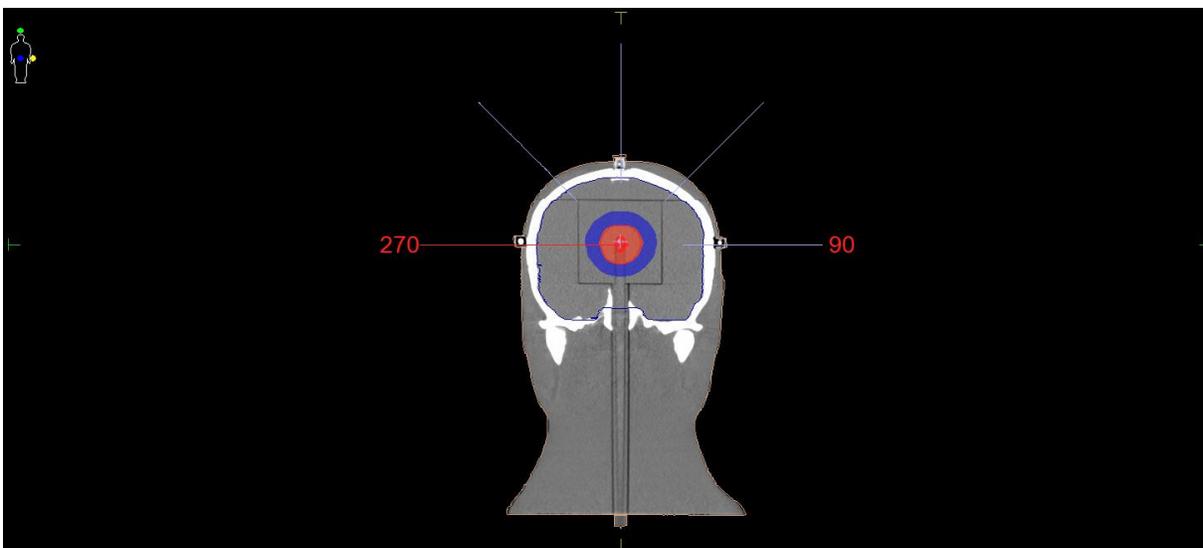


Figura A. 27

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Sagital)

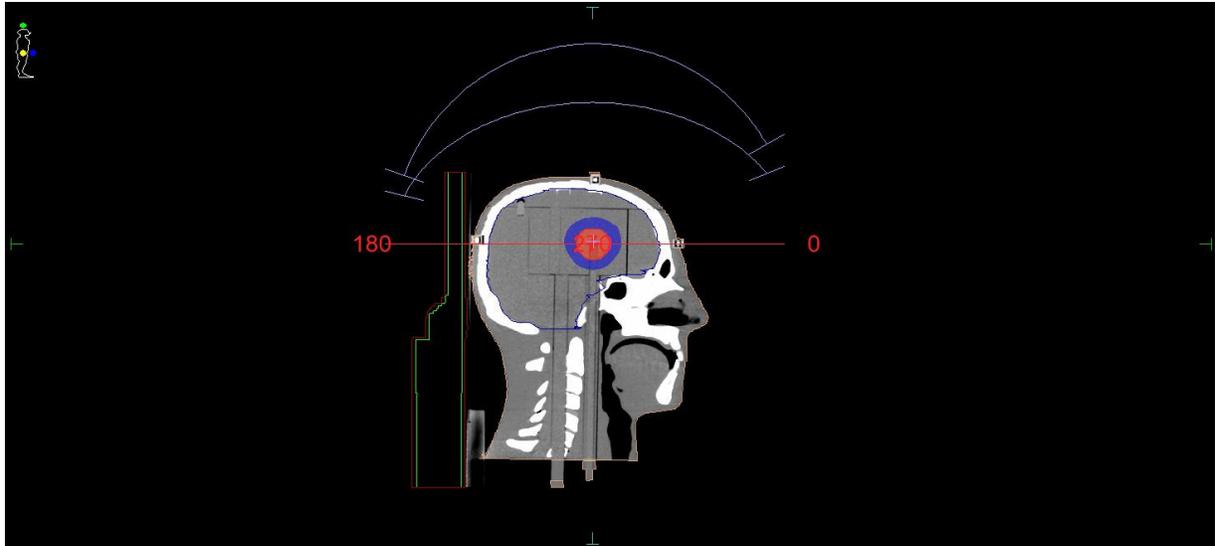


Figura A. 28

Histograma Dosis – Volumen

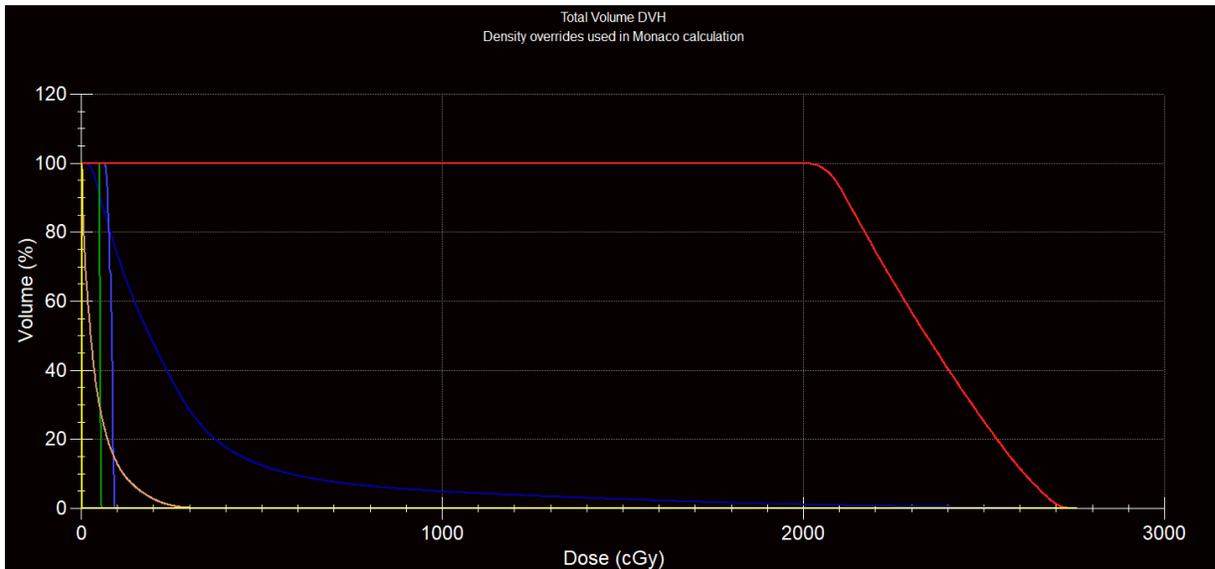


Figura A. 29

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Coronal)

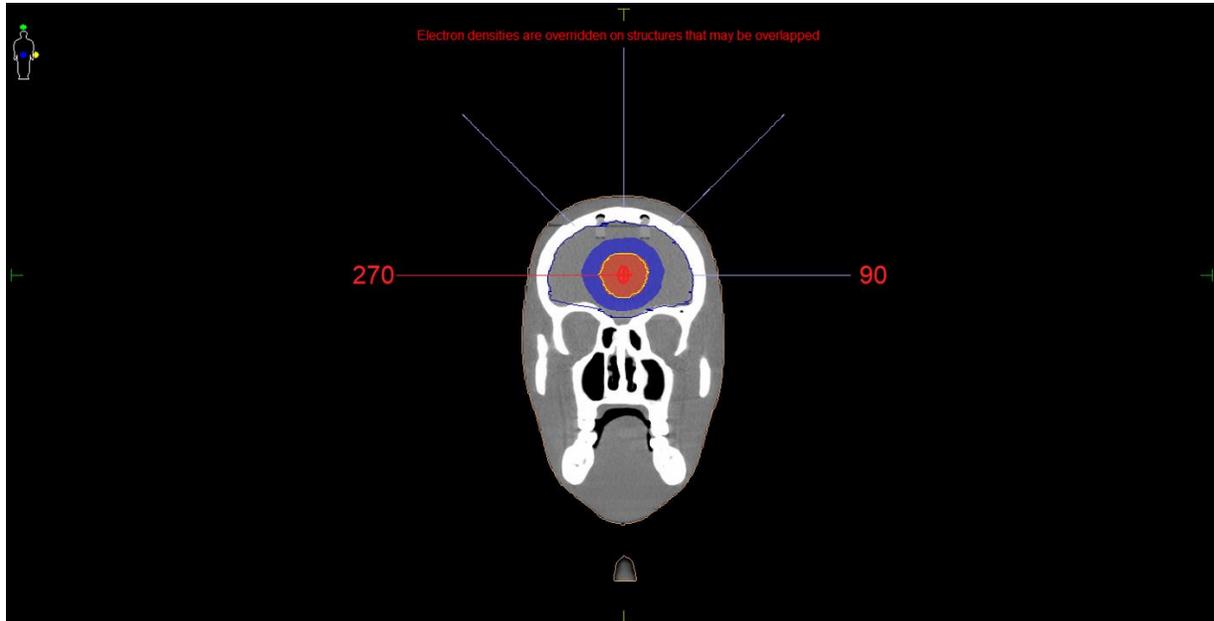


Figura A. 30

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Transversal)

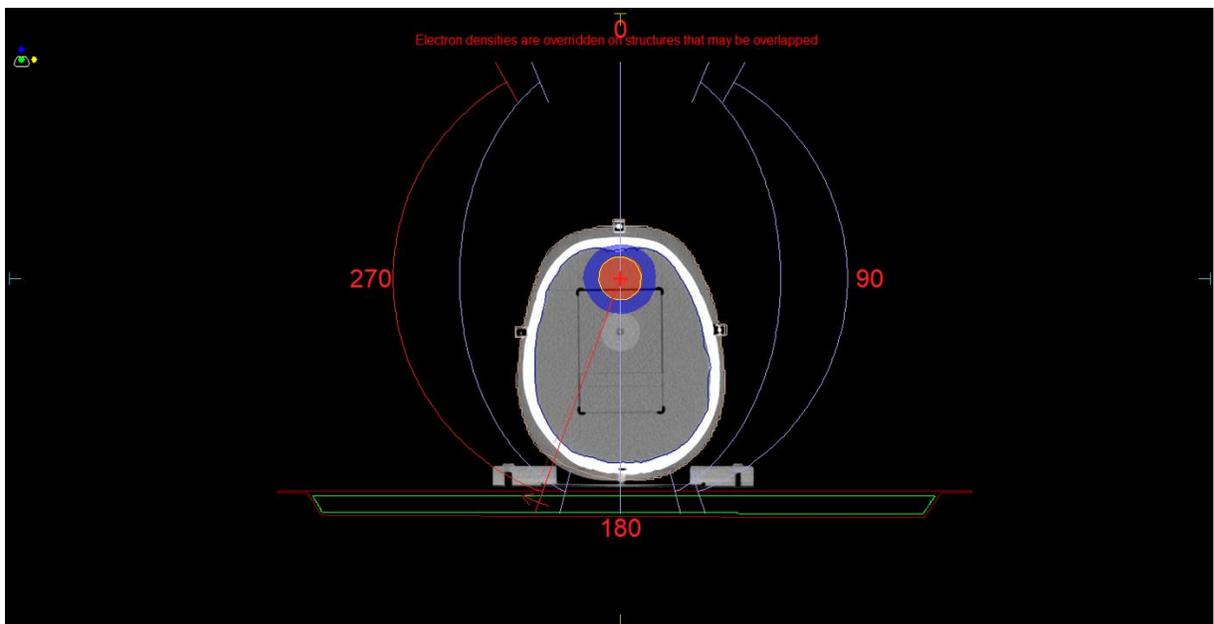


Figura A. 31

Histograma Dosis - Volumen

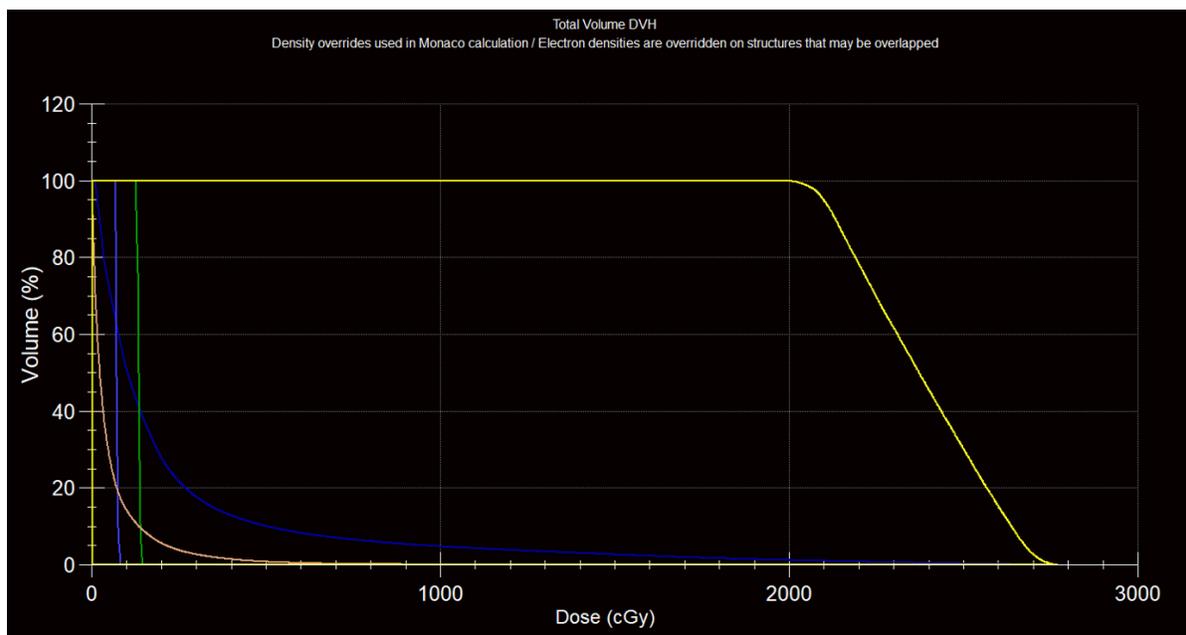


Figura A. 32

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Sagital)

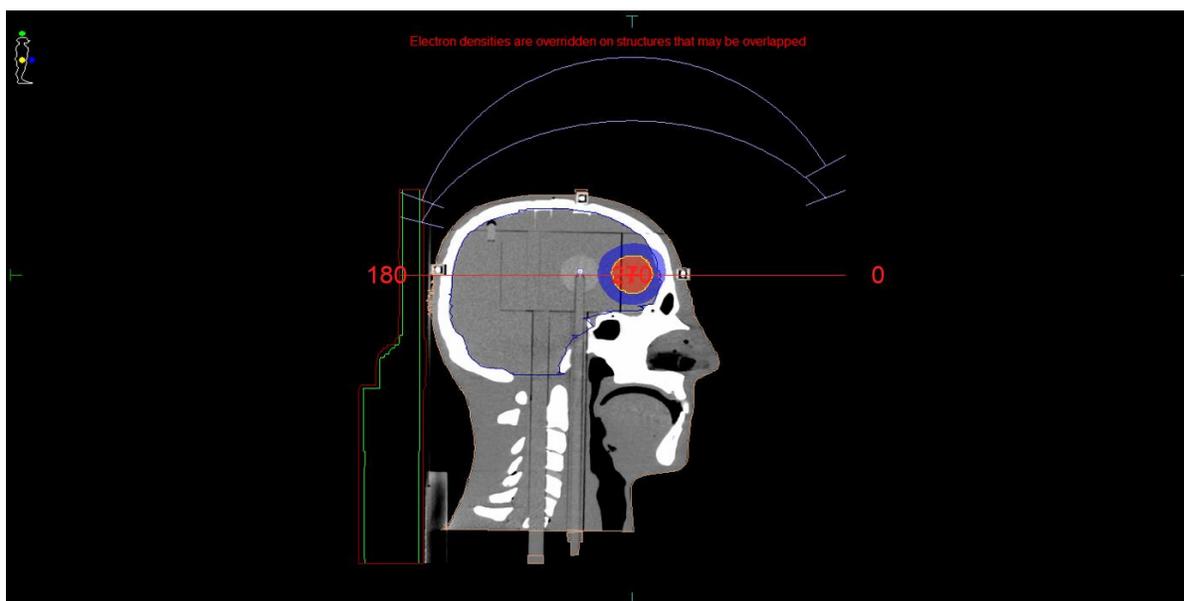


Figura A. 33

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Coronal)

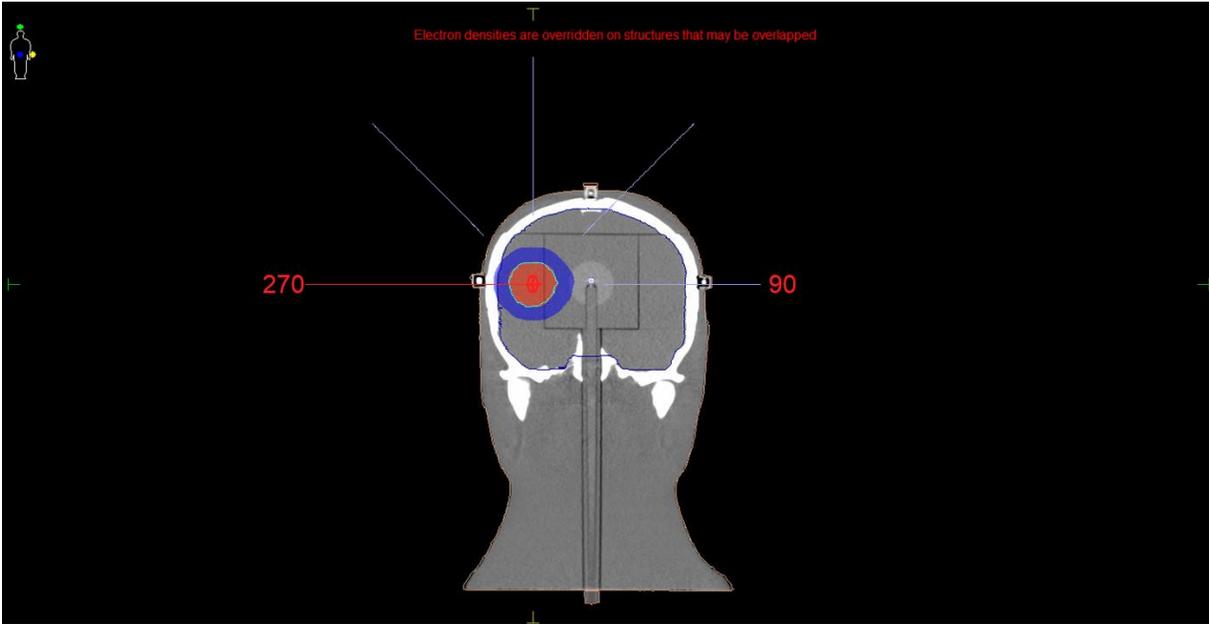


Figura A. 34

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Transversal)

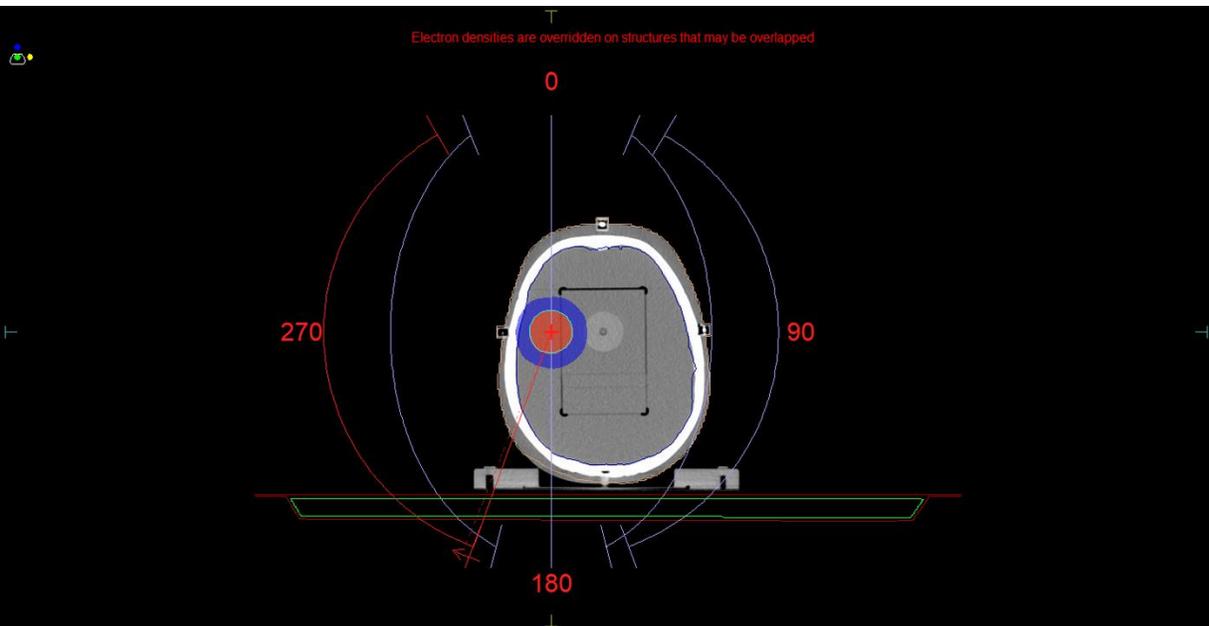


Figura A. 35

Histograma Dosis - Volumen

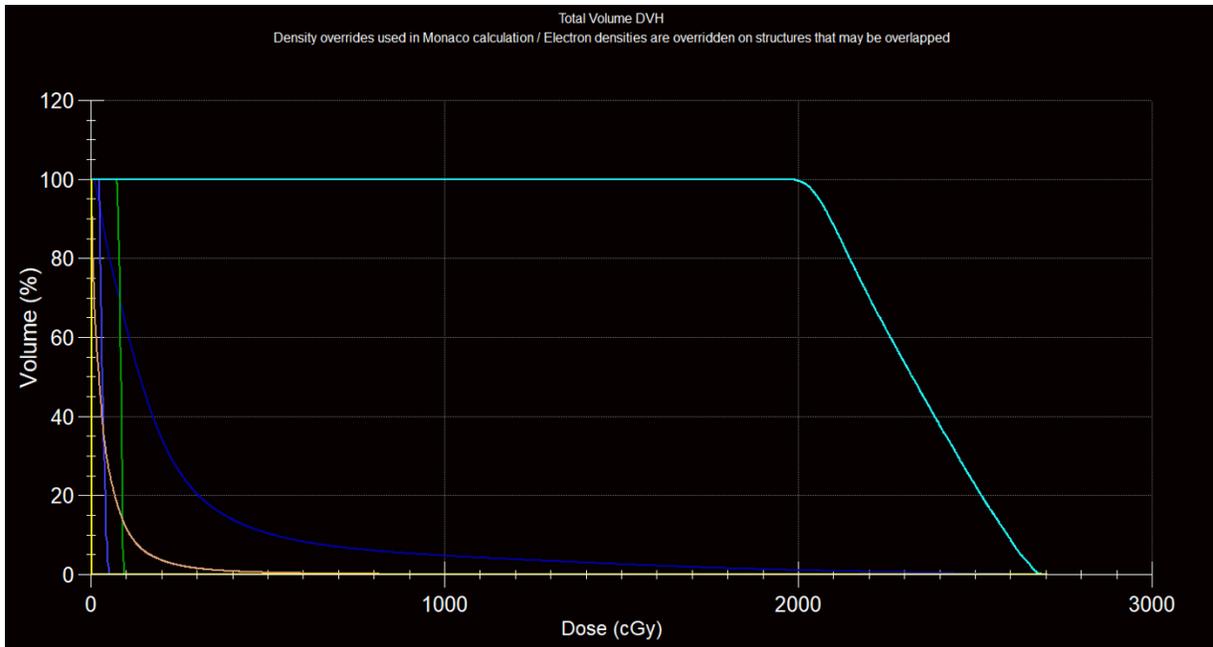
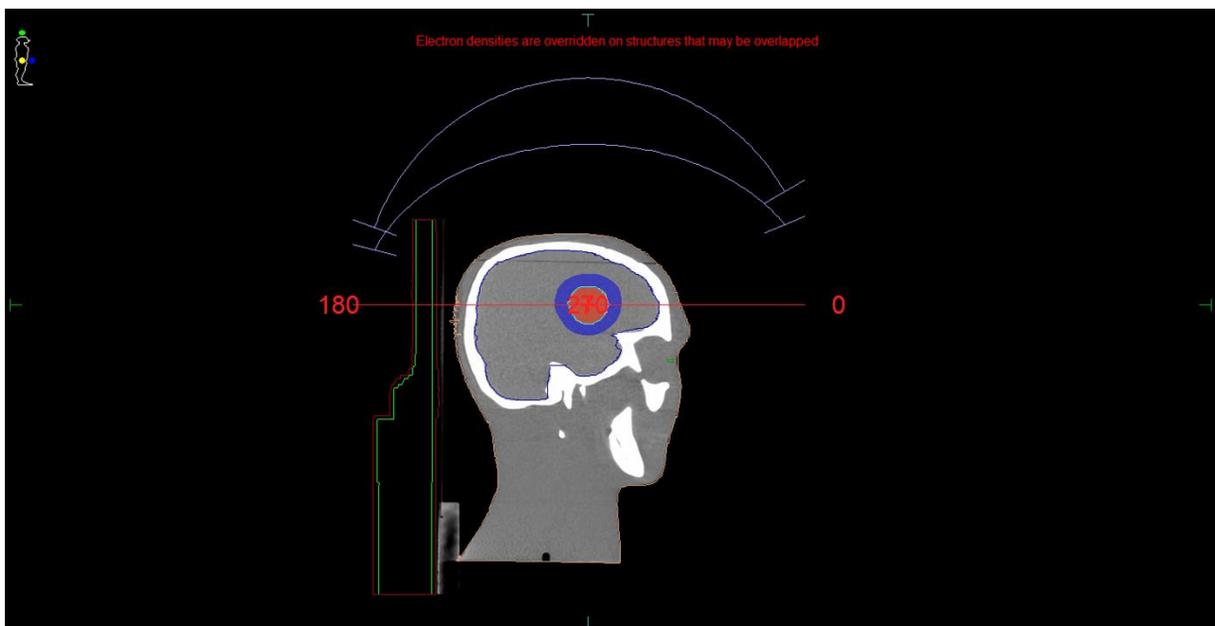


Figura A. 36

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Sagital)



A.4. Imágenes Obtenidas del TPS Monaco – Planificación usando 5 arcos no coplanares sin filtro aplanador FFF.

Figura A. 37

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Transversal)

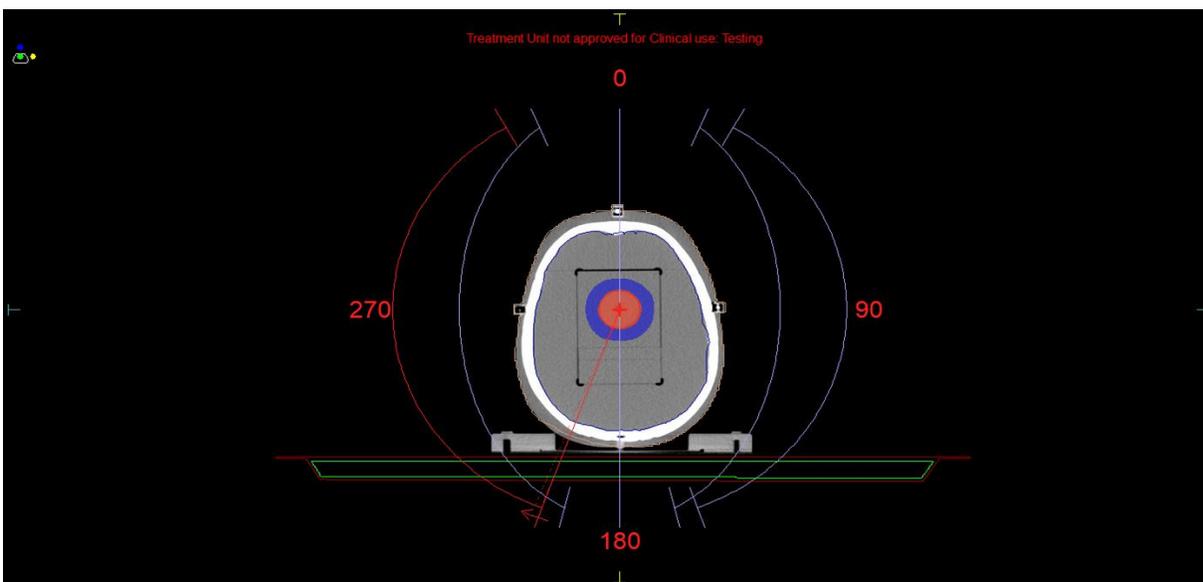


Figura A. 38

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Coronal)

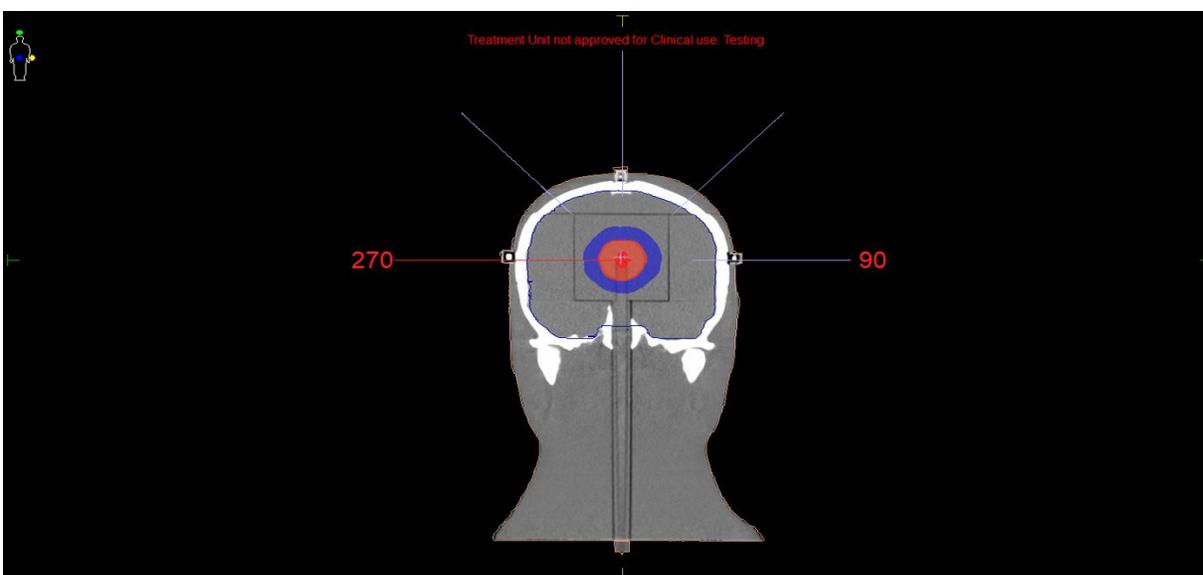


Figura A. 39

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 1 (Plano Sagital)

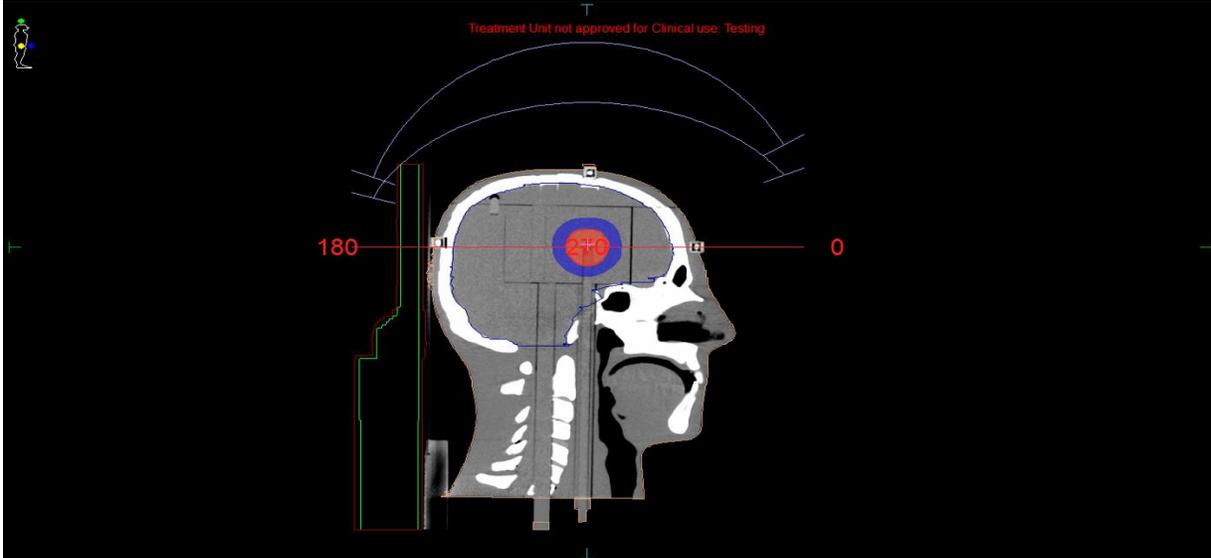


Figura A. 40

Histograma Dosis - Volumen

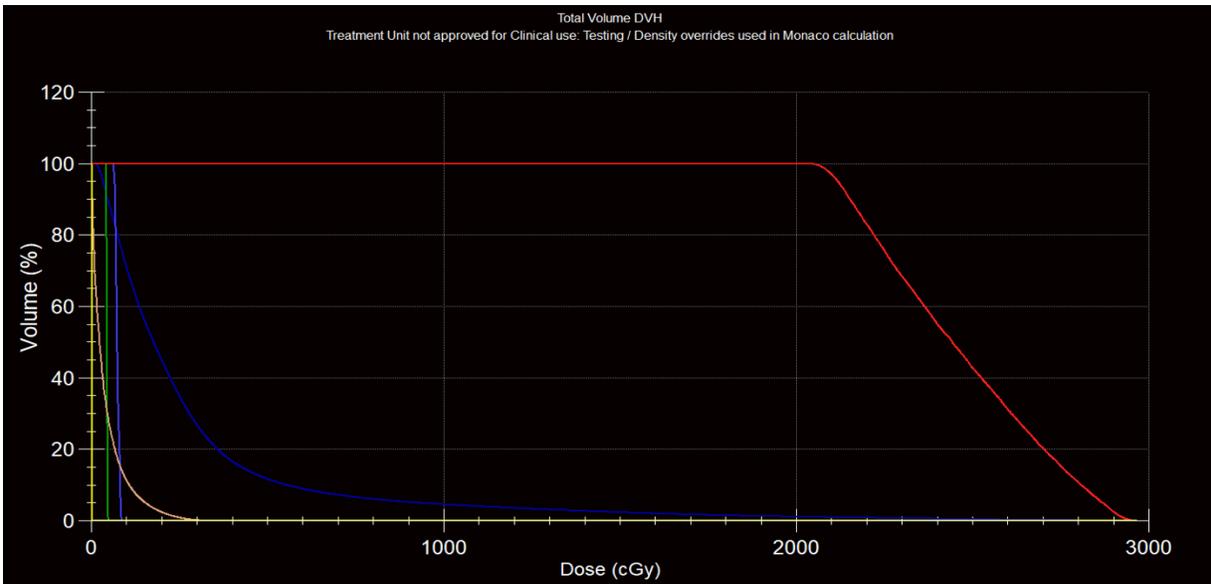


Figura A. 41

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Transversal)

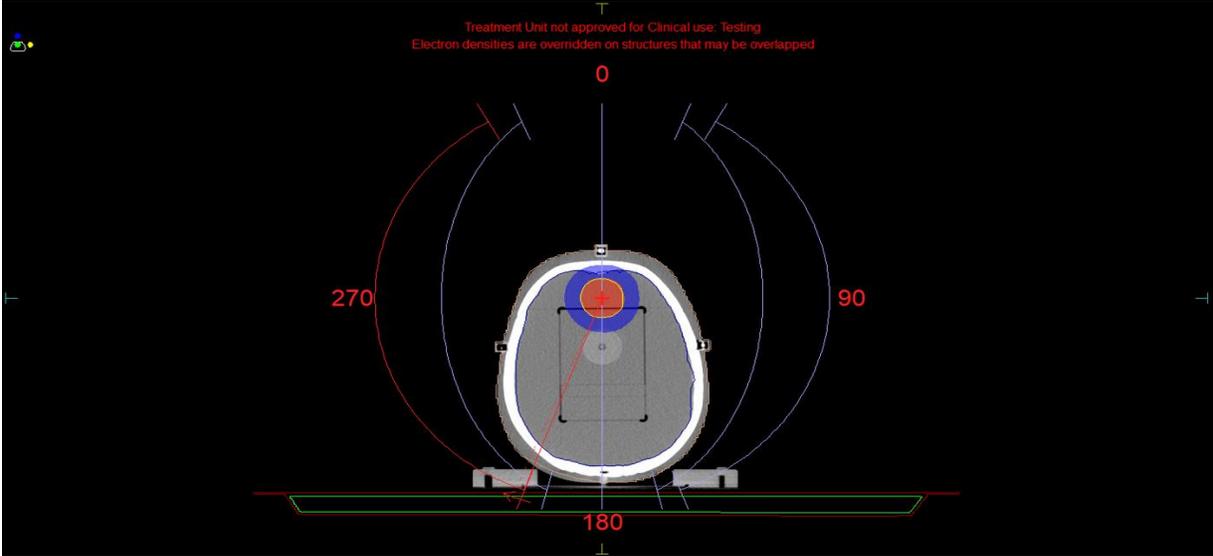


Figura A. 42

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Coronal)

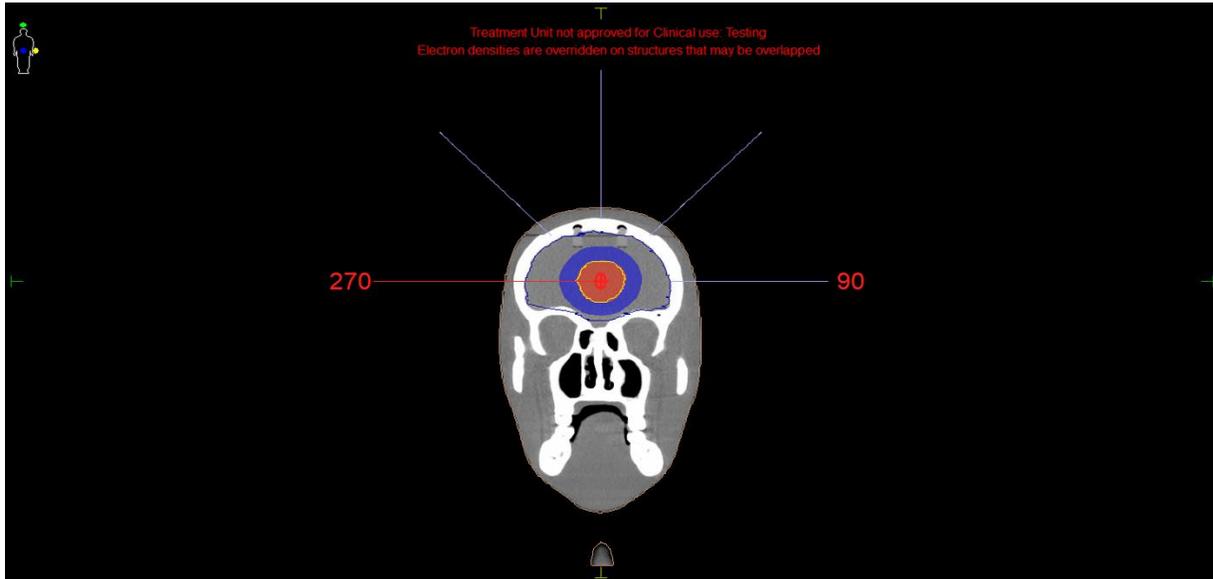


Figura A. 43

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 2 (Plano Sagital)

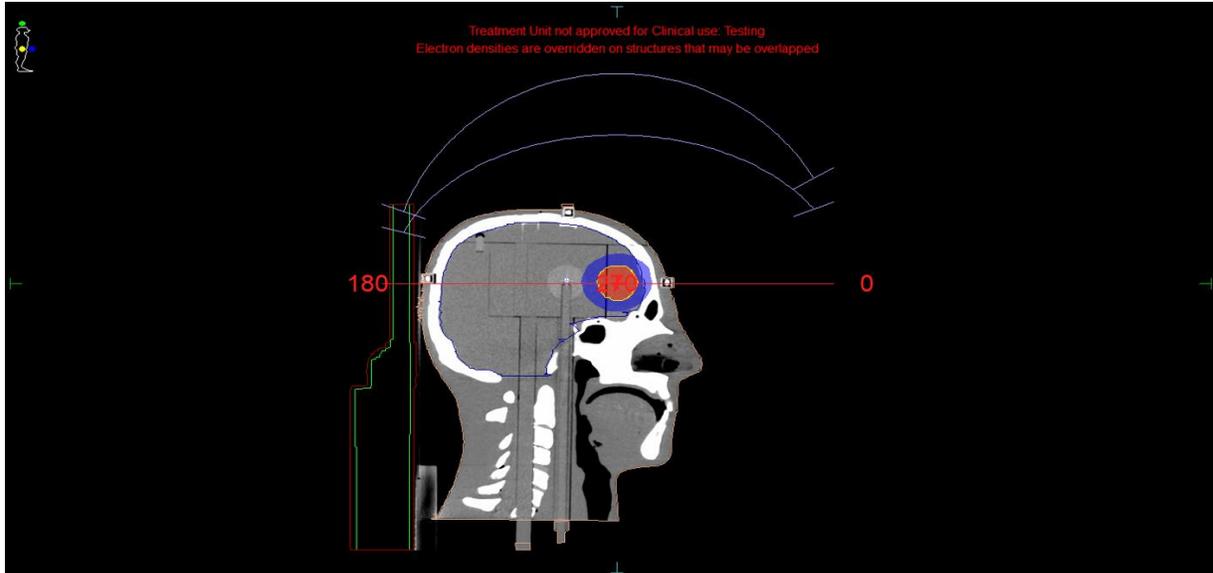


Figura A. 44

Histograma Dosis - Volumen

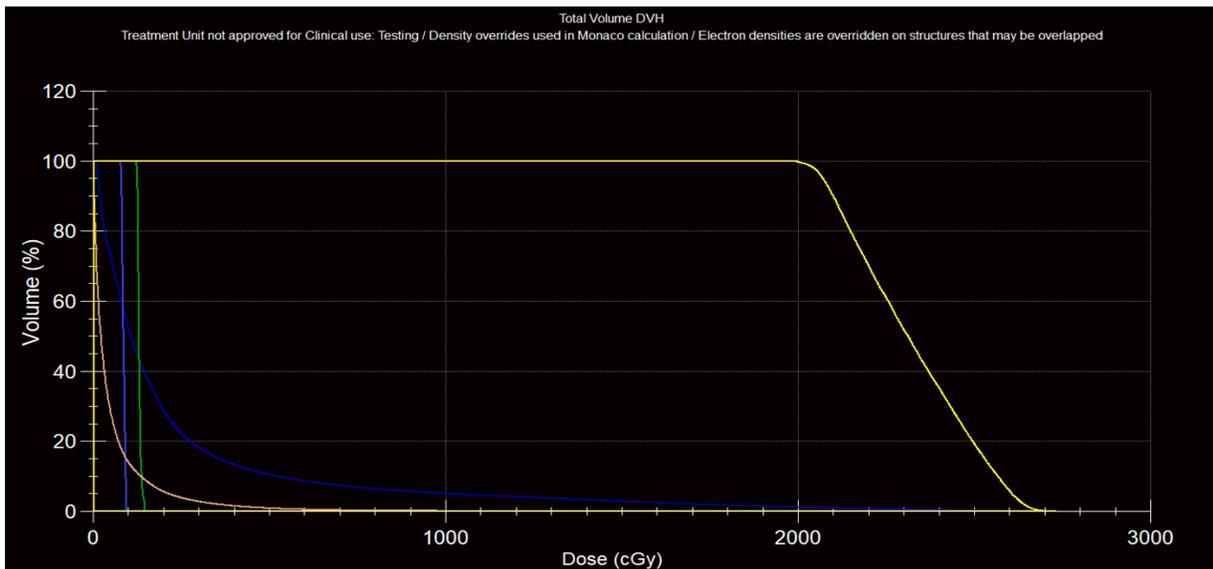


Figura A. 45

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Transversal)

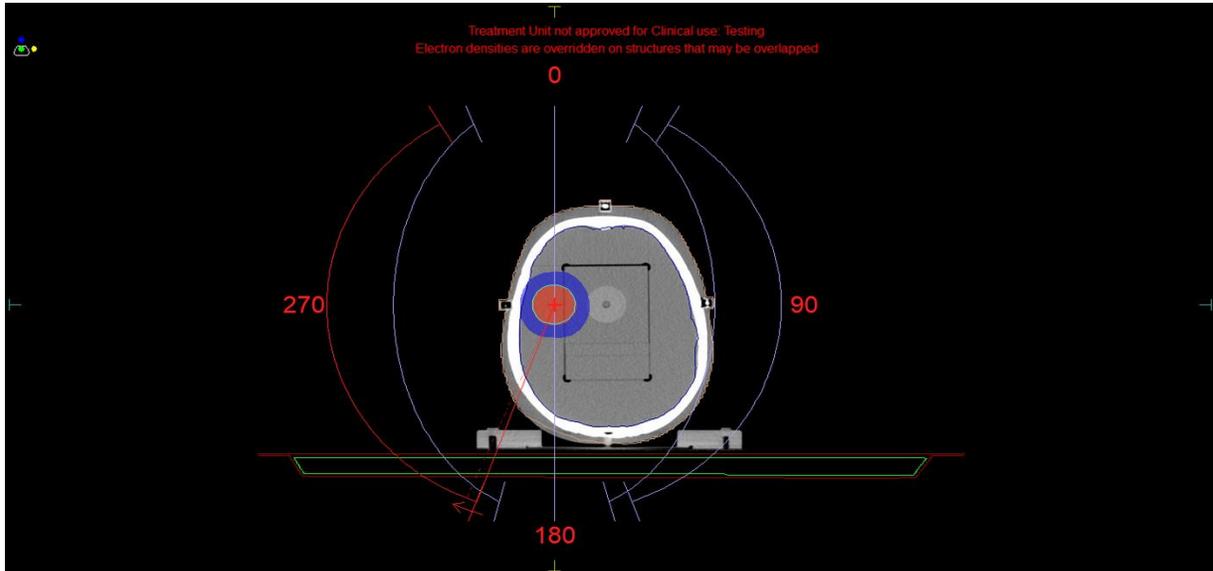


Figura A. 46

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Coronal)

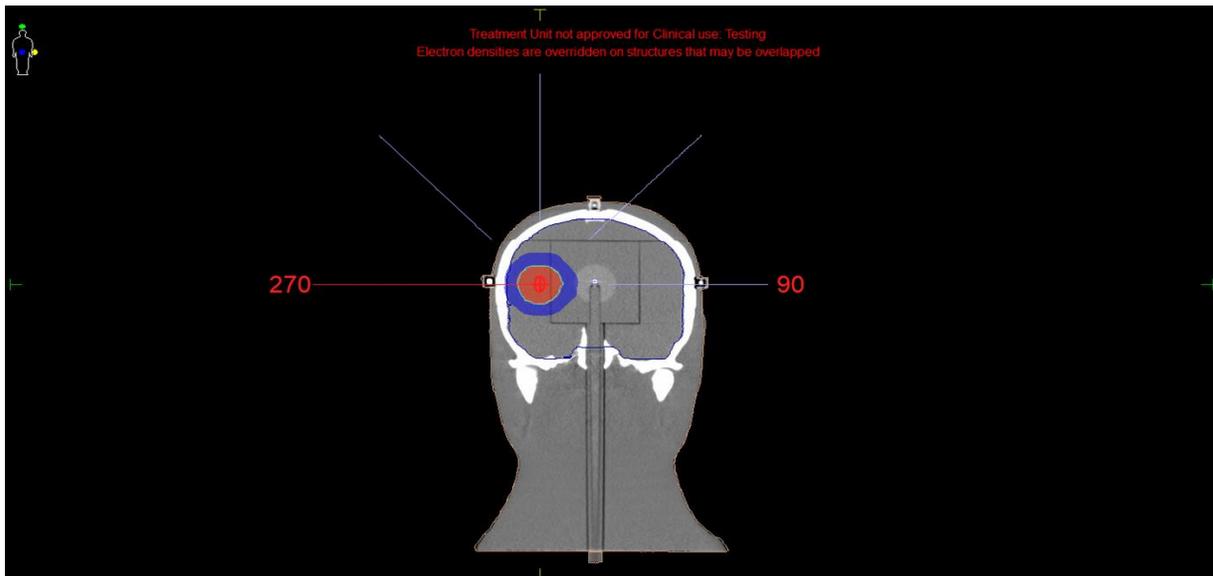


Figura A. 47

Curva de dosis al 100 % y 50 % de la dosis prescrita al PTV 3 (Plano Sagital)

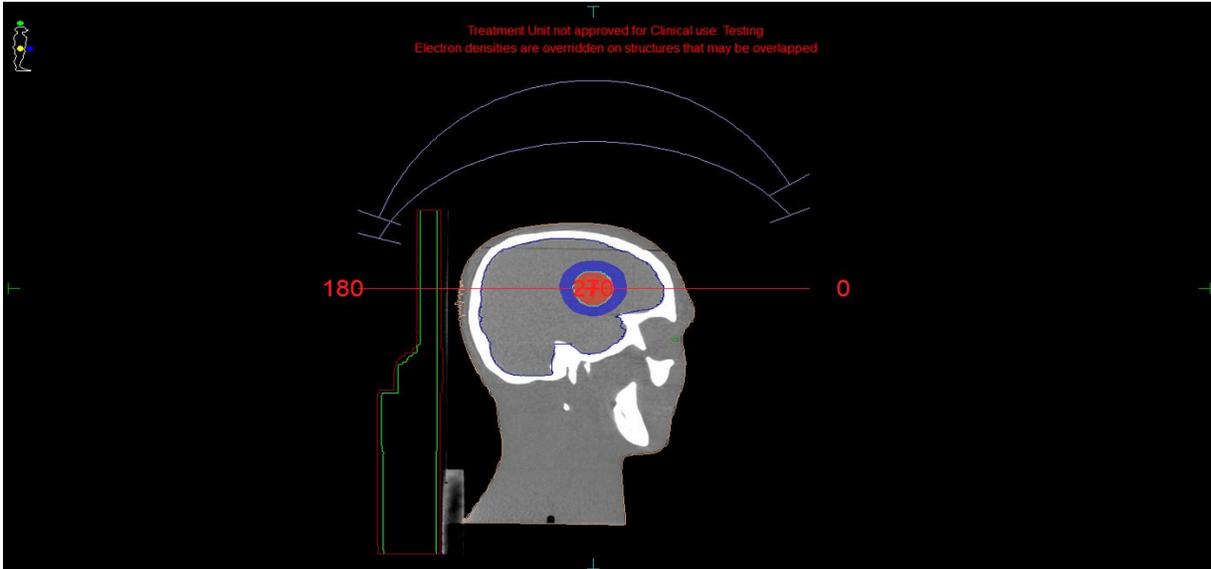
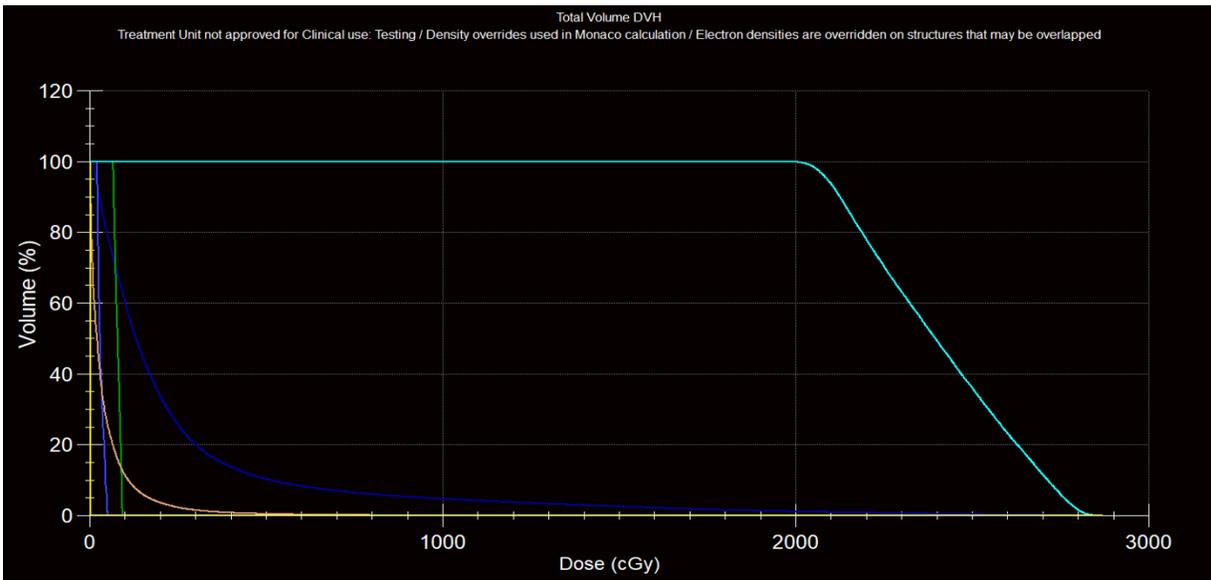


Figura A. 48

Histograma Dosis - Volumen



ANEXO B

B.1. Parámetros de planificación usando 3 arcos no coplanares con filtro aplanador WFF

Figura B. 1

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 1

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cGy)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of PTV	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cGy):		2005.4										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):				No Scan Reference Point has been selected								
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/360.0	0.0	0.0	0.34	-0.21	-0.11	168	1467.37
2	2	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/170.0	0.0	30.0	0.34	-0.21	-0.11	91	1185.29
3	3	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/-170.0	0.0	330.0	0.34	-0.21	-0.11	91	1153.11
Total:											350	3805.77

Figura B. 2

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 2

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cGy)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of pvt2	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cGy):		1942.2										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):				No Scan Reference Point has been selected								
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/360.0	0.0	0.0	0.27	-0.21	4.01	168	1441.24
2	2	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/170.0	0.0	30.0	0.27	-0.21	4.01	91	1155.12
3	3	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/-170.0	0.0	330.0	0.27	-0.21	4.01	91	1164.57
Total:											350	3780.93

Figura B. 3

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 3

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cGy)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of ptv3	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cGy):		1945.0										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):						No Scan Reference Point has been selected						
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/360.0	0.0	0.0	-3.65	-0.21	-0.10	168	1411.71
2	2	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/170.0	0.0	30.0	-3.65	-0.21	-0.10	91	1267.80
3	3	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/-170.0	0.0	330.0	-3.65	-0.21	-0.10	91	1179.30
Total:											350	3858.81

B.2. Parámetros de planificación usando 3 arcos no coplanares sin filtro aplanador FFF

Figura B. 4

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 1

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cGy)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of PTV	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cGy):		2013.9										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):		No Scan Reference Point has been selected										
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/360.0	0.0	0.0	0.34	-0.21	-0.11	168	1434.99
2	2	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/170.0	0.0	30.0	0.34	-0.21	-0.11	91	1268.56
3	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/-170.0	0.0	330.0	0.34	-0.21	-0.11	91	1233.67
Total:											350	3937.21

Figura B. 5

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 2

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cGy)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of ptv2	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cGy):		1954.3										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):		No Scan Reference Point has been selected										
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/360.0	0.0	0.0	0.27	-0.21	4.01	168	1504.29
2	2	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/170.0	0.0	30.0	0.27	-0.21	4.01	91	1053.11
3	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/-170.0	0.0	330.0	0.27	-0.21	4.01	91	1067.10
Total:											350	3624.50

Figura B. 6

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 3

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cG y)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of ptv3	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cGy):		1968.2										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):		No Scan Reference Point has been selected										
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/360.0	0.0	0.0	-3.85	-0.21	-0.10	168	1377.41
2	2	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/170.0	0.0	30.0	-3.85	-0.21	-0.10	91	1228.05
3	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/-170.0	0.0	330.0	-3.85	-0.21	-0.10	91	1184.48
Total:											350	3769.94

B.3. Parámetros de planificación usando 5 arcos no coplanares con filtro aplanador WFF

Figura B. 7

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 1

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cGy)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of PTV	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cGy):		1988.4										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):		No Scan Reference Point has been selected										
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	Delgado	Photon	6.0 MV	200.0/130.0	0.0	0.0	0.34	-0.21	-0.11	70	787.59
2	2	Delgado	Photon	6.0 MV	30.0/130.0	0.0	0.0	0.34	-0.21	-0.11	70	806.24
3	3	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/-130.0	0.0	315.0	0.34	-0.21	-0.11	70	858.96
4	3	Delgado	Photon	6.0 MV	830.0/-130.0	0.0	45.0	0.34	-0.21	-0.11	70	839.99
5	3	Delgado	Photon	6.0 MV	200.0/130.0	0.0	90.0	0.34	-0.21	-0.11	70	872.98
Total:											350	4165.76

Figura B. 8

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 2

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cGy)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of ptv2	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cGy):		1956.9										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):		No Scan Reference Point has been selected										
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	Delgado	Photon	6.0 MV	200.0/130.0	0.0	0.0	0.27	-0.21	4.01	70	734.07
2	2	Delgado	Photon	6.0 MV	30.0/130.0	0.0	0.0	0.27	-0.21	4.01	70	777.81
3	3	Delgado	Photon	6.0 MV	180.0/-130.0	0.0	315.0	0.27	-0.21	4.01	70	906.23
4	3	Delgado	Photon	6.0 MV	830.0/-130.0	0.0	45.0	0.27	-0.21	4.01	70	833.09
5	3	Delgado	Photon	6.0 MV	200.0/130.0	0.0	90.0	0.27	-0.21	4.01	70	798.13
Total:											350	4049.13

Figura B. 9

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 3

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cGy)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of ptv3	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cGy):		1959.6										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):		No Scan Reference Point has been selected										
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	Delgado	Photon	6.0 MV	200.0/130.0	0.0	0.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	811.27
2	2	Delgado	Photon	6.0 MV	30.0/130.0	0.0	0.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	756.83
3	3	Delgado	Photon	6.0 MV	160.0/-130.0	0.0	315.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	841.06
4	3	Delgado	Photon	6.0 MV	830.0/-130.0	0.0	45.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	835.92
5	3	Delgado	Photon	6.0 MV	200.0/130.0	0.0	90.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	830.74
Total:											350	4075.82

B.4. Parámetros de planificación usando 5 arcos no coplanares sin filtro aplanador FFF

Figura B. 10

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 1

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cG y)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of PTV	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cG y):		2020.6										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):		No Scan Reference Point has been selected										
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	200.0/130.0	0.0	0.0	0.34	-0.21	-0.11	70	887.28
2	2	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	30.0/130.0	0.0	0.0	0.34	-0.21	-0.11	70	887.08
3	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/-130.0	0.0	315.0	0.34	-0.21	-0.11	70	973.58
4	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	330.0/-130.0	0.0	45.0	0.34	-0.21	-0.11	70	1007.72
5	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	200.0/130.0	0.0	90.0	0.34	-0.21	-0.11	70	1037.63
Total:											350	4743.25

Figura B. 11

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 2

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cG y)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of ptv2	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cG y):		1940.6										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):		No Scan Reference Point has been selected										
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	200.0/130.0	0.0	0.0	0.27	-0.21	4.01	70	733.99
2	2	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	30.0/130.0	0.0	0.0	0.27	-0.21	4.01	70	721.38
3	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	180.0/-130.0	0.0	315.0	0.27	-0.21	4.01	70	794.13
4	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	330.0/-130.0	0.0	45.0	0.27	-0.21	4.01	70	750.88
5	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	200.0/130.0	0.0	90.0	0.27	-0.21	4.01	70	783.08
Total:											350	3783.20

Figura B. 12

Parámetros de planificación, Dosis Prescrita al PTV 3

Prescription Information: [A]												
Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cG y)	Fractional Dose (cG y)	Number of Fractions								
Cabeza	100.00 of ptv3	2000.0	2000.0	1								
Actual Dose(cG y):		1957.1										
Rescale:		No user normalization applied										
Algorithm:		XVMC										
Statistical Uncertainty (%) per Calculation:		1.00										
Delivery Mode:		VMAT										
Store and display dose in couch structures:		No										
Beam Information												
Scan Reference Coordinates (cm):						No Scan Reference Point has been selected						
Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter			# of Segs	MU/Fx
								X(cm)	Y(cm)	Z(cm)		
1	1	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	200.0/130.0	0.0	0.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	856.53
2	2	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	30.0/130.0	0.0	0.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	769.61
3	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	160.0/-130.0	0.0	315.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	956.53
4	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	330.0/-130.0	0.0	45.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	892.33
5	3	DelgadoFFF	Photon	6.0 FFF	200.0/130.0	0.0	90.0	-3.65	-0.21	-0.10	70	939.41
Total:											350	4414.41

ANEXO C

Certificados de calibración

Figura C. 1

Certificado de calibración Microdiodo Silicom tipo P, página 1/2

TEST CERTIFICATE No. 210180201



PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptwdecosimetry.com

Test Object

Radiation Detector

Detector [REF] TN60023 [SN] 152233
Detector Type Semiconductor

Manufacturer PTW-Freiburg

Customer Oncocenter Peru Lima

Order No. : AU2102387

Order Date : 06.08.2021

Calle Gral. Borgoño
PE-15074 Lima

Conformity

- Measured value(s) within the allowed deviation
 Measured value(s) beyond the allowed deviation

Test Result

Measuring Quantity Absorbed Dose to Water (D_w)

Response $R_{D,w} = 1.916 \cdot 10^{-4} \text{ C / Gy}$

Uncertainty 5 % ($k=2$)

Reference Conditions Beam Quality: ^{60}Co
Temperature: 293.2 K (20°C)
Air Pressure: 1013.25 hPa
Relative Humidity: 50 %
Chamber Voltage/Polarity: 0V

Date of Test 2021-04-21

Freiburg, 2021-08-30

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pöchlauer GmbH

(Signature)

Figura C. 2

Certificado de calibración Microdiodo Silicom tipo P, página 2/2

	Page 2 of 2	Test Certificate No. 210180201
---	-------------	--------------------------------

Test Conditions and Set-up		
Climatic Conditions	Temperature Range:	(294.2 ± 3) K / (21 ± 3) °C
	Air Pressure Range:	(1000 ± 50) hPa
	Rel. Humidity Range:	(40 ± 20) %
Beam Quality and Geometry	Quality:	⁶⁰ Co
	SDD [cm] :	100
	Field size [cm x cm] :	10 x 10
	SDD:	Distance between radiation source and reference point
	Field size	Field size at reference point
	Reference depth:	50 mm H ₂ O
Detector Arrangement	The detector was aligned axially with the source. Reference point position at stated measuring depth / distance to the radiation source. (For further information see manual and data sheet of detector.)	
Dose Rate	Absorbed Dose To Water rate: min.: 0.3 Gy/min / max.: 0.8 Gy/min	
Test Procedure	The test was performed according to PTW document: 1-00009-00-0029	

Measuring devices			
Device Name	Type - Serial No. / Identifier	Calibration Certificate No.	Date of last Calibration / Recalibration Interval
Temperature Device	EMG09032I1	T144555	26.08.2020 / 1 year(s)
Air Pressure Device Lufft C300	EMG09033G1	D43096	28.08.2020 / 1 year(s)
Electrometer PTW UNIDOSwebline	EMG14013I3	2051123	30.12.2020 / 1 year(s)
Secondary Standard	TM30013-2534	PTB 60228-20	20.08.2020 / 2 year(s)

Remarks
1. The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation (k=2). The standard deviation was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standard used, the test procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The uncertainties stated are composed of the uncertainties of the test procedure and those of the specimen during the test. A share for the long-term instability of the object under test is not included.
2. The measurement is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig. This test certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the detector showing the intact sticker with the certificate number. The response of detectors that have been opened for repair are not comparable to previous measurements. Test certificates without signature are not valid.
3. The components of the test object fully comply with the respective specifications given in the data sheet and user manual.

Figura C. 3

Certificado de calibración cámara Pinpoint 3d, página 1/3



INSTITUTO PERUANO DE ENERGÍA NUCLEAR
LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACIONES DOSIMÉTRICAS - LSCD
MIEMBRO DE LA RED OIEA/OMS DE LABORATORIOS SECUNDARIOS DE CALIBRACIÓN DOSIMÉTRICA (SSDL)

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN
Nro. cd188-2021-lscd

Cliente: ONCOCENTER PERÚ S.A.C.

Dirección: Av. República de Panamá Nro. 3461 (piso 14), Surquillo, Lima

Teléfono: (01) 377 7000

Documento referencial: Cotización Nro. 086-2021-SERV-mdra

Equipo calibrado: Sistema cámara de ionización y unidad de visualización

Cámara de ionización: PTW Freiburg, TN30016, 001339

Tipo: PinPoint de 0.016 cm³

Unidad de visualización: Electrómetro PTW Freiburg, T10010, 002022

Ingreso: Verificación de equipo con código Nro. C168-2021

Fecha de calibración: 2021-07-06

Trazabilidad: Los resultados de la calibración realizada tienen trazabilidad al patrón de referencia NE-2611 (#211) del LAEA calibrado en el BIPM.

Patrón de referencia: Cámara de Ionización Tipo Farmer (#1305) y electrómetro PTW Freiburg (#20486), con certificado de calibración PER/2019/3, emitido por LAEA.

Fecha de emisión: 2021-07-07



Laboratorio
Secundario de
Calibraciones
Dosimétricas



Firmado digitalmente por ROJAS PEREDA Enrique FAU
2313137203.pdf
Verificar: [Sitio del autor del documento](#)
Fecha: 07.07.2021 13:54:44 -05:00

Lic. Enrique Rojas Pereda
Responsable Técnico del Laboratorio

Certificado de calibración Nro. cd188-2021-lscd Página 1 de 3

Prohibida su reproducción total o parcial. Si se requiere copias, solicitarlas por escrito al ente emisor.

Figura C. 4

Certificado de calibración cámara Pinpoint 3d, página 2/3



INSTITUTO PERUANO DE ENERGÍA NUCLEAR
LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACIONES DOSIMÉTRICAS - LSCD
MIEMBRO DE LA RED OIEA/OMS DE LABORATORIOS SECUNDARIOS DE CALIBRACIÓN DOSIMÉTRICA (SSDL)

1. Información general

1.1. Condiciones de calibración

1.1.1. Arreglo geométrico
Área efectiva de medición de la cámara de ionización es posicionada en el punto de medición con su eje longitudinal transversal al eje del haz de radiación.

1.1.2. Punto de referencia de la cámara de ionización
Según recomendaciones del fabricante.

1.1.3. Punto de medición
Situado a una distancia fuente – cámara de ionización de 85.0 cm.

1.1.4. Material y dimensiones del fantoma
Material: PMMA llenado con agua
Dimensiones: 30 cm x 30 cm x 30 cm
Ventana de entrada: < 3 mm PMMA

1.2. Método de calibración
La calibración se realizó según el procedimiento PT-04-01-LSCD "Calibración Dosimétrica de Cámaras de Ionización de Radioterapia" basado en el método de calibración por sustitución del International Atomic Energy Agency, Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 374, IAEA, Vienna (1994) y del International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna (2000).

2. Resultados de calibración

2.1. Condiciones de referencia de calibración

Calidad de radiación:	Radiación Gamma ^{60}Co
Magnitud:	Dosis Absorbida en Agua, D_w
Tasa de dosis absorbida en agua:	299,4 mGy/min
Temperatura	20,0 °C
Presión atmosférica:	101,325 kPa

Certificado de calibración Nro. cd188-2021-lscd Página 2 de 3

Prohibida su reproducción total o parcial. Si se requiere copias, solicitarlas por escrito al ente emisor.

Centro Nuclear de Investigación Científica y Tecnológica del Perú

Figura C. 5

Certificado de calibración cámara Pinpoint 3d, página 3/3



INSTITUTO PERUANO DE ENERGÍA NUCLEAR
LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACIONES DOSIMÉTRICAS - LSCD
MIEMBRO DE LA RED OIEA/OMS DE LABORATORIOS SECUNDARIOS DE CALIBRACIÓN DOSIMÉTRICA (SSDL)

2.2. Configuración de la unidad de visualización durante la calibración
Rango: Low
Unidad escala (u.e.): pC
Voltaje de colección de electrodos: +400 V

2.3. Factor de calibración
Factor de calibración $N_{D,w}$ es la relación entre la dosis absorbida en agua D_w y las medidas realizadas en el punto de referencia bajo condiciones de referencia. El resultado del factor de calibración para la cámara de ionización es:
 $N_{D,w} = 2,562 \text{ mGy/u.e.}$

2.4. Incertidumbre del factor de calibración $N_{D,w}$
La incertidumbre declarada es la incertidumbre expandida de la medición, la cual se ha obtenido multiplicando la incertidumbre estándar de la medición por el factor de cobertura $k = 2$, la cual proporciona un nivel de confianza del 95 %.
 $U = 2,1 \%$

2.5. Registro de calibración Nro. R202-21

3. Observaciones:

- Los resultados del certificado son válidos sólo para el equipo calibrado, y se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones.
- El LSCD – IPEN no se responsabiliza de los perjuicios que pueda ocasionar el uso inadecuado de este equipo después de su calibración, ni de una incorrecta interpretación de los resultados de calibración aquí declarados.
- El certificado de calibración no es válido sin la firma del Responsable Técnico del LSCD – IPEN.
- Se colocó una etiqueta autoadhesiva en el equipo con la indicación de "CALIBRADO".
- Para la calibración no se realizó ajuste.
- Para mantener la trazabilidad de las mediciones, corregir las lecturas utilizando las condiciones ambientales de referencia (ítem 2.1.) bajo las cuales ha sido calibrado el patrón de referencia.

FIN DEL DOCUMENTO

Certificado de calibración Nro. cd188-2021-lscd Página 3 de 3

Prohibida su reproducción total o parcial. Si se requiere copias, solicitarlas por escrito al ente emisor.

ANEXO D

Prueba t student

Es una prueba que permite determinar si la media muestral es estadísticamente diferente de una media hipotética. Esta técnica se puede utilizar cuando la población es menor de 30.

Vamos a asumir una hipótesis de aceptación o de rechazo.

$$\begin{cases} H_0 : \mu_1 = \mu_2 \\ H_1 : \mu_1 \neq \mu_2 \end{cases}$$

Donde:

- H_0 es la hipótesis de partida.
- H_1 es la hipótesis alternativa.
- μ_1 media poblacional del grupo 1.
- μ_2 media poblacional del grupo 2.

Cada muestra poblacional tendrá su varianza pero existe una relacionada entre ambas, para ello calculamos la varianza común, mediante la siguiente formula.

$$S_c^2 = \frac{(n_1 - 1)S_1^2 + (n_2 - 1)S_2^2}{n_1 + n_2 - 2}$$

Donde:

- S_1^2 es la varianza de la muestra 1.
- S_2^2 es la varianza de la muestra 2.
- n_1 cantidad de datos de la muestra 1.
- n_2 cantidad de datos de la muestra 2.

Para nuestro caso tanto el valor de n_1 y n_2 son iguales debido que se utilizo la misma cantidad de planes realizados con haces con filtro aplanador WFF y sin filtro aplanador FFF ($n=20$).

Calculamos el estadístico de prueba t mediante la ecuación

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{S_c^2}{n_1} + \frac{S_c^2}{n_2}}}$$

Donde:

- \bar{X}_1 es la media de la muestra 1.
- \bar{X}_2 es la media de la muestra 2.
- S_c^2 es la varianza común.

El intervalo de confianza es del 95 % por lo que el nivel de significancia será $\alpha = 0.05$. Además, el grado de libertad será $n_1 + n_2 - 2$, por lo tanto, el valor del grado de libertad para nuestro caso será de 38 (gl=38). El valor t critico correspondiente al grado de libertad es de ± 2.0244 usando la tabla t student.

Finalmente, la regla de decisión es:

- Si, $t \leq t_{(1-\frac{\alpha}{2}),(n_1, n_2 - 2)}$, se acepta H_0
- Si, $t > t_{(1-\frac{\alpha}{2}),(n_1, n_2 - 2)}$, rechazo H_0

Para nuestro caso,

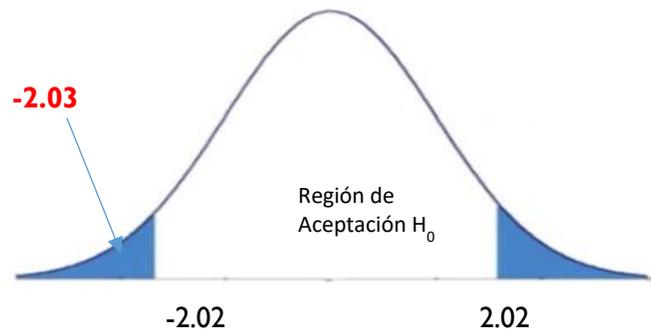
H_0 : Dosis en el cristalino para tratamientos de WFF = FFF

H_1 : Dosis en el cristalino para tratamientos de WFF \neq FFF

$$\bar{X}_1 = 64.83 \text{ cGy}$$

$$\bar{X}_2 = 84.13 \text{ cGy}$$

$$t = -2.0346$$



En nuestro caso, no se acepta la hipótesis nula, por lo tanto la dosimetría en los cristalinicos para técnicas usando haces sin filtro aplanador es diferente respecto de técnicas con filtro aplanador.