TESIS
MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

COMMISIONING FILTER MODULATORS FROM RADIOTHERAPY THROUGH RADIOGRAPHIC FILMS

Bach. Joseph Simon Primo

Lic. Leopoldo Mazzucco
DIRECTOR

Dr. Darío Sanz
CO-DIRECTOR

Bach. Joseph Simon Primo
MAESTRANDO

Instituto Balseiro
Comisión Nacional de Energía Atómica
Universidad Nacional de Cuyo
Diciembre 2007

A mi querida Felicita, al amable y correcto Lalito.
Dedicado a ambos que siempre velaron por el
bienestar de su familia.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco profundamente a mis seres queridos por apoyar mis ideas y decisiones, y aún cuando ellas no han rendido buen fruto. A mis amigos por sus envios de aliento y fuerza desde casa, a demás personas de mi estima, las cuales serian imnumerables las páginas para mencionarlos a todos,les agradezco sus deseos de exito hacia mí.

Un agradecimiento especial a mi asesor de tesis y amigo Leopoldo Mazzucco, por sus constantes consejos valiosos, opiniones, enseñanzas y correcciones. Por su desinteresada ayuda y las múltiples horas invertidas en este trabajo y otras de compañia en desvelo por las noches en medición tras medición.

A todos los integrantes del equipo que labora en el Centro Privado de radiodiagnóstico y radioterapia (Rio Cuarto), mi agradecimiento al personal administrativo por las infinitas pasadas de llamadas telefónicas de casa; a la Sra. Teresa por las tazas de mate diarias, las cuales nos hacia recuperar la fuerza para seguir, mi agradecimiento.

Por las preguntas más inverosímiles sobre revelado de películas y mantenimiento de la reveladora, mi agradecimiento al Sr. Jorge Bruña;

Por tantas horas adueñadas de uso de bunker, y las interrupciones de su horario normal de trabajo y las incontables molestias por mi ocasionadas durante todo el trabajo, mi agradecimiento a todo el cuerpo técnico.

Mi agradecimiento más sincero a los doctores Jorge O. Sar y Jorge A. Sar por su especial interés en este trabajo y su amable predisposición para facilitarme todo el material y equipamiento entre otros para la realización de esta tesis, y la familia Sar por brindarme su mano a cuanta inquietud podría tener.

A mis profesores del cursado de la maestría del Instituto Balseiro, por su apoyo y tiempo dedicado en nuestra formación mi agradecimeinto, al comite académico ya que sin su aceptación no podría haber realizado nada de esto ni haber tenido experiencias tan importantes que me servirán para un futuro cercano, mi profundo agradecimiento.

A mis compañeros de curso por su compañia en las largas horas de estudio y las breves compartidas en distracción.

A todos ustedes muchas gracias.

Summary

The quality control of treatments filters modulators in Radiotherapy must follow a strict and repeatable process, prior to their use in the patient for which they were designed, it is recommended to perform normally control by more than one method, mainly because original beam is changing in its intensity in a position different from the original and from which the beam is calibrated.

One of the methods is to irradiate films with known doses, in the beam of radiation to be used on the patient, and which made the design and optimization. The implementation of a protocol repeatable calibration and with an acceptable degree of accuracy is recommended.

But a protocol to achieve accurate and repeatable calibration, it should consider all the elements involved in the process: method revealed, the scanner checks, gain, heating effect of the lamp, repeatability, method of irradiation, time between irradiation and revealed, characterization of the material of the filter, optical density calibration dose, stability irradiationequipment among others.

One of the important tasks for this method is calibrated films on doses, in every analysis of a treatment must be an adjustment between the optical density of different areas irradiated in the film and the corresponding dose received, this is done with a film calibration. This film let analize fields individual therapy and total treatment, make a new calibration film is recommended for each analysis treatment filters, because the different irradiation conditions: temperature of the developer fixer, scanning resolution, method irradiation can generate different curves adjustments will only be valid for the current analysis.

The time invested in the production of the calibration film is sometimes inconsistent to loaded schedule treatment centers, a solution is to make and evaluate a filter pattern that can be used in all cases of intensity modulated with which it can generate calibration of the film in a single shot and reduce the time in the process

Keywords: film dosimetry, optical density, filters, intensity modulate, film, radiotherapy.

RESUMEN

El control de calidad de los tratamientos con filtros moduladores en Radioterapia debe seguir un proceso estricto y repetible, previo a su utilización en el paciente para el cual fueron diseñados, para ello se recomienda normalmente efectuar su control mediante más de un método, sobretodo porque el haz original del equipo está siendo modificando en su intensidad en condiciones diferentes a las originales con las cuales el haz esta calibrado.

Uno de los métodos consiste en irradiar películas de rango extendido con dosis conocidas, en el haz de radiación a ser utilizado en el paciente, y con el cual se efectuó la optimización y diseño de los compensadores. La implementación de un protocolo de calibración repetible, y de un grado de exactitud aceptable, es recomendado para la optimización de la dosimetría con películas radiográficas.

Pero para lograr un protocolo de calibración preciso y repetible, se debe estudiar todos los elementos que participan en el proceso: método de revelado, chequeos del escáner, ganancia del escáner, efecto de calentamiento de la lámpara, repetibilidad, estabilidad, método de irradiación, tiempo entre irradiación y revelado, caracterización del material del filtro, calibración de densidad optica a dosis, estabilidad del haz de radiación entre otros.

Una de las tareas importantes para este método es la calibración en dosis de las películas, para cada análisis de un tratamiento se debe realizar un ajuste entre la densidad optica de las diferentes zonas irradiadas en la película y la correspondiente dosis recibida, esto se logra con una película de calibración. Dicha película permite examinar los campos individuales de tratamiento y el tratamiento en conjunto, es recomendado realizar una película de calibración para cada análisis de tratamiento con filtros que se realize ya que las diferentes condiciones de irradiación: temperatura del revelador fijador, resolución de digitalización, método de irradiación pueden generar diferentes curvas de ajustes que solo serán válidas para el análisis en curso, además que se encunetra estipulado en las diferentes referencias encontradas.

El tiempo invertido en la fabricación de la película de calibración es a veces incompatible con el cargado horario de trabajo en los centros de tratamiento, una solución planteada es fabricar y evaluar un filtro patrón que pueda ser usado en todos los casos de intensidad modulada con el cual pueda generarse la película de calibración en un solo disparo y reducir el tiempo en el proceso.

Palabras Claves: dosimetría por películas, densidad optica, filtros, intensidad modulada, películas, radioterapia.

Índice general

1. Introducción **4**

1.1. Radioterapia 4

1.1.1. Radioterapia Conformada 4

1.1.2. Radioterapia Intensidad Modulada 5

1.2. Formas de medir Dosis: Dosímetros 9

1.3. Objetivo del Trabajo 10

2. Método y Equipamiento **12**

2.1. Método 12

2.2. Planificación 13

2.2.1. Planificador de Tratamiento Computado 13

2.2.2. Módulo de Intensidad Modulada 15

2.3. Equipo de Irradiación 18

3. Verificación Dosimétrica **21**

3.1. Dosis absorbida en la película 21

3.2. Caracterización de la cámara de Ionización 23

3.3. Caracterización de las películas EDR2 24

3.4. Caracterización de los Filtros moduladores 26

3.4.1. Material de Diseño 26

3.4.2. Maquinado de Filtros 27

3.5. Diseño filtro Patrón 28

3.6. Calibración del Filtro Patrón 34

3.6.1. 1° etapa - Medición con cámara de ionización en agua . . 34

3.6.2. 2° etapa - Medición con detectores de Diodos a profundidad equivalente agua 34

3.6.3. 3° etapa - Medición con cámara de ionización en acrílico . 34

4. Adquisición de imágenes y procesamiento **40**

4.1. Archivos teóricos para la comparación 40

4.2. Digitalización de películas 41

4.2.1. Uniformidad del Escáner 41

4.2.2. Repetibilidad 44
4.2.3. Efecto Calentamiento de la lámpara del escáner 46
4.2.4. Ganancia del Escáner 48

5. Análisis y evaluación de imágenes 52
5.1. Diferencia en dosis, DTA, Función Gamma 52
5.2. Test de concordancia normalizado: Indice NAT 55
5.3. Software para la evaluación: DOSELAB 57
5.3.1. Descarga e Instalación 57
5.3.2. Prueba de autoconsistencia 58
5.3.3. Ajuste de Dosis y Densidad Optica 59

6. Previo al Comisionamiento 61
6.1. Resultados Campo Abierto $10 * 10$ 62
6.2. Resultados Campos con Cuña 66
6.3. Conclusión 69

7. Comisionamiento de filtros de tratamiento en intensidad modulada 70
7.1. Comisionamiento de Filtros moduladores 70
7.1.1. Resultados Filtro Modulador 1 72
7.1.2. Resultados Filtro Modulador 2 76
7.1.3. Resultados Filtro Modulador 3 80
7.1.4. Resultados Filtro Modulador 4 84
7.2. Comisionamiento de Tratamiento Completo 88
7.3. Resultados Tratamiento Completo 88

8. Conclusiones 92

A. Protocolo para el Comisionamiento 96
A.1. Puesta a Punto 96
A.1.1. Generación de archivos teóricos 96
A.1.2. Selección de Materiales 97
A.2. Adquisición de datos 98
A.2.1. Irradiación Película de Calibración 98
A.2.2. Medición de Dosis para el archivo de calibración 99
A.2.3. Irradiación Compensadores 100
A.2.4. Irradiación Tratamiento Completo 100
A.2.5. Revelado de Películas 101
A.2.6. Digitalización de Películas 102
A.3. Procesamiento de Datos 103
A.3.1. Archivos teóricos a Imágenes 103
A.3.2. Creación de archivos calibración y corrección 103

A.3.3. Análisis individual de los Campos y tratamiento completo 105
A.4. Informe de Resultados 106
A.4.1. Conclusiones del Análisis 106

B. Coeficientes Dosimétricos **107**

C. Presición en el Maquinado **109**
C.1. Complicaciones en el maquinado del filtro patron 110

Capítulo 1

Introducción

1.1. Radioterapia

La radioterapia es una modalidad médica para el tratamiento de neoplasias la cual usa radiación de alta energía y su alto poder ionizante para controlar, detener y erradicar el crecimiento acelerado de células malignas, con la consideración de no dañar considerablemente tejidos vecinos sanos. Dependiendo de la localización tipo y forma de la enfermedad se eligen las técnicas apropiadas en cada caso. La radioterapia puede destinarse para 2 fines,un fin paliativo, para mitigar efectos adversos de la enfermedad la cual no permite otra opción de tratamiento o en un modo curativo. La radiación puede provenir desde el interior como exterior del cuerpo del paciente, en el caso exterior esta radiación es producida generalmente por aceleradores lineales.

Los aceleradores lineales clínicos (linac) es un equipo que usa ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas como electrones a altas energías a través de un tubo lineal. El haz de electrones generado puede ser usado para tratamientos de tumores superficiales o pueden hacer impactar los electrones sobre un blanco generalmente hecho de tungsteno para producir rayos X de frenado para tratamientos con tumores situados a profundidad.

1.1.1. Radioterapia Conformada

La radioterapia conformada es un tratamiento en el cual se toma encuenta la información anátomica tridimensional del paciente en forma de reconstruciones de cortes transversales cercanamente espaciados obtenidos de una tomografía digital, que luego son procesados por el planificador de tratamiento donde el radioncólogo dibuja los volumenes blanco en cada corte con margenes apropiados, el proceso de delimitar el volumen blanco y zonas sanas es conocido como la segmentación.

Los haces pueden ingresar al paciente desde múltiples direcciones, lo cual se logra con los grados de libertad que posee el equipo de irradiación, y el material de blindaje que se coloca en el portabandejas del equipo con el cual puede conformarse el campo a la forma del volumen blanco. Estos conformadores son fabricados con aleaciones de alto número atómico que permiten la alta atenuación del haz en zonas que se desea proteger, así se logra que la distribución de dosis se conforme en lo posible al volumen blanco, pero los conformadores no modifican la intensidad del haz primario, su función central es blindar tejido no involucrado al tratamiento.

1.1.2. Radioterapia Intensidad Modulada

Planificación Inversa

Llamaremos planificación directa a la usada en la radioterapia conformada y en la cual se definen todos los parámetros modificables posibles para lograr entregar la dosis preescrita en el volumen blanco y una dosis razonable a tejido sano, entre estos parámetros están : las direcciones de los campos, pesos de cada campo, tamaño de los campos, número de campos, ángulo del colimador, ángulo de la camilla, técnica isocéntrica, técnica distancia fuente superficie fija, etc. Después de definido los parámetros el planificador computado genera la distribución de dosis lograda, y el histograma dosis volumen, si el resultado no es satisfactorio, puede volver a modificarse los parámetros y aquí dependerá de la pericia del físico médico para intuir los cambios mas adecuados para lograr el objetivo buscado. En la planificación inversa se le plantea un problema al planificador y es el quien trata mediante una optimización encontrar una respuesta, aquí se establece la distribución de dosis deseada sobre los volumenes blanco, y se ponen restricciones de dosis para tejido circundate sano, luego el planificador trata de optimizar la solución del problema y arrojar una solución no exacta pero aproximada las cuales serán algunos parámetros del tratamiento, que en la planificación directa se definian inicialmente.

Intensidad Modulada

La intensidad modulada es una técnica de tratamiento en radioterapia compleja que usa la planificación inversa y donde la optimización que realiza el planificador consiste en la modulación de la intensidad de los haces de los campos. Con ello logra administrar altas dosis a tejidos tumorales mayores a las de radioterapia conformada 3D y reducir las dosis a tejido sano e incluso lograr un esquema de tratamiento que con un tratamiento estándar o directo era imposible lograrlo. Para lograr la optimización de la solución del problema en intensidad modulada, cada haz es fraccionado en múltiples sub haces llamados “beamlets” y la fluencia de cada uno de ellos es determinada en la optimización. Entre los

métodos para lograr esta optimización se tienen, métodos analíticos, métodos iterativos[1] y modelos biológicos.

El método analítico se basa en la idea de formación de imágenes en la tomografía computada, donde imágenes bidimensionales son reconstruidas de funciones de intensidad unidimensionales. Entonces si la distribución de dosis deseada es invertida tal cual se realiza en las imágenes de tomografía computada usando un algoritmo de retroproyección podría conocerse los perfiles de intensidad que deberían entregarse(Ver figura1.1). Un problema de este método resulta de perfilar el haz con valores negativos dentro de algunas partes del haz, consecuentemente no fisicamente realizables, este problema tienen como raíz el hecho que tratamientos de una región pequeña dentro del paciente siempre involucra algo de dosis entregada a otras regiones, lo cual en principio debería ser sustraído para alcanzar las distribuciones de dosis ideales.

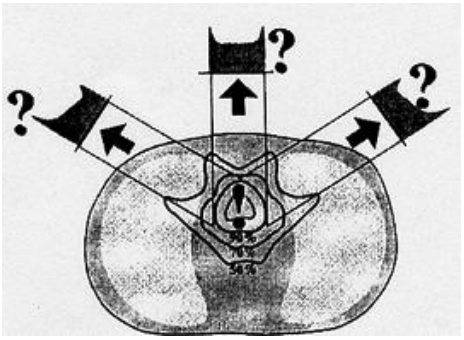

Figura 1.1: Método de retroproyección de Distribución de Dosis.

Los métodos iterativos usan técnicas de optimización en los cuales los pesos de los beamlets por tanto sus intensidades de fluencia, son ajustados iterativamente con la finalidad de minimizar el valor de una función objetivo, esta función objetivo F representa la desviación de la solución alcanzada respecto de la meta deseada, esta función se puede expresar de la siguiente manera:

$$F = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N} w(\vec{r})[D_c(n) - D_0(n)]^2 \tag{1.1}$$

Donde N es el número total de beamlets, $w(\vec{r})$ es el peso o importancia relativa en el punto $\vec{r}$ dentro del volumen blanco u otro tejido, $D_c(n)$ será la dosis calculada en el punto $\vec{r}$ y $D_0(n)$ la dosis deseada en el mismo punto. El algoritmo de optimización minimiza la función objetivo, modificando los parámetros del tratamiento. La dificultad en este proceso es que cuando se optimiza la función objetivo podría encontrase mínimos locales, que no darían la solución más óptima. El modo de encontrar los mínimos globales, en algunos algoritmos iterativos usan direcciones de búsqueda definida como la técnica de gradiente y otros usan

direcciones de búsqueda aleatoria como la simulated annealing.

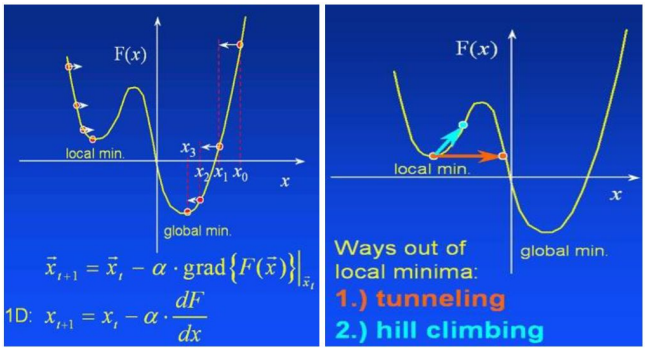

Figura 1.2: Representación simple de la técnica de gradiente a la izquierda y a la derecha simulated annealing, el objetivo es buscar minimizar la función objetivo F lo que corresponde a un óptimo tratamiento, aquí se muestra solo un parámetro, hay que tener en cuenta que en la práctica el número de parámetros pesos de los haces , o pesos de cada beamlets está en el orden de cientos o miles. Figura tomada de "*3D Conformal Radiation Therapy A multimedia introduction to methods and techniques*" German Cancer Research Center.

En los modelos biólogicos la base principal de diseño de tratamiento es la respuesta biológica de los tejidos a la radiación, basado en datos de la experiencia clínica sobre tolerancia de dosis en varios tejidos normales y el conocimiento empírico de los efectos del volumen irradiado (las probabilidades de complicación incrementan cuando incrementa el volumen de los órganos irradiados). La meta de estos modelos es lograr predecir la probabilidad de control tumoral(TCP) y probabilidad de complicaciones en tejido sano (NTCP) basado en la distribución de dosis y parámetros radiobiológicos.

Después de la optimización y obtenido la forma en que se debe modificar las intensidades de fluencia de los beamlets se necesita llevarlo a la práctica, se han desarrollado 2 métodos para lograrlo, uno es mediante modulación por filtros físicos y el otro con aceleradores lineales equipados con cabezales de multiláminas.

Un filtro físico es un bloque de material de alto número atómico el cual ha sido tallado de modo que pueda replicarse la fluencia de intensidad del haz dado por el planificador al interponerse en el haz(ver figura 1.3).

Con equipos multilámina, el cabezal tiene múltiples laminillas las cuales cada una de ellas es controlada por software y puede programarse la posición de ella independiente del resto de láminas, ellas tienen la misma función de interponerse al haz, ya sea en forma dinámica mientras es irradiado o con paradas sucesivas. La forma de lograr la modulación del haz se divide en 2 métodos: *step and shoot* y *técnica dinámica*.

El método step and shoot esta basado en la superposición de componentes

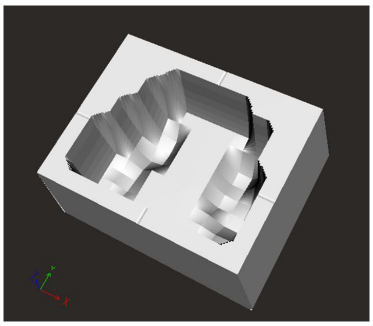

Figura 1.3: Compensador exportado del planificador CAT3D

de campo formados irregularmente y superpuestos parcialmente en el tiempo, el encendido del haz se alterna mientras las hojas o láminas están moviendose entre campos.

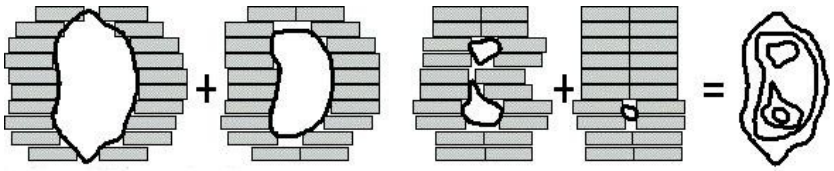

Figura 1.4: Método de modulación de intensidad por multiláminas :step and shoot

El método dinámico presenta mayor complejidad, se le nombra técnica dinámica de colimación por multilámina (DMLC). Los campos de fotones modulados son creados por medio de las hojas independientemente y unidireccionalmente, cada hoja con un grado de velocidad como función del tiempo, mientras el haz se está emitiendo(Ver figura 1.5).

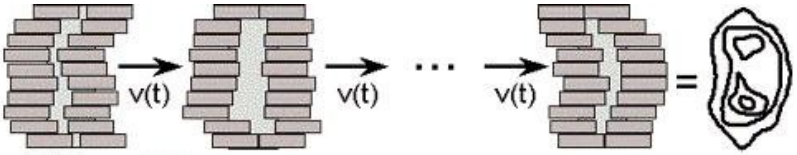

Figura 1.5: Métododе modulación de intensidad por multilámina: DMLC

Enumeramos algunas de las características destacadas entre multiláminas y filtros moduladores a modo de información general:

Compensadores	Multiláminas
No requiere un nuevo linac	Requiere equipo con multiláminas
Bajo costo implementación	Alto costo
No automatizado	Automatizado
Alta resolución espacial	Relativa resolución espacial
Menor cantidad en tiempo de irradiación	Mayor cantidad en tiempo de irradiación
Modulación Intensidad continua	Modulación Intensidad discretizada
Mayor tamaño de campos	Menor tamaño de campos
Menor complejidad en el proceso QA	Mayor complejidad en QA

Cuadro 1.1: Multiláminas versus Compensadores

1.2. Formas de medir Dosis: Dosímetros

Existen muchas técnicas para la medición de dosis absorbida (de aqui en adelante Dosis), pueden clasificar a los dosímetros en 2 grandes grupos: dosímetros absolutos y dosímetros relativos. La diferencia entre ellos es que los dosímetros absolutos no requieren algún tipo de calibración que involucre una radiación de referencia, pero si pueden requirir otros tipos de calibraciones como de conductividad, tranferencia de calor. Los detectores usados son variados en clase y modo para medir la dosis, tenemos dosímetros de cavidades de aire, métodos calorimétricos, métodos químicos, dosímetros de estado sólido, diodos de silicio, películas radiográficas, películas radiocromáticas, y otros.

Los basados en la calorimetría miden la energía depositada en el medio que se manifiesta como un aumento de la temperatura sin considerar la invertida en cambios químicos, el cambio de temperatura[1] es detectado por termoresistores que cambian fuertemente su resistencia eléctrica a pequeños cambios de temperatura.

Los métodos químicos miden la energía absorbida que produce cambios químicos, entre estos hay un sistema que usa sulfato ferroso donde iones Fe^{+2} son oxidados por la radiación ionizante a iones férricos Fe^{+3}. La concentración de los iones férricos es determinada por espectrometría la cual muestra picos de absorción en la luz violeta.

Existen muchos dosímetros de estado sólido, sin embargo ninguno de los sistemas es absoluto, ellos necesitan de una calibración en un campo de radiación conocido para ser usado, en la determinación de dosis absorbida. Estos tipos de dosímetros pueden clasificarse en 2 clases:

Tipo Integración: están los cristales termoluminescentes, vidrios radiofotoluminiscentes de densidad optica, películas, etc.

Tipo de Conductividad Eléctrica: Entre ellos estan unión de semiconductores, conductividad inducida en materiales aislados,etc.

[1]Para 1 cGy de dosis absorbida el incremento de temperatura corresponde a un valor de $\Delta T = 2{,}39\,10^{-4}$°C

Los laboratorios de calibración de dosímetros se dividen en 2, laboratorios de calibración primarios y secundarios, los laboratorios primarios cuentan con dosímetros absolutos del tipo calorimétrico y calibran los dosímetros de los laboratorios secundarios que por lo general son cámara de ionización, en la práctica de radioterapia se usa también una cámara de ionización la cual es enviada a los laboratorios secundarios para la intercomparación con las lecturas de la cámara patrón del laboratorio secundario bajo una irradiacion en haz conocida.

Los dosímetros usados en las mediciones para este trabajo tenemos cámara de ionización calibrada por un laboratorio secundario y las películas radiográficas que consiste de una base de película de acetato de celulosa o resina de poliéster transparente recubiertos con una emulsión conteniendo cristales de bromuro de plata muy pequeños.

Cuando una película es expuesta a radiaciones ionizantes o luz visible un cambio químico ocurre dentro de los cristales expuestos para formar lo que se conoce como *Imagen Latente*. Cuando la película es revelada los cristales afectados son reducidos a pequeños granos de plata metálica, los granulos no afectados son removidos por la solución fijadora, dejando una película clara en su lugar, la plata metálica no es afectada por el fijador causando oscurecimiento en la película. Así el grado de ennegrecimiento de un área de la película depende sobre la cantidad de plata libre depositada y consecuentemente sobre la cantidad de radiación recibida, que se traduce en la cantidad de energía absorbida.

El grado de ennegrecimiento de la película es medida determinando el valor de densidad optica (OD), la cual se define como:

$$\mathrm{OD} = \log \frac{I_0}{I} \tag{1.2}$$

Donde I_0 es la cantidad de luz transmitida sin película y I es la cantidad de la luz transmitida a través de la película. Un gráfico de la densidad optica neta[2] como una función de la dosis absorbida es llamada curva sensitométrica.

1.3. Objetivo del Trabajo

La tarea principal es desarrollar un protocolo del comisionamiento de filtros para radioterapia de intensidad modulada mediante películas, donde se detalle precisamente los pasos a seguir para la comparación y análisis de las imágenes experimentales medidas con las exportadas del planificador tomadas como teóricas y evaluar asi loas filtro moduladores. Este protocolo deberá ser de fácil implementación, que requiera tiempos de desarrollo que se ajuste a la práctica diaria, y ajustada a los recursos propios con los que se cuenta en el

[2]la cual es obtenida sustrayendo a las lecturas la densidad optica de la película no expuesta

centro de trabajo, que sea repetible en cualquier instancia y consistente con cualquier tratamiento de intensidad modulada futura. También deberá establecerse el criterio de aceptación para el análisis que se logra usando dosimetría por películas con las condiciones propias del centro.

Como otro objetivo se tiene el diseño de un filtro patrón para la calibración de los películas, que permita acelerar y facilitar los pasos para el comisionamiento de cualquier tratamiento de intensidad modulada. Para ello se debe diseñar el problema de optimización en un volumen blanco hipotético que cumpla condiciones impuestas, exportarlo a máquina herramienta, fabricarlo y comisionarlos mediante mediciones con cámara de ionización, y establecerlo como referencia.

Capítulo 2

Método y Equipamiento

2.1. Método

El oscurecimiento de los cristales de plata de una película irradiada esta relacionado a la cantidad de dosis recibida por ella, si se cuenta con una calibración y se asigna correctamente un valor de dosis absorbida al grado de oscurecimiento, podremos analizar películas expuestas a campos tanto abiertos y/o con filtros moduladores y cuantificar la distribución de ese oscurecimiento como una distribución de dosis bidimensional que puede ser absoluta o relativa, caracterizando el campo radiante.

El uso de películas de rango extendido permite examinar los filtros moduladores en el rango habitual de dosis de tratamiento, su baja sensibilidad a bajas energías evita la sobreevaluación por contribución de dosis de dispersión encontradas en películas radiográficas normales, y su número atómico efectivo reducido por la poca concentración de haluros de plata reduce el coeficiente de atenuación fotoeléctrico haciendo así la respuesta de la película mas similar al tejido.

Seguiremos las recomendaciones propuestas en el protocolo TG 69 de la asociación americana de física médica (AAPM) sobre la dosímetría de haces de megavoltaje con películas, como medio de irradiación utilizamos planchas de acrílico donde pueden ser colocadas las películas(las películas no son sumergibles en agua, de hecho), con un espesor adecuado para alcanzar el equilibrio eléctronico necesario para determinar dosis absorbida y un fondo para la contribución por retrodispersión, además sabiendo las propiedades físicas ya estudiadas del PMMA(PoliMetilMetAcrilato) o comunmente conocido como acrílico, con lo cual es posible llevar los valores de dosis medidos en acrílico y referenciados en agua o viceversa, lo que facilita dependiendo de las posibilidades del planificador computado exportar la planificación ya sea en agua o en acrílico. Las dosis asignadas a las películas son las medidas en acrílico asignadas en acrílico.

Las pruebas de campos individuales se irradiaron con películas de rango extendido Kodak EDR2 en un fantoma de placas de acrílico perpendiculares al haz mientras que para un tratamiento completo con todos los campos, la evaluación tendría que ser con películas irradiadas en forma paralela al haz, no exactamente en el plano del isocentro sino es recomendado corrida la película hacia caudal y/o craneal unos cuantos milímetros del isocentro, debido a que la propia película puede atenuar el haz en profundidad.

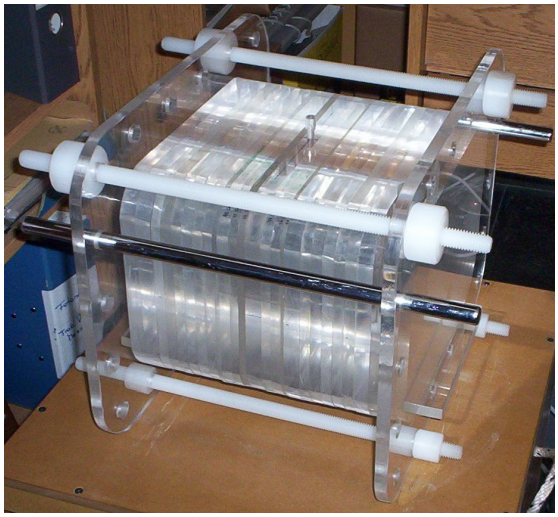

Figura 2.1: Fantoma de placas de acrílico utilizado para le medición de dosis en acrílico y la irradiación de peliculas EDR2.

La película de calibración se generará de 2 modos, para la evaluación de campos abiertos se evaluara una película de calibración generada con campos abiertos mientras que para la evaluación de filtros moduladores se usará el filtro patrón el cual será diseñado y calibrado para entregar 8 zonas cuadradas que contenga al tamaño de la cámara de ionización a una profundidad de $44\,mm$ milímetros de acrílico.

2.2. Planificación

2.2.1. Planificador de Tratamiento Computado

El uso de computadoras para la planificación de tratamientos se remonta desde los años 40, hoy los tratamientos son planificados en un planificador de tratamiento computado. Esto permite una mejor optimización en la entrega de dosis, mediante imágenes de tomografía computada, resonancia magnética y/o una fusión de imágenes, es capaz de mostrar mapas de distribución de dosis en cada corte anátomico del paciente, un histograma dosis volumen además mostrar

las dosis en superficies tridimensionales que envuelven a orgános o volumenes blanco, genera la dispersión de radiación según la estructura anatómica del paciente y proporciona las unidades monitoras necesarias para el tratamiento elegido.

Actualmente estos planificadores para lograr el cálculo de distribución de dosis en paciente o fantoma se basan en modelos de transporte de radiación que puede predecir la dosis desde primeros principios, entre los algoritmos usados para ello destacan *método de convolución* y *métodos montecarlo*. El método montecarlo se basa en el seguimiento de la historia de cada partícula generada, este modelo es bastante preciso, tiene buena respuesta en casos de inhomogeneidades y es muy popular entre los investigadores, sin embargo necesita de mucha estadística en el orden de millones de historias y por tanto mucho tiempo de cálculo. Para planificacion de dosis diarias es actualmente considerado un método lento, la convolución es por hoy el método mas compatible con los tiempos de trabajo en centros de radioterapia, la convolución involucra la superposición integral de un arreglo primario de interacciones con un kernel de dosis dispersada, los kernel son obtenidos registrando la energía depositada en voxels de la energía total entregada por los fotones primarios que interaccionan con dicho voxel, luego cada valor de voxel es dividido por la energía total dando asi una componente fraccional de la energía total. Los kernel son hallados usando métodos montecarlo los cuales modelan la primera dispersión y subsiguientes múltiples dispersiones, entonces el método de convolución aproxima los efectos del rango de electrones permitiendo cálculos rápidos de la dosis en cada punto del volumen blanco.

En nuestro caso usamos el planificador de tratamientos CAT3D de MEVIS Informática Médica Ltda, este sistema de planificación consta de varios módulos o programas que se encargan especificamente de diferentes áreas: fusión de imágenes, aplicaciones para generar bloqueadores, generación de contornos de pacientes, conversor de tipos de imágenes, modulo principal de cálculo de dosis, módulo de intensidad modulada, módulo de braquiterapia, y demás.

El conjunto de programas es integrado por uno llamado *CATSHELL.EXE*, siendo el módulo principal el programa CAT3D.EXE el cual modela las distribuciones de dosis de campos abiertos conformados y la de optimización en intensidad modulada. El planificador CAT3D permite 4 modos de cálculo en un orden creciente en precisión: cálculos en modo Fast el cual busca entre tablas de dosis en profundidad e interpola datos, cálculos con método de Convolution Pencil Beam finito de tamaño $8\,mm * 8mm$, Convolution Pencil Beam $4\,mm * 4mm$ y por último maximun convolution Precision $4\,mm * 4mm$(Ver figura 2.2).

Figura 2.2: Ventana de elección para la precisión en el modo de cálculo de las distribuciones de dosis del planificador CAT3D

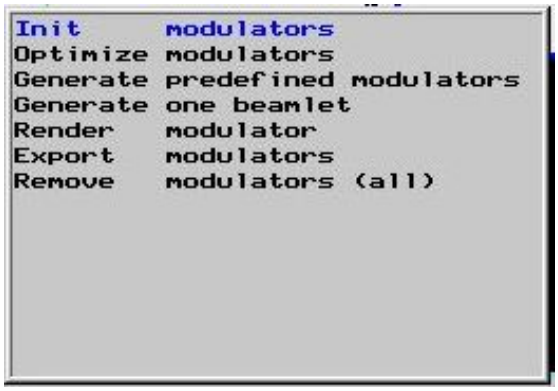

Figura 2.3: Ventana de Inicio de Intensidad Modulada, aquí puede optimizarse la modulación de la fluencia, generar una radiografía digital del filtro diseñado, exportarlo a un archivo XYZ para su posterior maquinado entre otras.

2.2.2. Módulo de Intensidad Modulada

La planificación inversa se implementa como un proceso de optimización de los parámetros de cada haz de radiación, cada conjunto de parámetros define un posible tratamiento que puede ser evaluado y comparado con los otros posibles. La función que mide la calidad del tratamiento se denomina *Función Objetivo*. La función objetivo expresa matemáticamente la distancia entre la distribución de dosis deseada y la alcanzada por la planificación.

En intensidad modulada los haces de radiación tienen un perfil de fluencia complejo, generalmente dividido en sub haces (beamlets) cuya distribución de intensidad será consecutivamente establecida hasta conseguir el mejor resultado de la función objetivo. El problema inverso de la radioterapia no tiene solución análitica y debe ser formulado como una optimización computacionalmente costosa. El cálculo del aporte de dosis por parte de un beamlet a un punto de control puede realizarse con diversos algoritmos entre ellos: integral de Clarckson, Monte carlo o Pencil Beam de sección finita. La formulación matricial del modelo de distribución de dosis para un haz de fotones utilizado en el planificador CAT3D es el modelo pencil beam divergente y finito.

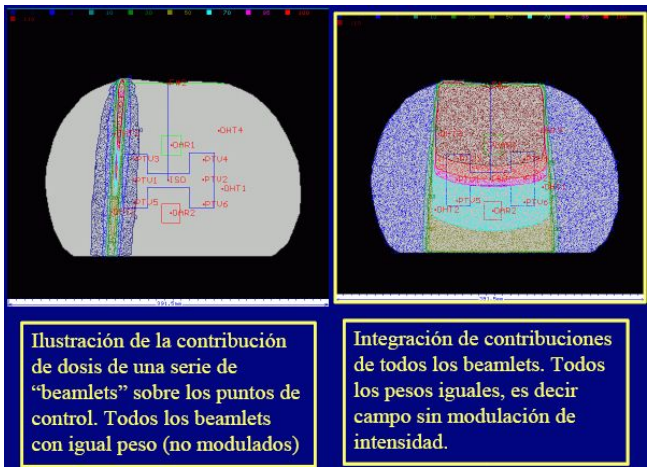

Figura 2.4: Cálculo de la contribución de dosis mediante pencil beam finito, figura tomada de referencia [5].

Formulación del problema de la planificación inversa en radioterapia de intensidad modulada

Sea el volumen de una región dividido en N voxels, con un número J de haces empleados y siendo M el número de beamlets por cada campo. Entonces la dosis calculada en el voxel n del volumen tratado es $D_c(n)$

$$D_c(n) = \sum_{j=1}^{J} \sum_{m=1}^{M} w_{jm}(n)\, I_{jm} \tag{2.1}$$

Donde I_{jm} es la fluencia relativa de energía del beamlet m del haz j. w_{jm} es la contribución de dosis del beamlet m del haz j al voxel n suponiendo que el beamlet m tenga fluencia relativa 1. Sea la distribución de dosis preescrita $D_0(n)$, entonces matemáticamente la proximidad entre la descripción y el cálculo para un conjunto de intensidades de fluencia de energías es:

$$F = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N} r_\sigma \left[D_c(n) - D_0(n)\right]^2 \tag{2.2}$$

La cual es la ecuación 1.1 reescrita, donde r_σ es un factor que pondera la importancia de cumplir la condición para los voxels de la estructura σ, y F la función objetivo que en este caso tiene forma cuadrática. En particular el planificador CAT3D presenta una función objetivo que esta compuesto por condiciones sobre el volumen blanco, y restricciones en órganos de riesgo y otros tejidos saludables.

$$F = r_\alpha E_{PTV} + r_\beta E_{OAR} + r_\mu E_{OHT} \tag{2.3}$$

Donde r_α, r_β, r_μ son los pesos de cada componente, E_{PTV}, E_{OAR} y E_{OHT}

son las funciones objetivos para el volumen blanco, orgános de riesgo y demás tejido sano respectivamente. En las figuras 2.5 y 2.6 se muestran el resultado final de un proceso de optimización de un tratamiento de un paciente con zonas de cabeza y cuello afectadas.

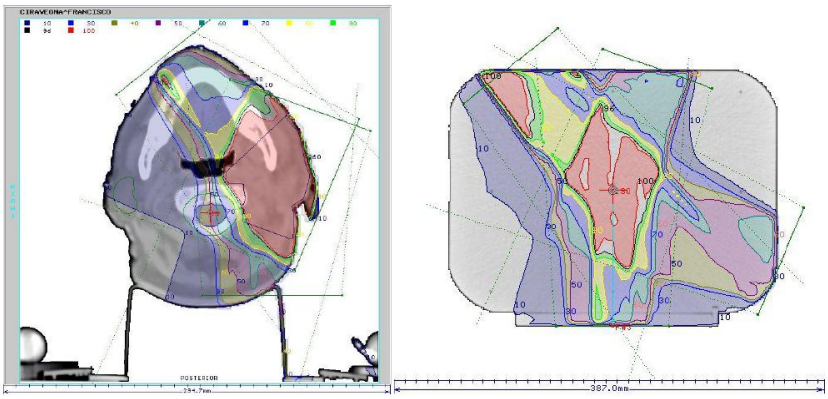

Figura 2.5: A la izquierda tratamiento de intensidad modulada en cabeza y cuello, se muestra las isodosis logradas después de la optimización con 4 campos con filtros moduladores. Derecha la misma planificación llevado al fantoma de acrílico para los análisis y evaluaciónes con películas radiográficas calibradas.

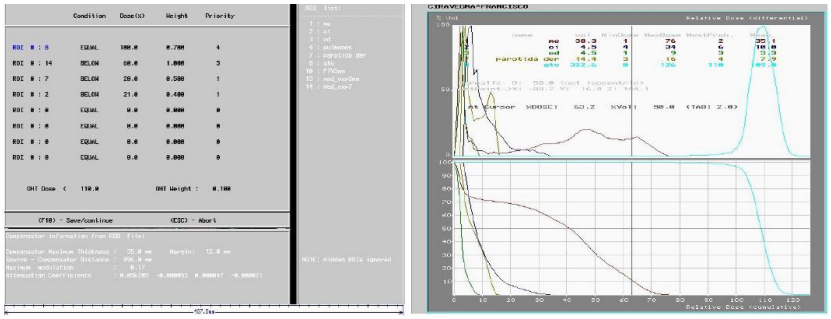

Figura 2.6: Izquierda. ventana de optimización donde se eligen los parámetros que definen el tratamiento. Derecha: histograma Dosis volumen del tratamiento de intensidad modulada en cabeza y cuello exportado por el planificador CAT3D.

Después de determinada la optimización y definido las intensidades de cada beamlet, en la práctica se logra esto con los filtros moduladores anteriormente mencionados tallados con diferentes espesores o bien con un equipo multilámina. Para la implementación del tratamiento de intensidad modulada mediante filtros, se busca los coeficientes de atenuación para la aleación con la cual se fabricarán los filtros mediante un ajuste global[2] tomando datos con distintas condiciones de atenuación: distintos tamaños de campo, diferentes espesores, distancia fuera del eje.

$$F_{desv} = \sum_{k=0}^{M} [\frac{I_{med} - I_{cal}}{I_{med}}]^2 \tag{2.4}$$

Este ajuste se centra en minimizar una función desviación F_{desv}, donde I_{med} es la intensidad transmitida medida, I_{cal} es la intensidad transmitida calculada y M es el número de mediciones realizadas. El método adoptado por el planificador CAT3D es el desarrollado por Sha X. Chang [17].

Sea $t(x, y)$ el espesor atravezado por el pencil beam, X e Y las coordenas de la base del filtro modulador donde se calcula el espesor del filtro, entonces la atenuación del haz será especificado por la ecuación:

$$I(x, y) = I_0(x, y) \exp(-\mu t^{comp}(x, y)) \tag{2.5}$$

$$\mu = \mu_0 + c_1 t^{comp}(x, y) + c_2 r + c_3 S \tag{2.6}$$

Donde $I(x, y)$ es la intensidad transmitida a través del espesor de material t y I_0 representan la intensidad transmitida sin material atenuador, el coeficiente de atenuación efectivo del *pencil beam* es denotado por μ, los parámetros S y r representan la medida del campo de tratamiento (con un campo cuadrado equivalente SxS) y la distancia fuera del eje respectivamente.

El término $c_1 t^{comp}(x, y)$ es el componente del coeficiente de atenuación lineal que tiene en cuenta la dependencia de la atenuación respecto al endurecimiento del haz cuando este atravieza el material, el término $c_2 r$ es la dependencia en la atenuación debido a la variación de la energía del haz a off-axis una distancia r, $c_3 S$ es el término en el pencil beam que toma en cuenta el efecto debido a los fotones dispersados generados en el filtro.

Para minimizar la ecuación 2.4 se realizó el ajuste iterativo con una planilla de cálculo excel junto al paquete Solver y con el programa facilitado por A. Alaminos B. - Mevis, la cual es una versión modificada del algoritmo de *Shor*[1] para buscar mínimos de funciones no lineales, en espacios euclideamos n-dimensionales, tanto para problema con o sin restricciones, con buena tolerancia para funciones objetivos no suaves. En ambos casos el resultado fue semejante, pero se consideró la mejor solución el segundo método de ajuste para la búsqueda de un mínimo no local.

2.3. Equipo de Irradiación

Para la realización del trabajo se cuenta con acelerador lineal de electrones, que permite irradiación con haces de fotones de 6 MV, Varian Clinac. El cabezal

[1]Shor N. Z. "Minimization Methods for Non-Diferentiable Function" Springer Series in computational Mathematics, Vol. 3 Berlín 1985

del equipo puede realizar giros de $-180°$ a $180°$ grados, el colimador alcanza un tamaño máximo de campo de $320\,mm * 320\,mm$ y la distancia fuente isocentro del equipo es de $80\,cm$. Los datos de planicidad y simetría del equipo se muestran en el cuadro 2.1.

Región	Planicidad	Simetría
Area	3,63 %	0,94 %
Eje X	1,52 %	0,67 %
Eje Y	1,68 %	0,6 %

Cuadro 2.1: Planicidad y Simetría del Equipo

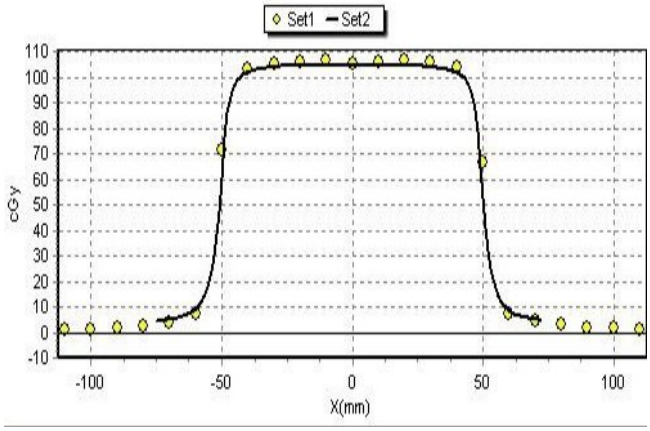

Figura 2.7: En linea continua negra el perfil teórico exportado por el planificador, los puntos amarillos son los datos registrados por los detectores del Mapcheck.

El rendimiento del equipo a fecha julio 2007 fue $1{,}047\,cGy/UM$ en isocentro a campo $10 * 10$ y profundidad de $50\,mm$, siendo la calidad del haz a la fecha $TPR_{10}^{20} = 0{,}65$.

En el historial de uso del equipo varian no se registró mayor variación respecto al valor de calibración que el 2,5 % en la estabilidad de la salida, siendo las indicaciones de fábrica una estabilidad del 3 %.

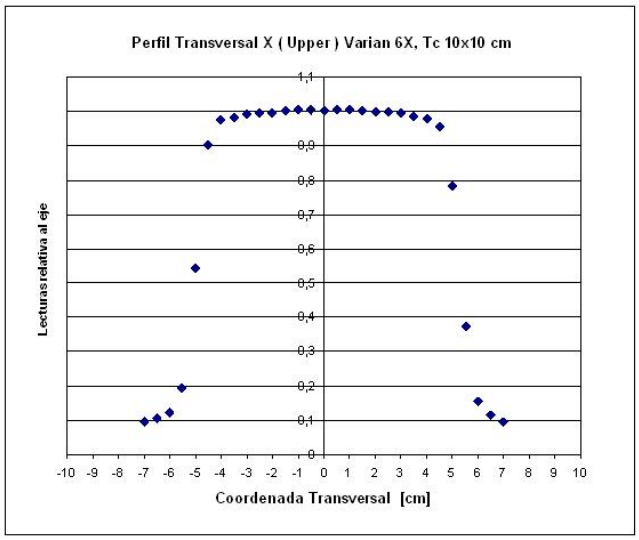

Figura 2.8: Medición del perfil para campo $10 * 10$ cm con cámara de ionización.

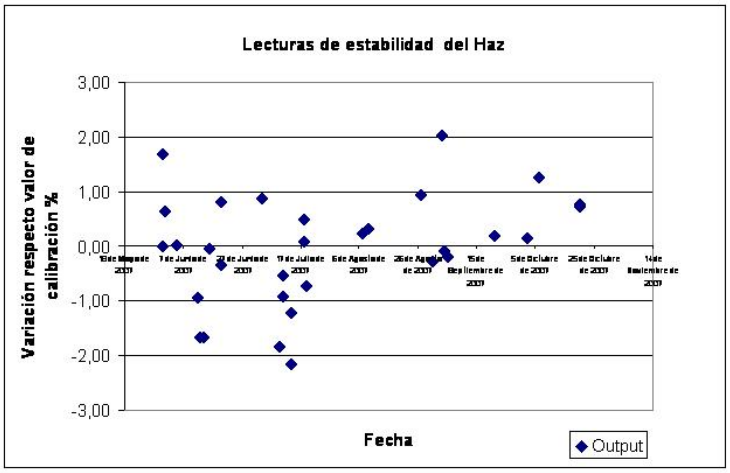

Figura 2.9: Historial de la estabilidad respecto a la calibración del equipo de irradiación

Capítulo 3

Verificación Dosimétrica

3.1. Dosis absorbida en la película

Para la medición de la dosis depositada usaremos la cámara de ionización colocada en acrilíco en el punto efectivo de medición, posición en la que debe coincidir con la profundidad en el cual se encontraran las películas EDR2. Suponiendo que el pequeño espesor de la película no altera la fluencia de fotones ni la dispersión de electrones, la dosis medida en acrílico puede ser asignada a la dosis en la película, bajo esa premisa seguiremos recomendaciones del protocolo TG21[4]:

$$D_{acril} \;=\; M\, N_{gas} \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{gas}^{acril} P_{ion}\, P_{repl}\, P_{wall} \tag{3.1}$$

Donde M es la lectura de la cámara de ionización, N_{gas} es el coeficiente de calibración de dosis en aire de la cámara, este se obtiene del coeficiente de la calibración entregado por el laboratorio de calibración secundario N_K, $\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{gas}^{acril}$ es la razón de poder de frenado restringido promedio entre el medio acrílico y el gas de la cámara. P_{ion}, P_{repl}, P_{wall} son los coeficientes de corrección, de colección de iones en diferente voltaje, la no equivalencia del volumen desplazado por la cámara y la no equivalencia de la pared de la cámara con el medio respectivamente (Ver referencia B).

Si utilizamos la nomenclatura del protocolo TRS 277 podemos llevar N_K a $N_{D,air}$ que es el N_{gas} del protocolo TG 21:

$$N_D \;=\; N_K\, K_m\, K_{att}\, (1-g)\, Kcel \tag{3.2}$$

Conociendo los coeficientes dosimétricos(Ver apéndice B) adecuados para nuestras condiciones de trabajo, llegaremos a la expresión siguiente:

$$N_{gas} \;=\; N_{D,air} \;=\; 8{,}489\, cGy/nC \tag{3.3}$$

Entones la ecuación 3.1 podrá modificarse y escribirse como:

$$D_{\text{acrílico}} \;=\; M\, N_{gas} \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)^{med}_{gas} P_s\, P_u\, P_{cel} \tag{3.4}$$

Donde P_u es un factor que corrige la no equivalencia del medio respecto de la cámara de ionización (pared de la cámara y cavidad de aire), el cual agrupó a demás coeficientes $P_u \;=\; P_{repl}\, P_f\, P_{wall}$. Se describe cada término a continuación:

P_f es un factor que corrige la variación de la fluencia al sustituir un volumen del medio por una cavidad de aire, se ha demostrado (Johansson y col. 1978)[6] que esta perturbación es de muy poca importancia e independiente de la energía para un haz de fotones, por tanto consideramos $P_f \;=\; 1$.

P_{repl} se sustituye por P_d debido a que la irradiación no es isotrópica, sino que existe un gradiente de fluencia en la dirección del haz de radiación y por tanto la dosis absorbida en la cavidad puede no ser representativa de la dosis absorbida en el centro geómetrico.

P_{cel} este coeficiente es el nombrado en TRS 398 y no el del TRS 277 ($P_{cel,global}$), tiene en cuenta el cambio en la respuesta de una cámara de ionización por el efecto del electrodo central durante las mediciones en un maniquí en haces de fotones de alta energía[12].

El material de la pared de la cámara de ionización 31003 es PMMA que tiene una densidad de $1{,}19\, g/cm^3$ y es la misma composición que el material del fantoma dosimétrico donde se medirá la dosis, por tanto hace que el factor $P_{wall} \;=\; 1$. Las mediciones con cámara de ionización se realizaron en el punto efectivo de medida, es decir, colocando el centro geométrico de la cámara $0{,}6\, r \;=\; 1{,}65\, mm$ (r radio de la cámara) por debajo del punto de medición, con esto el coeficiente $P_d \;=\; 1$, así concluimos que el factor P_u toma como valor igual a 1.

El valor P_{cel} lo tomamos del TRS 277 (1998), este valor fue referenciado para cámaras tipo farmer con un electrodo de aluminio de $1\, mm$ de diámetro y para $6\, MV$ toma valor $P_{cel} \;=\; 0{,}993$. La razón de poder de frenado restringido toma valor de $\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)^{\text{acrílico}}_{\text{aire}} \;=\; 1{,}092$[1] y el N_{gas} fue ya calculado en la ecuación 3.3 con valor $8{,}489\, cGy/nC$. Y P_s el factor de recombinación iónica tiene un valor igual a 1,003(ver apéndice B).

[1] P. Andreo and A. Brahme, *Sttoping Power data for high energy photon beams.* Phys Med Biol Vol 31 N°8, 839-858

Finalmente tenemos la ecuación para asignar la dosis medida en acrílico asignada a acrílico en la cual se encuentra la película, bajo la asunción que su presencia no perturba la medición

$$D_{\text{película}}(P_{ref}) \;=\; M(8{,}489\,cGy/nC)(1{,}092)(1{,}003)(1)(0{,}993) \tag{3.5}$$

$$D_{\text{película}}(P_{ref}) \;=\; 9{,}2327\,M \tag{3.6}$$

Donde M será la lectura de la cámara de ionización en acrílico(ver figura 3.1). En cada medición se toma en cuenta la estabilidad del equipo para el tiempo de medición junto con las condiciones ambientales para la corrección en la lectura de la cámara debido a presión y temperatura.

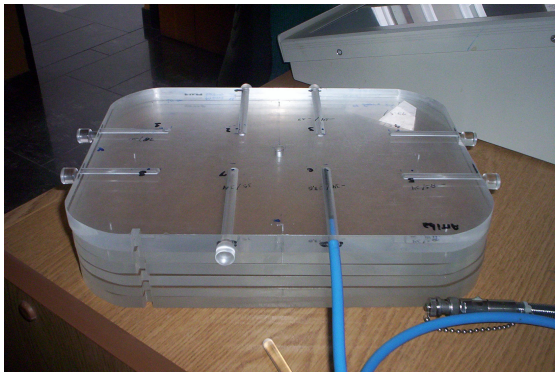

Figura 3.1: Plancha de acrílico perforada con 8 entradas para el posicionamiento de la cámara de ionización para medición de dosis en acrílico, en particular esta plancha es para la medición especial de 8 zonas de un filtro patron.

3.2. Caracterización de la cámara de Ionización

Para las mediciones se contó con una cámara de ionización Freiburg modelo 31003 de la PTW company Inc. con las siguientes especificaciones:

Longitud Sensible:	16,25 mm
Radio Interno:	2,75 mm
Radio Eterno:	6,9 mm
Material de Pared:	PMMA
Espesor Pared:	0,75 mm
Material Caperuza:	PMMA
Espesor Pared:	3,0 mm
Electrodo Central:	Al diámetro 1,5 mm

Figura 3.2: Cámara de Ionización PTW Freiburg 31003

Cuenta con el certificado de calibración CRRD-RT: 23/03 del laboratorio secundario de calibración dosimétrica de la OIEA y OMS Centro Atómico EZEIZA, el coeficiente de calibración proporcionado en términos de Kerma en aire calibrado en un haz de rayos γ de ^{60}Co es

$$N_K \;=\; 86{,}90\, mGy/nC$$

a condiciones de referencia de $T_0 \;=\; 20{,}0\,^0C$, $P_0 \;=\; 101{,}325\, KPa$ y con humedad relativa al 80 %. Intercomparaciones dosimétricas posteriores con cámaras similares calibradas no mostraban mayor diferencia que el 0,2 %

Se cuenta con el electrómetro modelo N 11 de la compañia CNMC, entre sus características están una batería de $12\, V$, $1{,}2\, Ah$ recargable de aproximadamente 15 horas de operación, selector de voltajes de -150, -300, $+300$, $+150$.

3.3. Caracterización de las películas EDR2

Estás películas fueron puestas al mercado a mediados del 2001 por Eastman Kodak company (New York, USA), con la característica de ser relativamente insensible a rangos de los rayos X de baja energía o de diágnostico, y diseñado específicamente para aplicaciones oncológicas. El rango de dosis de las EDR2 es mucho mayor que su antecesora XV2, deacuerdo a kodak el rango es de $0-600$ cGy saturando a los 700 cGy, con una respuesta lineal de la película sobre $0-500$ cGy.

Los granos cúbicos muy pequeños y finos de $AgBr$ de las películas EDR2, que son 10 veces menor en medida que las XV2, las hace una película de muy baja velocidad comparado con las películas convencionales, la incrementada uniformidad de los granos deja un mayor contraste y menor ruido en las lecturas. Un análisis elemental[8] de las películas ERD2 reveló que contiene 60 % en tanto

Película	Rango respuesta	Exposición e Saturación
PPL	$0{,}25 - 5$ cGy	10 cGy
XTL	$1 - 15$ cGy	300 cGy
XV2	$5 - 100$ cGy	200 cGy
EDR2	$25 - 500$ cGy	700 cGy

Cuadro 3.1: Comparación entre películas

de Ag y un 20 % de Br comparado con las películas XV2, con una razón molar de 1,69 : 1.

Algunas evaluaciones con haces de intensidad modulada con películas EDR2 muestran no tener una dependencia significativa con la energía del haz de radiación, ninguna variación apreciable respecto de la tasa de dosis, además de una buena repetibilidad en las curvas sensitométricas para consecutivas irradiaciones([13]).

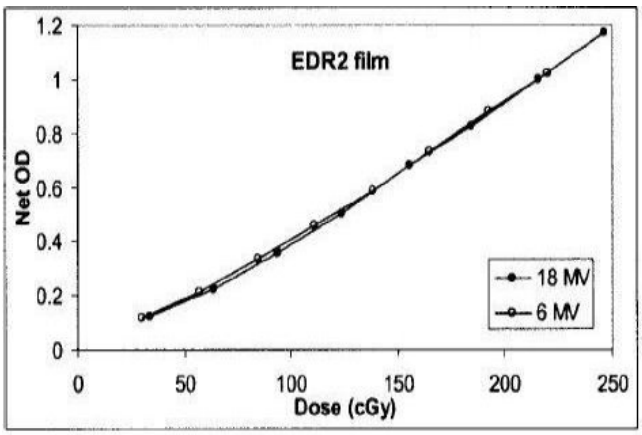

Figura 3.3: Dependencia de la densidad optica respecto a la energía en función de la dosis, imagen tomada de referencia [13]

En la figura(3.4) se muestra 2 curvas obtenidas en pruebas preliminares para examinar el comportamiento de la curva sensitométrica y compararlas con las publicadas en la literatura de referencia. La forma de una sigmoide en ambas era notoria, las diferencias entre la curvas A y B son debidas a variación en las diferentes en el proceso de su obtención como condiciones de revelado, tiempo post irradiación, diferente envejecimiento, diferente rango de dosis, diferencia en la geometría de irradiación, variación o fluctuación de la salida del acelerador, respuesta del escáner y demás. Es parte del objetivo del trabajo analizar y determinar las condiciones más adecuadas para la evaluación de compensadores por películas.

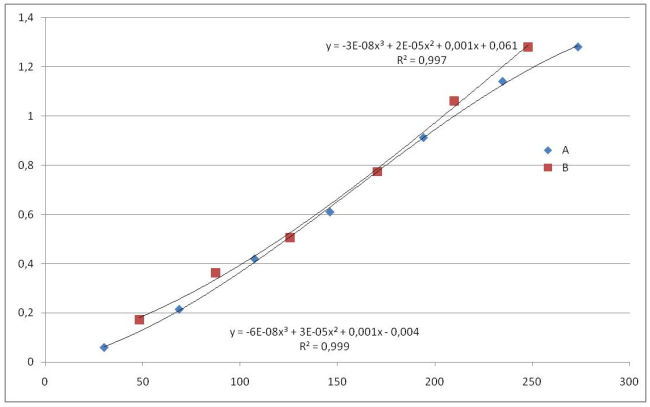

Figura 3.4: Curvas sensitométricas medidas para películas EDR2 a energía de $6MV$

3.4. Caracterización de los Filtros moduladores

El uso de filtros compensadores para intensidad modulada presenta características dosimétricas propias que pueden ser ventajosas respecto a otra forma de modulación de intensidad. La relativa facilidad del proceso de control de calidad respecto al control de calidad de un equipo multiláminas, la implementación del sistema no conlleva grandes requerimientos, la resolución en la modulacion de intensidad no tiene comparación y además su naturaleza estática le confiere un grado mayor de facilidad de análisis y de análisis.

3.4.1. Material de Diseño

Para la fabricación de los compensadores físicos pueden elegirse diferentes formas de hacerlo, entre ellos moldes negativos hechos en cera que luego serán llenados del material metálico modulador o bloques completos del material ya fundido que serán tallados a la forma exportada por los planificadores computados. Para la elección del material en la fabricación de los filtros se consideran algunos criterios como por ejemplo tener un bajo punto de fusión y considerable dureza para su fácil maquinado, alto número átomico Z para mayor atenuación, bajo costo, que pueda ser reciclable. Entre los materiales más comunes empleados están plomo (Pb), Cerrobend y aleaciones.

Coeficientes de atenuación Los coeficientes hallados del ajuste para la aleación según la ecuación 2.5 fueron:

$$c_0 = 0{,}0562046918;\ c_1 = -0{,}0000934378$$

$$c_2 = 0{,}0000470185;\ c_3 = -0{,}0000205009$$

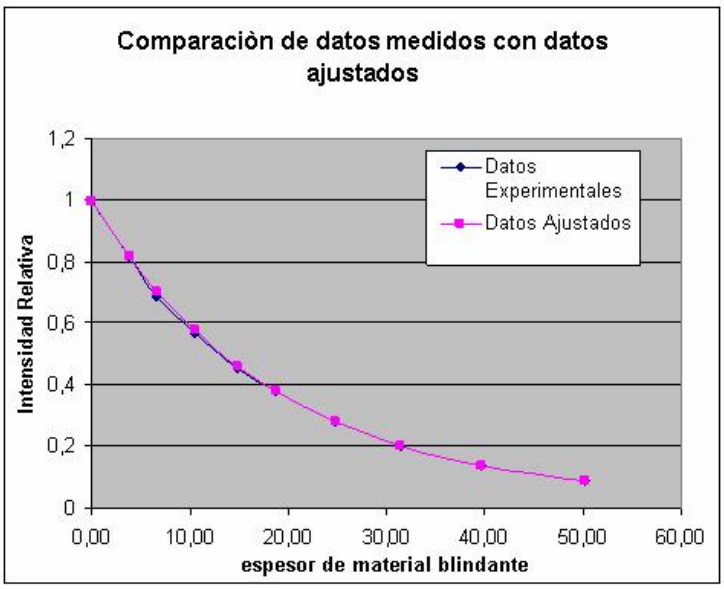

Figura 3.5: Comparación entre los datos obtenidos del ajuste y datos experimentales de atenuación, para las condiciones distancia off axis r=80 y tamaño de campo igual a 320 mm.

Es importante mencionar que el planificador asume que la calidad del haz al interponer el material del compensador no cambia, mediciones realizadas no mostraron efecto considerable, se midió la calidad del haz mediante el término D_{10}^{20}, interponiendo al haz el máximo espesor usado en el ajuste de los coeficientes de atenuación para el material de fabricación de los compensadores, los resultados que obtuvieron validaban la utilización de los datos dosímetricos ingresados al planificador previamente para el cálculo de las distribuciones de dosis.

$$D_{10}^{20}\text{Haz normal} = 0{,}545 \tag{3.7}$$

$$D_{10}^{20}\text{Haz filtrado máximo} = 0{,}555 \tag{3.8}$$

$$S_{aire}^{agua}(0{,}545) = 1{,}123;\ S_{aire}^{agua}(0{,}555) = 1{,}125 \tag{3.9}$$

3.4.2. Maquinado de Filtros

Después de encontrar los coeficientes de atenuación del material que será usado para los filtros compensadores se deben ingresar al planificador a través de un archivo el cual engloba todos los datos dosimétricos necesarios para el cálculo de distribuciones de dosis llamado archivo RSD, los cuales son accesibles al usuario y en donde contiene las mediciones que caracterizan al equipo de irradiación y las características de los filtros , como sus coeficientes de atenuación, su espesor, distancia fuente a base del filtro y el margen adicional que deseamos

agregar en cada filtro.

El proceso de fabricación comienza con la fundición del material de modo que sea homogénea y sin burbujas, ya soldificados se toma radiografías al material para verificar que no presente estas inhomogeneidades y/o burbujas, pasado esto se envia el material y el archivo exportado por el planificador en formato matrix de puntos para su maquinado[2]. Al regreso del filtro maquinado se realiza una inspección de sus medidas y una exploración visual con la imagen exportada por el planificador y luego será analizado en el proceso de control de calidad, los cuales pueden ser mediciones de perfiles con cámara, medición bidimensional con detector de diodos y/o dosimetría por películas.

3.5. Diseño filtro Patrón

El objetivo era fabricar un filtro que permita generar una película de calibración con varios niveles de oscurecimiento en un solo disparo los cuales luego serían identicados con dosis medidas, con ello se logra reducir el tiempo invertido y optimizar el proceso de la dosimetría por películas. No se encontro referencia bibliográfica que mencione el uso de algún molde patron para dicha tarea, no obstante el protocolo tg 69 recomienda el uso de un filtro patron para la dosimetría por películas.

Se realizaron muchas pruebas para conseguir zonas de isodosis planas de diferentes intensidades en dosis, las cuales se registrarían en la película de calibración, la dificultad se encontraba en definir precisamente las regiones de interés y las restricciones adecuadas para lograr el objetivo: tener un amplio rango en niveles de dosis y que esta zona sea lo razonablemente grande y homogénea para contener a la cámara de ionización para su medición(Ver figura 3.1)).

Presentamos 2 modelos planteados previamente en la búsqueda del filtro patron mas adecuado:

[2]Una evaluación de los errores involucrados en el maquinado del filtro son mencionados en apéndice C

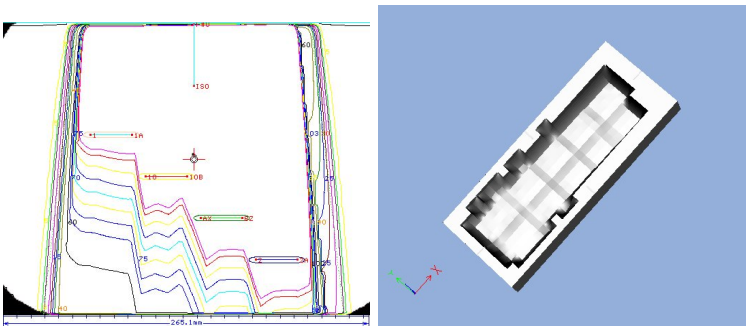

Figura 3.6: A la izquierda en el corte axial se puede observar los 4 rois rectangulares creados para la modulación, estos se encuentran dibujados en diferentes cortes axiales lo que le da el ancho, luego de la optimización se logra las isodosis que también se ven en la imagen, estas no tenían la forma adecuada buscada. A la derecha se encuentra el filtro exportado de la optimización para lograr la distribución de dosis que se ve en la figura izquierda.

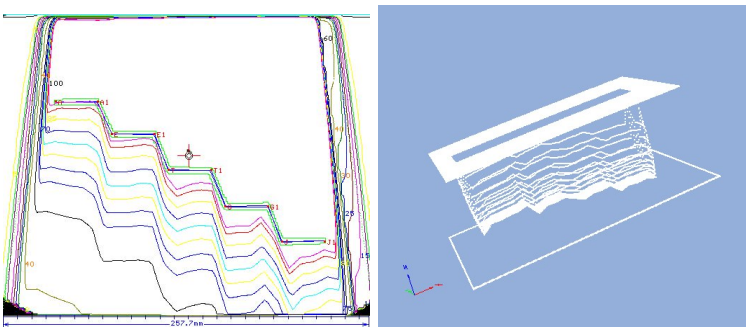

Figura 3.7: A la izquierda un corte axial donde se ve el diseño de solo un roi en forma de escalones, también este filtro fue dibujado en varios cortes axiales que darían el ancho de la región, las curvas de isodosis mejoran respecto a ser mas planas pero aún no era lo buscado. A la derecha el filtro exportado en nube de puntos donde se puede observar la forma del tallado del material.

Entre las dificultades notadas tenemos: la cercanía de un roi con otro hacía que su dispersión afectara su vecino próximo y por tanto no se conseguía una zona uniforme, entonces se fue separando cada región continuamente y probando, hasta que se alcanzó zonas uniformes pero la contraparte fue que era un filtro demasiado grande como para ser fundido y maquinado. Se buscó la separación adecuada considerando el tamaño del filtro, otro problema fue el espesor del roi debería ser lo suficientemente grande alrededor de $3\,mm$ para que almneos un bemalet quedará contenido e la región.

Finalmente se llegó a una estructura donde se conseguía la mayor parte de zonas uniformes y esta contenía al tamaño de la cámara en profundidad, a continuación describimos los pasos realizados en esta tarea. Se fabricó un fantoma

matemático de 200 cortes[3] separados uno de otro $3\,mm$, en su reconstrucción axial se dibujaron 8(Lo recomendado por el tg 69 son 12 puntos como mínimo para la calibración, la limitación de las regiones habilitadas por el planificador nos restringe a usar 8 regiones donde se tomaran las dosis, es decir 8 puntos para la película de calibración generada con este filtro) regiones de interés cuadradas de tamaño $40\,mm\,x\,40mm$, separados alrededor de $30\,mm$.

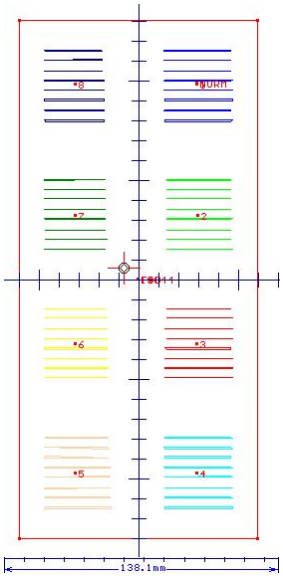

Figura 3.8: Corte Coronal donde se muestra los ROIS dibujados para la optimización que generará la forma del filtro patron

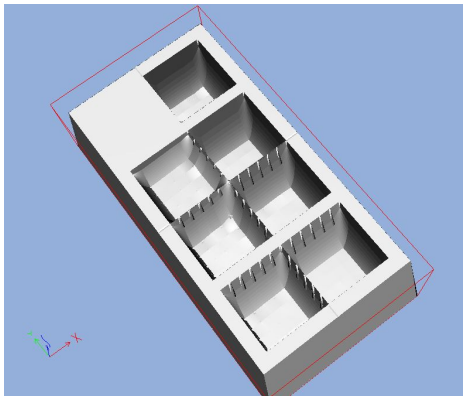

Figura 3.9: Esquema del filtro patron generado en la optimización.

En la optimización se ingresó como condición en cada zona un valor de dosis menor a la anterior, de tal manera de tener un amplio espectro de valores de

[3]Estas imágenes debían estar en formato IMG, que es el formato de entrada del planificador CAT3D

dosis, todos los ROIS con igual peso y la prioridad no tendría caso ya que ningún ROI se atravesaba con otro, no se colocó restricción a demás zonas de irradiación, mejor dicho, en el término OHT dosis se le planteó ser menor 500 cGy con un peso de 0,001.

Para lograr una amplia variación en el espectro de dosis en cada ROIS se eligió un espesor de 50 mm con la cual la máxima atenuación permitida era 11 % lo que establece como zona de menor dosis el 11 % del máximo exigido.

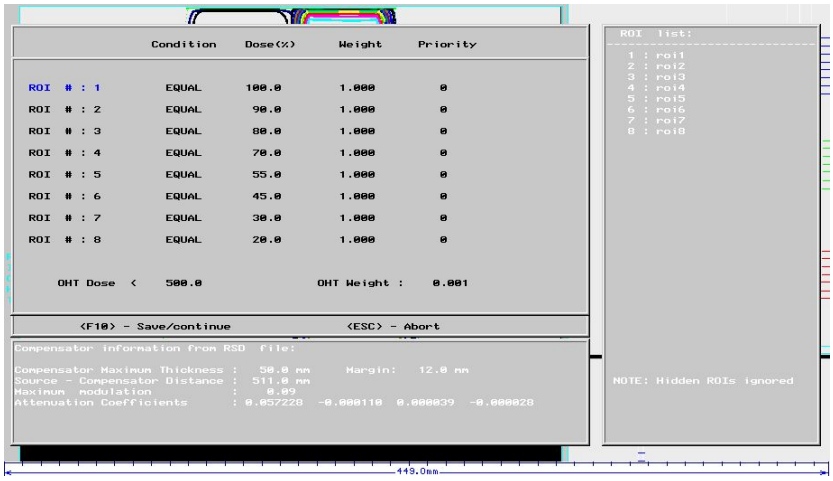

Figura 3.10: Ventana de optimización del planificador CAT3D que muestra 8 regiones a optimizar y las condiciones impuestas para la optimización: en condición puede elegirse que sea igual o menor que las dosis seleccionada para cada región de interés, los pesos sobre las estructuras y la prioridad maneja el grado de importancia de cumplir una u otra condición cuando 2 ROIS se superponen, OHT dose significa la dosis límite impuesta a tejido sano y OHT weight el peso o importancia por cumplir esta restriccción.

El uso del filtro patrón permitirá reducir el tiempo invertido en realizar evualaciones dosimétricas de intensidad modulada, es decir el tiempo invertido en la película de calibración. Con el compensador patrón solo se requerirá un solo disparo del equipo para generar 8 zonas de evaluación de dosis contra ocho disparos para la película de calibración hecha por campos abiertos.

Sus medidas físicas son espesor de 50 mm y 93,25 mm x 182,68 mm de ancho y largo respectivamente. El máximo valor de modulación que se puede lograr para 50 mm en la zona central es del 9 % de transmisión respecto a un campo sin atenuador.

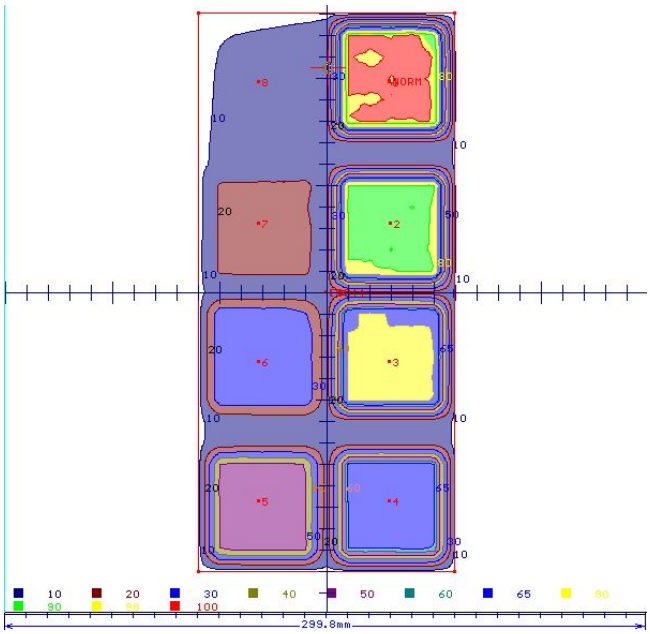

Figura 3.11: Corte coronal de la distribución de dosis en fantoma del filtro patron

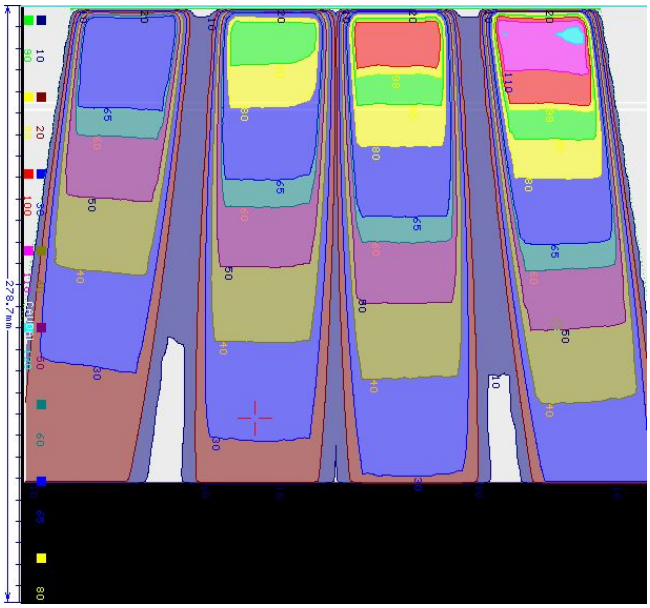

Figura 3.12: Corte sagital derecho de la distribución de dosis en fantoma del filtro patron.

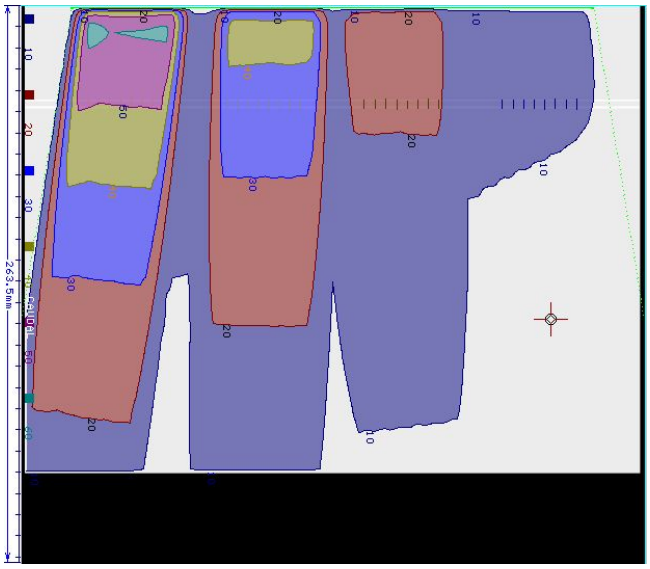

Figura 3.13: Corte sagital izquierdo de la distribución de dosis en fantoma del filtro patron.

Figura 3.14: Filtro patron maquinado para el comisionamiento de filtros de intensidad modulada.

3.6. Calibración del Filtro Patrón

Para la calibración del filtro se realizó una serie de mediciones las cuales dividimos en 3 etapas, con la finalidad de intercomparar los resultados y así caracterizar el filtro patrón.

3.6.1. 1° etapa - Medición con cámara de ionización en agua

Se colocó la cámara de ionización a isocentro del equipo a una profundidad de $50\,mm$ de agua, se procedió a colocar el filtro patrón y se midió la dosis promedio[4] en cada una las 8 zonas talladas que el posee. Cabe destacar que las zonas del filtro patrón fueron diseñados pensadas en abarcar razonablemente a la cámara en las regiones más planas.

3.6.2. 2° etapa - Medición con detectores de Diodos a profundidad equivalente agua

Sabiendo que la máxima dosis entregada por el filtro no sobrepasa el límite permitido para este detector, el cual ronda los $300\,cGy$, se procedió a colocar el tamaño de campo establecido para este filtro e irradiar y notamos que las zonas más externas caían en regiones de pocos detectores (el cual es una de las limitaciones de este tipo de sensores). Sin embargo pudo medirse y registrarse corriendo el detector hacia ambos extremales y luego se le indicaba al software la medida del corrimiento realizado para que el software lo fusione.

3.6.3. 3° etapa - Medición con cámara de ionización en acrílico

Las mediciones de dosis en acrílico fueron a $44\,mm$ de profundidad, colocando la cámara de ionización en isocentro y utilizando la plancha de acrílico perforada para el ingreso de la cámara(ver figura 3.1).

Para la comparación entre estas mediciones se eligió arbitrariamente llevar todas las dosis medidas en acrílico y referenciarlas en agua, de este modo puede agruparse y compararse los datos obtenidos , ver cuadro 3.2:

[4]Decimos global porque nuestro detector no es puntual y el registra la ionización producida en una zona de su propio tamaño

ZONA	CAT3D	Cámara en Agua	MAPCHECK	Cámara en acrílico
1	285.0	282.3	278.3	280.0
2	248.6	254.4	253.1	252.5
3	222.3	223.9	222.9	222.6
4	181.2	179.4	176.2	179.1
5	139.5	137.1	133.0	135.5
6	100.4	101.2	98.03	99.52
7	59.30	60.94	58.44	60.02
8	30.10	27.74	27.24	27.01

Cuadro 3.2: Resultados de las mediciones de dosis referenciadas en agua para la evaluación del filtro patron.

Con el protocolo TG 21 es posible referenciar la dosis en agua medida en otro medio, para nosotros acrílico, donde la profundidad equivalente de 50 mm de agua es 44 mm de acrílico. El formalismo del protocolo TG21 permite escribir la dosis en agua a partir de mediciones de dosis en acrílico como:

$$D_{agua} = D_{acrilico} \left(\frac{\bar{\mu}}{\rho}\right)_{acril}^{agua} \text{ESC} \tag{3.10}$$

Donde el término ESC, toma en cuenta el exceso de dispersión producido por el fantoma de acrílico respecto a un fantoma de agua.

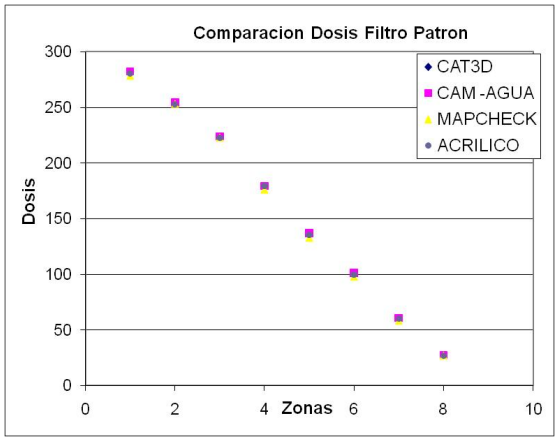

Figura 3.15: Valores de Dosis en función de las zonas de tallado del filtro patrón medidas con distintos detectores y todas referenciadas en agua.

Al comparar las medidas experimentales respecto a la dosis teórica planificada, observamos que las diferencias con el CAT3D de todas las medidas experimentales seguían un mismo comportamiento, esta respuesta general encontrada para el filtro es probablemente resultado del modo en que se optimizó y además de las dificultades técnicas en el tallado(ver apéndice C).

Si comparamos solo las dosis medidas en cada zona del filtro patrón, ten-

Cámara en Agua	Mapcheck	Cámara en acrílico
-1.05	-2.4	-1.8
2.3	1.8	1.6
0.7	0.2	0.1
-1.0	-2.7	-1.2
-1.7	-4.6	-2.9
-0.84	-2.4	-0.9
2.7	-1.4	-1.2
-7.8	-9.5	-10

Cuadro 3.3: Error porcentual en dosis referenciada en agua respecto a la planificada. Notar que exceptuando la última zona tallada, entre las comparaciones de las mediciones de dosis con cámara de ionización medidad en agua y referenciada en acrílico y las mediciones con cámara de ionización en acrílico referenciado en acrílico, todas están dentro del $\pm 3\,\%$ en diferencia en dosis respecto a la dosis planificada

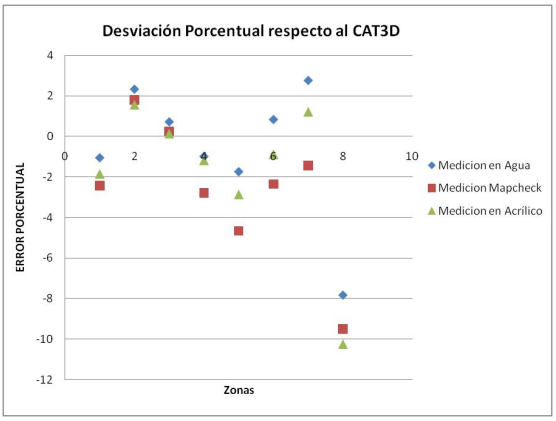

Figura 3.16: Diferencias porcentuales de dosis medidas referenciadas en agua con respecto a la dosis planificada.

dremos:

Para evitar algún efecto debido a inclinaciones de las perforaciones en la plancha de acrílico, se tomó lecturas de la misma zona pero usando ambos lados de la plancha. El cuadro 3.5 resume un par de mediciones realizadas en ambos lados de la plancha de acrílico tallada:

Por tanto la diferencia encontrada entre las lecturas de irradiación en ambos lados del acrilíco se encuentra alrededor del $1\,\%$, entonces tomaremos el promedio de las 2 lecturas como la representativa de esa zona, elegimos un lado de la plancha para nuestras mediciones y la marcamos para reconocerla, este lado fue donde se midió más dosis por tanto solo tendremos que afectar su lectura por $0.5\,\%$ menos.

cámara agua-acrilico	agua-mapcheck	mapcheck- cámara acrilico
0.810	1.41	-0.60
0.750	0.520	0.230
0.580	0.470	0.110
0.200	1.82	-1.62
1.14	2.98	-1.86
1.71	3.17	-1.49
1.51	4.11	-2.64
2.63	1.82	0.830

Cuadro 3.4: Comparación entre las dosis medidas todas referenciadas a agua, los valores estan expresados en error porcentual. Aquí también se nota que las mediciones comparadas entre mediciones con cámara en agua y acrílico están dentro del $\pm 3\,\%$.

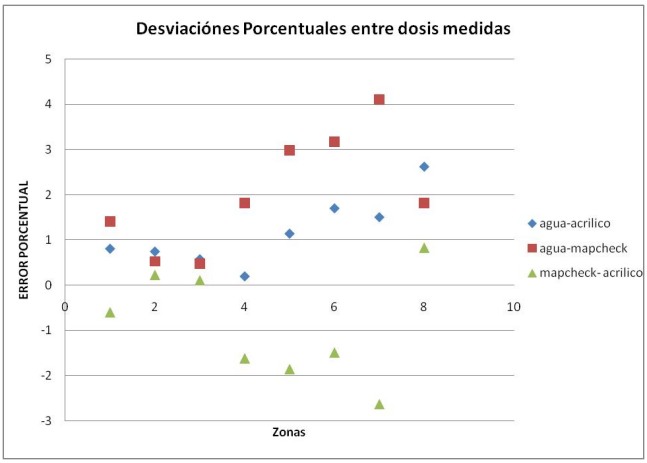

Figura 3.17: Gráfico que muestran el conjunto de valores de las diferencias porcentuales de comparar entre si las dosis medidas.

	Lectura A	Lectura B
	10.563	10.662
	10.555	10.662
PROMEDIO	10.559	10.626

Cuadro 3.5: Verificación del centrado de las perforaciones donde se introduce la cámara de ionización para las mediciones, cada cara del acrílico corresponde a una lectura A o B

Conclusión Finalmente basados en los resultados, observamos que las dosis medidas con cámara de ionización y detector mapcheck son muy cercanas entre si, el resultado de comparar las dosis medidas con cámara de ionización referencias en agua arrojan valores no mayores al 2,6 % la cual está en zona de baja dosis lo que equivale a una diferencia en dosis de $0{,}6\,cGy$ y entre todas se encuentran dentro del rango del $\pm 3\,\%$ en diferencia en dosis(Ver tablas 3.3,

3.7), por tanto podemos confiar que los valores medidos en acrílico y agua con cámara de ionización son representativos de las zonas moduladas del filtro, las dosis finalmente asignadas a las películas serán el promedio de las dosis medidas referenciadas en acrílico entre ambos casos(Ver tabla 3.6:

Zona	Dacri ± Δ Dacril	D agua-acril ± Δ D agua-acril	D_{prom}± Δ D
1	273.0 ±0.7	273.8 ±0.7	273.4 ±1
2	246.1 ±0.6	246.8 ±0.6	246.5 ±0.9
3	217.0 ±0.6	217.2 ±0.6	217.1 ±0.8
4	174.6 ±0.5	174.0 ±0.5	174.3 ±0.6
5	132.1 ±0.4	133.0 ±0.4	132.5 ±0.5
6	97.01 ± 0.3	98.20 ±0.3	97.61 ±0.4
7	58.51 ± 0.2	59.11 ±0.2	58.81 ±0.3
8	26.33 ± 0.1	26.91 ±0.1	26.62 ± 0.2

Cuadro 3.6: Dosis medida en acrílico y Dosis medida en agua referenciada en acrílico para las zonas del filtro patron, la tercera columna será la dosis asignada a la película puesta en acrílico.

La precisión con la cual podemos asignar la dosis dependera de los parámetros involucrados en ellos y su incertidumbre relacionada, tomemos como caso la asignación de dosis de la zona 3 donde tenemos $N_{gas} = 8{,}489 \pm 0{,}02$, $(L/\rho)^{acril}_{agua} = 1{,}092 \pm 0{,}001$, lectura de la cámara $m = 22{,}49 \pm 0{,}01$, factor de posicionamiento de la cámara en la perforación $10{,}6 \pm 0{,}001$, con ello obtendremos que la precision al asignar esta dosis será

$$\Delta D = 217 \left[\left(\frac{0{,}02}{8{,}489} \right)^2 + \left(\frac{0{,}001}{1{,}092} \right)^2 + \left(\frac{0{,}01}{22{,}49} \right)^2 + \left(\frac{0{,}001}{10{,}6} \right)^2 \right] = 0{,}56 \quad (3.11)$$

Queda agregar algunas otros factores como variación de la estabilidad del equipo en el tiempo en que duro la irradiación, precision en la determinación del factor de correccion de presion y temperatura , pero ellos no afectan notablemente este valor.

Si comparamos la dosis que le serán asignadas a las películas en acrílico con lo que predice el planificador computado CAT3D obtendremos la siguiente tabla y gráfico:

Zonas	Dosis Acrilico	Dosis CAT3D	Δ D	E %
1	273.4	274.0	-0.6	-0.21
2	246.5	247.9	-1.5	-0.60
3	217.1	221.4	-4.3	-1.9
4	174.3	181.6	-7.3	-4.2
5	132.5	139.5	-7.0	-5.3
6	97.61	100.01	-2.4	-2.5
7	58.81	59.2	-0.39	-0.66
8	26.62	30.1	-3.48	-13.1

Cuadro 3.7: La primera columna señala las diferentes zonas del filtro patron, la segunda columna las dosis que le serán asignadas a las películas, la tercera la dosis predicha por el planificador en acrílico, la cuarta y quinta son las diferencias encontradas en dosis y error porcentual respectivamente.

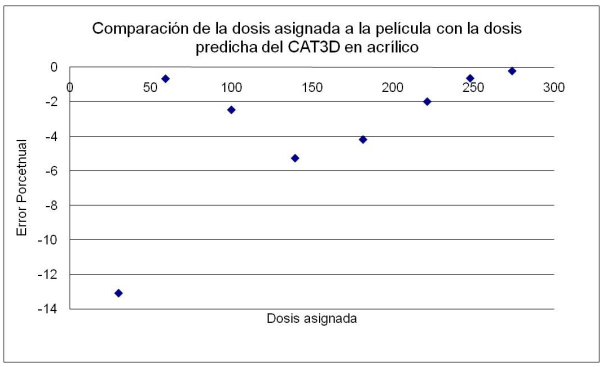

Figura 3.18: Gráfico donde se muestran los resultados de la comparación de valores en el cuadro anterior.

Capítulo 4

Adquisición de imágenes y procesamiento

4.1. Archivos teóricos para la comparación

Se considerara a los archivos de distribución de dosis exportados por el planificador como teóricos, debido a su extendido y comprobado uso en la labor de los centros de radioterapia. Para empezar se necesita llevar el tratamiento de intensidad modulada del paciente al fantoma de acrílico, en el cual se exportara las distribuciones de dosis generadas por filtros moduladores individuales y las del tratamiento completo. El planificador CAT3D exporta estas imágenes de las distribuciones, como archivos en formato ASCII en el cual está una matriz de $128 * 128$ píxeles con valores de dosis relativa normalizado a la elección del usuario y donde las 7 primeras filas se encuentran las coordenas del marco exportado.

Plane Teledose.txt es el nombre del archivo exportado, para obtenerlo basta con tomar una reconstrucción coronal, axial o desde un beam eye wiew seleccionando el tamaño del marco a exportar, la resolución que tendrá la imagen generada de este archivo dependera exclusivamente del tamaño del marco, puesto que el archivo Plane teledose.txt no cambia el tamaño de la matrix exportada, es decir, mantiene los $128*128$ píxeles. El archivo de texto pasara a convertirse a una imágen tiff mediante el software Doselab donde se preguntan los paramétros necesarios para la interpretación los cuales se detallaran en el protocolo para el comisionamiento (apéndice A).

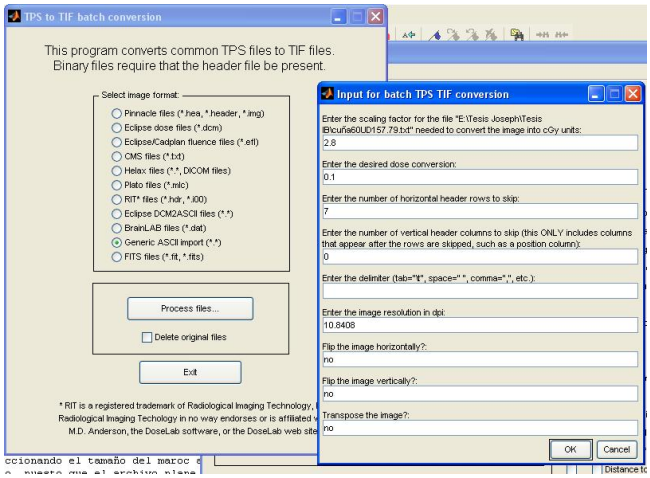

Figura 4.1: Ventana Doselab para la conversion de archivos exportados por planificadores computados a imágenes tiff.

4.2. Digitalización de películas

Contamos con un escáner digital Epson 4990 con modos transmisión y reflexión capaz de digitalizar con un máximo tamaño de una hoja A4, con alta resolución de escanéo, adquisición en colores o niveles de grises de 8 y 16 bits, entre sus características técnicas mencionamos:

- Escáner plano de sobremesa de imágenes de color.
- Densidad Optica máxima detectada $4,0$.
- Tamaño de documento $216\,mm * 297\,mm$.
- Niveles de hasta 16 bits (65536 niveles de grises).
- Resolución de salida de 50 a 6400 ppp.

4.2.1. Uniformidad del Escáner

Para analizar la uniformidad del escáner tomamos una digitalización de una película en blanco(no irradiada) seleccionando un área cuadrada central con medidas de $150mm * 150mm$, idealmente debería esperarse una sola lectura uniforme sobre toda la región, esta sería el valor de transmisión del material que aporta la propia capa donde se asienta la emulsión. El resultado de esta prueba se muestra en un histograma(ver figura 4.3) con los valores de transmisión medidos, el resultado es una distribución tipo gaussiana con un valor promedio 64433,701 , una desviación estándar de 94,249 y con un número de muestras igual a 180625.

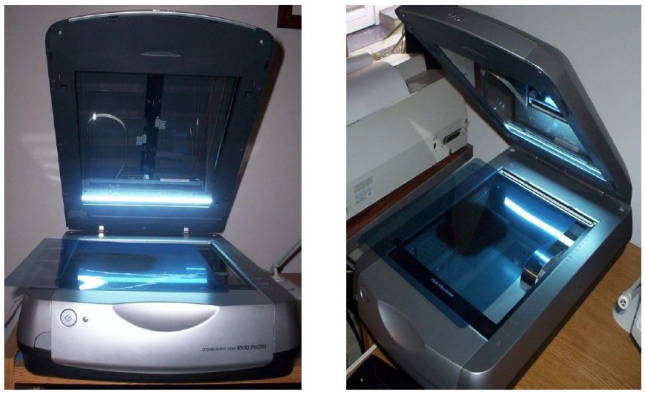

Figura 4.2: Escáner Digital Epson 4990

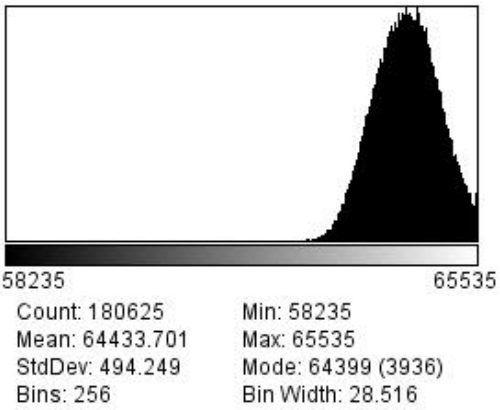

Figura 4.3: Histograma de las lecturas tomadas por el escáner, según software ImageJ

Para conocer cuanto equivale esta desviación estándar expresada en variación de dosis, supondremos estar trabajando en la zona lineal de la curva sensitométrica de las películas EDR2(para nuestras condiciones esto es entre $70-300$ cGy aproximadamente). En la figura 4.4 se muestra puntos medidos de Dosis versus densidad optica con dosis entre $68-273$ cGy.

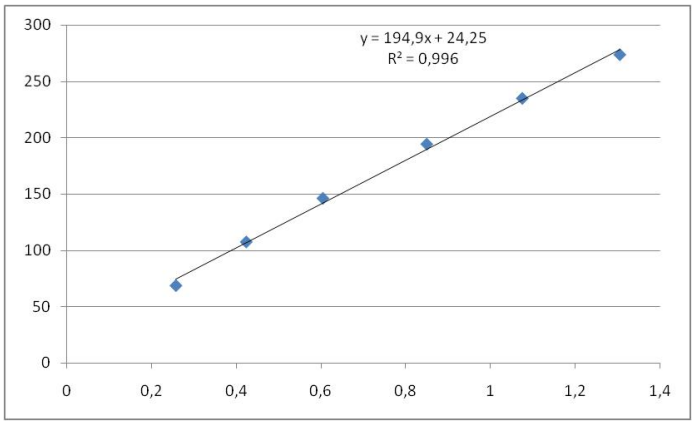

Figura 4.4: Gráfico de dosis versus Densidad Optica*20 000 en el rango lineal de la curva sensitométrica, los datos mostrados fueron medidos en primeras pruebas preliminares.

Así podemos suponer que la dosis presenta una respuesta lineal a la densidad optica $D = \Gamma \log \frac{I_0}{I} + b$, donde Γ y b son constantes, I y I_0 son las intensidades de transmisión y el subíndice 0 indica transmisión total. Entonces una variación en la intensidad de transmisión equivale en dosis a:

$$D \pm dD = \Gamma \log \frac{I_0}{I \pm dI} + b$$

$$\pm dD = \Gamma \log \frac{I}{I \pm dI}$$

$$dD = \Gamma \log (1 \pm \frac{dI}{I})$$

$$dD = 194{,}9 \log(1 \pm 0{,}00767) \approx 0{,}647\, cGy$$

Entonces una desviación estándar de 494,249 correspondería un error de 0,647 cGy en la medición de la dosis de fondo, se repitió el proceso para otras películas en blanco y se notó menor dispersión en las demás pruebas probablemnete por otro efecto que se manifiesta, el calentamiento de la lámpara y su óptima condición de trabajo del escáner.

Por tanto la desviación analizada corresponde a un primer disparo sin tenr en cuenta el efecto del calentamiento de la lámpara del escáner y entonces sobrevalorando este efecto de uniformidad tendremos como máximo una desviación por uniformidad del escáner en nuestra lectura de dosis de $0,647\, cGy$.

Es importante mencionar que la uniformidad de nuestro escáner tiene mejor comportamiento que el conocido y comunmente usado escáner vidar de 16 bits (Veasé figura 4.5)

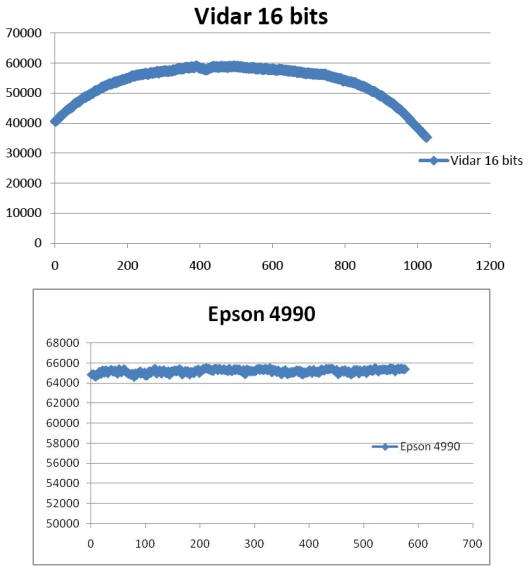

Figura 4.5: Uniformidad del escáner Vidar 16 bits y uniformidad escáner epson 4990, sobre el eje Y se encuentran los niveles de transmisión de una adquisición vacia y sobre el eje X las coordenadas horizontales del ancho de cada escáner. Los datos del escáner Vidar fueron obtenidos del conjunto de archivos que viene en la instalación del software Doselab.

4.2.2. Repetibilidad

Para la prueba de repetibilidad tomamos varias digitalizaciones de una placa irradiada en la cual tiene diferentes zonas cuadradas de oscurecimiento, producidos variando los tamaños de campo e irradiando más unidades monitoras cada vez(figura 4.6). La idea es analizar cada digitalización de la misma imagen para observar diferencias entre ellas debidas al funcionamiento del escáner.

Uno de los software más populares en el procesamiento de imágenes es ImageJ, con el cargamos las 4 imágenes que fueron escaneadas una tras otra de la misma película y en la misma posición, luego tomando como referencia la primera imagen escaneada, restamos las demás imágenes respecto a esta. En el caso de un performance ideal del escáner esperariamos que la resta de las imágenes respecto a la de referencia, deberían ser imágenes con valor para todos los píxeles de 0 mostrando una total concordancia entre las imágenes.

Con ImageJ se promedio las 3 imágenes para generar una sola imagen diferencia promediada, para poder cuantificar esta diferencia se creó una imagen en

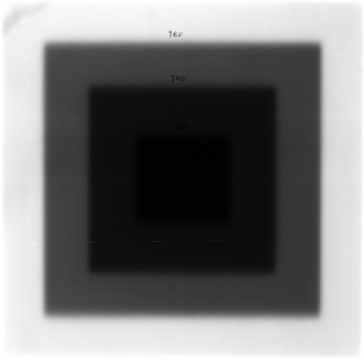

Figura 4.6: Imagen usada para examinar la repetibilidad del escáner.

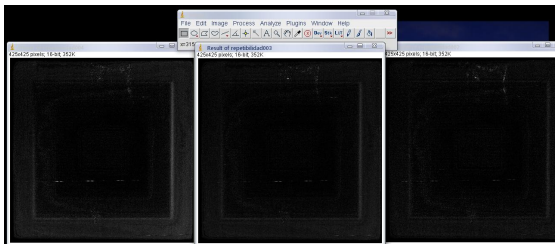

Figura 4.7: Resultado de restar imágenes 2,3,4 respecto a la de referencia imagen 1.

superficie del error promedio y hallamos en cada una de las 4 regiones (enumerada desde el contorno exterior hacia el centro)los puntos de mayor diferencia para calcular lo que equivaldría en variación de dosis.

Los resultados de este análisis se resumen en la tabla 4.1.

Zona	dI	$\frac{dI}{I}$	dD	e %
I	25	0.0083	0.699 cGy	2.56 %
II	56	0.0092	0.775 cGy	0.6 %
III	55	0.00028	0.02 cGy	0.08 %
IV	7	0.00011	0.009 cGy	0.003 %

Cuadro 4.1: Resultados de la prueba de repetibilidad

La quinta columna de dosis en la tabla se cálculo con la ecuación $D = 194{,}9 \log(\frac{I_0}{I}) + 24{,}25$ donde se tomó la lectura de intensidad de transmisión promedio en cada zona para hallar la dosis que correspondía, así el error en dosis es $\frac{dD}{D} * 100$. La región numerada como I es una zona afectada solo por la dispersión de los campos, y por tanto complejo de asignar dosis, suponiendo el comportamiento lineal nos expresa un error porcentual mayor que el resto de las zonas debido al valor pequeño de dosis que muestra esa región, la hipótesis de respuesta lineal no es válida para valores de dosis en zona, ya que en el rango de

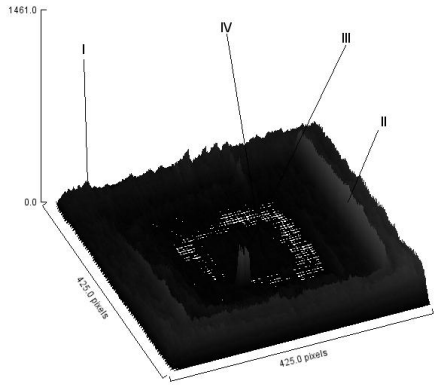

Figura 4.8: Esta imagen en superficie se halló tomando el resultado del promedio de las diferencias multiplicando cada valor de píxel por 100 y dividiendolo por el valor de píxel que correspondía, para luego exportarlo como una superficie de modo tal que los valores de píxel que mostraba eran los errores porcentuales locales en cada posición.

bajas dosis el comportamiento no es lineal y para puntos en zonas bajas, medias y altas el mejor ajuste es una polinomial[1].

Por tanto se resume que el escáner a utilizar posee una buena repetibilidad en el proceso de adquisición(el resultado de la primera zona se puede evitar realizando un ajuste mas idonéo entre dosis y densidad optica) y que su performance afectará en la lectura de la dosis con una desviación no mayor del 0,6 %.

4.2.3. Efecto Calentamiento de la lámpara del escáner

La fuente de luz mas común en un escáner de escritorio es una lámpara tipo barra entre 100 y 400 watts, donde la intensidad de luz transmitida medida por los detectores puede variar por cambios ocurridos en la lámpara. Consideramos que tanto la electrónica y la lámpara alcanzan condiciones de operamiento estable cuando alcanzan un buen calentamiento[9], por tanto si no se toma en cuenta este efecto la salida de niveles de grises puede no ser representativa del análisis en curso realizado.

Se siguió la secuencia mostrada en la figura 4.9 para examinar este efecto, primero se aseguró que la imagen escáneada se mantenía fija espacialmente durante toda la prueba, la adquisición fue una región de una película en blanco revelada para calibraciones pasadas, es decir, con valores de transmisión de alrededor de los 65000 de intensidad transmitida. La finalidad era encontrar el tiempo adecuado para alcanzar la estabilidad del escáner y también el intervalo

[1]En la ecuación que relaciona dosis con transmisión usada, se observa que para una transmisión 1 existe una dosis de 24,25 cGy donde debería esperarse 0 cGy.

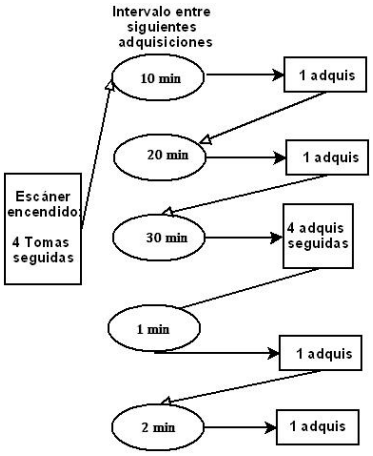

Figura 4.9: Secuencia de pasos realizada para la prueba

de espera que se puede establecer entre toma y toma para lo cual no se vea afectada la salida de los niveles de grises en las imágenes analizadas.

El resultado observado fue que mientras se escaneaba sucesivamente, cada toma siguiente tendía a que sus niveles de grises alcancen un valor estable, fue en la quinta toma o disparo la que mostraba todos los puntos con semejante valor de píxel entre todos, como debía corresponder ya que la película escaneada era una película en blanco y ese valor debia rondar los 65000 de valor de pixel de transmisión, la siguiente toma se realizó con intervalo de 20 minutos de espera en los cuales se mantenía la estabilidad.

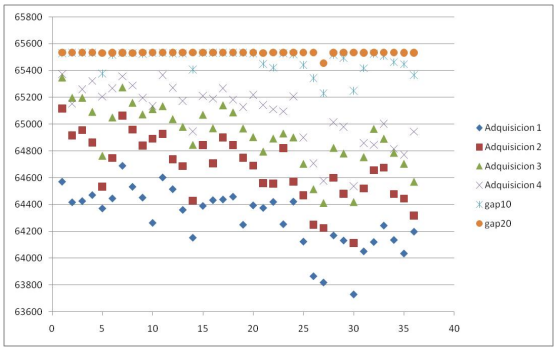

Figura 4.10: Valores de transmisión para adquisiciones consecutivas con intervalos de reposo diferentes en función de la coordenada donde el escáner realiza la adquisición.

Según los resultados un tiempo de espera de 10 ó 20 minutos entre toma y toma no alteraba la estabilidad de la salida del escáner, pero si el intervalo era alrededor de 30 minutos el efecto se volvía a repetir y era como si empezaramos con el escáner desde cero, probablemente debido a que lámpara ya habia entrado

en modo de espera y lograba enfriarse, la electrónica se mantuvo igual ya que el escáner estuvo encendido siempre durante toda la prueba.

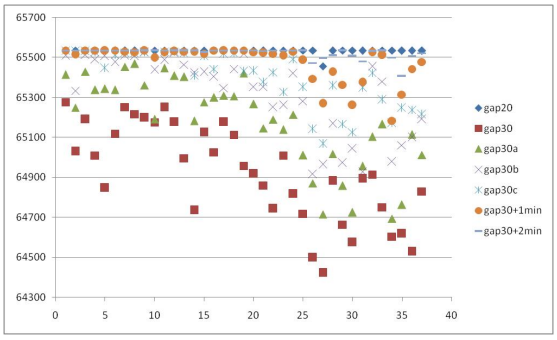

Figura 4.11: Estabilidad para diferentes intervalos de tiempo entre adquisición, después de 30 minutos desde la última adquisición en función de la coordenada de la adquisición.

Después de observar que la estabilidad decaía para un intervalo de 30 minutos se continuo con tomas consecutivas y estas siguieron el mismo comportamiento que sus anteriores llegando a la estabilidad hacia el cuarto disparo, los siguientes lapsos de tiempo fueron de 1 minuto y 2 minutos y en ellos se observó que no había cambio alguno en la estabilidad.

Por conclusión llegamos a que es necesario después de encender el escáner realizar 4 disparos previos para que la lámpara alcance su calentamiento óptimo y llegue a su estabilidad, y que un descanso de 1 a 2 minutos antes de la siguiente adquisición no altera su estabilidad y de alguna manera es recomendable dejar ese lapso de tiempo entre adquisiciones para evitar un posible recalentamiento de la lámpara.

4.2.4. Ganancia del Escáner

La ganancia de los detectores del escáner puede modificar la salida que se obtiene al escánear las imágenes, puede que esto no afecte la manera de conversion de densidad optica a dosis, ya que todo el juego de películas ha sido escaneada con la misma ganacia, sin embargo puede ocasionar que la curva sensitométrica pueda o no discernir entre mayores densidades opticas, que puntos en los extremos se encuentren muy ajustados donde una leve variación en intensidad de transmisión producira una gran diferencia en dosis, entonces un análisis en pro de una correcta curva sensitométrica se llevo a cabo.

Para conocer la respuesta del escáner usamos una película calibrada con 21 pasos de densidad optica que van desde densidades opticas de 0,214 hasta 7,618 nuestro escáner no alcanza a distinguir a densidades opticas mayores a 4 sin embargo podremos usar igual una franja de valores en la película de pasos, el

nombre comercial con la cual se puede encontrar esta película es *Step Tables kodak*.

Figura 4.12: Película de pasos valores de densidad optica certificada

El software que controla el escáner Epson permite la modificación de la curva de tono agregando unos cuantos puntos y permitiendo su ajuste manual, por defecto este software trae algunas curvas de tono prediseñadas para mejora de imágenes fotográficas ninguna de nuestro interés, entre estos ajustes esta la lineal por defecto. Entonces escaneamos la película de pasos con una curva de tono lineal (esto significa un Input = Output) a $16bits$ en modo transparencia, y ubicando la película en el centro de la ventana del escáner, además se consideró el efecto de calentamiento de la lámpara al escanear la película de pasos.

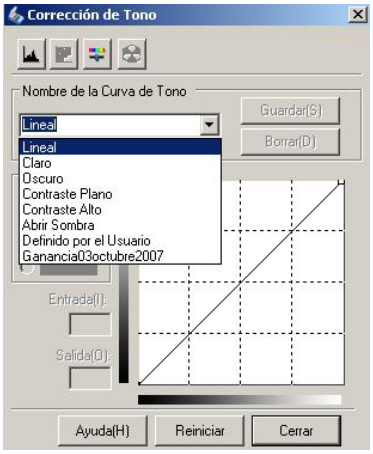

Figura 4.13: Ventana de ajuste del software del escáner

El resultado obtendido fue que para niveles extremales de densidad optica bajos y altos, el escáner no podía discernir los valores de densidad optica proximos, dejando solo una corta franja lineal central.

Conociendo el valor de transmisión de la película de pasos, se pudo comparar con la transmisión adquirida por el escáner,para luego graficar y corroborrar que la intensidad transmitida calibrada y medida sea lineal. El resultado mostró que a pesar de haber seleccionado una curva de tono lineal, la salida no era lineal(ver figura 4.16, entonces se diseño manualmente una curva de tono para que equilibre este efecto. Después de esta modificación se volvió a adquirir la imagen de la película de pasos, graficando nuevamente el input versus el output del escáner.

Entonces para cada adquisición asegurarse cargar la nueva curva de ganan-

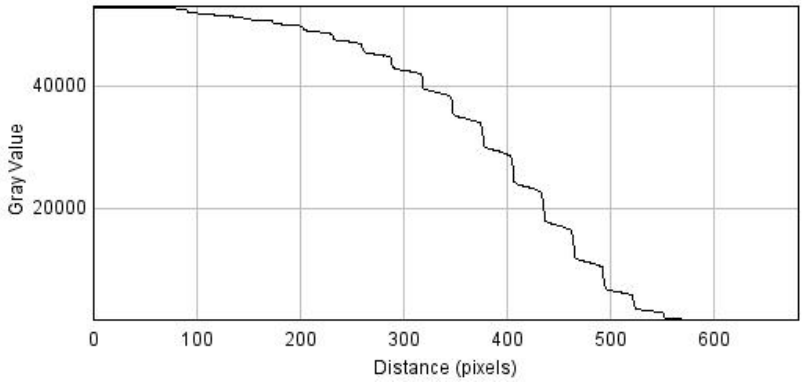

Figura 4.14: Perfil de la adquisición de película de pasos, donde se puede contar los 12 pasos que puede discernir el escáner para la curva de ganancia original.

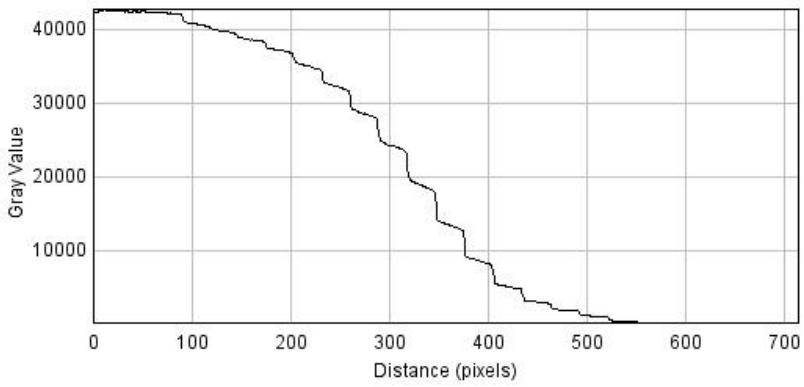

Figura 4.15: Perfil de la adquisición de la película de pasos, donde con la ganacia modificada puede contarse 15 pasos que puede discernir el escáner.

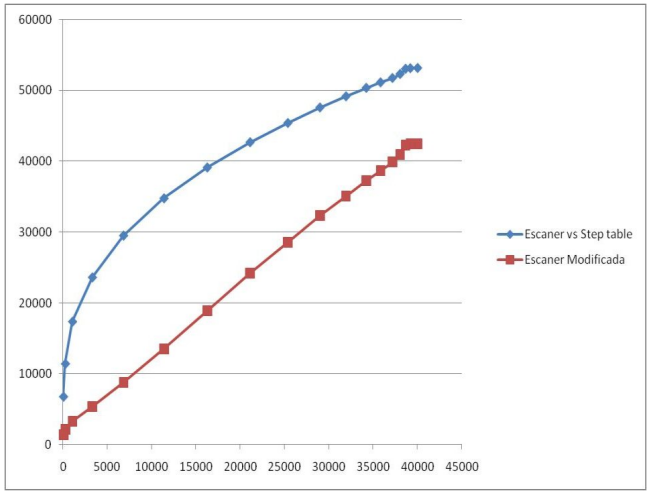

Figura 4.16: En el eje Y se muestra la intensidad transmitida certificada por la película de pasos y sobre el eje X la intensidad transmitida medida por el escáner, la línea curva en azul es la obtenida con la curva de tono original real y la curva recta en rojo es la originada con la nueva curva de tono.

cia diseñada tanto para película de calibración y demás, también es recomendable realizar una actualización de esta curva periódicamente o cuando este sea reparado o hecho un servicio de mantenimiento técnico.

Capítulo 5

Análisis y evaluación de imágenes

5.1. Diferencia en dosis, DTA, Función Gamma

La implementación de un método cuantitativo en la comparación de distribuciones de dosis calculadas y medidas en intensidad modulada es primordial para asegurar la garantía de calidad del tratamiento. Debido a las condiciones impuestas en esta técnica los compensadores exportados por lo general presentan una estructura con zonas de muy alto gradiente seguidas de zonas de bajo gradiente de dosis, es decir zonas de valles muy profundos seguido de zonas planas y asi alternadamente, donde pequeños corrimientos espaciales exagerarían la desviación de lo calculado con lo medido. Con este motivo D. Low y colab.[14], desarrollaron una técnica para la comparación de distribuciones de dosis calculadas y medidas que toman en cuenta ambos detalles la diferencia de dosis y el error espacial, la función gamma esta evaluada en un espacio compuesto de dosis y longitud, en los cuales mediante criterios de aceptación establecidos se reconocen puntos que pasan o fallan este criterio.

En regiones de bajo gradiente, las dosis son comparadas directamente, y se puede establecer una tolerancia sobre la diferencia entre la dosis medida y calculada. En regiones de alto gradiente de dosis, un error espacial en distribuciones calculadas o medidas resulta en una gran diferencia de dosis. La diferencia de dosis en regiones de alto gradiente puede por lo tanto ser relativamente no importante, y el concepto de distancia de concordancia conocida como DTA es usado para determinar la aceptabilidad del cálculo.

DTA son las siglas en inglés de *Distance To Agreement*, es la distancia entre puntos de los datos medidos y el punto más cercano en la distribución de dosis calculada que exhibe la misma dosis. Las evaluaciones de distancia de concor-

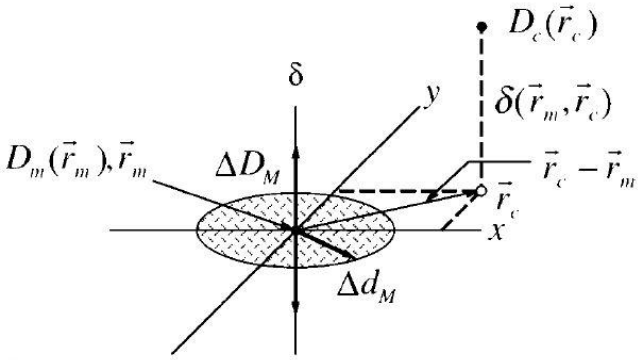

Figura 5.1: Evaluación de dosis 2D, imagen tomada de referencia[14]

dancia y diferencia de dosis se complementan una con otra, sea en zonas de bajo y alto gradiente de dosis. Un análisis compuesto desarrollado por Harms y Shiu[14] usa un criterio de paso-fallo de ambos diferencia de dosis y DTA, cada punto medido es evaluado para determinar si ambos criterios exceden las tolerancias seleccionadas (por ejemplo si el criterio en diferencia de dosis es 3 % y criterio en distancia $3\,mm$ esto se expresaría en la literatura convencional como $\Delta\, D_M = 3\,\%$ y $\Delta\, d_M = 3\,mm$ respectivamente).

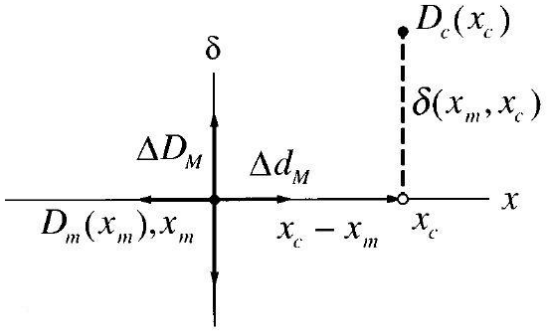

Figura 5.2: Análogo unidimensional de la imagen anterior, imagen tomada de referencia[14].

La figura 5.1 muestra una representación de la herramienta de análisis para evaluaciones de distribución de dosis 2D. Los ejes X y Y representan la locación espacial r_c de la distribución calculada relativa al punto de medición. El tercer eje δ representa la diferencia entre la dosis medida $D_m(r_m)$ y calculada $D_c(r_c)$. El criterio DTA $\Delta\, d_M$ es representado por un disco en el plano $\vec{r_m} - \vec{r_c}$ con un radio igual a $\Delta\, d_M$. Si la superficie de la distribución calculada intersecta el disco, el DTA esta dentro del criterio de aceptación, y la distribución calculada pasa la prueba DTA en ese punto. La línea vertical representa la prueba de

diferencia de dosis, su longitud es $2\Delta\, D_M$. Si la superficie distribución calculada cruza la línea $[\,|D_c(r_m) - D_m(r_m)| \leq \Delta\, D_M]$, la distribución calculada pasa la prueba diferencia de dosis en el punto de medición.

Un método para determinar un criterio de aceptación que simultáneamente considere el criterio diferencia de dosis y el criterio DTA es mostrado en la figura 5.3, el cual es una superficie elipsoide representando el criterio de aceptación. La ecuación que define esta superficie se define como:

$$1^2 \;=\; \frac{r^2(r_m, r)}{\Delta^2\, d_M} \;+\; \frac{\delta^2(\vec{r_m}, \vec{r_c})}{\Delta^2\, D_M}$$

Donde $r(r_m, r) = |r - r_m|$ y $\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$ es la diferencia de dosis en r_m, si cualquier porción de la superficie $D_c(r_c)$ intersecta el elipsoide, el cálculo pasa los criterios en r_m.

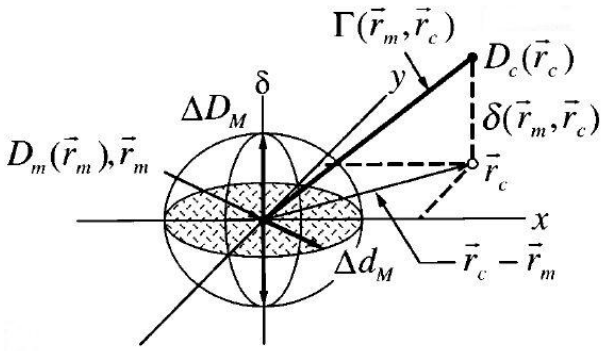

Figura 5.3: Representación gráfica de la función γ, imagen tomada de referencia[14].

Es necesario definir un criterio de aceptación no solo a lo largo del eje δ y en el plano $r_c - r_m$, sino que permita una comparación más general entre distribución de dosis calculado y medido. La expresión $\sqrt{\frac{r^2(r_m,r)}{\Delta\, d_M^2} + \frac{\delta^2(\vec{r_m},\vec{r_c})}{\Delta\, D_M^2}}$, puede ser usada para cuantificar un índice de calidad en cada punto en el plano de evaluación $r_c - r_m$ respecto del punto de medición r_m. Así se define la función γ como:

$$\gamma(r_m) \;=\; min[\Gamma(r_m, r_c)] \forall\, [r_c]$$

Donde

$$\Gamma \;=\; \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta^2\, d_M} \;+\; \frac{\delta^2(\vec{r_m}, \vec{r_c})}{\Delta^2\, D_M}}$$

5.2. Test de concordancia normalizado: Indice NAT

Inicialmente las pruebas de concordancia de dosis se completaban por la comparación de mediciones de diferencias de dosis y distancia de concordancia independientemente, luego se diseño una función más robusta, la función Γ, la cual representa la distancia más corta entre las 2 superficies de intensidad de dosis y distancia donde se cumple el criterio. Aunque estas herramientas pueden precisamente determinar la física involucrada en las comparaciones de distribución de dosis, no pueden ser usados como parámetros clínicamente relevantes para comparar 2 distribuciones de dosis clínicas.

Se introduce los valores NAT y el valor índice NAT basado sobre los conceptos de diferencia de dosis y DTA, estos parámetros son destinados a entregar una información clínicamente relevante entre comparaciones de dosis y han de ser usados como complementos a las imágenes de diferencia de dosis y DTA. Para el cálculo de los valores NAT se asume que 2 imágenes de distribución de dosis que han sido ya registrados uno con otro (es decir el mismo píxel de cada imagen correlaciona al mismo punto físico) y que la diferencia de dosis porcentual local ΔD y distancia DTA Δd han sido calculados para todos los puntos.

El valor NAT se calcula del modo siguiente

$$NAT = D_{scale} * (\delta - 1)$$

Donde

$$D_{scale} = \frac{\text{máx. Dosis [Medida o Calculada]}}{\text{máx. dosis calculada}} \tag{5.1}$$

$$\delta = \text{mín}[\frac{\Delta D}{\Delta D_M}; \frac{\Delta d}{\Delta d_m}] \tag{5.2}$$

El índice NAT físicamente representa la desviación promedio de los criterios ΔD_M y Δd_M para cada píxel calculado ignorando áreas donde la medición resulta en errores menores que el criterio seleccionado. El índice NAT es normalizado a la dosis promedio para evitar problemas cuando se compara el valor NAT total para verificaciones que tienen diferentes niveles de dosis.

$$\text{Indice NAT} = \frac{\text{Promedio Valores NAT}}{\text{Promedio de la matrix}D_{scale}} * 100 \tag{5.3}$$

Nos limitamos a dar una descripción de cada parámetro a usar por el software Doselab, pero un análisis con mayor detalle del índice NAT puede encontrarse en Childress and Rosen[15].

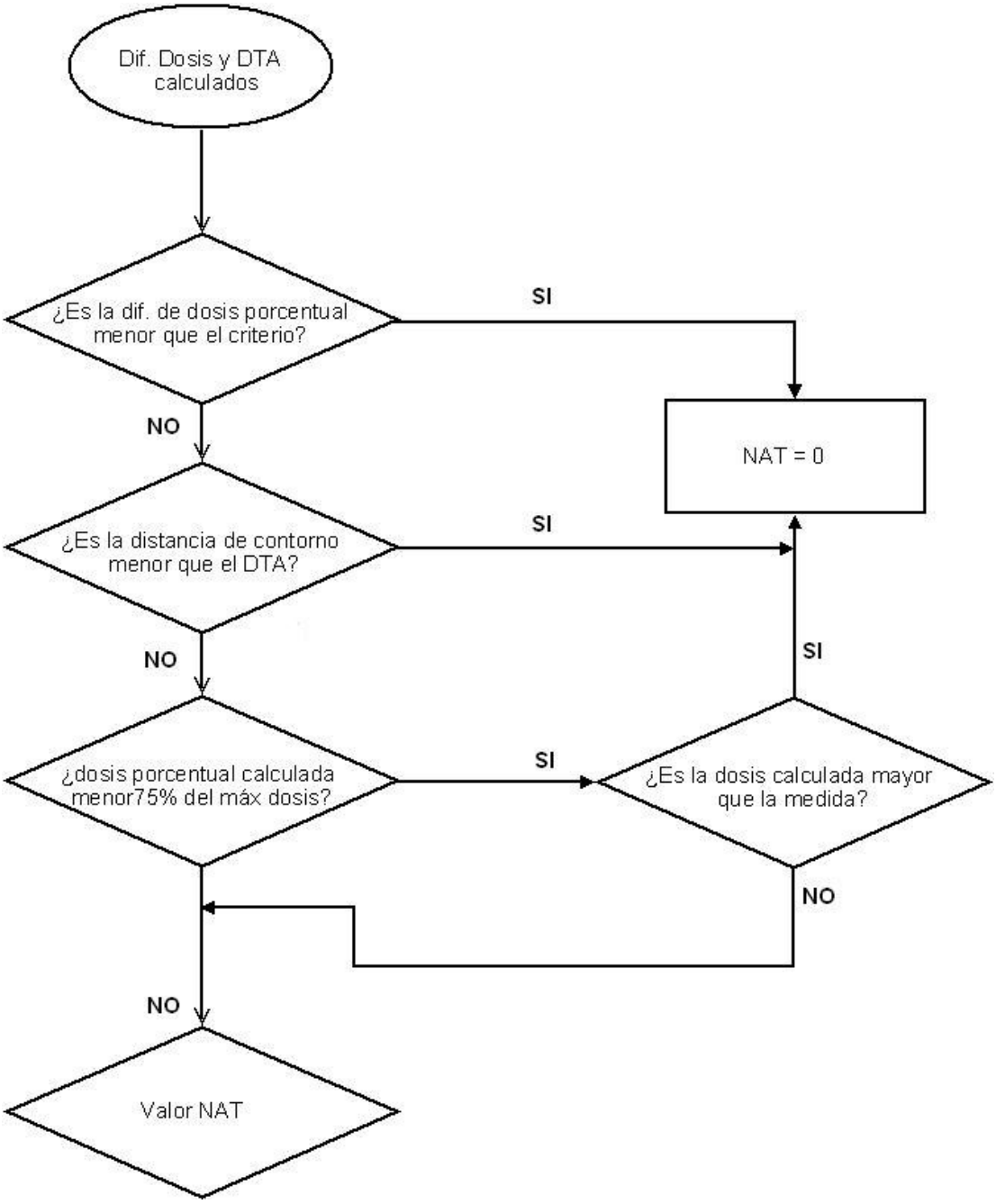

Figura 5.4: Diagrama de flujo del cálculo por el método NAT

5.3. Software para la evaluación: DOSELAB

DoseLab es un paquete de programas para la comparación cuantitativa bidimensional de distribuciones de dosis medidas y calculadas, donde compara imágenes en nivel de grises de 8 ó 16 bits experimentales como también los archivos exportados por un conjunto de planificadores computados, en nuestro caso el planificador exporta un aarchivo de distribución de dosis en formato ASCII el cual puede ser reconocido por Doselab.

El software es capaz de calcular la diferencia de dosis absoluta en centigrays, diferencia de dosis relativa, análisis DTA, imágenes de índice gamma, y valores NAT, además de manejo y edición de imágenes básicas para la comparación dosimétrica. Su código está escrito en lenguaje de programación MATLAB por Nathan Childress, la version vigente de Doselab es la Versión 4.00(Junio 17, 2005) y se distribuye como software de código abierto el cual viene con su instalación lo que permite su modificación o personalización de sus parámetros por defecto de acuerdo a las necesidades de los usuarios.

Requerimientos del sistema

- PC con Microsoft Windows 2000 or XP.
- 512 MB RAM.
- 150 MB de espacio Libre.
- $1024 * 768$ o resolución de pantalla más alta.
- 2 GHz o más.

5.3.1. Descarga e Instalación

Sin preámbulo ni registro de por medio, se puede descargar en su página principal *http://doselab.sourceforge.net/download.html* los 2 archivos necesarios de instalación, uno que en si es Doselab de aproximadamente $1{,}5\,MB$ y otro de componentes de Matlab (si no se cuenta con dicho software) con cerca de $107\,MB$.

Para la instalación se recomienda primero instalar el paquete de componentes de Matlab y luego instalar Doselab, la instalación fue realizada en una PC corriendo bajo sistema operativo windows XP. En la página web principal se tiene la opción de inscribirse a una lista de correos donde se puede enviar informes de algún error en el uso de este software, y enfatiza que no garantiza el perfecto funcionamiento absoluto del software auque ha sido probado según su manual, con lo cual nos será necesario realizar algunas pruebas de chequeo general, vale acotar que el software es usado con éxito por muchas personas e instituciones.

5.3.2. Prueba de autoconsistencia

Para probar el software realizamos un prueba de autoconsistencia con una imagen teórica de un campo abierto de $10 * 10$ cm, donde se ingresó tanto para la imagen dosis medida y dosis calculada teórica la misma imagen (imagen calculada), por tanto esperariamos una total concordancia.

Las imágenes de la función gamma (figura 5.5) se muestran totalmente blanca, es decir asignada a toda la imagen el valor de 0, lo que significa que todos los puntos pasan el criterio, ademas también se muestra la comparación de perfiles(ver figura 5.6) los cuales se ven como uno solo por estar uno encima de otro.

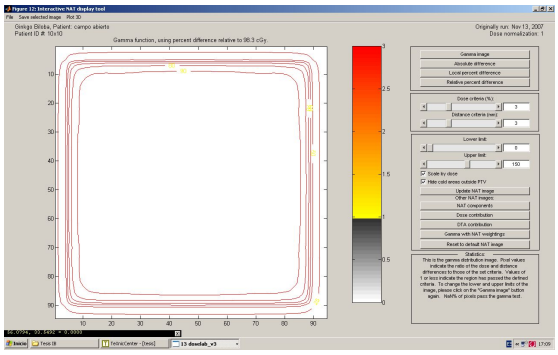

Figura 5.5: Función gamma para un mismo archivo como imagen medida y teórica, la imagen se muestra totalmente en blanco asignando una valor de 0 para la función gamma que se interpreta como que todos los puntos pasan el criterio de manera absoluta

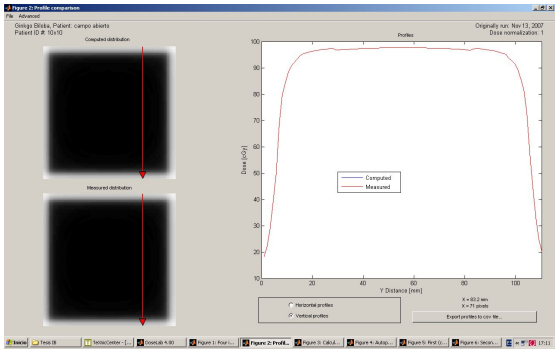

Figura 5.6: Comparación de perfiles de un mismo archivo, superpuestos mostrando una concordancia del 100 % probando la consistencia del software para la evaluación de películas

5.3.3. Ajuste de Dosis y Densidad Optica

Doselab permite elegir el tipo de ajuste que se desea puede ser lineal, de 2° orden, 3° y 4° orden, para la calibracion de dosis absorbida y densidad optica, el ajuste recomendado es el de 3° orden, realizamos aquí una prueba sobre la calidad de ajuste que se logra con el software doselab.

Después de irradiar una película con el filtro patron colocado en la bandeja del equipo, se fabricó la película que serviría para la calibración en dosis de las imágenes en densidad optica, los valores de dosis asignados a cada región de oscurecimiento se obtuvieron de las medidas con cámara de ionización en acrílico, entonces se pudo obtener la curva sensitométrica con la cual podemos llevar a dosis otras imágenes en densidad optica.

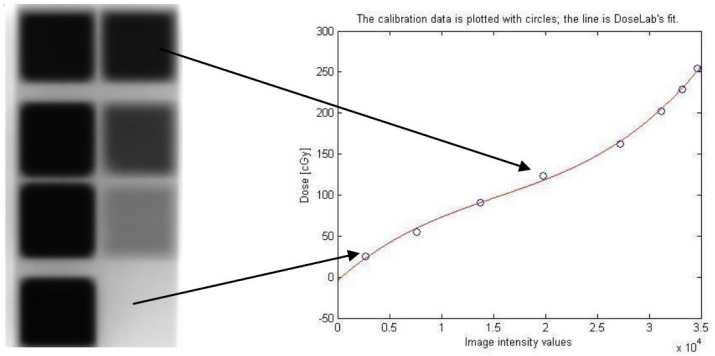

Figura 5.7: Esquema del proceso para generar la curva de calibración en doselab. La imagén esta en dendidad optica la cual se le asigna los valores de dosis medidos en acrílico.

Por tanto si cargamos esta película de calibración y examinamos cada zona en dosis, tendría que obtenerse el mismo valor de dosis que se le asignó a cada zona de densidad optica, es decir, una autoevaluación del modo de ajuste de la curva sensitométrica. Los resultados alcanzados son mostrados en el cuadro 5.1.

$D_{Acrilico}$ asignada	$D_{AjusteDoselab}$	ΔD	$\Delta D\,\%$
253.9	253.0	0.9	0.35
228.9	230.0	-1.1	-0.48
201.6	205.0	-3.4	-1.69
161.8	165.5	-3.7	-2.29
123.1	118.6	4.5	3.62
90.64	90.70	-0.06	-0.066
54.61	58.78	-4.09	-7.49
24.72	24.07	0.65	2.63

Cuadro 5.1: Autoevaluación en la asignación de dosis con la curva de ajuste generada por doselab.

Vemos así que existen zonas donde la diferencia de dosis local pasa el criterio del 3 % e incluso una que ronda el 7 %, entonces esto servirá como medio para establecer el criterio de aceptación que se puede lograr en estos momentos y con las condiciones de trabajo dadas. La zona de dosis que presenta el 7 % en diferencia esta en valor de dosis relativa baja respecto al máximo 54 cGy lo que hace que el error sea alto, si comparamos respecto a la dosis máxima este error representaría 1,6 %, no se descarta un error en el set up de la experiencia, y debido a que en el análisis de la función gamma se usa la diferencia porcentual local este valor estará fuera del criterio.

Conclusión Entonces para establecer el criterio en diferencia de dosis, debemos elegir un valor que contenga sino es a la totalidad a la gran parte de puntos dispersados mostrados en el cuadro anterior.

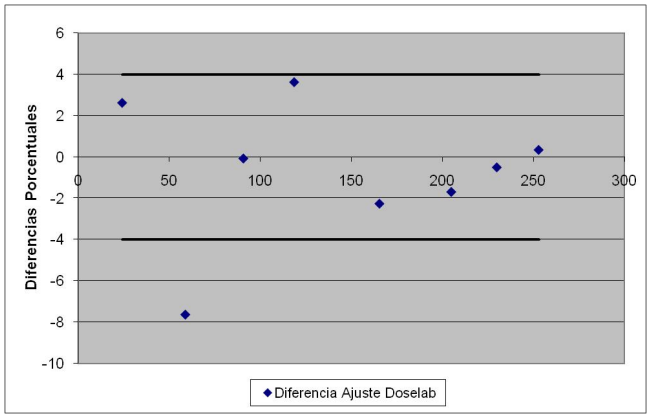

Figura 5.8: Líneas del 4 % conteniendo a la mayoría de puntos dispersados en la autoevaluacción

El gráfico 5.8 muestra 2 líneas de valores 4 % positivo y negativo que logra contener a la mayoría de puntos encontrados en la autoevaluación de dosis de las zonas del filtro patron, podemos entonces establecer el criterio de paso en diferencia de dosis el 4 % el cual es alcanzado en el comisionamiento de filtros por películas hasta el momento y para las condiciones dadas. De aquí en adelante las pruebas se realizaran con este criterio.

Capítulo 6

Previo al Comisionamiento

Previo a la evaluación dosimétrica de los compensadores de intensidad modulada, nos propusimos ir de pruebas simples a pruebas de mayor complejidad, la primera prueba fue de campos abiertos típicos de $100\,mm * 100\,mm$, para la segunda prueba se examinó un campo con cuña de $60°$ y evaluar su paso de gradiente, y finalmente los compensadores en sí. La idea era que en estas pruebas iniciales se revele detalles que no se tomaron en cuenta o de otro modo para confirmar que el protocolo seguido es correcto.

Para la curva de calibración de campos abiertos y con cuña, se usaron campos abiertos con varios valores de dosis, mientras que para la evaluación de filtros usamos la película de calibración generada por el filtro patrón, en ambos las dosis fueron medidas con cámara de ionización en acrílico. Además se cuenta como referencia mediciones realizadas por otro detector independiente, un arreglo de diodos(ver figura 6.1), el nombre comercial del detector es Mapcheck.

Antes de la prueba se hizo un mantenimiento de la máquina de revelado donde se renovó revelador y fijador, entre irradiación y revelado se esperó como mínimo 1 hora tal como se recomienda en la referencia, por el efecto de estabilidad de la densidad optica respecto al tiempo entre irradiación y revelado[16]. Siguiendo recomendaciones del protocolo de la AAPM TG 69 *Radiographic film for megavoltage beam dosimetry*, en el procesamiento de cada imagen digitalizada, se aplicó un suavizado espacial con un filtro gaussiano, con el fin de disminuir el ruido agregado en la digitalización y en el proceso de revelado.

Para la calibración a dosis se usó 6 películas irradiadas con campos abiertos de $100\,mm * 100\,mm$ y dosis que se detallan en el cuadro 6.1, las dosis asignadas para las diferentes películas fueron las medidas con cámara de ionización en acrílico.

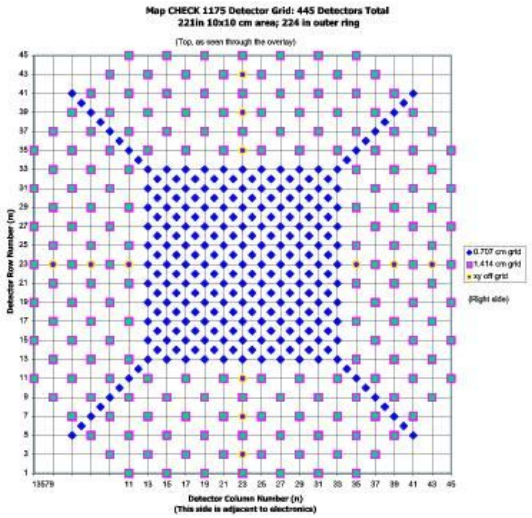

Figura 6.1: Grilla de detectores de Mapcheck, en total posee 445 diodos detectores.

Campo	Unidades Monitor	Dosis planificada/cGy
1	58	60
2	87	90
3	116	120
4	145	150
5	174	180
6	203	210

Cuadro 6.1: Dosis seleccionadas para la calibración junto con las unidades monitoras necesarias para ello irradiadas en acrílico.

6.1. Resultados Campo Abierto $10 * 10$

Luego del revelado se observó que las películas EDR2 mostraban líneas paralelas y repetidas y zonas irregulares de oscurecimiento, se dedujo que estos artefactos eran producidos en el proceso de revelado, por tanto era necesario un nuevo y profundo mantenimiento de la reveladora. A pesar de ello las zonas donde aparentemente no habría ningún artefacto pasaban el criterio del $4\,\%$ en dosis y $3\,mm$ en distancia a la concordancia. En cada caso se mostraran las imágenes de la función gamma, los perfiles de dosis, los contornos de isodosis y un resumen con los valores arrojados por el software doselab (ver cuadro 7.4):

PARAMETRO	RESULTADO
Conversión de dosis calculado / medido	0,1 / 0,1
Dosis máxima de verificación	101,8 cGy
Puntos por fuera de 5 %, relativo a 98,3 cGy	33,9 %
Puntos con valor NAT de 0 para criterio 4 %/ 3mm	94,2 %
Indice NAT	0,9
Píxeles pasan el criterio gamma para 4 %/3 mm	92,9 %

Cuadro 6.2: Resultados del análisis de campos abierto $10 * 10$.

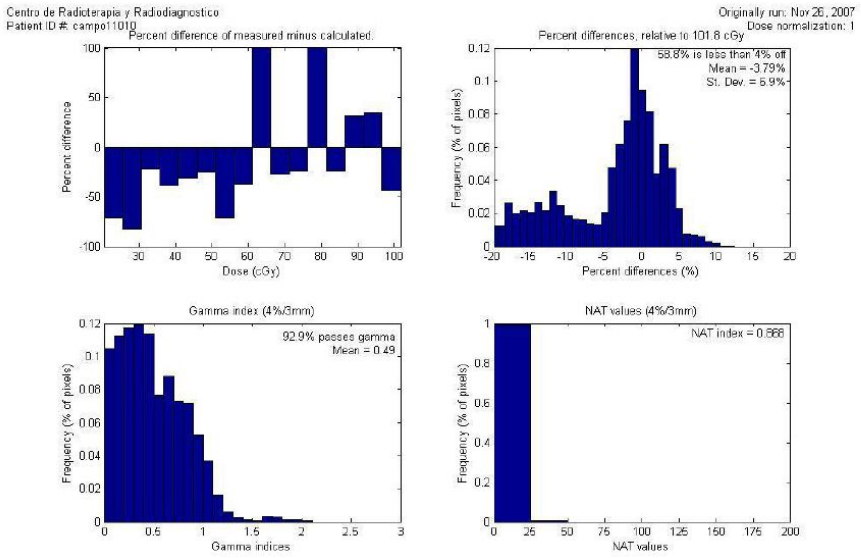

Figura 6.2: 1° cuadro :*Se muestra la diferencia porcentual de lo medido menos lo calculado, sustrayendo el número total de píxeles medidos del total de píxeles calculados dentro de una vecindad de dosis y dividiendolo por el número de píxeles calculado en la vecindad.* 2° cuadro : *Histograma de la diferencia porcentual entre lo medido menos calculado.* 3° cuadro : *Histograma del número de píxeles que pasan el criterio expresado en porcentajes del total de píxeles de la imagen.* 4° cuadro : *Histograma de valores NAT donde también se muestra el índice NAT.*

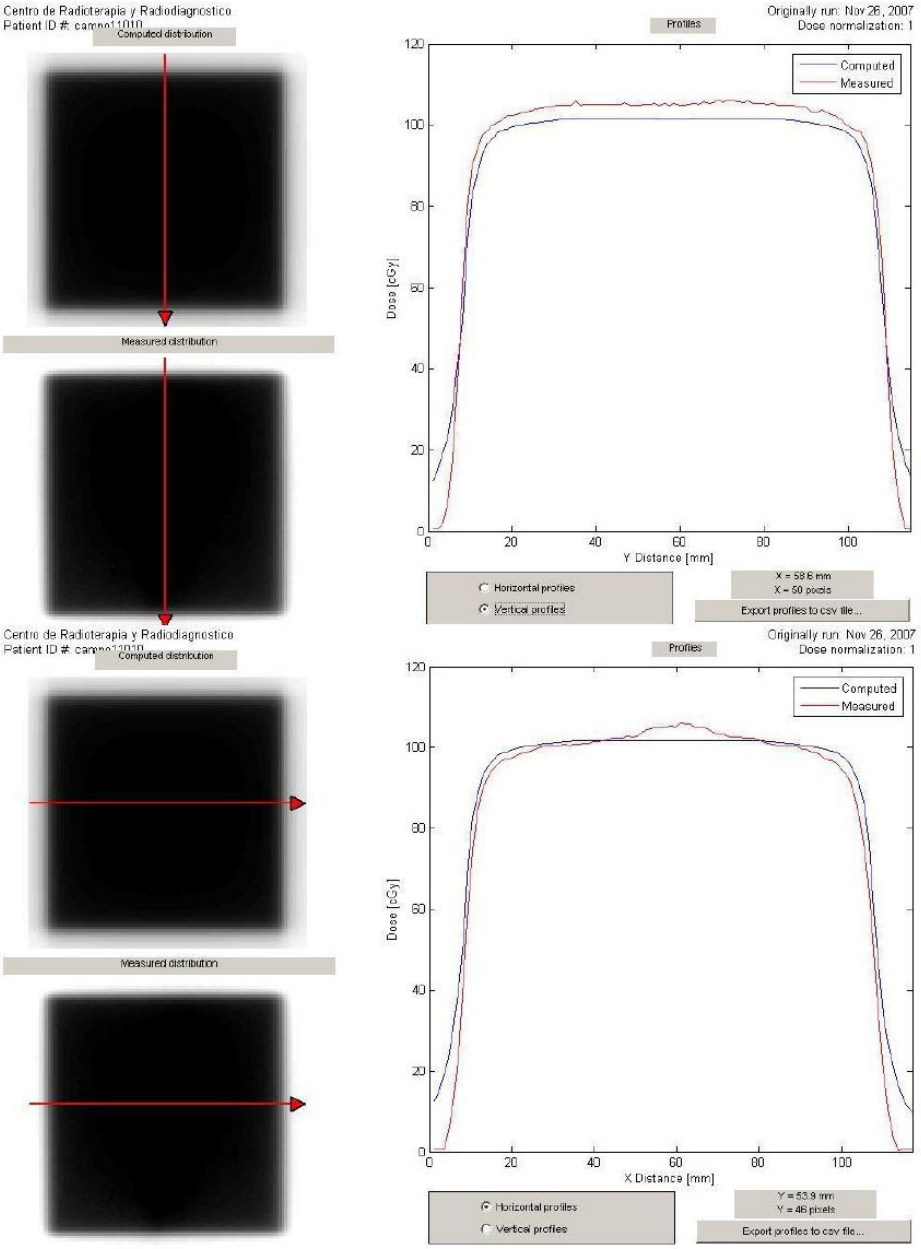

Figura 6.3: Arriba: *Perfil vertical en la región del artefacto de revelado, donde el oscurecimiento medido es mayor por tanto mayor dosis.* Abajo:*Perfil vertical en zona media , la zona sobresaliente en el perfil es debido a que la medición del perfil cruza el artefacto de mayor dosis. Las curvas de penumbra se siguen hasta los* $40\,cGy$ *(*$4\,\%$ *del máximo de dosis* $280\,cGy$*, la separación de ellas para menores dosis es un efecto del ajuste de la curva de calibración.*

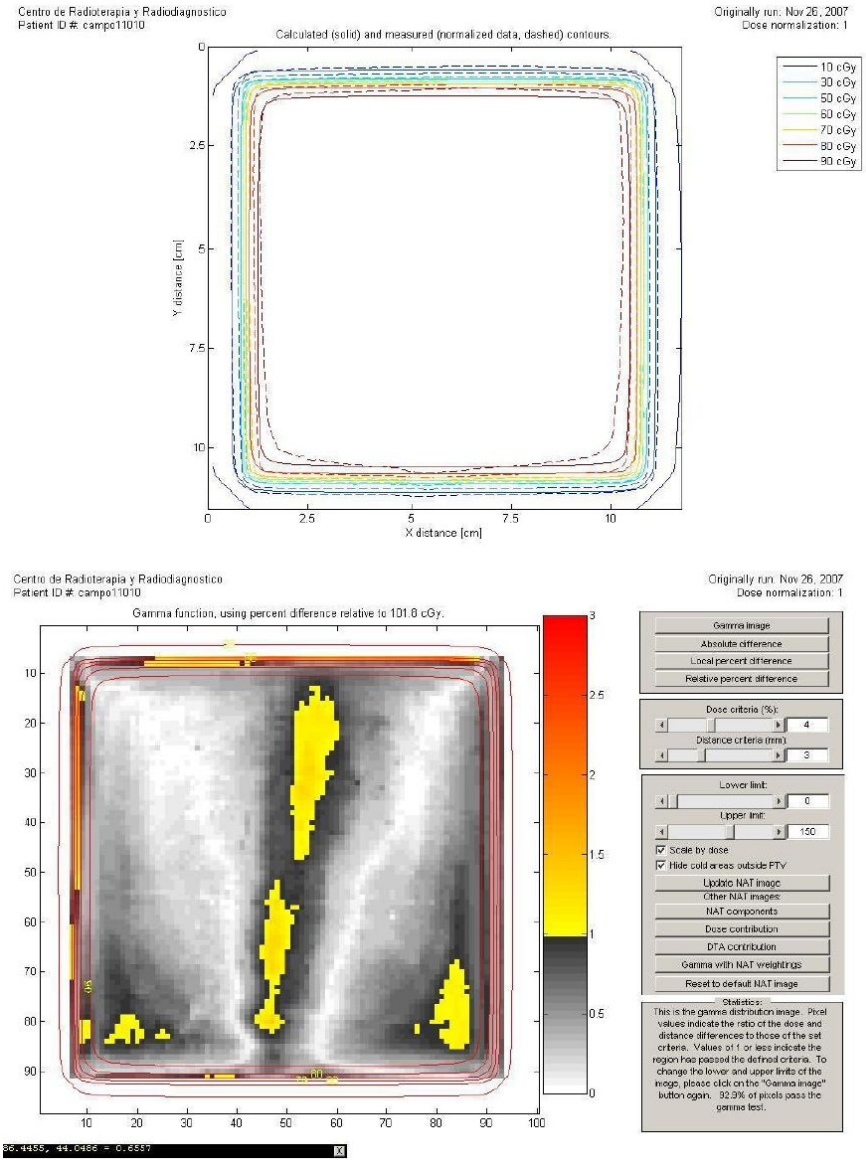

Figura 6.4: Arriba: *Contornos de dosis sobrepuestos, las líneas sólidas muestran los contornos calculados y las entrecortadas las medidas.* Abajo:*Imágen de función gamma con criterio* 4 % *y* 3 *mm en dosis y DTA respectivamente, las zonas amarillas muestran los puntos que tienen valores mayores e iguales a* 1*, por tanto no pasan el criterio establecido. en la zona central se encuentra el artefacto el cual no pasa el criterio y las esquinas inferiores son zonas aún sin determinar su discrepancia debido a revelado o a una inhomogeneidad de la salida del equipo. En los bordes de penumbra los puntos no pasan el criterio debido a la forma del ajuste de calibración como en figura 6.3.*

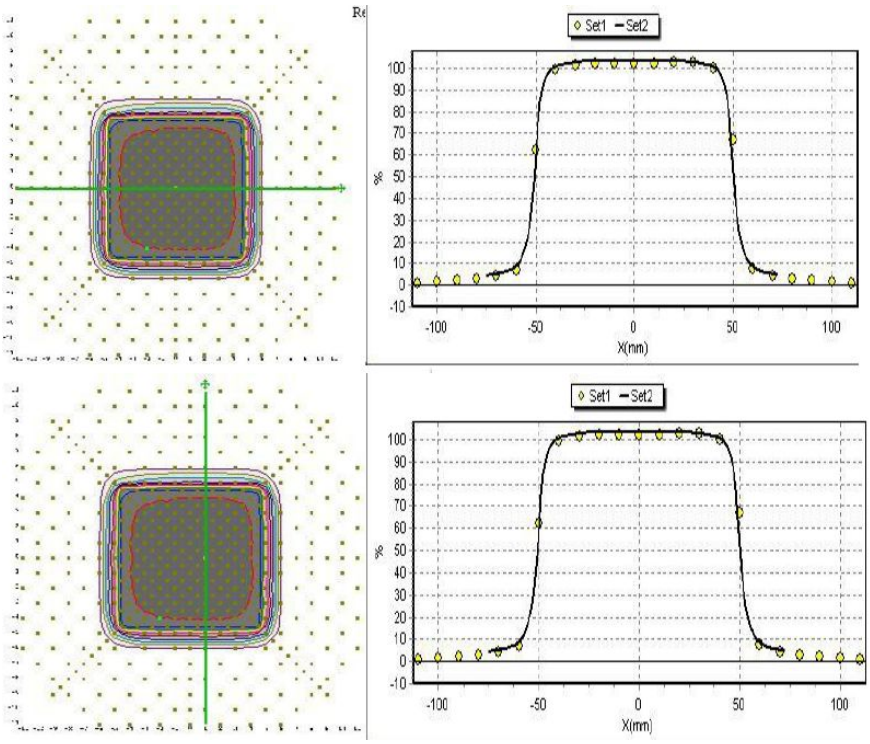

Figura 6.5: *Perfiles de campo abierto* $10\,cm * 10\,cm$ *examinados por detector mapcheck. La irradiación de este campo se realizó bajo mismas condiciones hechas para el análisis de peliculas de rango extendido, se observó que la medición no presentaba zonas inhomogéneas y todos los puntos pasaban el criterio.*

6.2. Resultados Campos con Cuña

Con los resultados encontrados se pensó que un cambio muy grande en oscurecimiento podría estar relacionado también a que la cuña física sólida usada no era homogenéa, ya que no se contaba con registros de haberse realizado pruebas de control sobre ella. Por tanto para confirmar efectos de revelado y hacer un control de calidad a la cuña de 60°, tenemos los datos medidos con el detector de diodos mapcheck.

PARAMETRO	RESULTADO
dpi Calculado / medido	16,2567 / 50
Conversión de dosis calculado / medido	0,1 / 0,1
Dosis máxima de verificación	226,3 cGy
Puntos por fuera de 5 %, relativo a 226,3 cGy	17,2 %
Puntos con valor NAT de 0 para criterio 4 %/3mm	91,6 %
Indice NAT	6,9
Píxeles pasan el criterio gamma para 4 %/3 mm	93,1 %

Cuadro 6.3: Resumen de lo resultados del análisis de campos con cuña 60°.

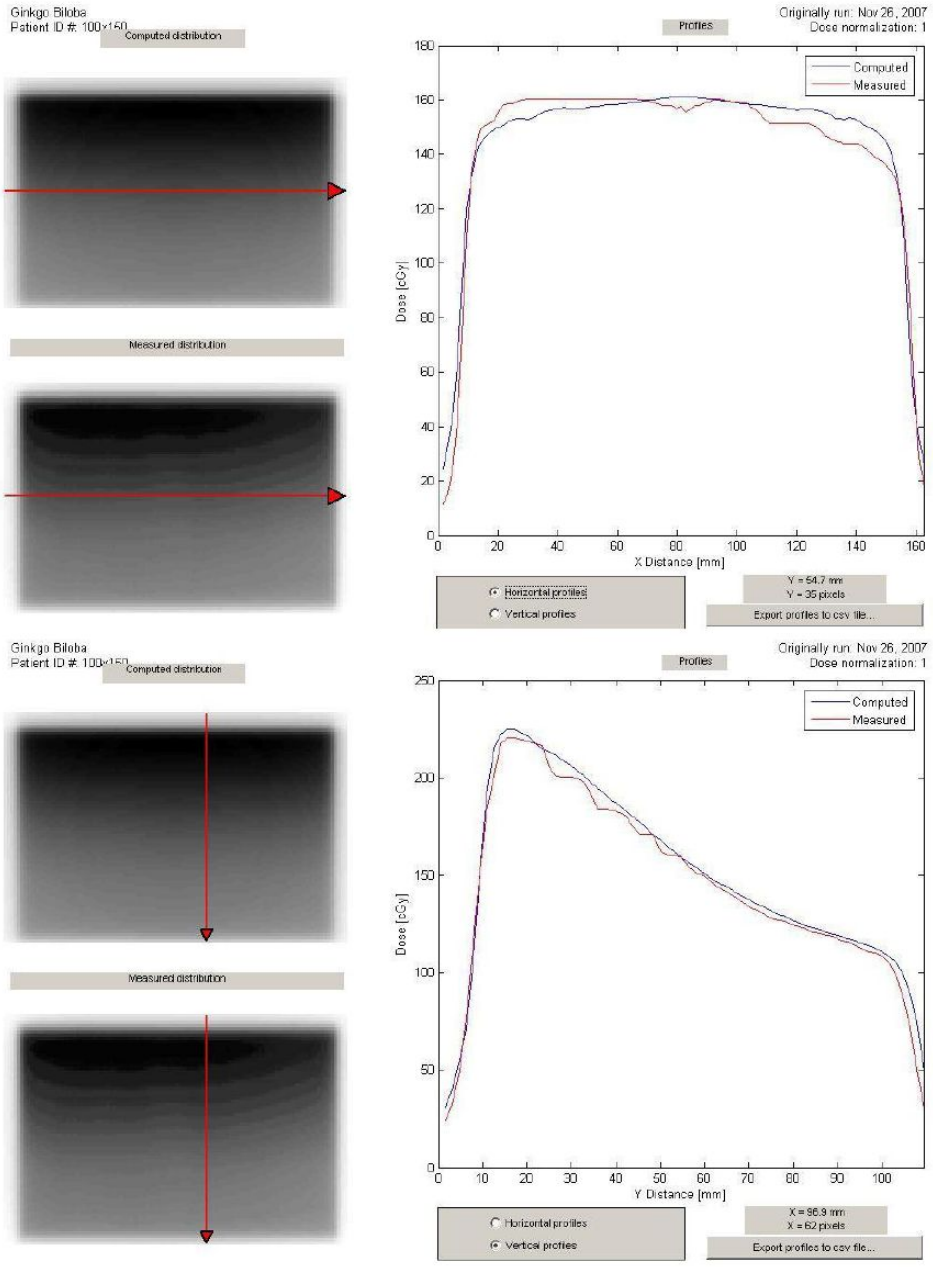

Figura 6.6: Arriba: *Perfil horizontal que muestra inestabilidad en valores de dosis, además se observa que el lado derecho es asimétrico respecto del izquierdo.* Abajo: *Perfil vertical a la derecha del centro cel campo, parte del perfil evalua la zona donde se muestra la inestabilidad, la cual se investigará su procedencia.*

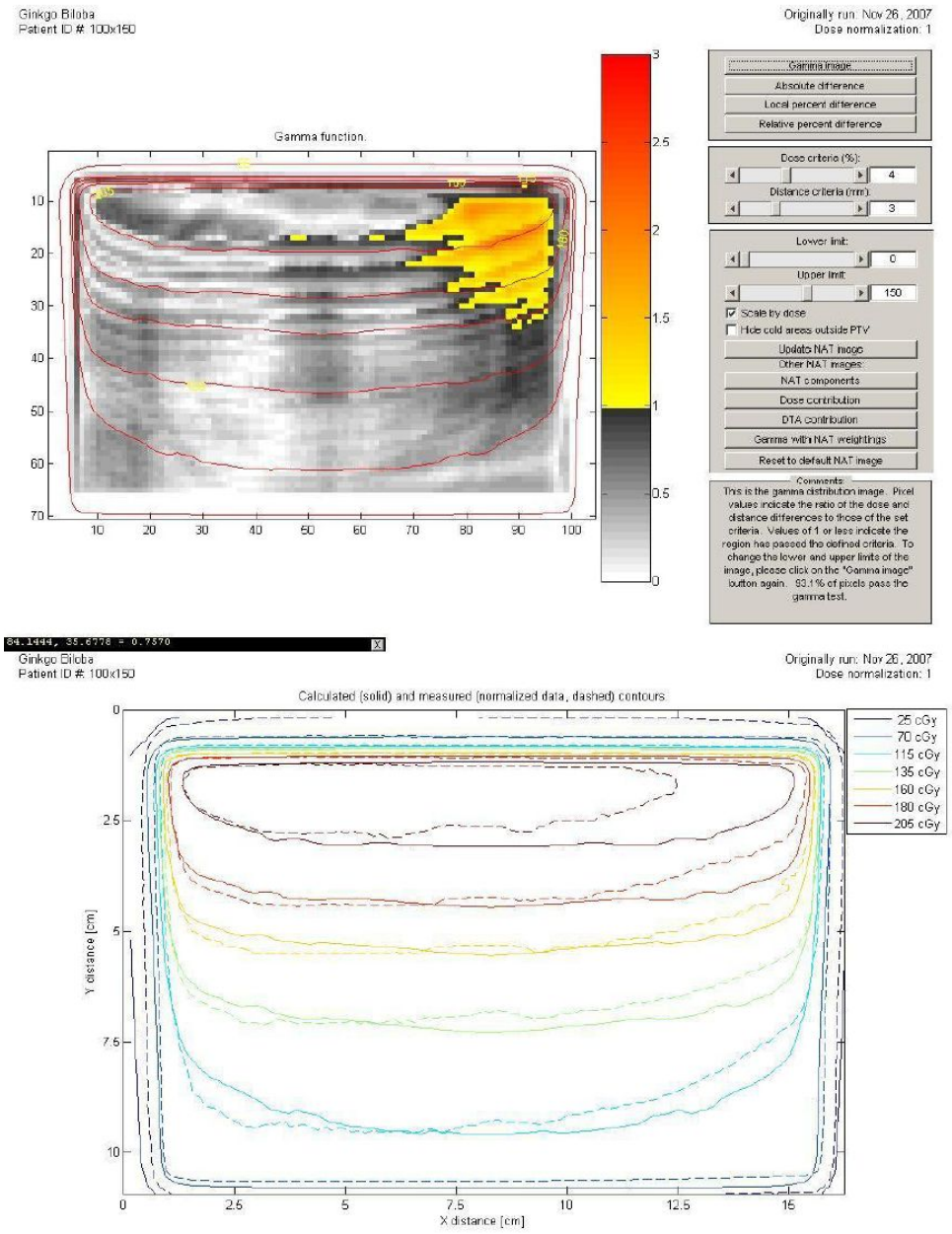

Figura 6.7: Arriba:*Imagen de la función gamma evaluada, en la parte superior derecha resalta en puntos amarillos los puntos que no pasan el criterio 4 %/3mm.* Abajo: *Contornos sobrepuestos, medidos en líneas entrecortadas y calculadas en líneas sólidas. En los contornos de isodosis medido el lado derecho presenta asímetría respecto a su lado izquierdo y el efecto se acentúa en zona de mayor dosis.*

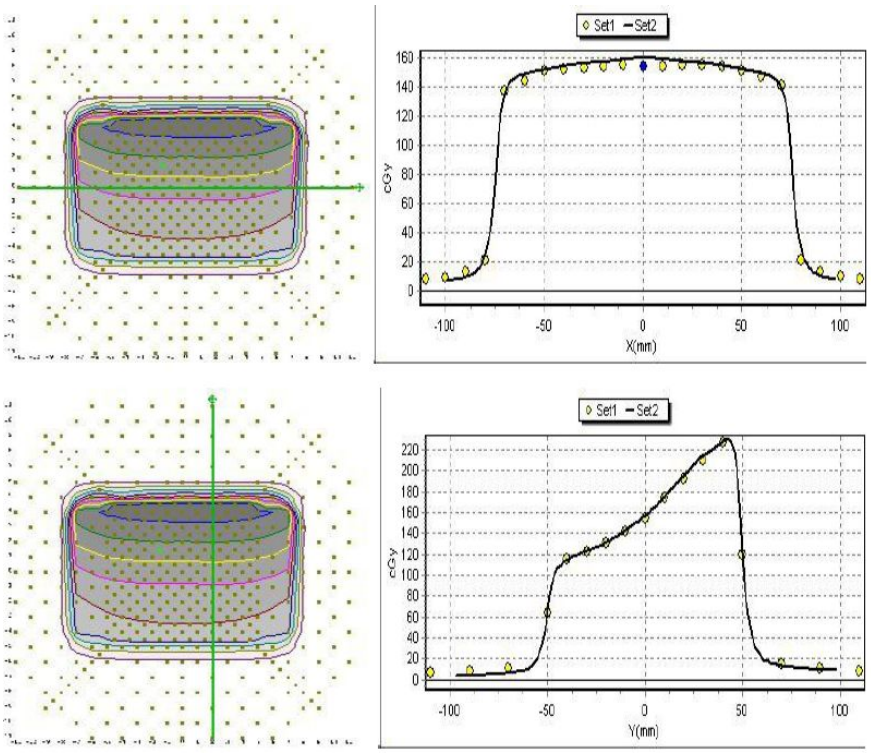

Figura 6.8: *Perfiles hallados para campo con cuña de* 60° *medidos con mapcheck bajo iguales condiciones de irradiación con el método por películas. Las isodosis medidas se pronunciaban un tanto más curvas que las predichas por los datos teóricos, pero no se mostraba ninguna zona inhomogénea en todo el campo la gran parte de puntos(alrededor del* 98 %*) pasaban el criterio.*

6.3. Conclusión

En zonas fuera de los artefactos, los puntos de la evaluación absoluta pasan el criterio de 4 % y 3 *mm* en dosis y concordancia en distancia respectivamente, lo que confirma que apartando defectos de revelado el protocolo seguido cumple con los objetivos hasta ahora planteados. Como conclusión de los resultados obtenidos con el detector de diodos mapcheck, es el proceso de revelado una parte importante a mencionar en el protocolo, en el cual fallas en su proceso pueden ocasionar variaciones en el oscurecimiento de las películas y por tanto en todo el análisis dosimétrico. Antes de continuar con los filtros modulares será necesario un desarmado completo de la reveladora revisando el conjunto de rodillos y las bandejas que contienen los líquidos para su limpieza individual, además cada rodillo por donde transcurre la película tendrá que ser pulido.

Capítulo 7

Comisionamiento de filtros de tratamiento en intensidad modulada

7.1. Comisionamiento de Filtros moduladores

Para el tratamiento de un paciente afectado en cabeza y cuello, se prescribió el uso de la técnica de intensidad modulada, como resultado de la optimización(ver figuras 2.5) se exportaron 4 filtros moduladores con un espesor de material de 35 mm los cuales tienen una atenuación máxima del 17 % respecto al haz sin material interpuesto, este será el conjunto de filtros elegido para su análisis por películas y además como referencia puede examinarse mediante el detector mapcheck.

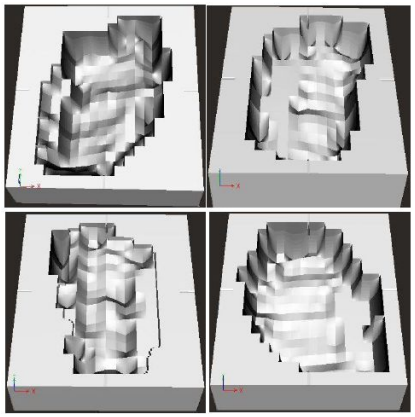

Figura 7.1: Imagen de los 4 filtros exportados por el planificador CAT3D para un tratamiento de cabeza y cuello.

FILTRO	TAMAÑO DE CAMPOS(X/Y)	SSD	UM
1	140/130	755.8	255
2	140/120	755.7	287
3	140/120	755.8	285
4	140/130	755.8	204

h!

Cuadro 7.1: Parámetros de irradiación para los filtros moduladores individuales.

Dichos filtros fueron análizados por 2 métodos independientes, dosímetría por películas y como referencia con el detector de diodos mapcheck.

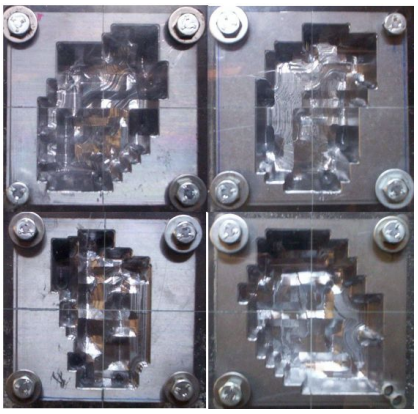

Figura 7.2: Filtros maquinados en la aleación usados para el análisis por dosimetría por películas.

Para el análisis se siguió los pasos antes realizados para la evaluación de campos abiertos y campos con cuñas, evaluación de la distribución de dosis de cada filtro a profundidad de $44\,mm$ en acrílico considerando la estabilidad del equipo para el momento de la prueba, y con una película de calibración fabricada con el filtro patrón. La evaluación individual se realizó usando unidades monitoras arbitrarias adecuadas para los valores permitidos por el detector mapcheck y dentro del rango de sensibilidad en las películas. En lo que sigue, presentaremos las imágenes resultado del análisis con el software Doselab en criterio de dosis absoluta para todos los filtros y junto a la imagen resultado de la medición con el detector mapcheck para el análisis de la función gamma también en dosis absoluta.

El siguiente cuadro 7.1 se resume los parámetros usados para cada filtro modulador:

7.1.1. Resultados Filtro Modulador 1

Este cuadro resume la estadística encontrada para el análisis del filtro:

PARAMETRO	RESULTADO
Conversión de dosis calculado / medido	0,1 / 0,1
Dosis máxima de verificación	211,9 cGy
Puntos por fuera de 5 %, relativo a 226,3 cGy	7,9 %
Puntos con valor NAT de 0 para criterio 4 %/3mm	87,1 %
Indice NAT	8,2
Píxeles pasan el criterio gamma para 4 %/3 mm	97,8 %

Cuadro 7.2: Resumen de lo resultados del análisis del filtro 1

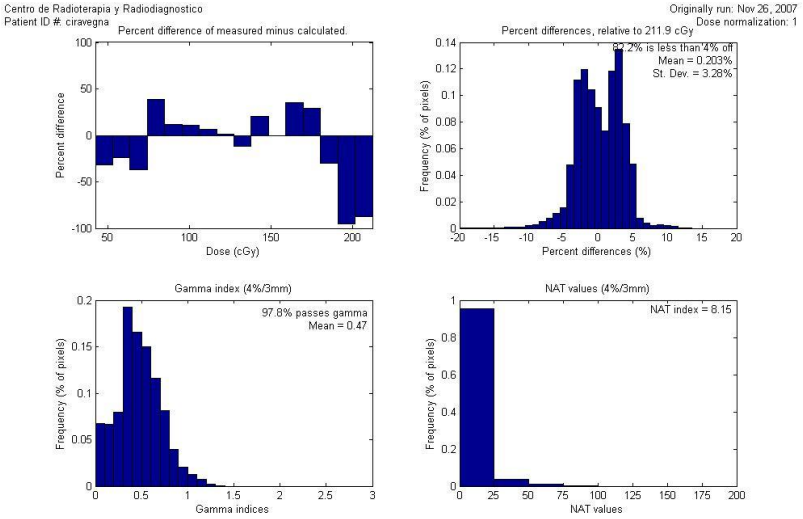

Figura 7.3: *1° cuadro :En vista global no hay gran diferencia en cuanto al número de píxeles que muestran iguales dosis, a excepción de las barras negativas en el rango de* 200 *cGy, esto indica que el número de píxeles calculados es mayor que el número de píxeles medidos para dicho rango. 2° cuadro: La diferencia entre lo medido y calculado más probable no se encuentra centrada alrededor de cero como se esperaría, sin embargo existe un* 82,2 % *del total de píxeles análizados con una diferencia en dosis relativa a* 211,9 *cGy menor o igual que el* 4 %*. 3° cuadro: El valor de la función gamma en promedio para todos los píxeles resulta en* 0,47*, entonces si suponemos un concordancia en distancia total . 4° cuadro: La dispersión de puntos que no logran pasar el criterio es del* 8,15 % *indicado esto por el índice NAT.*

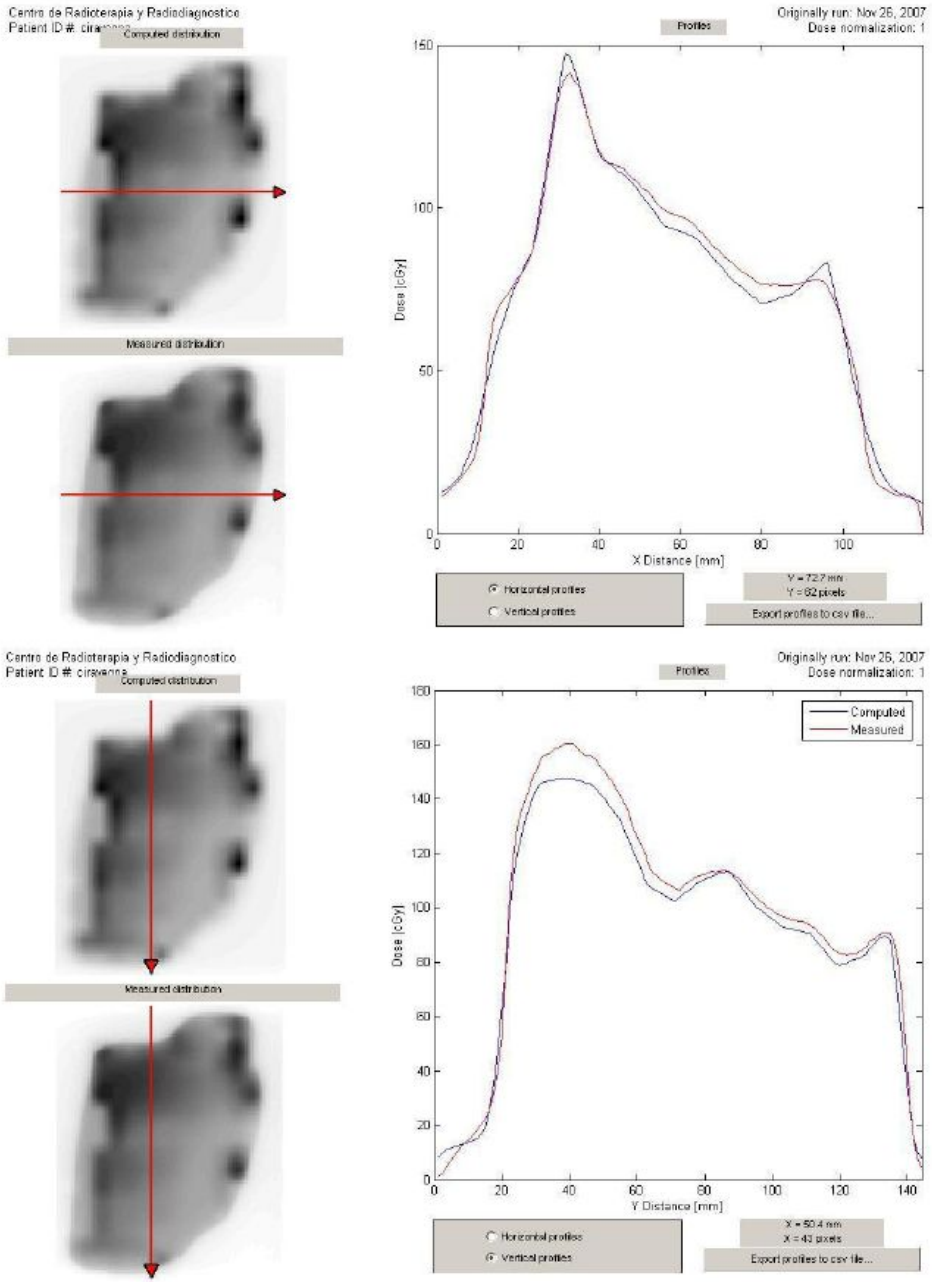

Figura 7.4: Arriba: *Perfil de dosis horizontal, la línea azul representa la dosis calculada y la línea roja la dosis medida. La zona puntiaguda muestra un valle muy profundo donde es posible que la fresa no llego a tallar completamente en el maquinado.* Abajo: *Perfil vertical donde la dosis medida en general se encuentra sobrestimada respecto a la calculada.*

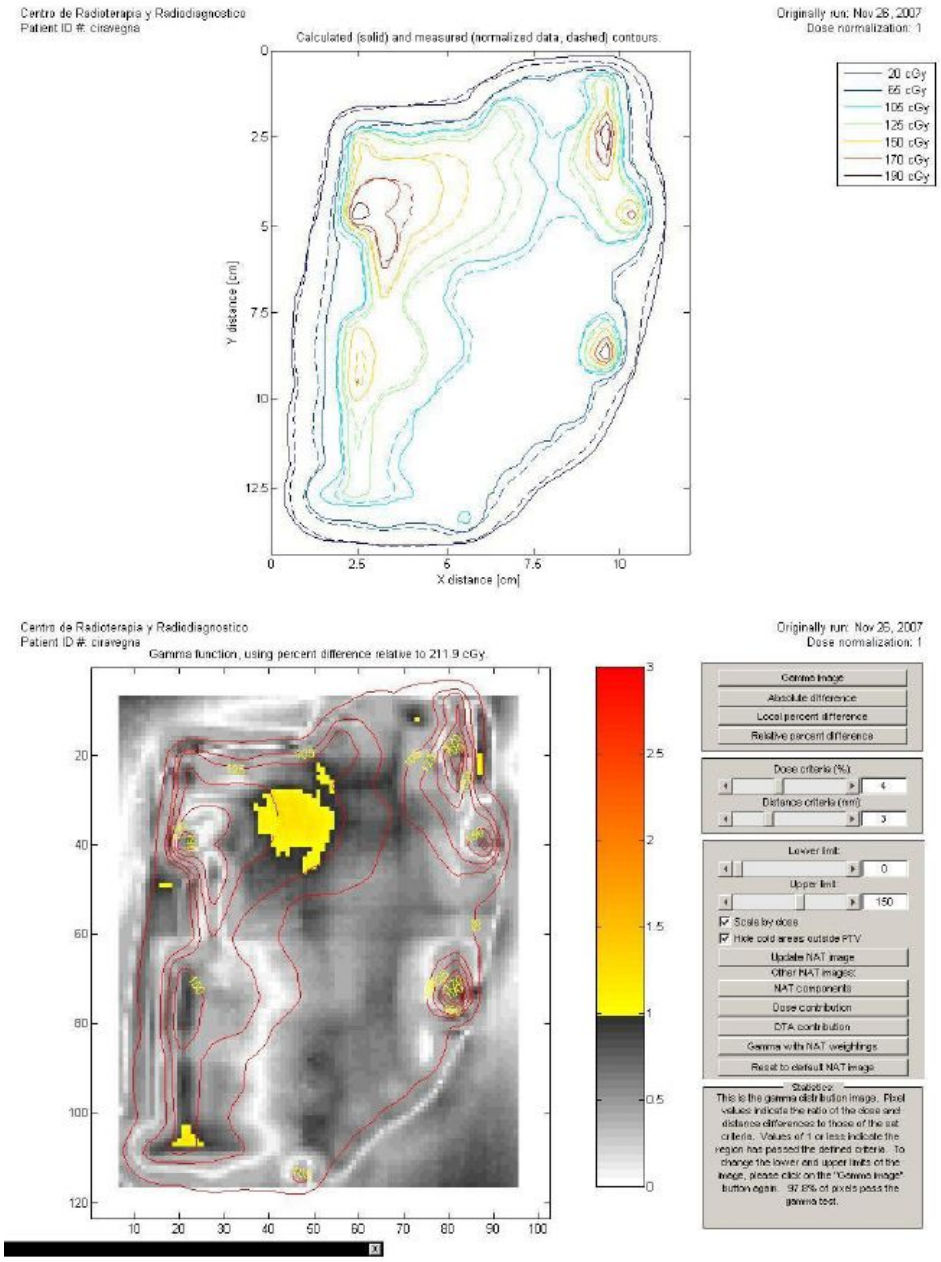

Figura 7.5: Arriba. *Contornos de isodosis medidas y calculadas sobrepuestos, las lineas sólidas muestran las isodosis calculadas y las entrecortadas las medidas. Se observa una buena concordancia entre ambos contornos, siendo la excepción aquellos que muestran la dosis de aproximadamente* 150 *cGy siendo los que mayor se apartan.*Abajo: *Para un criterio de paso/falla de* 4 % *y 3mm se obtiene* 97,8 % *de píxels que pasan el criterio, la zona grande (en amarillo) es la zona de los contornos de isodosis alrededor del* 150 *cGy.*

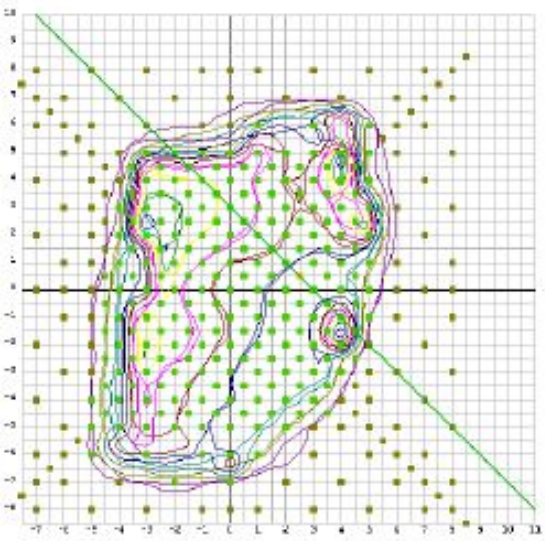

Figura 7.6: Mapa de detectores junto a isodosis medidas por Mapcheck para el filtro individual 1, con un criterio gamma del 3 % y 3 mm pasan todos los puntos medidos por los diodos.

7.1.2. Resultados Filtro Modulador 2

PARAMETRO	RESULTADO
dpi Calculado / medido	21,67 / 50
Conversión de dosis calculado / medido	0,1 / 0,1
Dosis máxima de verificación	222,5 cGy
Puntos por fuera de 5 %, relativo a 222,5 cGy	5,93 %
Puntos con valor NAT de 0 para criterio 4 %/3mm	88,8 %
Indice NAT	7,9
Píxeles pasan el criterio gamma para 4 %/3 mm	99,6 %

Cuadro 7.3: Resumen de lo resultados del análisis del filtro 2

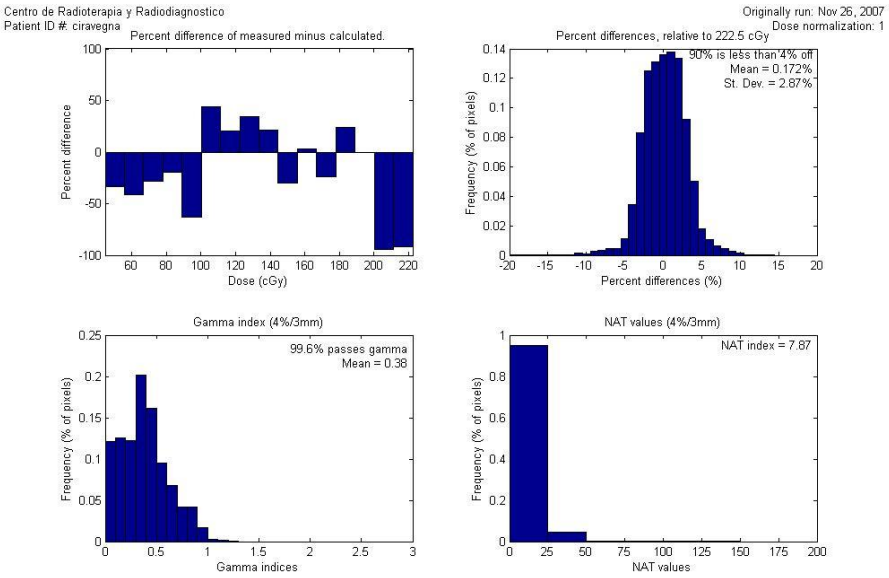

Figura 7.7: *El 1° cuadro muestra una barrra negativa al* $-50\,\%$ *indicando mayor número de píxeles medidos con valor entre* $90\,cGy$ *y* $100\,cGy$ *que los calculados al igual que las barras negativas en zonas de alta dosis. El 2° indica la buena cercanía entre los valores de puntos medidos y calculados en general ya que este histograma se encuentra centrado alrededor del cero. El 4° cuadro expresa el índice NAT con valor* 7,87 *lo que significa que los puntos que no pasan el criterio lo hacen con una desviación del* 7,87 %*, es decir si el criterio en dosis es* 4 %*, Indice* $NAT = \frac{Valor\ NAT\ promedio}{D_{scale} promedio} * 100 = 7{,}87$*. El valor NAT promedio puede expresarse aproximadamente como* $NAT_{promedio} = D_{scale} * (\delta - 1)$ *, así* $\delta =$ 1,0787 *y siendo* $\delta = \Delta D / \Delta D_m = \Delta d / Deltad_m$ *entonces pasarian en promedio un criterio de* 4,31 % *o 3.236 mm.*

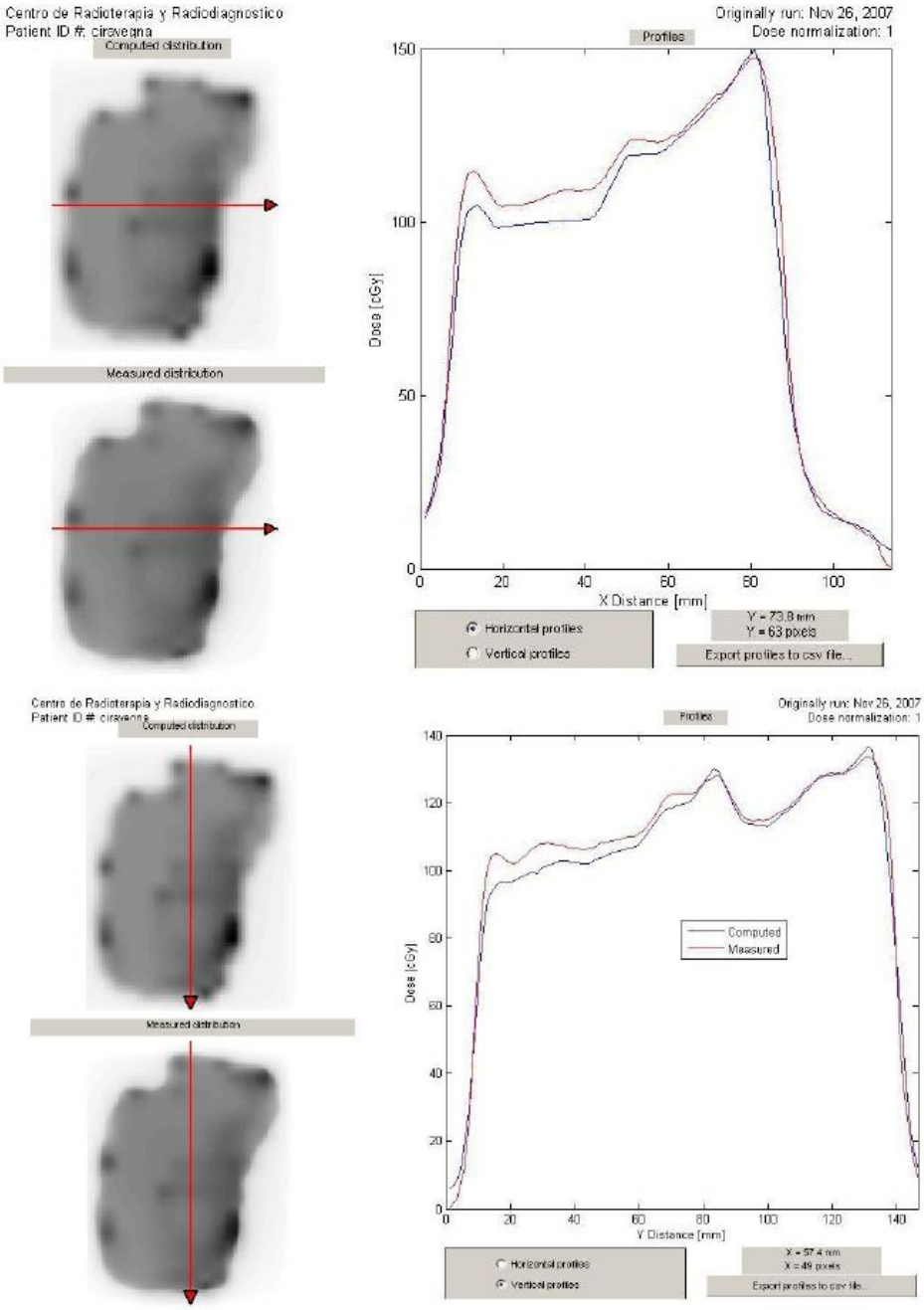

Figura 7.8: *En ambos perfiles se observa en general que zonas alrededor de una dosis de los* $100\,cGy$*, el perfil de dosis medido es mayor que el perfil calculado, este efecto se debe probablemente a una desviación en la asignación de la dosis para el grado de oscurecimiento que corresponde los* $100\,cGy$ *en la curva de ajuste.*

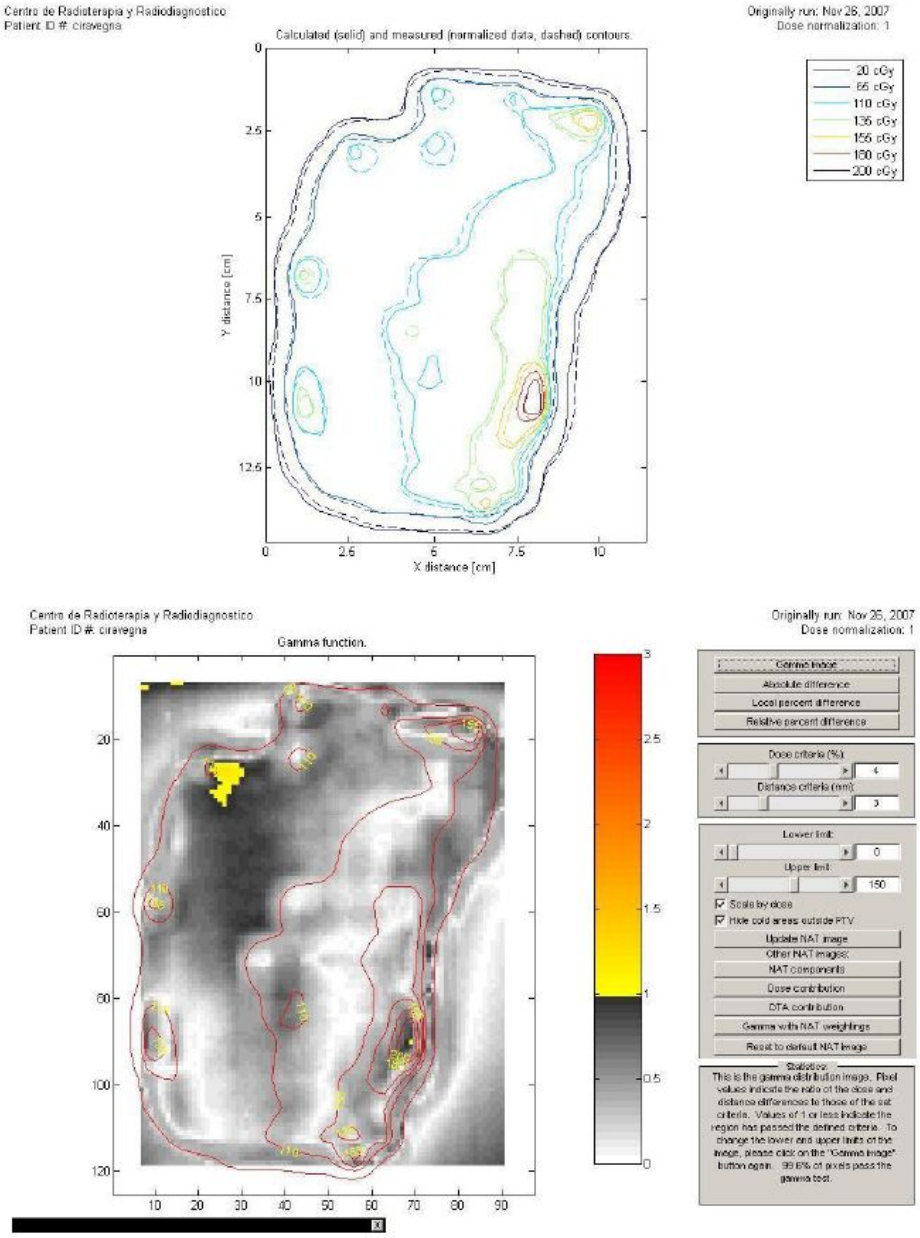

Figura 7.9: *La superposición de contornos en este filtro tiene una muy buena concordancia tanto en zonas de tallado plano como en valles profundos. La función gamma muestra que solo el* 0,4 % *del total de píxeles examinados no pasan el criterio.*

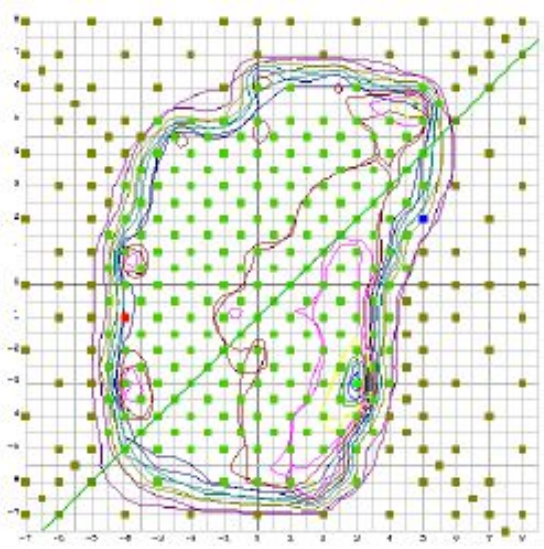

Figura 7.10: *Para un total de puntos examinados igual a* 200, 24 *puntos no pasan el criterio del* 3 % *y 3mm.*

7.1.3. Resultados Filtro Modulador 3

PARAMETRO	RESULTADO
dpi Calculado / medido	21,67 / 50
Conversión de dosis calculado / medido	0,1 / 0,1
Dosis máxima de verificación	211,9 cGy
Puntos por fuera de 5 %, relativo a 177,5 cGy	13,9 %
Puntos con valor NAT de 0 para criterio 4 %/3mm	67,0 %
Indice NAT	42,7
Píxeles pasan el criterio gamma para 4 %/3 mm	87,3 %

Cuadro 7.4: Resumen de lo resultados del análisis del filtro 3

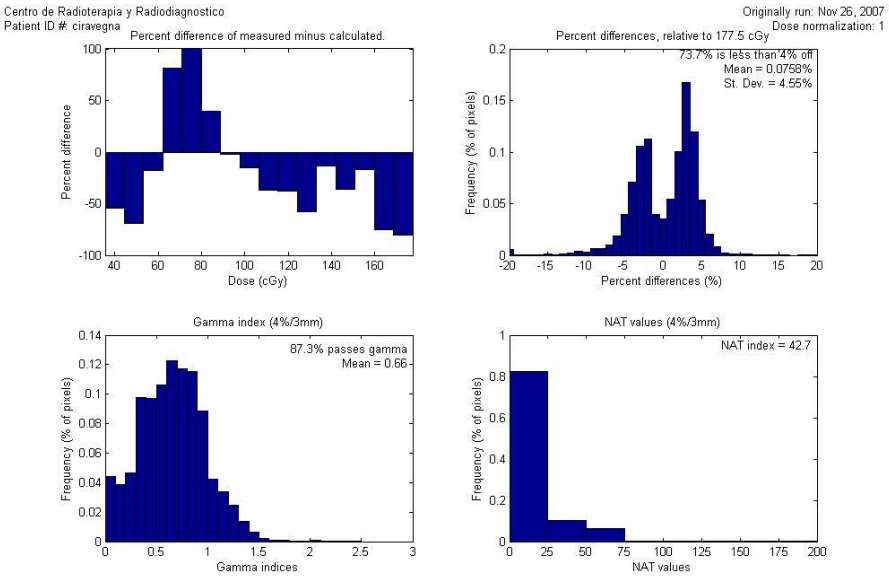

Figura 7.11: El 2° cuadro muestra la dispersion entre puntos medido y calculados, existe un mayor número de píxeles que se encuentran con diferencias del $\pm 3\,\%$ respecto a $177{,}5\,cGy$. El 3° cuadro muestra una gran masa de puntos que tienen como valor de función gamma entre 0,3 y 1. La dispersión de los puntos que no pasan el criterio 4 % y 3mm es de 42,7 % el valor más alto hasta ahora en la comparación, y esto equivale a que estos puntos en promedio se encuentran dentro del criterio 5,7 % ó 4,28.

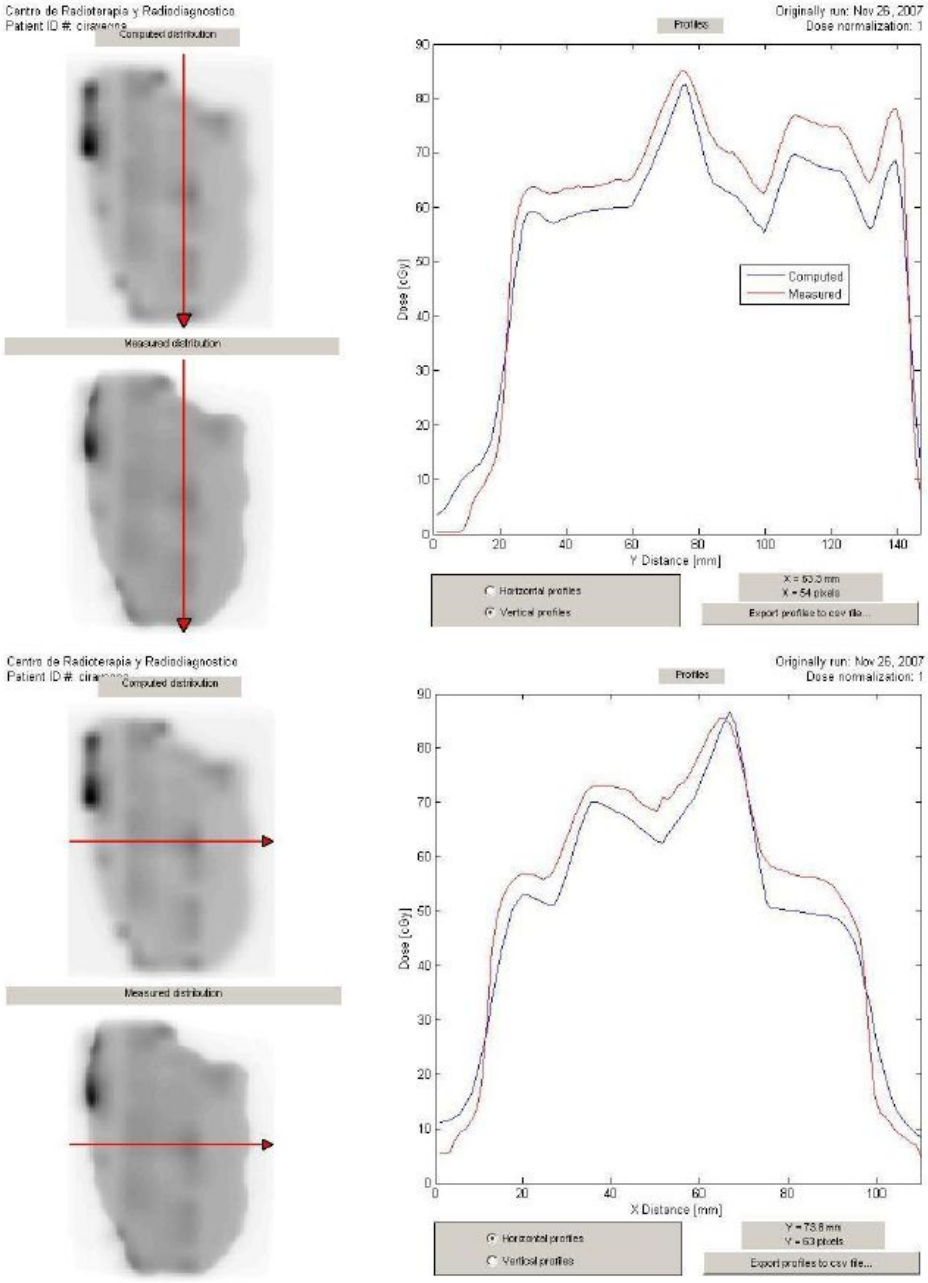

Figura 7.12: *Este filtro evaluado es el que mayor complejidad presentaba en su tallado, sus zonas de tallado eran menos profundas que las del resto de filtros, es decir mayor material modulador. En ambos perfiles se observó marcada diferencia, los perfiles medidos se encuentran siempre por encima de los perfiles calculados. No se descarta la posibilidad que el planificador sobrestime la dispersión en material modulador de mucho espesor.*

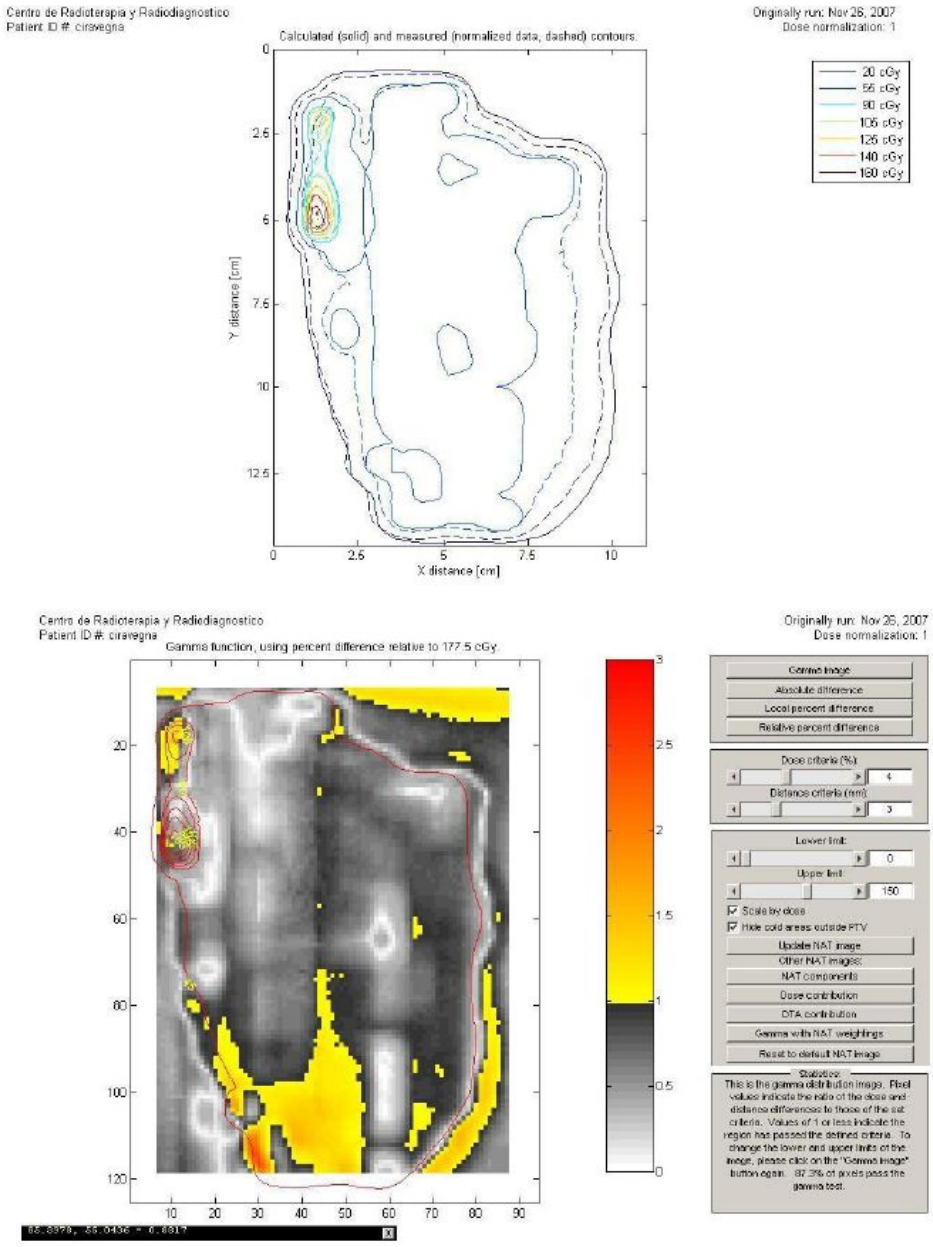

Figura 7.13: *La discrepancia en isodosis comparadas es notoria para curvas alrededor de* $55\,cGy$*, pero para zonas de* $105\,cGy$ *a* $146\,cGy$ *las curvas mejoran y son mas cercanas entre medidas y calculadas, esto es lo mismo encontrado en los perfiles de la imagen anterior. la imagen del análisis de función gamma por doselab evalúa tanto zonas de interés dentro del campo como zonas de penumbra donde se nota que no cumplen el criterio, pero podemos dar relativa importancia a dichas zonas. La gran parte de puntos que no pasan el criterio se encuentra en la parte central inferior de la imagen.*

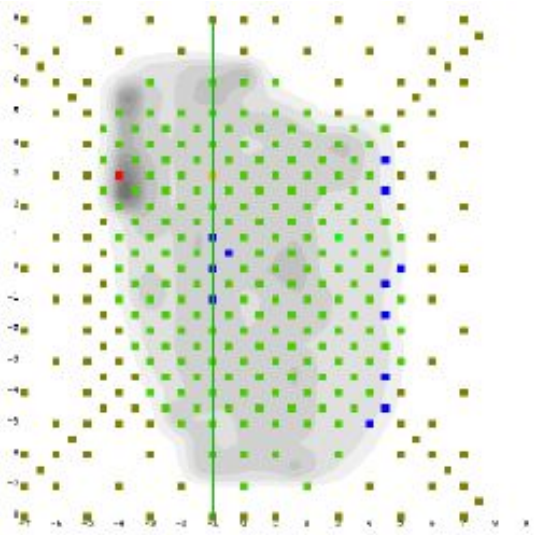

Figura 7.14: *Imágen del análias gamma para el filtro* 3 *con 198 puntos totales análizados, pasan el criterio* 184 *puntos, par el criterio de* 3 % *y 3mm*

7.1.4. Resultados Filtro Modulador 4

PARAMETRO	RESULTADO
dpi Calculado / medido	21,67 / 50
Conversión de dosis calculado / medido	0,1 / 0,1
Dosis máxima de verificación	163,3 cGy
Puntos por fuera de 5 %, relativo a 163,3 cGy	15,1 %
Puntos con valor NAT de 0 para criterio 4 %/3mm	95,3 %
Indice NAT	2,2
Píxeles pasan el criterio gamma para 4 %/3 mm	95,8 %

Cuadro 7.5: Resumen de lo resultados del análisis del filtro 4

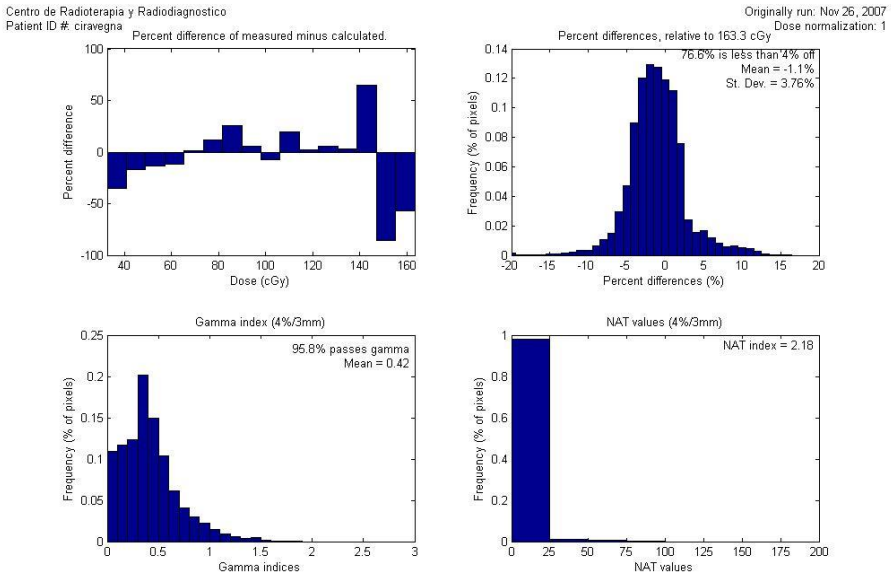

Figura 7.15: *El 1° cuadro explica lo observado con la función gamma , existe una diferencia notoria en zonas de* 140 *cGy y* 160 *cGy donde hay mas números de píxeles calculados que medidos, en general se puede decir que el resto de puntos posee una buena concordancia respecto al número de píxeles medidos y calculados. El 2° cuadro muestra una tendencia a mayor número de puntos o píxeles con diferencia relativa del* 1 % *al* 2 %*. El cuadro 3° muestra que la gran parte de píxeles en la comparación tiene una función gamma menor al* 0,5*. Y por último el 4° cuadro muestra la dispersión de puntos los cuales no pasan el criterio, con un valor NAT de 2.18 lo que significa que llegarían estar de acuerdo en promedio a un criterio de* 4,08 % *ó 3.06 mm.*

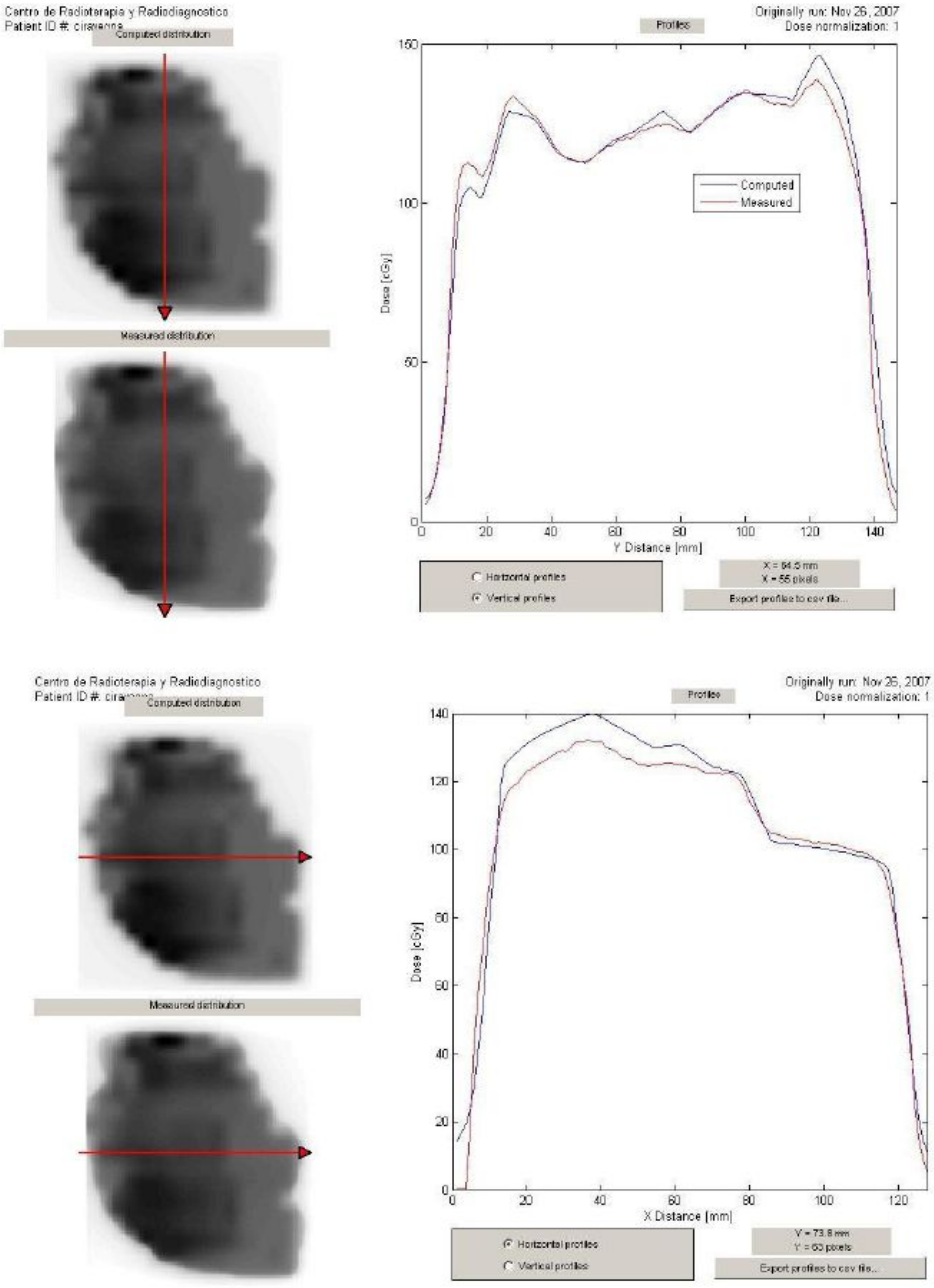

Figura 7.16: *Ambos perfiles examinados a lo largo del filtro presentan buena concordancia entre los perfiles medidos y calculados, solo la zona central evaluada con un perfil horizontal muestra un alejamiento, para el resto del campo no hay considerable diferencia entre los perfiles.*

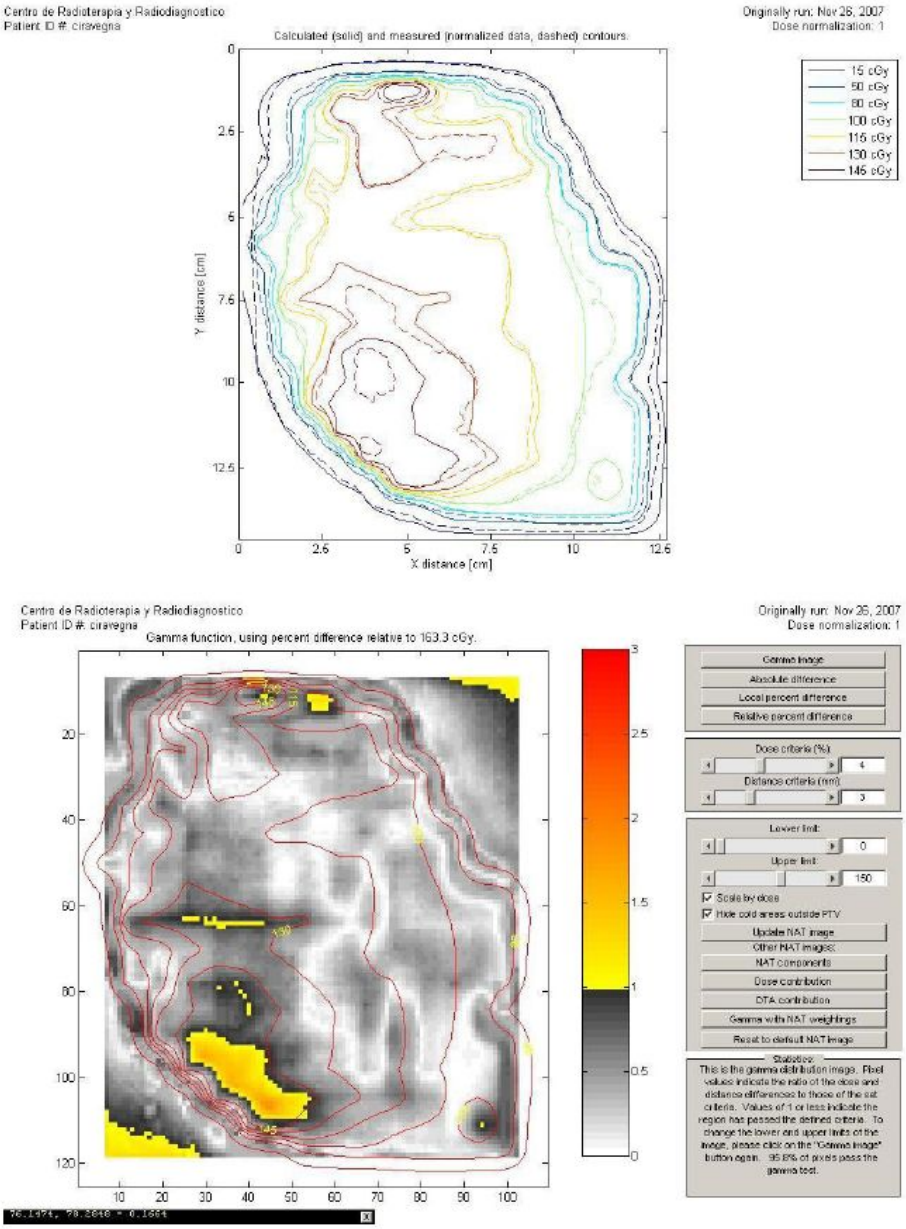

Figura 7.17: *Imagen de los contornos sobrepuestos para el filtro* 4 *los cuales muestran un buen comportamiento, la zona lateral izquierda muestra líneas isodosis medidas casi verticales las que no muestran los contornos calculados, esto es debido a un posible corrimiento en el cerrobend adicional que se pone a los filtros moduladores de* 35 *mm para disminuir la transmision del haz entre ellos. Los puntos que fallan el criterio gamma son zonas de alta dosis, ambas zonas amarillas, superior derecha e inferior izquierda poseen dosis en el rango de* 145 *cGy.*

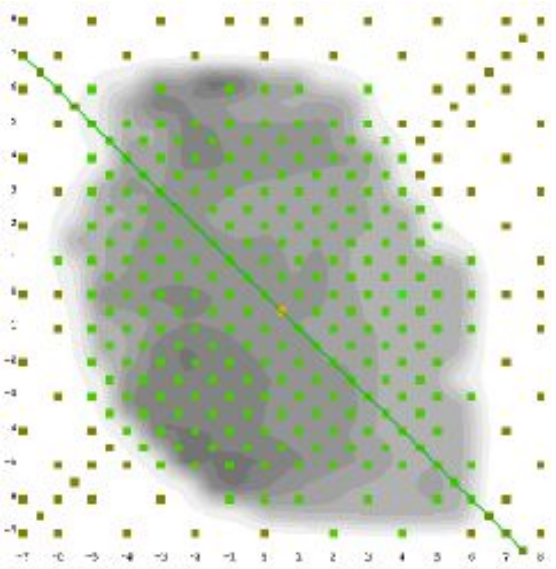

Figura 7.18: *El análisis mostró que la totalidad de los puntos medidos pasan el criterio en la funcion gamma de* 3 % *y 3mm.*

7.2. Comisionamiento de Tratamiento Completo

Del revelado de estas películas se notó que a pesar de los mantenimientos realizados a la reveladora, esta queda marcada con rastros de rodillo en dirección del revelado y aun en otras direcciones, con ello en contra se decidió realizar un análisis relativo, ya que uno absoluto era imposible por esos artefactos, de tal manera se examinó el comportamiento de todos los haces en conjunto, la película fue ubicada a 12 milímetros del isocentro en dirección craneal.

7.3. Resultados Tratamiento Completo

PARAMETRO	RESULTADO
dpi Calculado / medido	20,32 / 72
Conversión de dosis calculado / medido	0,1 / 0,1
Dosis máxima de verificación	148,1 cGy
Puntos por fuera de 5 %, relativo a 148,1 cGy	31,3 %
Puntos con valor NAT de 0 para criterio 4 %/3mm	63,3 %
Indice NAT	2,2
Píxeles pasan el criterio gamma para 4 %/3 mm	75,3 %

Cuadro 7.6: Resumen de lo resultados del tratamiento completo

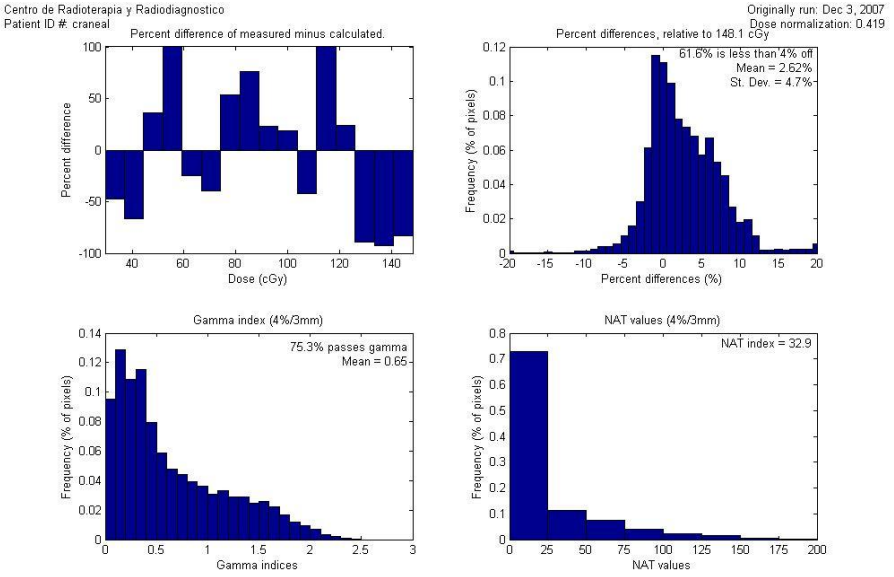

Figura 7.19: *1° cuadro: este histograma depende del contraste de la imagen de dosis medida ya que con ello se puede identificar los contornos adecuados de las isodosis, y sabiendo que problemas en el revelado afectan notablemente el contraste era de esperar este resultado. Del 2° cuadro se muestra una marcada tendencia de un mayor valor de dosis medidas respecto a las dosis calculadas. En el 3° cuadro la gran masa de puntos por encima del valor 1 corresponde a zonas fuera de la confluencia de los haces, si pudiéramos evitar dichas zonas obtendriamos mayor número dee píxeles pasando el criterio establecido para la función gamma.*

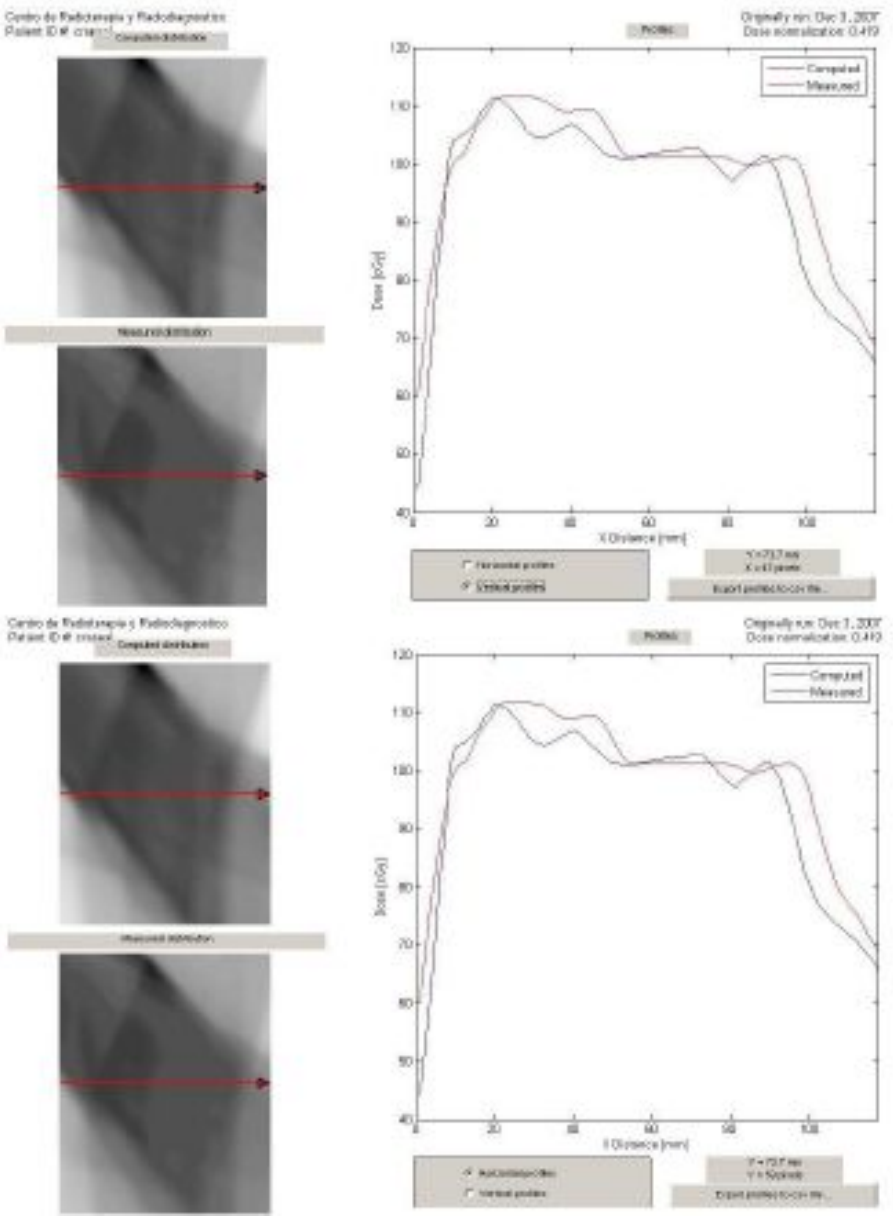

Figura 7.20: *La exactitud entre ambos perfiles esta afectado por nuevos rastros de revelado que aún no han sido solucionados, en cada zona de baja dosis la cola del perfil horizontal indica mayor dosis medida que calculada, y marcada variación en zona central de cada perfil*

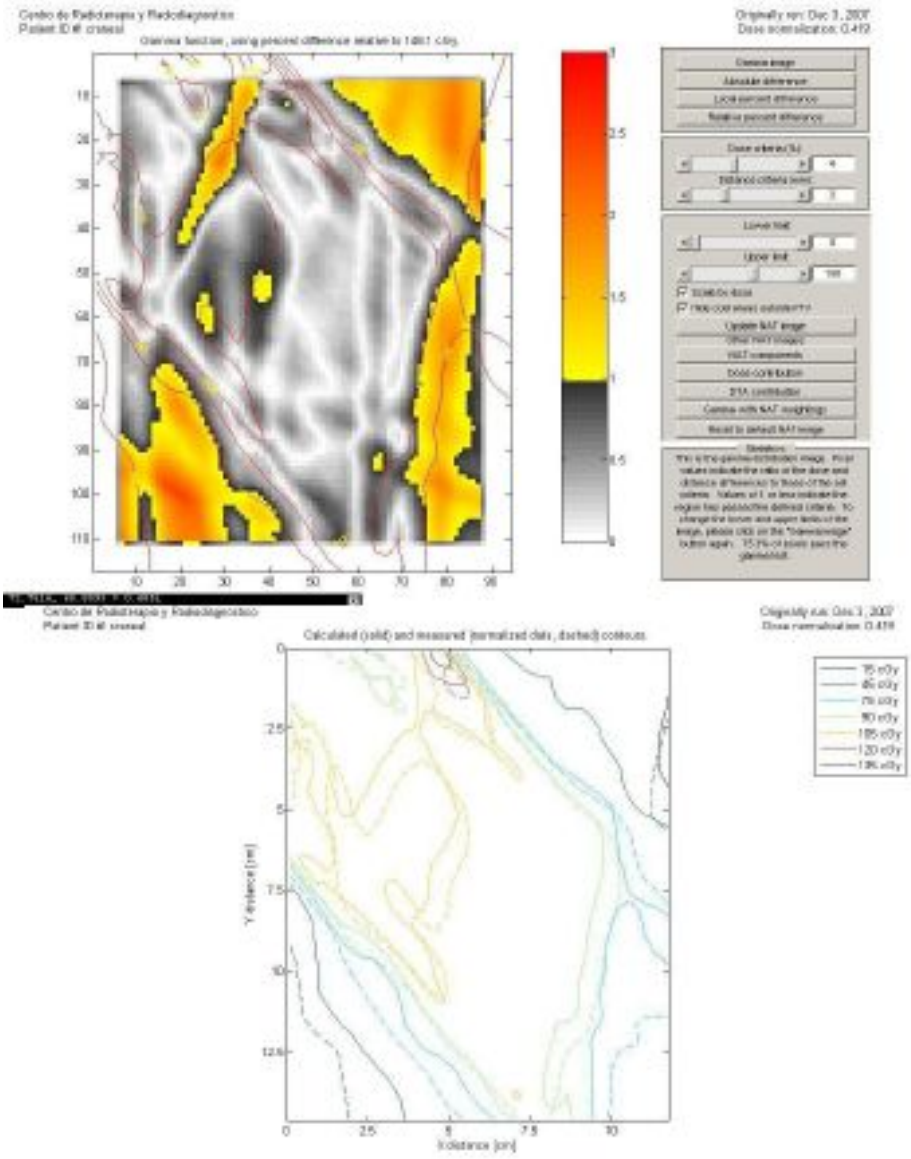

Figura 7.21: *Del análisis relativo de tratamiento completo, el punto elegido para la normalización se aproxima al centro de la confluencia campos. Se observó que las zonas externas a la confluencia, es decir a las entradas de los haces tienen una pésima concordancia con valores de la función gamma con valor de 3, en general estas zonas expresan mayor dosis medida que calculada con una diferencia relativa a* 148,1 *cGy del* 5 %*, quedará planteado para futura investigación efectos relacionados sobre la técnica de irradiacion de películas paralelas al haz.*

Capítulo 8

Conclusiones

Sobre el planificador computado, hay que mejorar la resolución espacial de las imágenes exportadas, una matriz de $128 * 128$ para planos de dosis de tamaños de $150 * 150$ mm resulta en una resolución espacial de 1,17 mm/pixel siendo de uso normal en la literatura de menores o iguales a 1 mm/píxel. Es deseable la revisión del módulo de intensidad modulada, ya que cuando se exige el extremo de 8 regiones de interés para la optimización se observó fallas repetidas en la modulación de la última zona, siendo necesario reiniciar el software para arreglar esto.

Sobre el revelado de películas debido a la sensibilidad de la película y la precisión que se necesita en dosímetría absoluta por películas, se recomienda renovar la máquina usada para el revelado, y además mantenerla en uso frecuente. Si se quiere realizar dosímetría por películas será necesario planificar un control periódico del mantenimiento de la reveladora, y limpieza frecuente evitando deposición de restos de plata en rodillos que afecten el revelado, incluso realizar medidas de la temperatura de los líquidos cuando se enciende la reveladora y tomar datos después de varios revelados para investigar la variación de la temperatura de los líquidos y así establecer los tiempos necesarios para comenzar a revelar y los tiempos prudentes de espera para no sobrecalentar los líquidos, otra cosa a revisar es procurar que la película pase por todos los rodillos sin patinar sobre ellos y hacer que se trabe la película echando a perder una serie de mediciones, entonces es necesario regular la luz entre rodillos por donde pasa la película.

Sobre la Digitalización, queda para desarrollo posterior un estudio más profundo sobre la modificación de la ganancia del escaner (Input -Output) realizada manualmente y su efecto sobre la curva sensitométrica. Investigar la respuesta del escáner respecto a la resolución elegida, ya que se detectó un reconocimiento errado de la resolución en el software doselab o si es el caso revisar este software.)

Sobre el software Doselab, una futura continuación del trabajo requerirá ex-

aminar las limitaciones y ventajas del paquete de registración de imágenes de doselab, verificar que indexado es el más adecuado para el trabajo, otra recomendación sobre el software es que muestre alguna referencia del tamaño de la imágen teórica sobre la medida en el momento de la registración manual, con ello se puede saber el límite del tamaño de análisis a elegir y evitarrepetir el proceso porque no cumplió con la condición de de ser una zona de menor tamaño que la calculada. Además se recomienda implementar un sistema de umbral inferior de dosis para el análisis, es decir, un límite de dosis para realizar o no el análisis sobre esas zonas semejante al cálculo del índice NAT. Otra recomendación es permitir que se muestre los coeficientes del ajuste de la curva sensitométrica que se realiza, de modo que se conozca la fidelidad con la cual se esta reproduciendo los datos. Como cuestión final se recomienda investigar otro software de dosímetría por películas para poder comparar resultados realizados de ambos e investigar ventajas y desventajas de cada uno.

Sobre el fantoma, queda planteado realizar un análisis y caracterización del material de fabricación de las planchas de acrílico las cuales forman el fantoma, como homogeneidad, valor de densidad, también se plantea modificar su diseño considerando principalmente mayor rígidez y nivelación, un diseño que permite facilidad en el armado de la experiencia y marcado de las películas para su referencia espacial. En lo futuro a evaluar será la adquisición de un fantoma agua equivalente con la certificación el cuál permitira reducir las fuentes de error al dejar sin efecto el uso de factores involucrados para asignar dosis en agua si fuera el caso.

Sobre el filtro patron, queda la idea de rediseñar el filtro patron con zonas más separadas entre si, o de otro modo reducir el tamaño de cada zona y en la evaluación usar una cámara de ionización con zona activa de medición más pequeña, por ejemplo con microcámara que por cuestiones ajenas no se logró usar, ya que el laboratorio secundario de calibración tuvo problemas con el equipo de irradiación usado para la calibración y no se contaba con el electrómetro de dicha microcámara en el tiempo de desarrollo del trabajo. Se puede observar que del cuadro 3.7 las zonas 4 y 5 presentan mayor diferencia de dosis con lo planificado respecto a las demás, estando ellas a distancia off axis y con un espesor de alrededor de $3\,cm$, se especula la necesidad de medir nuevamente los coeficientes de atenuación y con especial interés el término $c_2\,r$ de la ecuación 2.6. Se plantea como siguientes avances de este trabajo modelar un nuevo filtro patron de modo que se consiga mayor zonas con diferente espesor por tanto de mayor zonas de oscurecimiento en la película de calibración y cumplir con los 12 puntos recomendados para la calibración por el tg 69.

Sobre la calibración del filtro patron, revisar el procedimiento de tallado de la plancha de acrílico para posicionar la cámara en la medición, sería conveniente que se realice el proceso con un sistema que garantice su nivelado y

posicionamiento, y evitar corrimientos en las perforaciones que llevan a incluir un error mas en las lecturas. La asignación de la posición de tallado de la plancha de acrílico se realizó de forma manual, se plantea como posibilidad fabricar a posterior esta plancha después de maquinado el filtro patron y usar el detector mapcheck para marcar estas zonas de modo que si se centra el acrilíco con el centro del detector y se afirma de modo que no varíe su posición, luego de irradiar el filtro patron las coordenadas del detector de diodos indicarian las posiciones donde se deberia perforar para los ingresos de la cámara. Sobre la asignación en dosis y las diferencias encontradas entre las dosis medidas con cámara de ionización y comparadas con lo planificado por el CAT3D y las comparaciones entre las experimentales encontramos que todas se encuentran dentro del rango del 3 % de error en dosis, el cual por consenso el lo permitido, además estos resultados le confieren la idea de un filtro patron donde pueda certificarse con un 3 % de tolerancia las dosis entregadas por sus zonas.

Sobre la película de calibración, esta película viene a ser el corazón de la dosímetria por películas, en ello notamos que necesita de un especial cuidado en su fabricación, y que procesos como revelado, ganancia del escáner, repetibilidad del escáner, efecto de temperatura de la lámpara, tiempo de revelado post irradiación hace que afecten sus valores de densidad optica y por tanto todos los resultados de un análisis. Queda planteado investigar si la resolución elegida para las pruebas 16 bits en niveles de grises es el adecuado para mayor variación en contraste o quizá lo mejor sea 8 bits y reducir el ruido agregado en el proceso de adquisición de datos.

Sobre la cámara de ionización Como mencionamos contabamos con una cámara de ionización de diámetro de 7 mm y longitud activa de 16 mm con la cual se realizaron las mediciones, se recomienda para siguientes pruebas contar con otra cámara para realizar las mismas mediciones y comparar los resultados entre ellas y ver si existe variaciones entre ellas, si fuera de otro modo que las lecturas están en concordancia asignar el promedio de las lecturas de ellas como la más representativa.

Sobre las películas como dosímetros podemos decir, de resultados obtenidos para campo abierto 92,9 % y campo con cuña 93,1 % de puntos que pasan el criterio del 4 % y 3 mm, independiente de problemas de revelado probó que las películas como dosímetros pueden ser usados para el control de calidad de la salida de un acelerador y caracterizar esa salida, también para un control de calidad de accesorios usados en los tratamientos como son las cuñas. Sobre el resultado de comisionamiento de filtros moduladores, los porcentajes de aceptación de puntos 97,8 %, 99,6 %, 87,5 %, 95,8 % de los filtros 1,2,3 y 4 respectivamente y sabiendo que estos filtros también han sido examinados con un detector independiente, prueban que las películas pueden ser usados como dosímetros adecuados para el análisis de campos de intensidad modulada y pueden ser usados como ref-

erencia para aceptar o desechar un tratamiento, si se logra reducir los problemas hallados en el proceso de revelación son las películas los únicos dosímetros por el momento que pueden análizar globalmente un tratamiento completo de varios campos. Con todas esta consideraciones podemos asumir lograr estar dentro de las consideraciones establecidas en las referencias sobre el criterio de evaluación de la función gamma que es el 3 % de diferencia en dosis y 3 mm en distancia a la concordancia.

Apéndice A

Protocolo para el Comisionamiento

Este protocolo engloba una serie de pasos, reglas y recomendaciones sobre todos los detalles en la verificación dosimétrica de los compensadores de intensidad modulada mediante películas radiográficas irradiadas en fantoma de acrílico, resumiendo todas las conclusiones encontradas a lo largo del trabajo. Pretende ser de uso general y esta basado y concuerda con las recomendaciones del protocolo para dosimetría por películas TG 69 de la AAPM, cabe mencionar que en el se detallan instrucciones particulares al equipamiento y materiales del lugar donde se desarrollo el trabajo *Centro de Radiodiagnóstico y Radioterapia Río Cuarto - Córdoba*, sin embargo esto no lo limita ya que es posible reemplazar el equipamiento usado aqui: software de análisis, reveladora, equipo de irradiación, escáner, fantoma por los propios del nuevo usuario siendo aún válidas las recomendaciones y secuencia de pasos a seguir ya que su contenido se basó en referencias de diferentes instituciones con características propias las cuales adecuamos a las nuestras.

Su division esta en forma evolutiva de acuerdo a la secuencia de pasos de la técnica de irradiación perpendicular al eje del haz para película de calibración y compensadores, y paralela al haz para el tratamiento completo con todos los campos. Divideremos en 4 partes al protocolo las cuales titulan: puesta a punto, adquisición de datos, análisis de datos e informe de resultados.

A.1. Puesta a Punto

A.1.1. Generación de archivos teóricos

La imágenes teóricas para la comparación provienen del planificador de tratamiento CAT3D, son archivos de texto donde albergan una matriz $128 * 128$

con valores que representan los valores de dosis relativa en cada punto, pueden obtenerse desde reconstrucciones axiales, coronales o "Beam eye view" exportandolos con la tecla F8. El tamaño del cuadro es elegido de acuerdo al zoom realizado y así uno podrá calcular la resolución de la imagen a generar, nuestra elección para la mayoría de campos relativamente pequeños fue de $150\,mm\,x\,150\,mm$ lo que resulta en una resolución de $1{,}17\,mm/pixel$ ó $21{,}67\,dpi$. Si se cuenta con la posibilidad de realizar una corrección por densidad exportar los protocolos en medio acrílico y con una precisión en el cálculo en modo pencil beam $4 * 4$.

Otros planificadores pueden exportar archivos con formatos .DICOM, .IMG, .DAT, .TXT los cuales son compatibles con el software de análisis Doselab, nuestros archivos son exportados en formato ASCII con una cabecera de 7 filas y 0 columnas que luegon serán llevados a una imagen tiff.

A.1.2. Selección de Materiales

1. Seleccionar las películas necesarias para el análisis de la misma caja de empaquetado, recordar que debemos agregar 2 extras para cada análisis lo que serán película en blanco y película de calibración.

2. Imprimir los protocolos de irradiación de cada campo modulado, donde se indique las unidades monitoras seleccionadas, el tamaño de campo, el ángulo del gantry, posicionamiento de camilla, y demás datos de set up.

3. Elegir las láminas de acrílico para la profundidad deseada (nosotros elegimos $44\,mm$ en acrílico equivalente a $50\,mm$ agua), además de láminas de fondo para la contribución de retrodispersión.

4. Seleccionar y revisar visualmente los filtros moduladores elegidos para el estudio.

Recomendaciones

- *Se sugiere tener todo el material a usarse a mano necesario para todas las pruebas, lo cual optimizará la práctica.*

- *Para los acrílicos de fondo esta recomendado espesores mayores de* $100\,mm$ *de acrilico, con nuestra disposicion de material alcanzamos espesores mayores de* $60\,mm$ *de acrílico.*

- *Cada filtro deberá estar nombrado o marcado con el número de campo que corresponde y que indiquen su orientación para evitar la confusión.*

- *Use un nivel para evitar inclinaciones en la posición de la camilla o de los acrílicos y películas.*

- *Para evitar confusion en el momento de revelado es recomendable que antes o después de irradiar una película se marque el sobre que contiene la película con el número de campo o irradiación que corresponde, así será fácil identificar cada campo, cual fue el primero en irradiar, el último, etc.*

A.2. Adquisición de datos

A.2.1. Irradiación Película de Calibración

Enumeramos las secuencias de pasos para la creación de esta película, recordar tener a mano el protocolo de planificación de la película de calibración para esta prueba, ya sea hecha con un filtro patrón o con pequeños campos abiertos.

1. Establecer el tamaño de campo en el cual se optimizó el filtro patrón $260\,mm * 120\,mm$ en el cabezal del equipo o bien el tamaño elegido para cada campo cuadrado si es una película de calibración de campos abiertos.
2. Colocar la base de acrílicos para contribución de retrodispersión.
3. Colocar la superficie superior de esta base a isocentro, para nosotros $80\,cm$.
4. Colocar la película EDR2 sobre esta superficie, si fuera posible fijarla a la base.
5. Proyectar la luz de campo sobre la película, centrar el retículo con las marcas centrales propias de la película, marcar las esquinas del campo proyectado.
6. Colocar las láminas de acrílico para la profundidad planificada, nuestra profundidad fue $44\,mm$ de acrílico.
7. Colocar la bandeja con el filtro patrón e irradiar con las unidades monitoras planificadas para el análisis, si se realiza con pequeños campos abiertos cuadrados sobre una misma película previamente se tendrá que ubicar las coordenadas de los centros de los campos a irradiar, con lo cual se conocerá cuanta distancia se deberá mover la camilla en dirección lateral y/o craneal-caudal.
8. Tomar la hora en el momento de la finalización de la irradiación total.

Recomendaciones

- *Antes de empezar la irradiación de las placas es recomendable realizar un chequeo al equipamiento que se usará en la prueba.*

- *Medir estabilidad del equipo respecto a condiciones de referencia con cámara de ionización, con lo cual se verificará un posible cambio en la salida del equipo, que luego deberá tomarse en cuenta para la calibración a dosis de las densidades opticas de las películas.*
- *Se recomienda que antes de un comisionamiento de filtros por películas se realice previamente un mantenimiento de limpieza a la reveladora, así evitar marcas de rodillos en las películas, chorreaduras, atascamientos, o cambios en el oscurecimiento por irregular revelado y fijado.*
- *Es importante para la irradiación de la película de calibración con el filtro patrón o campos abiertos, seleccionar un adecuado rango de dosis que contenga a las distribuciones de dosis de todos los demás filtros.*
- *Verificar que en cada irradiación halla el suficiente margen lateral de material acrílico para la contribución de equilibrio electrónico lateral.*

A.2.2. Medición de Dosis para el archivo de calibración

1. Colocar el conjunto de planchas de acrilíco para la base de contribución de retrodispersion.
2. Con el nivel verificar la horizontalidad de la base superior.
3. Colocar la plancha de acrilíco con los insertos para la cámara de ionización.
4. Poner el punto efectivo de medición de la cámara a isocentro.
5. Colocar el resto de planchas que considerando la profundidad a la cual está el punto efectivo de la cámara genere $44\,mm$ de acrílico de espesor del inserto.
6. Colocar el filtro patron e irradiar.
7. Tomar varias lecturas en cada zona y promediar.

Recomendaciones

- *Antes de tomar lecturas realizar algunos disparos de limpieza del equipo.*
- *Informesé continuamente sobre las condiciones de irradiación sobre Presión y Temperatura, necesario para el factor de corrección.*
- *Antes de esta prueba debería realizarse mediciones de estabilidad del equipo, para luego tomar encuenta en la asignación de dosis.*

A.2.3. Irradiación Compensadores

1. Establecer el tamaño de campo y setup completo que corresponda para el compensador a examinar.
2. Colocar la base de acrílicos para contribución de retrodispersión.
3. Colocar la superficie superior de esta base a isocentro del equipo.
4. Colocar la película sobre esta superficie marcar el número de compensador correspondiente, y la dirección de como se posiciona la película.
5. Proyectar la luz de campo sobre la película centrarla respecto de la retícula y marcar las esquinas del campo.
6. Colocar las láminas de acrílico para la profundidad.
7. Colocar el compensador en el portabandejas e irradiar con unidades monitoras según lo planificado.
8. Repetir desde el 4 paso con todos los demás compensadores.
9. Tomar la hora de finalizada la última irradiación.

Recomendaciones

- *Asegurarse que no existan bolsas de aire en el sobre que contiene la película, o en su defecto realizar pequeñas perforaciones en las esquinas del sobre por donde pueda escapar el aire al ser apretado por los acrílicos.*
- *Verificar que al poner los filtros en el porta bandejas quede bien sujeto y evitar malos posicionamientos.*
- *Usar siempre un nivel antes de colocar la película para verificar que todo este nivelado.*
- *Para la irradiación de los demás filtros se recomienda tener cuidado al posicionar la película, los acrílicos y en lo posible no apoyarse en la camilla asi evitamos que cambie el posicionamiento y estén todas a iguales condiciones de irradiaciones.*

A.2.4. Irradiación Tratamiento Completo

1. Armar el fantoma completo y verificar con un nivel si se encuentra desviado o inclinado.
2. Hacer marcas laterales y en la parte superior de la plancha central de acrílico y hacer coincidir dichas lineas con el retículo para corroborar que el fantoma no este posicionado inclinado.

3. Corroborrar las distancias fuente superficie mencionadas en el protocolo, con las indicadas por el telémetro en la cara superior y alterales del fantoma.

4. Colocar la película a la distancia desplazada del isocentro en la cual fue planificada.

5. Marcar los contornos del fantoma en la película y la proyección del retículo sobre ella.

6. Colocar los filtros con su respectivo set up e irradiar.

7. Tomar nota de la hora de finalización de la irradiación.

Recomendaciones

- *Verificar acuciosamente las condiciones de irradiación para cada campo, ya sea tamaño de campo, ángulos e mesa gantry o colimador, ya que confusión en uno de los parámetros inválida toda la prueba donde se invirtió tiempo valioso.*

- *Realice perforaciones muy pequeñas en las esquinas del ensobrado para permitir que la presionar la película en el fantoma pueda escapar el aire que pueda contener.*

A.2.5. Revelado de Películas

1. Con las marcas hechas en cada película irradiada trazar lineas en ambos sentidos y perforar lejos de la zoana irradiada, así no afectara el oscurecimiento y permitirá verificar rotar si fuera necesario la imagen.

2. Perforar también en la marca que indica la dirección de irradiación.

3. Antes de pasar las películas EDR2 por la reveladora, ingresar cualquier película radiográfica pasada libre de polvo tratando de alguna manera realizar una limpieza de los rodillos de la reveladora.

4. Reveladas las películas nombrarlas con fecha y campo que corresponda.

Recomendaciones

- *Se recomienda no revelar todas las películas sucesivamente, permitir un intervalo para que los solventes de la reveladora regresen a temperatura normal de funcionamiento evitando subidas de temperatura las cuales producen diferencias en el oscurecimiento de las películas.*

- *Usar guantes para evitar manchar las películas con huellas digitales después del revelado o en su caso tomarlas por una única esquina.*

- *Dejar un lapso de tiempo no menor a 1 hora entre irradiación y revelado de películas, lo que ayudará a que se estabilice la densidad optica de la película.*
- *Perforar con un instrumento muy puntiagudo asi evitando grandes manchas en la película y sobrerelieve que pueden entorpecer el movimiento de la película entre los rodillos.*

A.2.6. Digitalización de Películas

1. Encender el escáner y abrir software Epson Scan.
2. Dar Click en la pestaña de Corrección de tono .
3. En el casillero "Nombre de la curva de tono" elegir "Ganancia" con la fecha más actual y cerrar.
4. Escanear las películas con toda el área disponible del escáner.
5. Las condiciones para la adquisición tomadas son:
   - Resolución = 72 dpi.
   - Tipo Documento = Película (con guía de área)- positivo en color.
   - Tipo Archivo = Grises 16 bits.
6. Guardar todo en una sola carpeta con el nombre del tratamiento.

Recomendaciones

- *Se recomienda realizar antes de la primera adquisición 4 disparos seguidos para que la lámpara alcance su temperatura de funcionamiento optima más un intervalo de descanso de 1 a 2 minutos antes de una adquisición, todo para evitar un sobrecalentamiento de la lámpara en las adquisiciones y variaciones de la transmisión de por medio.*
- *Entre adquisiciones se debe dejar de 1 a 2 minutos, tiempo en el cual no se observó importante variación en la lectura del escáner.*
- *Verificar que la pantalla del escáner este libre de cualquier mancha, polvo o grasa que pueda afectar el oscurecimiento en la adquisición.*

A.3. Procesamiento de Datos

A.3.1. Archivos teóricos a Imágenes

Para este proceso se usó el software de análisis Doselab, para lo cual se sigue la ruta "Tools – Batch TPS to Tif conversión" cargamos los archivos teóricos del planificador CAT3D e ingresamos los siguientes parámetros:

- Scaling Factor = Según que dosis se normalice a 100 % (si fuera 200 cGy el factor sería 2). Una formula simple sería:

$$\text{Scaling Factor} = \frac{\text{Dosis al } 100\,\%}{100}$$

- Dose conversión = 0,1, esto permitirá a Doselab escalar los valores de dosis con una precisión de 0.1 cGy.
- Horizontal header rows to skip = 7.
- Delimiter = (vacio).
- Resolution in dpi = 21,6738.
- Flip Image Vertically = no.
- Flip Image Horizontally = no.
- Transpose The Image = no.

Luego de este proceso las imágenes terminan en formato tiff en valores de dosis. Cabe mencionar que Doselab guarda las imagenes tomando el valor de los pixel y dividiendolos por el factor "Dose Conversion", por ejemplo si el valor de dosis de un pixel fuera 195,4 cGy y siendo el factor Dose Conversion 0,1 Doselab guardaría dicho pixel con un valor de 1954.

A.3.2. Creación de archivos calibración y corrección

Doselab requiere de 2 archivos en formato csv(separado por comas), el archivo corrección toma en cuenta la uniformidad de los detectores del escáner en forma horizontal y a transforma la imagen de transmisión en densidad optica. El archivo de calibración es el resumen de los datos de la curva sensitométrica obtenida y ayudara a la conversión de densidad optica a dosis, por tanto, en su creación habrá que tener mucho cuidado.

Archivo de Corrección

1. Abrir software de comparación y análisis de películas Doselab, en la pestaña "Tool" seleccionar "single image analysis". Cargar la imagen de la película virgen. Seleccionar el botón "interactive profiler" con ello tomar al menos 5 perfiles representativos de la película y salvar datos.

2. En una planilla de cálculo eliminar las cabeceras de los perfiles y en un solo archivo juntar los 5 perfiles, luego tomar un promedio y salvarlo en un nuevo archivo con nombre "corrección" con formato csv(separado por comas), es decir "corrección.csv".

Archivo Calibración

1. En la interface principal de Doselab seleccionar la pestaña "Tools – Film uniform correction", cargar el archivo "corrección.csv" y procesar las imágenes escáneadas de los compensadores más la imagen escáneada de la película de calibración.

2. Desde "Tool – Single imagen analysis", abrir la imagen de calibración en densidad óptica generada en el paso anterior.

3. Reconocer las áreas de irradiación y su respectiva dosis entregada, mediante "Roi analysis" seleccionar un cuadrado para el análisis en el centro alrededor del 60 % de su tamaño.

4. Anotar dicho valor de densidad optica el cual se le será asignado a los valores de dosis que corresponda a dicha área, realizar este paso con cada área marcada.

5. Crear el archivo de calibración "calibracion.csv" con estos datos, usando la planilla de cálculo de la forma siguiente:

25 610, 21 223, 15 466, 10 133, 7261, 3447.7
248.14, 210.13, 170.61, 125.73, 87.36, 48.20
3,0,0,0,0,0

Cuadro A.1: Tipo archivo de calibración-doselab

6. Este es el formato de entrada que exige Doselab para el archivo de calibración, la primera fila son los valores de densidad optica obtenidos, la segunda fila son las correspondientes dosis para cada valor de OD y la última fila es el orden del polinomio de ajuste.

A.3.3. Análisis individual de los Campos y tratamiento completo

1. Nuestras imágenes experimentales ya en densidad optica, la convertimos a dosis con el archivo "calibracion.csv" ya creado.

2. En Doselab "Tool – Film to Dose" cargar las imágenes de calibración, los filtros individuales y axiales de tratamiento, establecer los siguientes valores para todos:

   - Dose Conversion = 0,1.
   - Save dose Image = 16 bits.

3. Si se eligió correctamente el rango de dosis de la película de calibración no se requerirá realizar una extrapolación, si alguna zona apareciera oscura probablemente pase por enciima de la dosis máxima y será necesario una extrapolación. Salvar las imágenes.

4. En la ventana principal de Doselab, seleccionar en la casilla "Desired type of dose comparison" seleccionamos "Tif to Tif need registration".

5. En "calculated distribution" cargamos la imagen de dosis teórica que corresponde al estudio a analiza, ingresar los siguientes parámetros:

   - Dose Conversion = 0,1.
   - Calculate dpi = 21,6738. (Este valor es correcto si se exportó un archivo con tamaño $150\,mm * 150\,mm$, de lo contrario dependera del tamaño de la imagen exportada)

6. En la pestaña "Measured distribution" cargamos la imagen digitalizada ya transformada en dosis con los siguientes parámetros:

   - Dose Conversion = 0,1
   - Measured dpi = 72.(Dependerá de la resolución elegida en el momento de escánear)

7. Ir a "Checkboxes" en la parte superior de la ventana de Doselab y seleccionar "Fill all display boxes".

8. Si se desea un análisis en dosis abosulta dejar la opcion "Normalize measured image" no seleccionada, si se exige un análisis relativo seleccionelo.

9. Procesar los archivos y repetir los mismos pasos para cada uno de los campos a analizar.

A.4. Informe de Resultados

Los criterios elegidos para la evaluación dosimétrica con películas fue de 4 % en diferencia de dosis y 4 mm en distancia a la concordancia, entonces se deberá modifcar los parametros por default del software Doselab para el cálculo de todo el análisis. Los resultados de los campos individuales y del tratamiento completo pueden ser mostrados al detalle presentando:

- Imagen de perfiles horizontales y verticales.
- Imagen del cálculo de la función gamma.
- Imagen de os contornos medidos y calculadso sobrepuestos.
- Imagen de los histogramas y del valor nat promedio.
- Además de los resultados resumidos en el archivo de texto generado con el nombre del paciente.

Recomendaciones

- *Con la idea de archivar los resultados es recomendado poenr todas estas imágenes en una hoja A4 con titulo del anális fecha y nombre del paciente, y en una siguiente hoja volcar los datos resumidos por el archivo de texto.*
- *Además se recomienda generar una carpeta en el computador que contenga todos los análisis realizados de intensidad modulada y organizada como desee por fechas nombres de pacientes, zona de tratamiento,etc.*

A.4.1. Conclusiones del Análisis

La finalidad del análisis era conocer si los filtros maquinados son adecuados y se ajustan a lo exportado por el planificador de tratamientos, entonces dependerá del criterio del usuario establecer los límites razonables de porcentaje de puntos que fallan o puntos que pasan para elegir si el filtro es devuelto al taller de maquinado para su nuevo proceso de fabricación.

Recomendaciones

- *Vale mencionar que puede existir puntos en zonas de penumbra de los campos que no pasen el criterio, probablemente a una mala interpolación a cero de la curva de calibración, entonces es factible darle una posición no tan importante en la conclusión del análisis.*
- *Es recomendado comparar todas las mediciones independientes que se puedan obtener mediciones con cámara, detector de diodos y películas y de ellos sacar una conclusión global.*

Apéndice B

Coeficientes Dosimétricos

M : Lectura del electrómetro,

$\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{gas}^{acril}$: Razón de poder de frenado másico restringido promedio del material del fantoma al gás de la cámara,

P_{ion} : Factor que corrige por pérdidas de recombinación iónica,

P_{repl} : Corrección por sustitución, el cual depende sobre el tipo y energía de radiación, el gradiente de la curva de dosis en profundidad en el punto en el cual la medición es hecha, radio de la cavidad de la cámara de aire. Una alternativa a esta corrección es la localización de la cámara en un punto efectivo de medida.

P_{wall} : Toma valor 1 cuando la cámara y el fantoma dosimétrico son de la misma composición, también lo es para haces de electrones, de lo contrario puede calcularse como:

$$P_{wall} = \frac{\left[\alpha \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{gas}^{pared} \left(\frac{\mu_{en}^{-}}{\rho}\right)_{pared}^{medio} + (1-\alpha) \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{gas}^{medio}\right]}{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{gas}^{medio}}$$

Los coeficiente usados en la ecuación 3.3 para nuestras condiciones de trabajo son

$$K_m = 0{,}982$$

$$K_{att} = 0{,}992$$

$$(1-g) = 0{,}997$$

$$K_{cel} = 1{,}006$$

Recombinación Iónica El factor por recombinación iónica P_s mencionado en el TRS277 puede calcularse con el método llamado de *2 voltajes* para el electrómetro y cámara que usamos en nuestras mediciones, la expresión para hallar este coeficiente es:

$$P_s = 2{,}337 - 3{,}636 \left(\frac{Q_1}{Q_2}\right) + 2{,}299 \left(\frac{Q_1}{Q_2}\right)^2$$

Estos coeficientes correponden a una razon de voltajes $\frac{V_1}{V_2} = 2$, lo recomendado es que esta razón sea mayor o igual a 3, pero el diseño de nuestro electrómetro nos impide cumplir con dicha recomendación.

Los valores medidos de razón de cargas son resumidos en la tabla:

$\frac{Q1}{Q2}$	P_s
1.003118	1.003021384
1.003841	1.003729305
1.002592	1.00250899
promedio	1.00308656

Cuadro B.1: Razon de cargas acumuladas

Apéndice C

Presición en el Maquinado

El rol que juega la precisión del maquinado en la diferencia de dosis(suponiendo solo radiación primaria) dependerá de la precisión del tallado y del espesor donde se cometa este exceso o defecto de material. El taller donde se máquina los filtros de tratamiento y en el cual se fabrico el filtro patrón utiliza una fresa de 3 mm de diámetro y bloques de espesores 35 mm para filtros normales y de 50 mm para el filtro patrón, este pedido especial es para poder alcanzar un amplio rango de dosis para la película de calibración el cual va desde 100 % aproximadamente al 10 % con 50 mm de espesor.

La precisión con que trabajan es de 2 decimas de milímetro, entonces para evaluar la equivalencia de diferencia de dosis de estos 0,2 mm usando el modelo de atenuación de Sha X. Chang [17].

r	s	t	t+dt	exp	exp^*	E %
0	100	1.00	1.2	0.947334156	0.937159635	1.074
0	100	3.80	4.0	0.814974296	0.806305717	1.063
0	100	6.70	6.9	0.698427203	0.691073192	1.052
0	100	10.50	10.7	0.571914842	0.565973305	1.038
0	100	14.90	15.1	0.45530461	0.450648623	1.022
0	100	18.70	18.9	0.375008563	0.37122641	1.008
0	100	24.80	25.0	0.276204609	0.273481288	0.985
0	100	31.50	31.7	0.198992842	0.197080159	0.961
0	100	39.70	39.9	0.134748165	0.133493896	0.930

Cuadro C.1: Precisión tallado de 0.2 milímetros

Donde t es el espesor de material dt es la precisión de maquinado, r es la distancia fuera de eje, s el tamaño de campo equivalente. Entonces considerando solo radiación primaria la máxima desviación que tendremos al comparar las dosis con una precisión de maquinado de 0,2 mm de una cierta región evaluada será alrededor del 1 %.

En el tallado computarizado de los filtros se usan generalmente fresas de

radio $3\,mm$ hasta $5\,mm$, un tamaño de fresa más pequeño conlleva a un tiempo mayor de maquinado y un costo mayor en la elección del material de la fresa pues se necesitará una dureza mayor de ella para poder tallar las profundidades antes mencionadas, así vemos que el tamaño de la fresa es inversamente proporcional al tiempo y costo del maquinado. Un análisis realizado por J. Meyer y colaboradores[18] vinculan el tamaño de fresa usado para el maquinado con el máximo error esperado en la evaluación del filtro, se estima que si la distancia del paso longitudinal de maquinado se mantiene menor a $5\,mm$ y que los ángulos entre las pendientes oblicuas y los valles en sentido lateral se mantienen menores a 61° y 37° respectivamente, y además en la dirección longitudinal los ángulos de los valles menores a 50°, entonces el error máximo entre perfiles debido al tamaño de la fresa y condiciones de maquinado será $\pm 2{,}5\,\%$.

C.1. Complicaciones en el maquinado del filtro patron

La optimización de 8 regiones en un solo campo generó el filtro patrón el cual por ser una optimización encontró el la solución que mejor se ajustaba a nuestras imposiciones, tal es que modulo zonas concavas en las paredes de las zonas talladas, que no fueron detctadas hasta el proceso de maquinado, donde nos informaron que el fitro posee una geometría inferior dentro de una geometría superior estas zonas negativas no pueden ser talladas por las limitaciones físicas del tallado.

Como nos interesaba el fondo de las zonas talladas, es decir los diferentes espesores, pedimos al taller lo maquine obviando estas zonas, queda como punto a analizar a posterior la forma en que el planificador optimizó las 8 zonas y si estas zonas concavas eran un problema con el módulo de optimización del planificador o su forma era efecto de las mútliples dispersiones dentro del material.

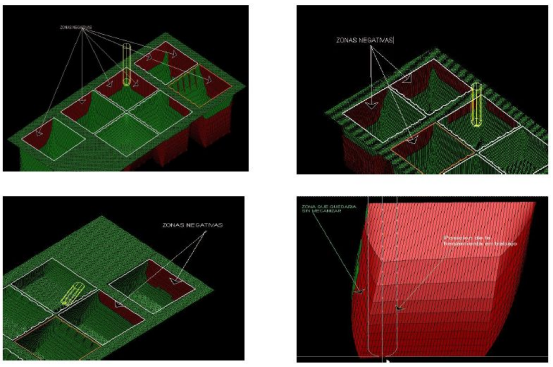

Figura C.1: Zonas negativas en el filtro patron, zonas concavas donde la forma física de la fresa imposibilitaba su tallado original.

Bibliografía

[1] Faiz M. Khan, "*The Physics of Radiation Therapy*" Third Edition 2003 Lippincott Willians & Wilkins.

[2] Mazzucco L., "*Desarrollo de Radioterapia de Intensidad Modulada con filtros*" presentación sobre avance de requerimientos especificos desde el punto de vista de la Física de la radioterapia para lograr haces modulados.

[3] Dodat D. , "*Confección de un protocolo de validación para moduladores de IMRT*" Tesis de Maestria Física médica Univ. Nacional Cuyo - Instituto Balseiro - CNEA 2006.

[4] Task Group 21 AAPM "*A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams*".

[5] A. Alamino B. "*Solución del problema inverso de la radioterapia y su implementación en arquitecturas con SIMD*".

[6] Sociedad Española de Fisica Médica, Comite de Dosimetria en radioterapia, "*Procedimientos Recomendados para la Dosimetría de Fotones y Electrones de Energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de Haces Externos*".

[7] Frank H. Attix, " *Introduction to Radiological Physics and Radiation dosimetry*" Jhon Wiley & Sons.

[8] Nathan L. Childress, Mohammad Salehpour, Lei Dong, Charles Bloch, R. Allen Rosen and Isaac I. Rosen, *Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications*" Med. Phys. Vol 32 N° 2, February 2005.

[9] Yang Wang "*Digital Film Dosimetry in Radiotherapy and the Development of Analytical applications software*", University of Wollongong 2005.

[10] Nathan L. Childress and Isaac I. Rosen "*Effect of processing time delay on the dose response of Kodak EDR2 film*", Med. Phys. Vol. 31 N° 8, August 2004.

[11] X. R. Zhu, P. A. Jursinic, D. F. Grimm, F. Lopez, J. J. Rownd, and M. T. Gillin "*Evaluation of Kodak EDR2 film for dose verification of intensity modulated radiation therapy delivered by static multileaf collimator*", Med. Phys. Vol. 29 N°8, August 2002.

[12] OIEA TRS 398, "*Determinación de dosis absorbida en haces externos de Radioterapia*"

[13] Nathan L. Childress, Lei Dong, and Isaac I. Rosen "*Rapid radiographic film calibration for IMRT verification using automated MLC fields*", Med. Phys. Vol. 29 N° 10, October 2002.

[14] Daniel A. Low, William B. Harms, Sasa Mutic, and James A. Purdy "*A technique for he quantitaive evaluation of dose distributions*", Med Phys Vol. 25, N° 5, May 1998.

[15] Nathan L. Childress, M.S., and Isaac I. Rosen. Ph.D., "*The design and Testing of novel clinical parameters for dose comparison*", Int J Radiat Oncol Biol Phys 2003; 56:1464-1479.

[16] Nathan L. Childress and Isaac I. Rosen, "*Effect of processing time delay on the dose response of kodak EDR2 film*" Med. Phys. 31 N° 8 , august 2004.

[17] Sha X. Chang, Timothy J. Cullip, Katharin M. Deschesne, Elizabeth P. Miller, and Julian G. Rosenman "*Compesators: An alternative IMRT delivery technique*", Med Phys Vol 6, N° 3.

[18] J. Meyer, J. A. Mills, O. C. Haas, E. M. Parvin and K. J. Burnham "*Some limitations in the practical delivery of intensity Modulated radiation therapy*", BJR 73 august 2000 854-863.