



---

**Universidad de Valladolid**

Facultad de Ciencias

## **TRABAJO FIN DE GRADO**

Grado en Física

### **VALIDACIÓN CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA (PRC) DE UN PLANIFICADOR DE RADIOTERAPIA PARA CAMPOS PEQUEÑOS**

*Autor: Laura Elena Vázquez Vega*

*Tutor/es: Diego Antón García y Ana Cristina López Cabeceira*



# Índice General

|                                                   |           |
|---------------------------------------------------|-----------|
| Agradecimientos                                   | III       |
| Resumen y palabras clave                          | V         |
| Relación con los estudios                         | VII       |
| <b>1. Introducción a la Física Médica</b>         | <b>1</b>  |
| 1.1. Desarrollo histórico . . . . .               | 1         |
| 1.2. Radioterapia en España . . . . .             | 4         |
| <b>2. Fundamento teórico</b>                      | <b>7</b>  |
| 2.1. Radiación Ionizante . . . . .                | 7         |
| 2.2. Acelerador Lineal (LINAC o AL) . . . . .     | 10        |
| 2.3. Películas Radiocrómicas (PRC) . . . . .      | 12        |
| 2.4. Planificador . . . . .                       | 16        |
| <b>3. Planteamiento</b>                           | <b>19</b> |
| 3.1. Problema . . . . .                           | 19        |
| 3.2. Solución . . . . .                           | 21        |
| <b>4. Medidas</b>                                 | <b>23</b> |
| 4.1. Material . . . . .                           | 23        |
| 4.2. Montaje experimental . . . . .               | 24        |
| 4.2.1. Dificultades durante las medidas . . . . . | 29        |
| 4.3. Resultados . . . . .                         | 32        |
| 4.4. Diferencia en dosis de los campos . . . . .  | 49        |
| 4.5. Tamaño/Anchura de los campos . . . . .       | 51        |
| <b>Conclusiones</b>                               | <b>53</b> |
| Índice de figuras                                 |           |
| Índice de cuadros                                 | II        |
| Glosario de términos y acrónimos                  | V         |
| Bibliografía                                      | VI        |



# Agradecimientos

Antes de comenzar a desarrollar el TFG, quería agradecer a todas las personas que han hecho que sea posible.

En primer lugar a *Diego Antón* y su equipo en el *Hospital Recoletas de Campo Grande*, por acogerme durante las prácticas que realicé en el hospital y darme la oportunidad de desarrollar el tema de mi proyecto en sus instalaciones. He pasado varios meses en esas instalaciones y me he sentido parte de su equipo. Sobre todo destacar la ayuda de Diego, que me propuso el tema de trabajo y siempre ha estado a mi disposición durante todo este tiempo.

Por otro lado a *Ana Cris López*, por alentarme a realizar las prácticas en el hospital y ser mi tutora durante ese periodo. Proporcionándome la oportunidad de realizar este trabajo de fin de carrera, el cual me entusiasmaba desde el primer momento.

Por último, agradecerles a todas las personas que han estado a mi lado, animándome con la carrera y ayudándome en todo lo que estaba en sus manos. Gracias *familia y compañeros*.



# Resumen y palabras clave

## Resumen

La radioterapia es uno de los tratamientos empleados para combatir el cáncer, se caracteriza por tener una gran eficiencia y ser poco invasiva. Para la realización de estas terapias se usan máquinas de una elevada precisión, los aceleradores lineales de electrones. A pesar de la gran precisión que presentan este tipo de máquinas, los planificadores encargados de modelizar la trayectoria de los haces y calcular su comportamiento presentan problemas con campos pequeños. Antes de realizar un tratamiento es necesario comparar los cálculos del planificador con medidas reales, para campos grandes se realizan con cámaras de ionización, pero para campos pequeños las medidas realizadas con la cámara no son fiables.

Este Trabajo de Fin de Grado pretende exponer como validar los cálculos de esos campos pequeños realizados por el planificador. Se han realizado medidas de campos pequeños con películas radiocrómicas (PRC) que carecen de las limitaciones de las cámaras y se han comparado con los cálculos del planificador; observando los tamaños límite de los campos para la realización de tratamientos adecuados.

## Abstract

Radiotherapy is one of the treatments used to fight cancer, it is characterized by having a high efficiency and being minimally invasive. For the realization of these therapies, high accuracy machines are used, the linear accelerators of electrons. In spite of the great precision that this type of machines presents, the planners in charge of modeling the path of the beams and calculating their behavior present problems with small fields. Before carrying out a treatment it is necessary to compare the calculations of the planner with real measurements, for large fields are made with ionization chambers, but for small fields the measurements made with the camera are not reliable.

This Final Degree Project aims to show how to validate those small fields made by the planner. Measurements of small fields with radiochromic films (PRC) have been made that lack the limitations of the cameras and have been compared with the calculations of the planner; observing the limit sizes of the fields for the realization of suitable treatments.

## Palabras clave

Radioterapia, Películas Radiocrómicas (PRC), Campos Pequeños, GAFChromics EBT3, Imagen, Protección Radiológica, Radiofísica.



# Relación con los estudios

Cuando se me brindó la oportunidad de proponer un tema para mi TFG, tenía claro que quería que tuviera relación con la aplicación de la física en la vida real. En ocasiones no somos conscientes de la implicación que tiene la física y otras ciencias en el día a día de la sociedad. Cada año miles de personas se someten a sesiones de radioterapia en España. Esto fue lo que me motivó a centrar mi trabajo en este área de la física, en ocasiones desconocida y que además trabaja con equipos multidisciplinares.

A lo largo de mis estudios en el Grado de Física, he tenido contacto con varios conceptos que se desarrollan en el TFG. En las asignaturas como *Fundamentos de Campos y Ondas*, *Electromagnetismo* o *Electrodinámica*, se han trabajado los conceptos de radiación electromagnética (EM), incluyendo la radiación ionizante. En las asignaturas de *Mecánica Cuántica*, *Física Cuántica* y *Física Nuclear*, se estudiaron ideas como la radiación de frenado o bremsstrahlung y el comportamiento de los núcleos atómicos. En la asignatura de *Técnicas Experimentales de la Física III* se trabajó con rayos X y en *Técnicas Experimentales de la Física IV* se observaron las interacciones de las radiaciones ionizantes con la materia y se realizaron varias medidas con diferentes detectores de radiación.

En el Grado se tiende a tener un enfoque más teórico en las asignaturas, esto fue lo que me animó a realizar la asignatura de prácticas de empresa en otro centro. Tuve la oportunidad de cursar dicha asignatura en el Hospital Recoletas Campo Grande, en el departamento de Radioterapia. Gracias a esa oportunidad pude conocer a varios radiofísicos, médicos especializados en oncología radioterápica y técnicos de este servicio. Durante las prácticas pude ver algo totalmente diferente a lo que conocía hasta el momento.

La realización de este TFG me ha brindado una nueva visión de la física, la oportunidad de desarrollar un trabajo experimental y emplear materiales como las películas radiocrómicas (PRC) o los aceleradores lineales (LINAC).



# Capítulo 1

## Introducción a la Física Médica

La Física Médica es un área de la física en la que se aplican los principios físicos a la Medicina para la prevención, el diagnóstico y el tratamiento de enfermedades.

### 1.1. Desarrollo histórico

La relación que existe entre estas dos disciplinas no está bien definida, pero podemos remontarnos a la edad media, incluso a la antigüedad, en los que una misma persona hacía aportaciones a ambas. Es el caso, por ejemplo, de Hipócrates (Grecia 460-377 a.c) que registró un método para obtener la temperatura del cuerpo, lo que podríamos denominar la primera imagen de diagnóstico, una imagen térmica (Figura 1.1). También tenemos a Leonardo Da Vinci (1452-1519 d.c) quien ya en la Edad Moderna, realizó innumerables estudios sobre la mecánica del cuerpo, y es considerado como el primer "físico-médico".

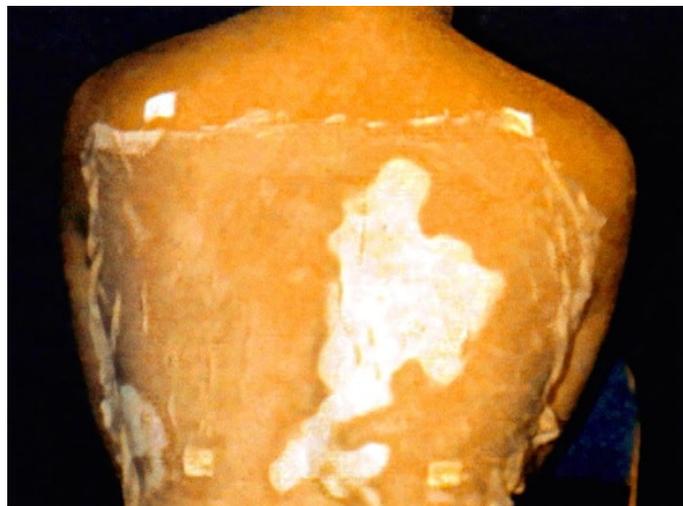


Figura 1.1: Reproducción de la termografía de Hipócrates: se aplicó un paño empapado en tierra de alfarero, tras previamente calentar el lado derecho, esta imagen fue tomada varios minutos después [1].

La relación entre Medicina y Física mejora tras la revolución científica del S.XVII, en la que se establece el método científico. Se considera al ser humano sujeto a las leyes de la física, se realizan descubrimientos sobre el bombeo del corazón y la circulación de la sangre. Surge una escuela de pensamiento denominada "*Iatrofísica*" que aplica la física para dar respuesta a las funciones del cuerpo (no en el aspecto del diagnóstico) y aunque no proporcionó muchas soluciones o explicaciones a diversos fenómenos, sí dió lugar a la rama de la "biomecánica".

Con la llegada del S.XIX se producen varias aportaciones e innovaciones tecnológicas, se realizan diversas investigaciones sobre procesos ópticos, acústicos o eléctricos. Algunas figuras destacables de la época son: Thomas Young (1773-1829) por sus aportaciones sobre la visión: fenómenos de interferencia y difracción; Hermann von Helmholtz (1821-1894) inventor del oftalmoscopio y considerado el fundador de la oftalmología y Adolf Fick (1829-1901) quien realizó un trabajo sobre la difusión en el que se incluían nuevas mediciones fisiológicas y las aplicaciones de la termodinámica al cuerpo humano. Cabe destacar que a finales de este siglo la física se vuelve un elemento obligatorio en los estudios de los médicos.

Finales de S.XIX, surgen una serie de descubrimientos revolucionarios sobre la radiación para diagnóstico y tratamiento médico lo que más tarde se denominó "medicina moderna". En 1895, Wilhelm Röntgen (1845-1923) había descubierto los rayos X, realizó varias radiografías como la de la mano de su esposa (Figura 1.2), en principio, sin ningún enfoque clínico; estas imágenes acaban circulando entre algunos de sus amigos los que notifican el gran potencial médico. Finalmente, Röntgen decide no patentar su idea en beneficio de la humanidad, lo que hizo que su uso se implementara con rapidez en los centros médicos. En 1901, es galardonado con el primer Premio Nobel de Física.

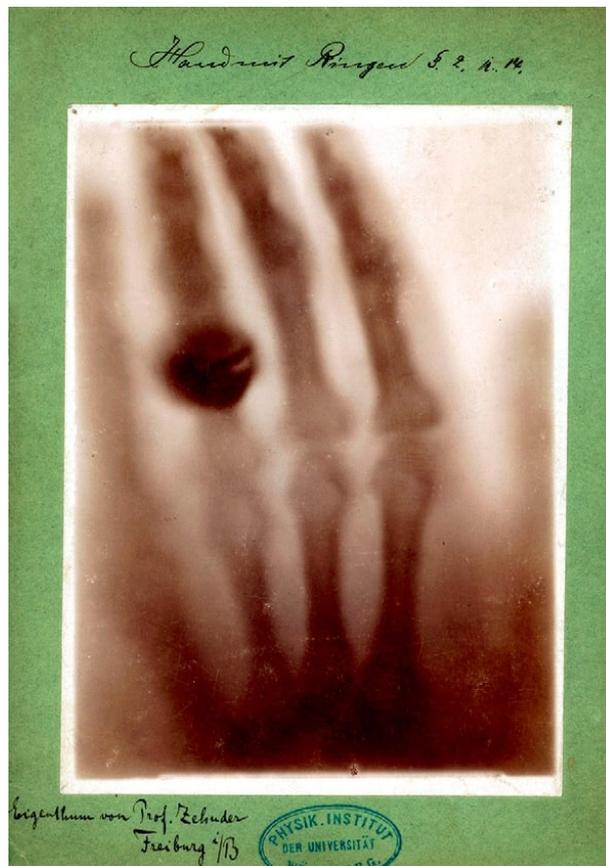


Figura 1.2: Radiografía realizada con rayos X de la mano de la esposa de Röntgen [1].

En 1896, Henri Becquerel (1852-1908) descubre la radiactividad y dos años más tarde en 1898, el matrimonio Curie, Marie Curie (1867-1934) y Pierre Curie (1859-1906), descubren el radio, aislaron isótopos radiactivos e incluso realizaron la primera aplicación de radioterapia. Todos ellos reciben en 1903 el Premio Nobel de Física.

En torno a 1910, ya en el S.XX, se hacen visibles las aplicaciones de la radiación ionizante de forma terapéutica para radiografías, radioterapia mediante rayos X y radio. La presencia de

los físicos en los hospitales se vuelve habitual, siendo Sidney Russ(1879-1963) el primer físico designado por un hospital británico. En los años siguientes se crean varias sociedades radiológicas como *The Röntgen Society* en Londres o *L'Institut du Radium* en París, que buscan una mayor interacción entre Física y Medicina.

Hasta el momento los rayos X habían sido empleados como tratamiento de uso externo para algunos cánceres superficiales, pero presentaban grandes limitaciones como la poca producción de haces y la baja energía de éstos. Tras el descubrimiento del radio se empieza a emplear como tratamiento por tener una mayor penetración que los rayos X, aunque con una cierta escasez en la naturaleza. A pesar de ello ambos se instauraron como tratamientos terapéuticos contra el cáncer. En el tiempo posterior se comienzan a realizar varias investigaciones impulsadas por las sociedades, en 1933 Irène Curie (1897-1956) y Frédéric Joliot (1900-1958) consiguen producir de forma artificial elementos radiactivos y son premiados con el Premio Nobel de Química en 1935. Con este último descubrimiento, la escasez de elementos radiactivos deja de ser un problema.

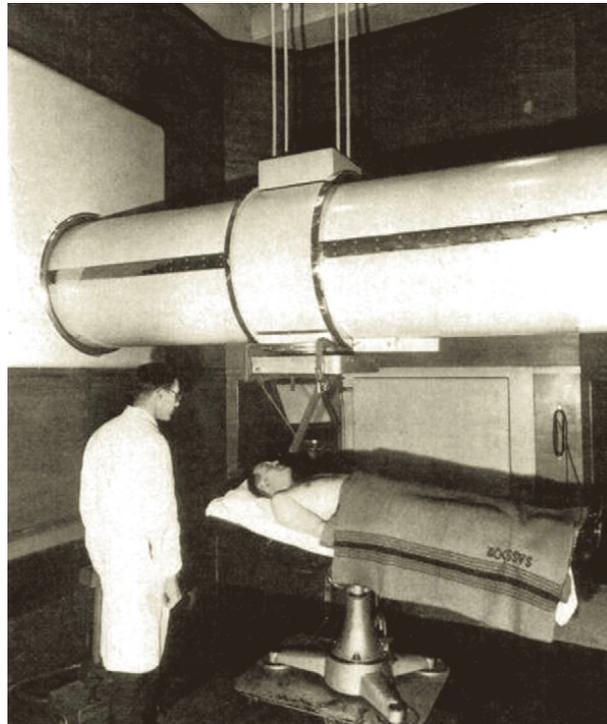


Figura 1.3: Unidad de radioterapia de megavoltaje en el Hospital de San Bartolomé, Londres, Reino Unido, en 1937. [1]

Entre 1910 y 1950, el número de unidades y máquinas de telerradioterapia (que aplican radiación ionizante a distancia) comienza a aumentar (Figura 1.3). Esto se ve impulsado por los avances e investigaciones realizadas durante la II Guerra Mundial, en la que se desarrolla la física nuclear y de partículas. En 1940, se crean las primeras unidades de  $Co^{60}$  <sup>1</sup>, que obtenían radiación gamma del decaimiento de dicho elemento, que pueden radiar tumores a mayor profundidad; se vendieron unas 10.000 unidades en 10 años. En 1950, aparecen los aceleradores LINAC o AL <sup>2</sup>, los cuales aceleran electrones a altas energías y en 1952 se instala en Londres el primer acelerador de estas características para uso médico.

<sup>1</sup>El  $Co^{60}$  es un isótopo radiactivo sintético de cobalto, emite rayos  $\gamma$  con energías de 1.33MeV y 1.17 MeV.

<sup>2</sup>Linear accelerator, acelera partículas (electrones, protones o iones) mediante campos eléctricos alternos.

Con la llegada de todos estos descubrimientos se observan también sus efectos adversos, se producen los primeros accidentes radiológicos, lo que pone en el punto de mira estas prácticas. Durante todo el S.XX los científicos desarrollan la dosimetría para poder medir la radiación y controlarla, creándose así la rama de la Protección Radiológica. Paul Villard (1860-1934) describe los cambios de coloración en la piel debidos a la radiación y también emplea una cámara de ionización para medir la radiación. Por aquel entonces los radioterapeutas empleaban el enrojecimiento de la piel para conocer la dosis. Entre 1920-30, Rolf Sievert (1896-1966) desarrolla los métodos y sistemas de la dosimetría y la unidad para una dosis de radiación ionizante equivalente recibe su nombre (Sievert, Sv)<sup>3</sup>. También se desarrollan aparatos de medida de la radiación como el Geiger y se crea el primer Comité Internacional de Protección Radiológica. Además, Louis Harold Gray (1905-1965), definió una unidad de dosis de radiación, que más tarde recibió en su memoria, el nombre de (Gray, Gy)<sup>4</sup> en el Sistema Internacional de Unidades (SI).

Con el paso de los años las unidades de  $Co^{60}$  fueron desapareciendo de los hospitales y fueron sustituidas por aceleradores lineales ya que no precisaban de una fuente radiante y pueden variar la tasa de dosis. En la actualidad (S.XXI) se dispone de nuevas técnicas y metodologías para unos mejores resultados en los tratamientos, en los que se ha limitado la radiación de tejido sano. Se ha desarrollado una dosimetría de alta precisión y exactitud. Como es el caso de la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT).

## 1.2. Radioterapia en España

Reino Unido ha ido a la cabeza en lo que se refiere a innovación en la Radioterapia; en España, en cambio, todos estos avances llegaron más tarde. El desarrollo de la física médica fue similar, se comenzó con el tratamiento de rayos X, más tarde se emplearon las máquinas de  $Co^{60}$  y finalmente éstas fueron sustituidas por los aceleradores lineales.

Los físicos comenzaron a trabajar en los hospitales españoles en los años 60 del S.XX, aproximadamente. El trabajo que desempeñaban no se consideraba una profesión como tal, en ocasiones eran contratados como técnicos o en la misma categoría que los médicos, dependiendo del centro en el que se encontraran. Durante esta época los hospitales comienzan a contar con un mayor número de instalaciones y maquinaria para realizar los tratamientos, empezando a ser el papel del Radiofísico imprescindible.

En 1974, se crea la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), para fomentar la relación entre la física y la medicina, haciendo una mayor promoción y el desarrollo de dicha unión la "Física Médica". En los años 80, se crea el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), siendo una de sus labores lograr que toda institución o centro que presta servicios de radioterapia esté obligada a contar con un servicio de protección. En dicha época se comienza a separar y reunir las áreas médicas que cuentan con radiación, creando así las unidades de: Oncología Radioterápica, Medicina Nuclear y Protección Radiológica (Figura 1.4).

---

<sup>3</sup>El Sievert (Sv) es la unidad de medida empleada para la dosis de radiación, con la siguiente equivalencia:  $1Sv = 1J/Kg$ .

<sup>4</sup>El gray(Gy) es la unidad de medida de la dosis absorbida (energía absorbida por unidad de masa del material), pertenece al sistema internacional de Unidades (SI) y posee la siguiente equivalencia:  $1Gy = J/Kg$ .

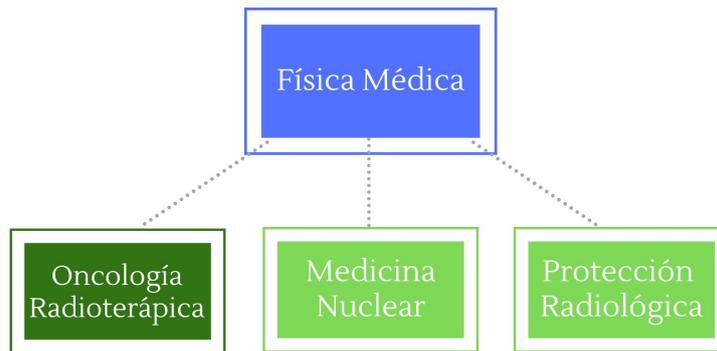


Figura 1.4: Áreas de la Física Médica en España.

En los años 90, tras el accidente radiológico producido en Zaragoza<sup>5</sup>, se crea la especialidad de *Radiofísica Hospitalaria* por parte del Ministerio de Sanidad, siendo éste el título oficial que habilita para el ejercicio. Se accede a ella a través del programa de Residencia. El físico en periodo de formación es un *Físico Interno Residente (FIR)*, superada la formación se convierte en un especialista. Esta especialidad sanitaria, cuenta con una disposición similar a las especialidades de los médicos (Médico Interno Residente (MIR)). Se trata de una formación como residente de 3 años, en los que el físico adquiere los conocimientos necesarios para planificar tratamientos, realizar controles de calidad, asegurar la protección radiológica de pacientes y personal sanitario o realizar investigaciones en las diversas áreas, entre otras tareas.

El número de pacientes con cáncer en España sigue aumentando y la radioterapia es un tratamiento muy efectivo y poco invasivo que cada vez se emplea más, junto con la quimioterapia. En la actualidad se están construyendo en Madrid dos hospitales (*Centro de Protonterapia de Quirónsalud* y *Clínica Universidad de Navarra*) que comenzaran a tratar a pacientes con protones. La denominada *protonterapia* presenta numerosas ventajas frente al tratamiento realizado con electrones o fotones, como la reducción de dosis en tejido sano. En la Figura 1.5, se puede observar la curva de los protones que presenta un pico de mayor dosis (*Pico de Bragg*) que decae rápidamente, reduciendo de esta forma la dosis en zonas no deseadas.

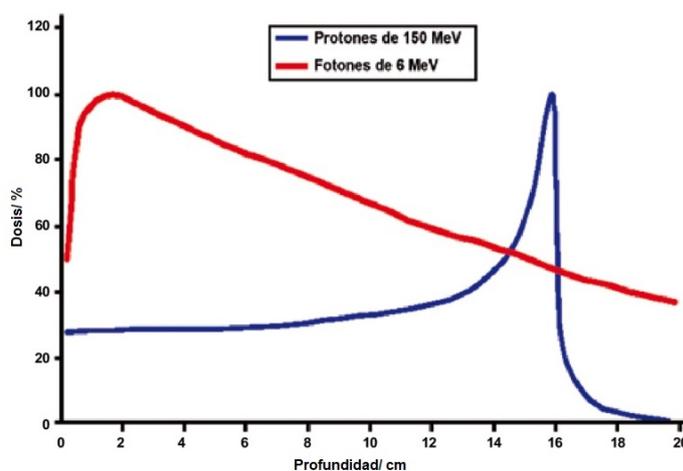


Figura 1.5: Curvas de deposición de dosis en agua de haz de protones y fotones en energías de terapia [4].

<sup>5</sup>En Diciembre de 1990, se registra el mayor accidente radiológico de España, en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa en Zaragoza. Fue debido a un error de mantenimiento del acelerador, se radió a los pacientes con dosis superiores a la prevista (sobredosis del 200 % a 700 %), 27 personas se vieron afectadas de las cuales 18 fallecieron por causa de la sobreexposición [7].



# Capítulo 2

## Fundamento teórico

### 2.1. Radiación Ionizante

Denominamos radiación a la emisión y propagación de energía en forma de ondas (radiación electromagnética, térmica, lumínica...) o de partículas subatómicas (radiación corpuscular).

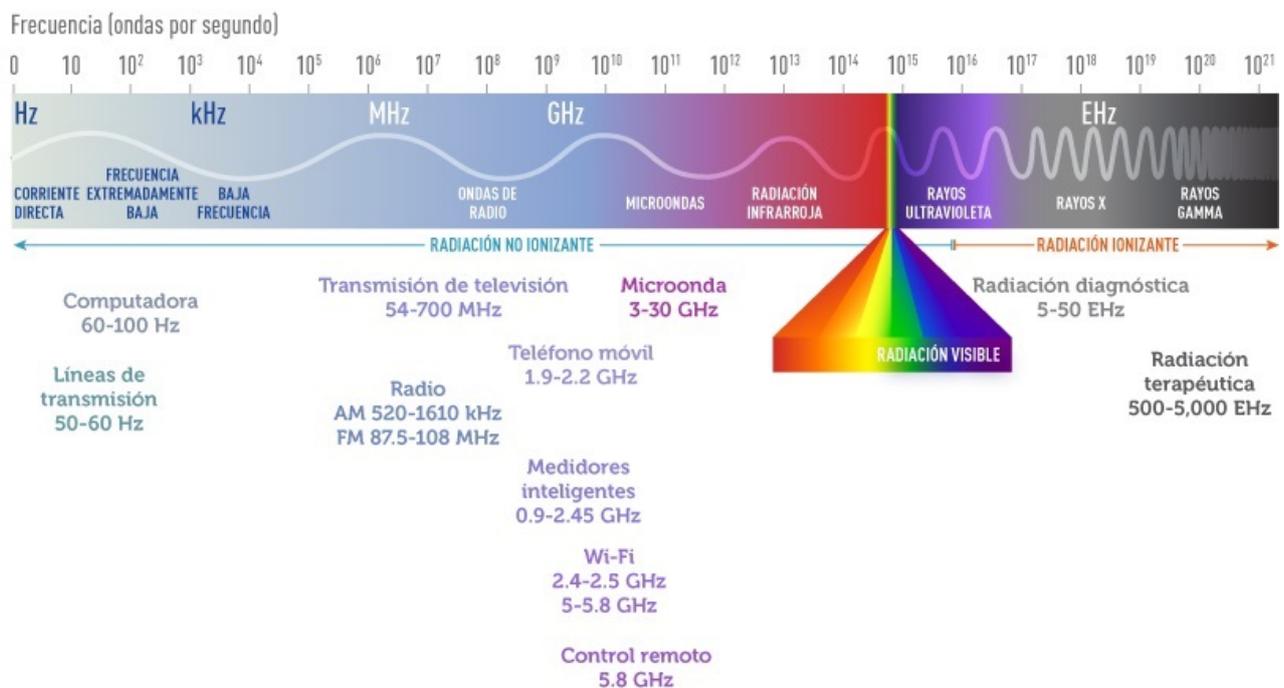


Figura 2.1: Espectro electromagnético [8].

Podemos clasificar la radiación en ionizante o no ionizante (Figura 2.1). La primera se da cuando la radiación tiene suficiente energía como para ionizar la materia, es decir, puede extraer electrones ligados del átomo. Existen varios tipos de fuentes de radiación (las tres primeras son de tipo corpuscular, mientras que las dos últimas son de tipo electromagnético):

- *Partículas alfa  $\alpha$* : núcleos de He totalmente ionizados, aparecen en reacciones nucleares o desintegraciones radiactivas, poseen una alta ionización y baja penetración.
- *Partículas beta  $\beta$* : son electrones y positrones con gran velocidad, que proceden de un suceso radiactivo, poseen una menor ionización, pero mayor penetración que las partículas alfa.

- *Neutrones*: son neutrones libres, resultado de reacciones nucleares como la fisión o fusión nuclear. Al carecer de carga, son un tipo de radiación muy penetrante, pueden penetrar con facilidad en la estructura de algunos átomos.
- *Rayos gamma  $\gamma$* : son fotones con alta energía (MeV), sin carga ni masa. Se producen en el núcleo del átomo de forma natural (también se producen por fenómenos astrofísicos), poseen una baja ionización y alta penetración.
- *Rayos X*: son fotones con alta energía (superior a KeV), con características muy similares a los rayos gamma, pero a diferencia se producen en las capas externas del núcleo y en general de forma artificial.

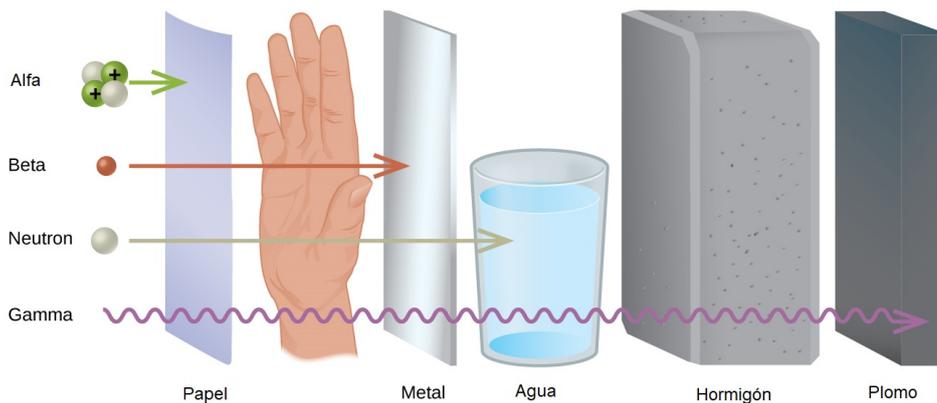


Figura 2.2: Poder de penetración de las partículas: se muestra la capacidad de diferentes tipos de radiación para pasar a través de los materiales[9].

Continuamente, estamos expuestos a radiación procedente de varias fuentes como el Sol, los rayos cósmicos, algunas fuentes naturales o ciertos materiales empleados en los hospitales. Las personas que reciben una mayor dosis son los astronautas y tripulaciones de aviación, debido a la radiación cósmica, el personal médico de hospitales que trabajen con radiación e investigadores de instalaciones nucleares o radiactivas. La radiación media anual global es de 2,5 mSv, el límite de los trabajadores en este tipo de instalaciones es de 50-250 mSv y la dosis para una muerte probable en el 50 % de los casos es de 5-6 Sv.

En la actualidad, la radiación ionizante tiene varios usos: en la industria, para producción de energía, esterilización de alimentos o conocimiento de la composición interna de materiales; en la medicina, para diagnóstico y tratamiento de enfermedades.

Pero, *¿Cómo afecta la radiación ionizante a los seres vivos?* La radiación puede producir varios efectos, desde quemaduras en la piel, caída de cabello, náuseas o incluso la muerte; esto depende de la cantidad de radiación y el tiempo de exposición. En el caso de los seres vivos, se producen cambios químicos. La principal molécula biológica que puede sufrir daños es el ADN, bien de forma directa o indirecta mediante la ionización del agua u otros átomos y moléculas con radicales libres que actúan como intermediarios (Figura 2.3).

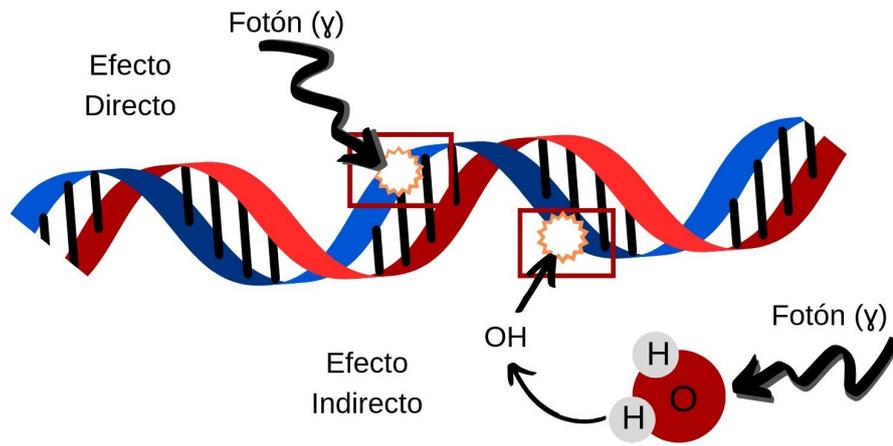


Figura 2.3: Rotura del ADN por efecto directo e indirecto de la radiación.

Los daños pueden corregirse, pero dependen del ciclo celular (Figura 2.4). Los tejidos como la médula ósea o los intestinos son de división frecuente y radiosensibilidad elevada, los tejidos con menos divisiones celulares poseen una sensibilidad intermedia (fases G<sub>1</sub> y G<sub>2</sub> del ciclo). Los tejidos nervioso y muscular tiene un bajo nivel de división (fase G<sub>0</sub>) y son radioresistentes. Por otro lado, los tumores se dividen de forma irregular e incontrolable siendo muy radiosensibles, de ahí que la radioterapia se emplee para combatir las células tumorales.

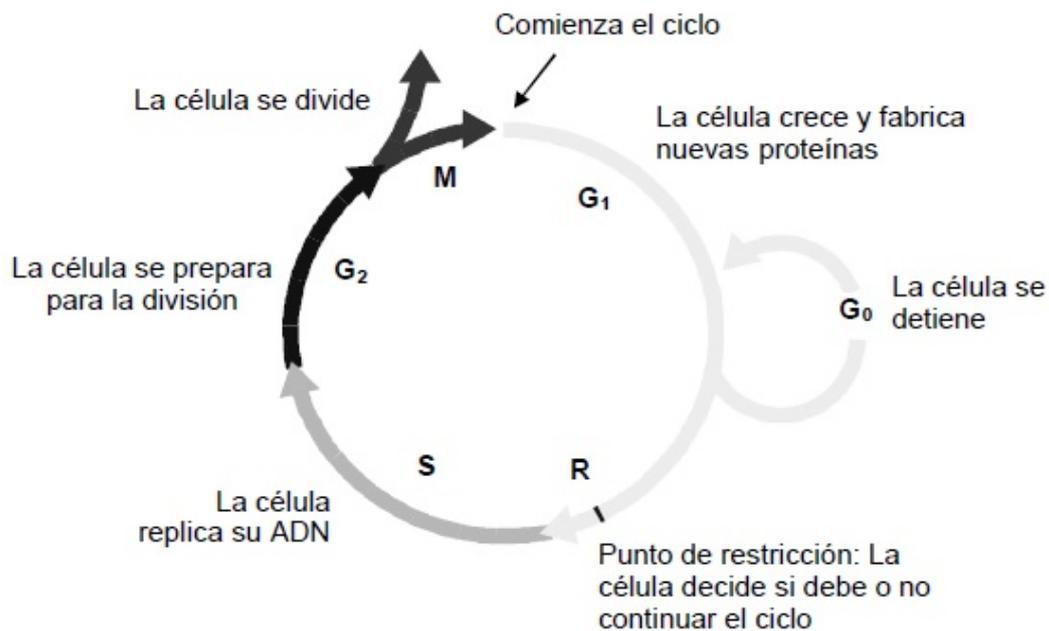


Figura 2.4: Diagrama del ciclo celular. Las células son más sensibles en la fase de mitosis (M) y más resistentes en la fase de replicación (S), mientras que las fases G<sub>1</sub> y G<sub>2</sub> tiene una radiosensibilidad intermedia [10].

## 2.2. Acelerador Lineal (LINAC o AL)

Como ya hemos indicado en la sección anterior, en torno a 1940 el número de unidades de telerradioterapia aumentó; entre ellas, los aceleradores de electrones de varios tipos: betatrones, ciclotrones o lineales. El primer acelerador lineal de uso clínico se instaló en el Hospital de Hammersmith en Londres en 1953.

En la actualidad, los aceleradores lineales han incorporado muchas mejoras y pueden generar haces de electrones y fotones de varias energías. Además, cuentan con variados accesorios como dispositivos de imagen o portal y colimadores (Figura 2.5).



Figura 2.5: Imagen del sistema de radioterapia Truebeam™ de Varian© [12].

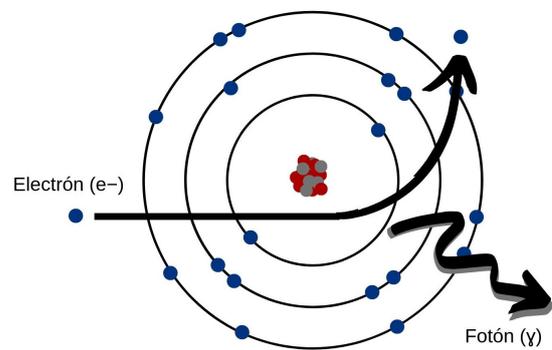


Figura 2.6: Radiación de frenado o *bremsstrahlung* producido por un electrón de alta energía desviado por un núcleo atómico.

El funcionamiento del LINAC es el siguiente: se generan electrones en un cátodo incandescente o mediante un sistema de inyección, estos son acelerados mediante un campo eléctrico pulsado, después se introducen en la guía de ondas que contiene un campo electromagnético de microondas de alta frecuencia y potencia, finalmente obtenemos los electrones acelerados que pueden emplearse directamente para tratar al paciente o bien se pueden frenar haciéndoles chocar con un blanco o target de material pesado (por ejemplo Wolframio). De esta forma, mediante la radiación de frenado o *bremsstrahlung* (Figura 2.6) los electrones ceden energía cinética emitiendo fotones, que serán las partículas que emplearemos para el tratamiento.

Vamos a explicar los diferentes procesos que ocurren en cada componente del acelerador (Figura 2.7):

- *Sistema de inyección de electrones - Cañón de electrones*: consta de una fuente de alto voltaje y un modulador de pulsos. A partir de la corriente alterna de la red general se crean pulsos cuadrados de alto voltaje, que dan un primer impulso a paquetes de electrones que se dirigen a la guía de ondas.
- *Generador de radiofrecuencias (RF)- Magnetron y Klystron*: el magnetron es el generador de microondas y el klystron es empleado como amplificador de potencia. Las ondas generadas por el magnetron son del orden de las ondas de microondas 3 GHz y baja potencia 400 W; en cambio, tras pasar por el klystron alcanzan una potencia alta de 7 MW.

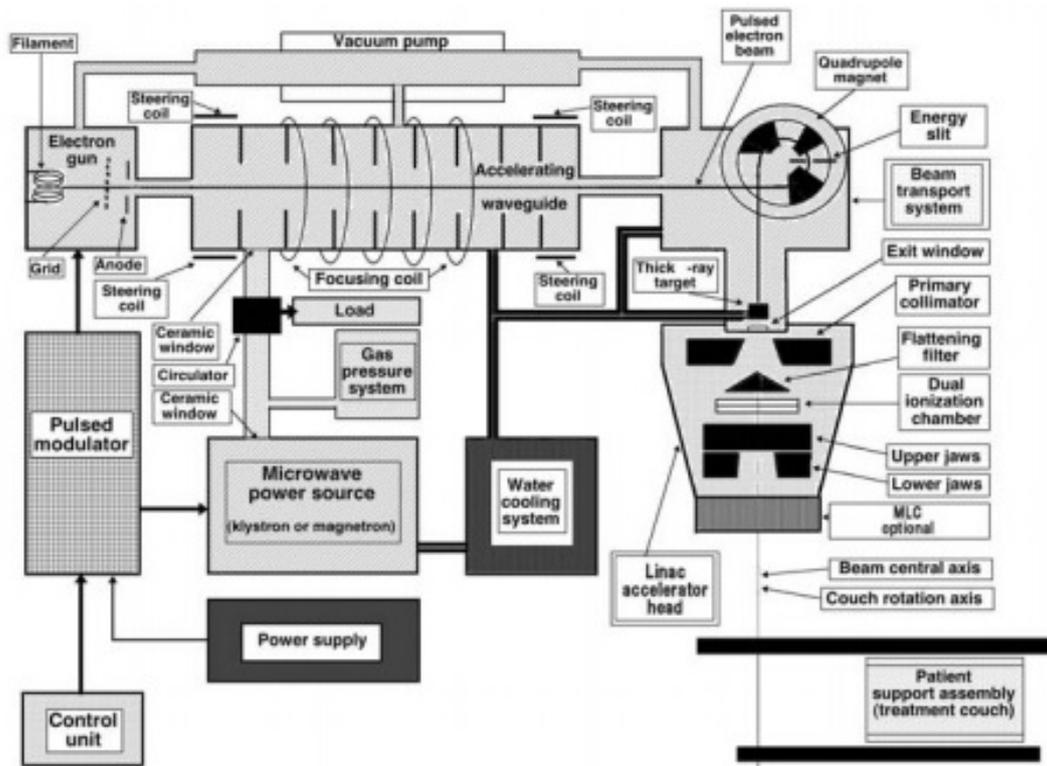


Figura 2.7: Esquema de componentes del acelerador lineal [13].

- *Guía aceleradora de ondas*: esta guía posee varias cavidades de resonancia, en las cuales el campo eléctrico oscila con la frecuencia de microondas producida por los electrones del magnetrón y el klystron. Cuando los electrones entran en la cavidad van siendo acelerados a lo largo de la guía alcanzando una velocidad cercana a la de la luz.
- *Target - Blanco*: Cuando los electrones salen de la guía pueden emplearse directamente para tratamiento, o bien pueden chocar contra el target produciéndose la radiación de frenado y obteniendo fotones de energías del orden de MeV. Dicho haz de fotones presenta un pico que suele afinarse con un filtro aplanador.
- *Sistema de colimación del haz*: esta parte del dispositivo cuenta con varios colimadores (Figura 2.8):
  - Colimador primario: determina el tamaño máximo de campo mediante una colimación cónica, tiene como función evitar las fugas de fotones dispersos. Se encuentra después del Target -Blanco y antes del filtro aplanador. A diferencia del resto de colimadores es fijo.
  - Colimador secundario: consta de cuatro bloques metálicos o mandíbulas, dos para la colimación en el eje Y (en la imagen: Y1 y Y2) y los otros dos para el eje X (en la imagen: X1 y X2). Este sistema determina el tamaño del campo rectangular emergente.
  - MLC (*Multileaf Collimator*): se trata de un colimador con múltiples láminas, esto nos permite configurar campos de formas irregulares al obtener el haz de radiación.

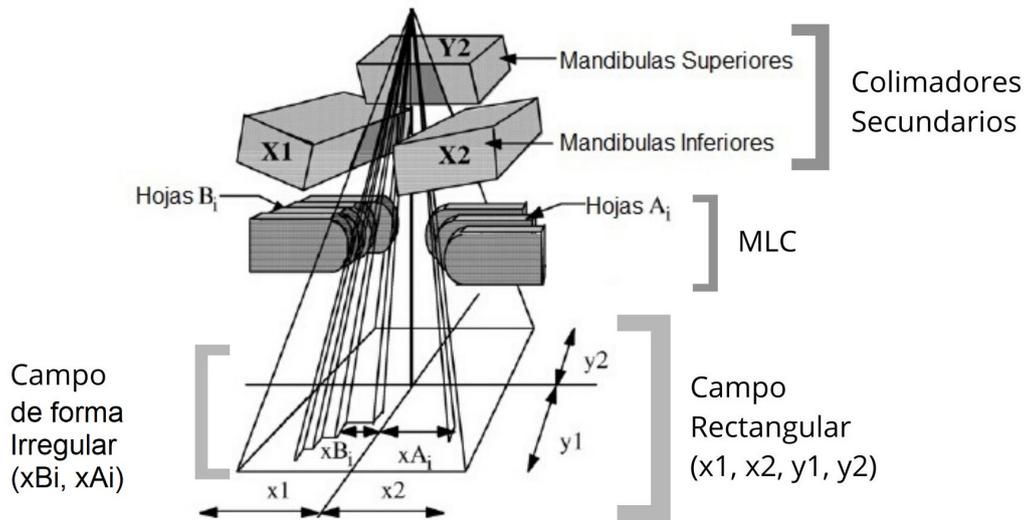


Figura 2.8: Esquema de colimación del haz, en el que se observan las mandíbulas y el MLC [15].

### 2.3. Películas Radiocrómicas (PRC)

Las películas radiocrómicas (PRC) son una herramienta de dosimetría estándar con muchísimas aplicaciones en radioterapia, como detectar la radiación ionizante o medir dosis de radiación. A medida que han pasado los años han ido sufriendo varios cambios y han evolucionando, siempre cumpliendo con los requisitos que solicitaban los físicos médicos.

#### Evolución de las PRC

Brevemente, vamos a ver la evolución que ha ido realizando el material radiocrómico y las PRC. Los materiales radiocrómicos se desarrollaron antes que los rayos X (1895) y que las películas radiográficas basadas en haluro de plata (AgX). Estas últimas eran muy útiles para la medida de dosis y de radiación, pero presentaban problemas en cuanto a absorción de energía, cuantización de la dosis o poca similitud con el tejido humano, por ello, los científicos comienzan a investigar buscando alternativas. A principios del S.XIX, Joseph Niepce realiza un experimento: expone una placa metálica con betún de Judea (sensible a la luz) durante varias horas y obtiene una imagen; de esta forma demuestra el proceso radiocrómico por primera vez.

En 1960, empezamos a encontrar los primeros trabajos de investigación, en su mayoría desarrollados por la Oficina Nacional de Normas de los Estados Unidos (actual Instituto Nacional de Estándares y Tecnología de los Estados Unidos). Anteriormente las PRC tenían un rango de radiación pequeño y localizado a altas dosis (103-106 Gy) y sus usos se limitaban a procesos industriales. Tras las investigaciones, las películas empiezan a poder emplearse como dosímetros de altas dosis pero no son sensibles para aplicaciones clínicas.

En 1980, se desarrolla la PRC de uso no industrial y es a principios del S.XX cuando se desarrolla un tinte de mayor sensibilidad que permite mapear dosis por encima de los 5Gy. Cuando exponemos una película PRC a radiación ionizante, calor o rayos UV, los monómeros de diaceliteno de los que está formada, sufren una polimerización progresiva (Figura 2.9) y las películas toman un color azul intenso. Tenemos una producción de cadenas de polímeros coloreados que crecen en longitud en función del nivel de exposición, la velocidad de la polimerización disminuye con el crecimiento del polímero. Después de la exposición, se pueden producir cambios en la transmitancia óptica (fracción de luz incidente, que pasa a través de una muestra, a una longitud de onda especificada) y la velocidad de cambio de transmitancia, que disminu-

yen con el tiempo; al esperar 24h la polimerización está casi completada y prácticamente no se producen cambios.

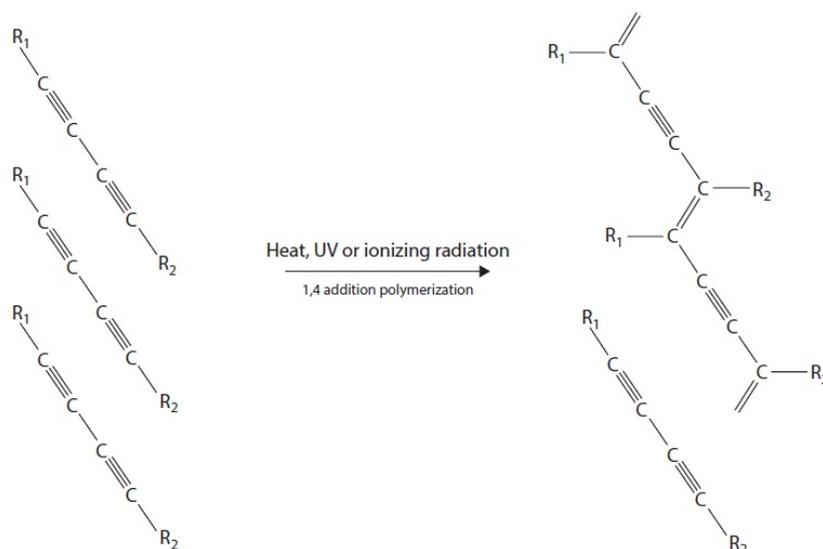


Figura 2.9: Monómeros de diacetileno que al exponerse a calor, rayos UV o radiación ionizante se someten a una polimerización 1,4 [16].

Otro de los grandes avances fue la introducción de la EBT (External Beam Treatment <sup>1</sup>), con esto las películas cuentan con una capa activa de composición similar a la densidad del tejido biológico que proporciona una mayor sensibilidad llegando a una precisión de 1cGy. Con el paso del tiempo los fabricantes (*GAF*<sup>©</sup>, *ISP*<sup>©</sup>, *Ashland*<sup>©</sup> ...) han tenido que ir abordando problemas en sus productos como la falta de uniformidad, la limitación del tamaño físico o el alto coste. Tras la llegada de las películas EBT (2004) de una gran sensibilidad le sigue la de EBT2 (2009) de color amarillento (o marca de agua en el sustrato activo, asumiendo que el colorante se distribuye de forma uniforme, se puede emplear el canal azul para corregir sutiles diferencias en el grosor de la capa activa) y ligeras modificaciones en la composición y posteriormente la EBT3 (2011) que localiza la capa activa entre dos capas de poliéster para una mayor robustez y permite que se sumerja en el agua e incluye marcadores para la alineación de la película. En los años siguientes se siguen desarrollando nuevos modelos como EBT-XD, pero nosotros nos vamos a centrar sobre todo en el modelo EBT3, que será el que emplearemos durante nuestras medidas.

### Características de las PRC: EBT3 de *GAFchromics*<sup>TM</sup>

Este modelo de PRC es adecuado para fotones de alta energía, ya que su rango de trabajo está en 0.2 - 20 Gy, adecuado para aplicaciones en IMRT <sup>2</sup>, VMAT <sup>3</sup> o braquiterapia <sup>4</sup>. La película tiene una estructura como la que se muestra en la Figura 2.10. La capa activa (active layer), posee un espesor de 28 $\mu$ m, contiene un componente activo, tinte marcador, estabilizadores y otros

<sup>1</sup>Terapia de haz externo que emplea un haz externo para tratar el tumor que se encuentra dentro del paciente.

<sup>2</sup>Radioterapia de intensidad modulada, mediante esta técnica se consiguen distribuciones de la dosis de radiación sobre el tumor, con gran conformación (ajustada a tumor-objetivo). El planificador calcula la fluencia que entregara el acelerador desde cada ángulo; suministrando la dosis de radiación prescrita y minimizando la exposición del tejido sano cercano.

<sup>3</sup>Arcoterapia volumétrica, es una forma avanzada de la IMRT. Distribuye la dosis en una sola rotación de 360 grados durante el tratamiento.

<sup>4</sup>La braquiterapia emplea fuentes radiactivas para tratar el cáncer, estas se introducen en la zona que requiere el tratamiento, de esta forma se administran altas dosis con poca repercusión en el tejido sano.

compuestos. El componente activo consiste en monómeros de litio pentacosa-10,12-diyonato (LiPCDA) en forma cristalina sumergidos en una matriz de polímero. Como ya hemos indicado previamente, el LiPCDA y en general los poliacetilenos, cuando son irradiados se juntan y forman canales poliméricos cuya longitud varía en función del nivel de exposición; existiendo una relación entre la cantidad de productos de la reacción y la dosis absorbida. La capa activa está protegida de los daños mecánicos, mediante las capas base (Matte Surface Clear Polyester Base), poseen un espesor de  $125\mu\text{m}$  y están compuestas por sustratos de poliéster mate. Se pueden consultar otras especificaciones en la Tabla 2.1.

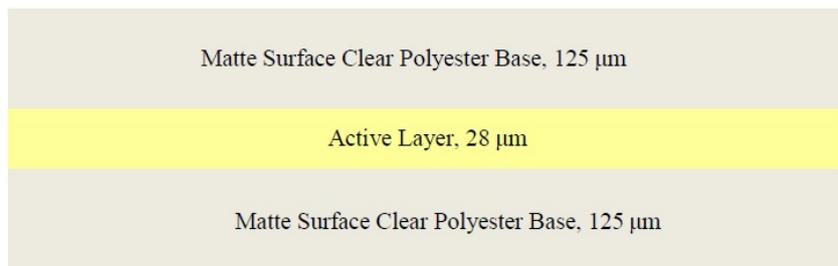


Figura 2.10: Estructura de la película radiocrómica *GAFChromic*<sup>TM</sup> EBT3 [26].

Tabla 2.1: Especificaciones de la película radiocrómica *GAFChromic*<sup>TM</sup> EBT3 [26].

| Propiedad                                               | <i>GAFChromic</i> <sup>TM</sup> EBT3 Film                                                                                                         |
|---------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Configuración                                           | Capa activa ( $28\mu\text{m}$ ) intercalada entre sustratos de poliéster de superficie mate de $125\mu\text{m}$                                   |
| Tamaño                                                  | 8" x 10", otros tamaños disponibles bajo pedido                                                                                                   |
| Rango de dosis dinámica                                 | 0.1 a 20 Gy                                                                                                                                       |
| Dependencia energética                                  | <5% de diferencia en la densidad óptica neta cuando se expone a 100 keV y 18 MeV                                                                  |
| Respuesta de fraccionamiento de dosis                   | <5% de diferencia de densidad óptica neta para una sola dosis de 25 Gy y cinco dosis acumuladas de 5 Gy y a intervalos de 30 min                  |
| Respuesta de tasa de dosis                              | <5% de diferencia en la densidad optica neta para exposiciones de 10 Gy a tasas de 3.4Gy/min y 0.034Gy/min                                        |
| Estabilidad a la luz                                    | < $5 \times 10^{-3}$ cambio en densidad óptica por 1000 lux-día                                                                                   |
| Estabilidad en la oscuridad (preexposición estabilidad) | < $5 \times 10^{-4}$ cambio de densidad óptica/día a 23°C y < $2 \times 10^{-4}$ cambio de densidad/día refrigerado                               |
| Uniformidad                                             | Mejor que $\pm 3\%$ en respuesta sensitométrica de la media; uniformidad de dosis mejor que $\pm 2\%$ con FilmQAPro y dosimetría de triple canal. |

Algunos detalles a tener en cuenta [18] :

- La gran ventaja de estas películas es que no precisan de procesado, ya que se autorevelan y no es necesario procesarlas.
- A temperaturas mayores de  $60^\circ\text{C}$  las PRC se dañan pasando de color azul a rojo.
- Necesitan ser conservadas y guardadas a una temperatura aproximada de  $22^\circ\text{C}$ .

- Poseen una pequeña tasa de penetración del agua menor del 1mm/h, no presentan daños mecánicos.
- Gran equivalencia con el tejido biológico.
- Alta resolución espacial: puede resolver características de hasta 25  $\mu\text{m}$  o menos.
- Se puede manipular la película dentro de una habitación, pero no dejándola expuesta a la luz durante tiempo prolongado.
- Se aconseja manipularlas por los bordes, preferiblemente con guantes, pueden marcarse con rotulador y pueden cortarse.
- Se debe no dejar trascurrir mucho tiempo entre la calibración y la lectura de las películas, pues podrían producirse cambios de hidratación.
- Las PRC son sensibles al componente UV de las lámparas de escaneo, por lo que el propio escaneo influye en el ennegrecimiento de estas.
- La falta de homogeneidad, los valores de pixeles y las densidades ópticas dependen fuertemente de la orientación relativa de la película y el escaner. El fabricante de películas EBT recomienda utilizar la orientación *landscape (horizontal/apaisado)* <sup>5</sup> .
- Es aconsejable protocolizar el proceso de medida de las películas para el análisis dosimétrico.
- El modo de escaneo a emplear es el de transmisión, los detectores CCD (Charge Coupled Device) recolectan la luz transmitida a través de la película.
- Se recomienda escanear la película en color de 48 bit (16 bit por canal) en el modo RGB (Red Green Blue).
- La mayoría de los escáneres comerciales basados en detectores CCD, usados para dosimetría de película, presentan una falta de uniformidad en la respuesta, principalmente en la dirección del sistema de detección CCD.

### Aplicaciones de las PRC

Las PRC comienzan a emplearse como dosímetros de rayos X y electrones, para mapear la dosis de cada tratamiento. Pero con la llegada de los nuevos aceleradores lineales que poseen nuevas técnicas de imagen radiográfica KV y MV durante el tratamiento, las PRC dejan de ser empleadas.

Cada vez es más usual la planificación de tratamientos de radiación avanzada como son: la radioterapia esteotáctica (SRS) con altas dosis de radiación para tratar lesiones dentro del cerebro y la radioterapia corporal esteotáctica (SBRT) empleada para pequeñas lesiones de pulmón, hígado, páncreas, columna vertebral y otros muchos tumores no operables. Los campos pequeños que requieren estos tratamientos son todo un desafío; para ello se emplean varios detectores: película EBT-3, chips de dosímetro termoluminiscente (TLD), microdiamante y otros detectores de estado sólido para dosimetría de campo pequeño. Una mala elección de detector puede dar lugar a errores del 30-60% en factores de salida o campo(OF), lo que da lugar a

---

<sup>5</sup>Cuando la dirección de escaneo es paralela a la de *coating direction* ( los polímeros tiene forma de aguja que durante el proceso de fabricación se alinean paralelamente, según una dirección determinada de la propia película).

accidentes radiológicos.

Las PRC son una opción de detector de dosimetría con gran potencial, ya que poseen una alta resolución espacial 2D, casi equivalencia tisular, gran disponibilidad en clínicas de radioterapia, son rentables, y además, requieren un equipo mínimo para lectura.

Otra de las aplicaciones actuales es para la realización de pruebas recomendadas. Los tratamientos de IMRT y VMAT emplean un método de planificación inversa, que optimiza los tratamientos mediante la fluencia computarizada y así se obtienen los haces con las distribuciones de dosis adecuadas para el tratamiento. Se trata de procesos muy complejos que implican numerosas oportunidades para producir errores; por ello, se recomienda realizar varias pruebas para comprobar la precisión de los datos del haz utilizados por el sistema de planificación o la precisión de los cálculos de dosis del sistema.

## 2.4. Planificador

Para la creación de los tratamientos radioterápicos, se emplea un planificador que es esencialmente un software de cálculo de dosis mediante algoritmos especializados. Existen varios tipos, en nuestro caso emplearemos el de la casa *Varian*<sup>©</sup>, llamado *Eclipse*<sup>TM</sup>. Se trata de un planificador con gran precisión de cálculo de dosis, con un algoritmo óptimo para cada modalidad de tratamiento denominado *AAA - Analytical Anisotropic Algorithm*.

A medida que se introducía la radioterapia como tratamiento contra el cáncer, se fueron produciendo diversas mejoras en el planificador. Para poder obtener un método, modelo o algoritmo capaz de predecir la distribución de dosis absorbida, es necesario la caracterización de los campos de radiación. En 1970 llega el primer planificador comercial, el cual no habría podido ser construido sin la llegada del tomógrafo computarizado (TC), que permitía obtener imágenes de diagnóstico corte a corte. En 1980, los algoritmos clásicos basados en medidas, dejan paso a la segunda generación de algoritmos basados en la física básica de interacción radiación/materia, también denominados de *convolución/superposición*. A finales de los 80, principios de los 90, se aplica clínicamente una simplificación de dichos algoritmos de convolución, el denominado *Pencil Beam Convolution (PBC)*<sup>6</sup> debido a los elevados requerimientos de computación. A mediados de 1990, las capacidades de computación mejoran y hacen posible el uso del algoritmo de *convolución/superposición*. En el 2000, se presenta el primer planificador comercial basado en Monte Carlo (MC)<sup>7</sup>.

El algoritmo de *convolución/superposición*, es de tipo semianalítico. A partir de la convolución<sup>8</sup> del TERMA (punto en el que ocurre el scattering) en cada punto de interacción y el kernel (núcleo elemental de deposición de dosis, generalmente obtenida mediante métodos Monte Carlo) se obtiene la dosis (Figura 2.11). El algoritmo de planificación *AAA*, obtiene la dosis absorbida mediante una convolución tridimensional de núcleos de *Pencil Beam Convolution (PBC)*.

---

<sup>6</sup>Calculan la dosis absorbida mediante la convolución 2D de un haz estrecho denominado *Pencil Beam*, de ahí su nombre.

<sup>7</sup>Es un método que emplea un modelo de distribuciones de probabilidad conocidas, actualmente es una de las formas más exactas de conocer la dosis absorbida en un paciente, al contar con probabilidades cercanas a la naturaleza y pocas aproximaciones.

<sup>8</sup>Operador matemático que trasforma dos funciones  $f$  y  $g$  en una tercera que representa la superposición de  $f$  y la versión trasladada e invertida de  $g$ .

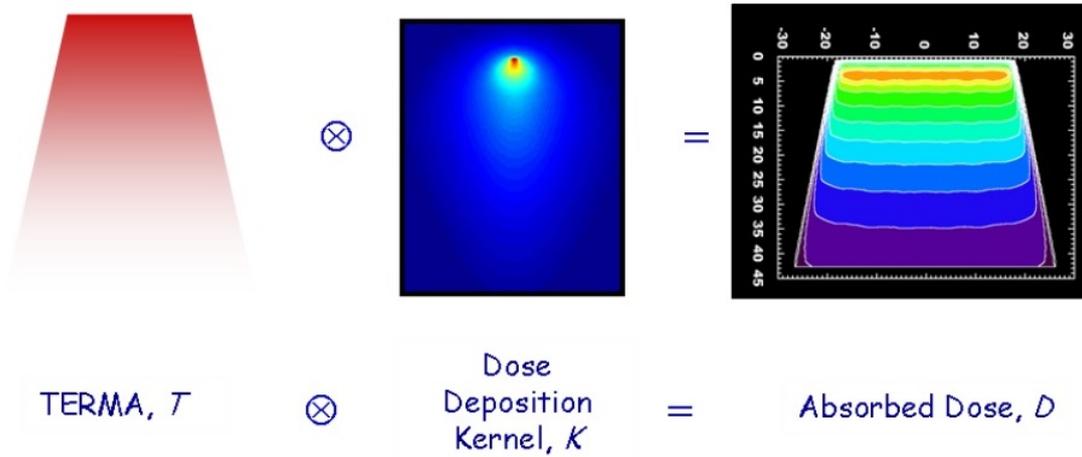


Figura 2.11: Convolución entre TERMA ( $T$ ) y Kernel ( $K$ ), obteniendo la distribución de dosis absorbida ( $D$ )[20].

El planificador calcula dosis, mediante un algoritmo, en los 80-90 dicho algoritmo era el PBC. Con la llegada del siglo XXI, comenzó a emplearse el algoritmo de convolución/superposición. El planificador necesita varios elementos: una base de datos del haz reales, es decir datos empíricos que se han tomado en una cuba de agua y con los que se ajustan los parámetros del algoritmo del planificador; el algoritmo que es el encargado de modelizar de la forma más efectiva el comportamiento real del haz en dicha ocasión y las imágenes de TC, para conocer el volumen y la distribución electrónica en el que se quiere distribuir la dosis.



# Capítulo 3

## Planteamiento

En este apartado, explicaremos la importancia de la validación con PRC de los cálculos del planificador para campos pequeños.

### 3.1. Problema

Los tratamientos de radioterapia como IMRT, VMAT o SRS son configurados y creados con los aceleradores lineales, máquinas de una elevada precisión. Los cálculos de modelización de los haces son realizados por el planificador y cuando los campos son grandes (de  $40 \times 40 \text{cm}^2$  a  $4 \times 4 \text{cm}^2$ ) los cálculos son validados/cotejados con medidas reales realizadas con cámaras de ionización<sup>1</sup>.

En cambio cuando los campos son pequeños (de  $4 \times 4 \text{cm}^2$  a  $0.3 \times 0.3 \text{cm}^2$ ), las cámaras de ionización no son un método tan preciso ya que cuanto más se parece la dimension/volumen de la cámara (generalmente mayor de  $0,1 \text{cm}^3$ ) al campo, es más complejo realizar las medidas debido al promediado del volumen (Figura 3.1), tenemos un problema de dimensiones comparables. En estos casos es necesario un tratamiento especial para realizar mediciones o cálculos de dosis, a continuación vamos a desarrollar algunos de los problemas que acabamos de mencionar.

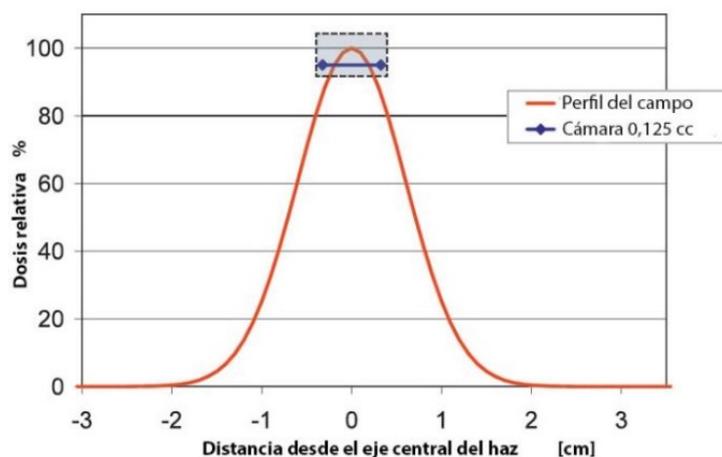


Figura 3.1: Perfil de dosis de un campo  $1.4 \times 1.4 \text{cm}^2$  y el volumen de una cámara de ionización de  $0,125 \text{cm}^3$ [23].

<sup>1</sup>Se trata de un dispositivo que mide la radiación ionizante. El instrumento posee un cilindro lleno de gas entre dos placas de metal conductoras separadas, donde se aplica un voltaje. Cuando el gas se ioniza por algún tipo de radiación, los iones se desplazan a los electrodos de signo opuesto, creando una corriente que se puede medir con un electrómetro.

- La fuente no se puede considerar puntual en comparación con el tamaño del campo: La fuente posee un tamaño finito, cuando se define mediante los colimadores un cierto tamaño de campo, el detector solo tiene visibilidad de parte de la fuente y se produce lo que se denomina *efecto de oclusión parcial de la fuente de fotones* (Figura 3.2). (Se trata de una peculiaridad de campos, realmente a las cámaras de ionización no les afecta.)

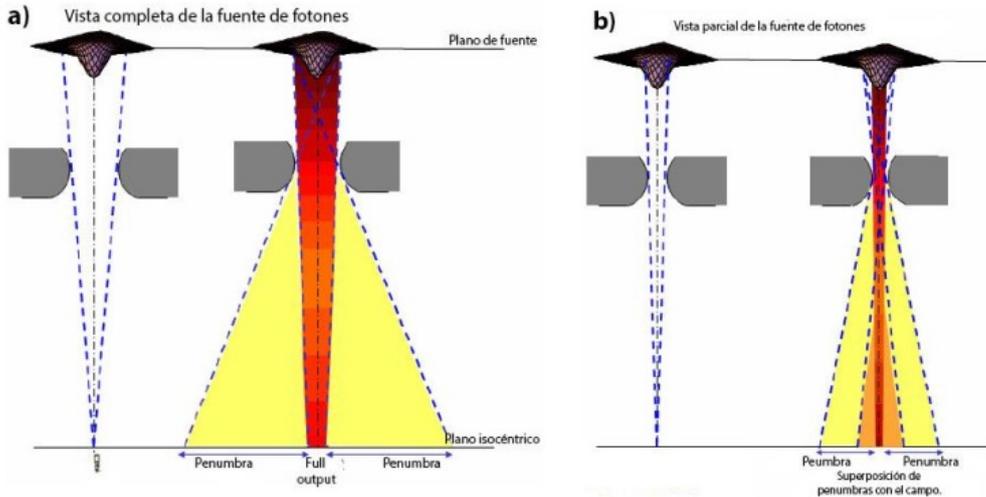


Figura 3.2: (a)Fuente de fotones sin ocluir. (b)Fuente de fotones ocluida, superposición de penumbras con el campo[24].

- Sobreestimación del tamaño de campo*: el tamaño de campo determinado por el ancho a mitad de altura (FWHM:Full Width at Half Maximum) del perfil en el plano isocéntrico, no suele coincidir con el tamaño definido en colimadores. Se produce una relación no lineal entre la variación de la colimación y el tamaño medido (Figura 3.3).

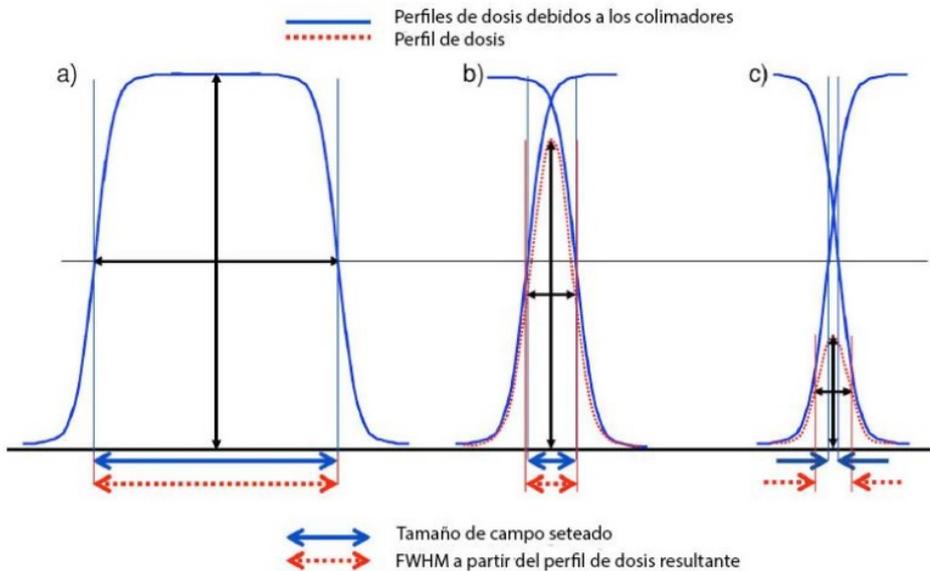


Figura 3.3: Los colimadores definen un tamaño de campo mayor que el rango lateral de partículas cargadas; que puede determinarse midiendo FWHM. (b) Si el tamaño de campo es del mismo orden que el rango de equilibrio, ocurre superposición de penumbras. El error cometido por la medición del FWHM es pequeño. (c) El tamaño de campo es muy pequeño. Falla la determinación de tamaño de campo por FWHM. Se produce sobreestimación del tamaño de campo [24].

- Efecto de promediado volumétrico*: cuando se emplea un detector para realizar medidas nos encontramos con la limitación de su volumen (finito). La señal que obtenemos del

detector es en realidad un promedio de la dosis en todo su volumen sensible. Cuando el detector se encuentra en una zona de gradiente de dosis, la señal que produce es diferente a la de uno de volumen infinitesimal (figura 3.1). El promediado volumétrico da lugar a dos efectos:

- Subestimación de la dosis en el centro del campo, especialmente cuando el tamaño del detector es mayor que la región de dosis *uniforme* del perfil e incluye zonas de penumbra.
- Ensanchamiento de la penumbra. Cuanto más estrecha sea la penumbra real del campo, mayor será el efecto.

Si estos problemas no se corrigen pueden dar lugar a accidentes radiológicos. En la Figura 3.4, podemos observar alguno de los artículos que dieron cobertura a malas gestiones con campos pequeños, en concreto se hace referencia a un accidente producido en 2010.

### ***Radiation Errors Reported in Missouri***

By WALT BOGDANICH and REBECCA R. RUIZ FEB. 24, 2010

The New York Times



A hospital in Missouri said Wednesday that it had overradiated 76 patients, the vast majority with brain [cancer](#), during a five-year period because powerful new radiation equipment had been set up incorrectly even with a representative of the manufacturer watching as it was done.

The hospital, CoxHealth in Springfield, [said](#) half of all patients undergoing a particular type of treatment — stereotactic [radiation therapy](#) — were overdosed by about 50 percent after an unidentified medical physicist at the hospital miscalibrated the new equipment and routine checks over the next five years failed to catch the error.

The revelation comes at a time of growing concern about safety procedures for a new generation of powerful, computer-controlled medical radiation equipment.

Stereotactic therapy delivers radiation in such high doses that usually only one treatment is required. It is commonly used to treat small [tumors](#) in the head, which must be firmly stabilized, allowing radiation to be delivered to a precise location.

Figura 3.4: Captura de un artículo publicado por el diario *The New York Times*<sup>©</sup> de un accidente en tratamientos con campos pequeños [25].

El accidente se produjo en Missouri (EEUU), en él 76 pacientes se vieron afectados por un aumento de la dosis durante sus tratamientos de SRS. Uno de los físicos médicos encargados no se percató de que la calibración del haz de radiación más pequeño debía ser calibrado de forma especial.

## **3.2. Solución**

Tras descartar las cámaras de ionización como método de validación de los campos pequeños, necesitamos emplear uno adecuado para las dimensiones de dichos campos. Como indicamos en el apartado 2.3, algunos de los detectores que se pueden emplear son: dosímetros termoluminiscentes (TLD), detectores de microdiamante<sup>2</sup>, detectores tipo diodo semiconductor<sup>3</sup> o

<sup>2</sup>Este tipo de detectores son de tipo estado sólido de diamante, poseen una alta sensibilidad, por lo que son adecuados para campos pequeños logrando una alta resolución espacial. Cuando el diamante absorbe radiación ionizante se produce un cambio temporal en la conductividad del material.

<sup>3</sup>Son detectores de tipo estado sólido de silicio, tiene una sensibilidad mayor que las cámaras de ionización ya que presentan un mayor número de átomos. Además se caracterizan por tener una rápida respuesta temporal y

película EBT-3; una mala elección de detector puede dar lugar a errores del 30-60 % en factores de salida o campo.

Veamos algunos de los requisitos que han de cumplir los detectores de campos pequeños. Se han de tener en cuenta aspectos físicos del haz, características del detector, el medio en el que se llevaran a cabo las medidas y la interacción entre esos factores. El detector adecuado para dosimetría debería cumplir con los siguientes aspectos:

- Volumen sensible suficientemente pequeño para evitar el efecto de volumen parcial.
- Densidad másica y composición equivalente a la del agua.
- Forma de uso sencilla.
- Buena resolución espacial.
- Respuesta estable y lineal con la dosis recibida.
- Amplia disponibilidad comercial.
- Respuesta independiente de espectro de la dosis acumulada y de la tasa de dosis.

Las PRC carecen de las limitaciones de las cámaras de ionización, poseen alta resolución espacial 2D, baja dependencia energética entre 100KeV y 10MeV, casi equivalencia tisular, son relativamente económicas, es frecuente su disponibilidad en clínicas de radioterapia y requieren de un equipo mínimo de lectura. Por esos motivos son el tipo de detector que emplearemos para realizar las medidas de validación de campos pequeños.

---

una buena resolución espacial. Esto último tiene una gran importancia, ya que nos libra del efecto de promediado espacial. El volumen sensible de este tipo de dispositivos es del orden del  $mm^3$

# Capítulo 4

## Medidas

### 4.1. Material

A continuación vamos a realizar una introducción sobre todo el material y máquinas empleadas durante las medidas, entre ellas tenemos:

- **Películas Radiocrómica (PRC):**

En el apartado 2.3, hemos descrito el funcionamiento, las características y las aplicaciones de este material. Para las medidas hemos empleado películas radiocrómicas de la marca *GAFChromic*<sup>TM</sup>, modelo EBT3; pertenecientes al lote: Lot# 04191602, con fecha de expedición: Exp.Date: April,2018.

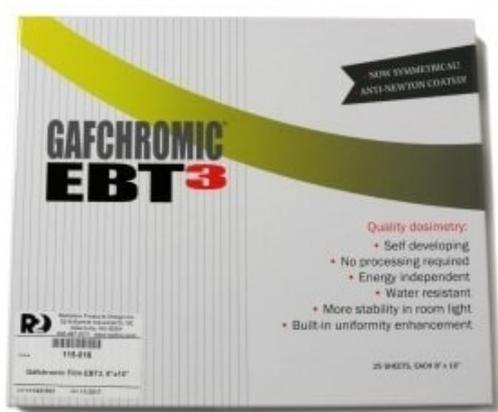


Figura 4.1: Caja de las películas radiocrómicas empleadas *GAFChromic*<sup>TM</sup> EBT3 [26].



Figura 4.2: Escáner empleado: Epson Perfection<sup>TM</sup> V700 Photo [27].

- **Escáner:**

El escáner empleado es *Epson Perfection*<sup>TM</sup> V700 Photo, junto con su software asociado EPSON Scan. Se escaneará la película en el modo RGB, en color de 48 bit y resolución espacial de 150 dpi<sup>1</sup>.

- **Acelerador Lineal (LINAC):**

Se empleará el acelerador lineal *Truebeam*<sup>TM</sup> de *Varian*<sup>©</sup>, ya mencionado en la sección 2.2 (Figura 2.5).

<sup>1</sup> *dots per inch* cuyo equivalente en español es *puntos por pulgada* (ppp)

- **Sistema de Planificación de Tratamientos:**

En la sección 2.4 hemos hablado en profundidad del funcionamiento de este tipo de programas. El modelo a emplear es el *Eclipse<sup>TM</sup>* de *Varian<sup>©</sup>*, v 6.23 y algoritmo de calculo empleado AAA(Anisotropic Analytical Algorithm).

- **Aplicación Web para Dosimetría:**

Para poder obtener los datos de dosis absorbida en la película, emplearemos un programa de análisis llamado: *Radiochromic<sup>©</sup>*. El programa nos permite subir los archivos TIFF<sup>2</sup> de las películas radiadas y no radiadas a la plataforma y trabajar con ellas. *Radiochromic<sup>©</sup>* proporciona el valor en dosis de cada pixel de la PRC según su densidad óptica de acuerdo a una función polinómica ajustada con la PRC de calibración.

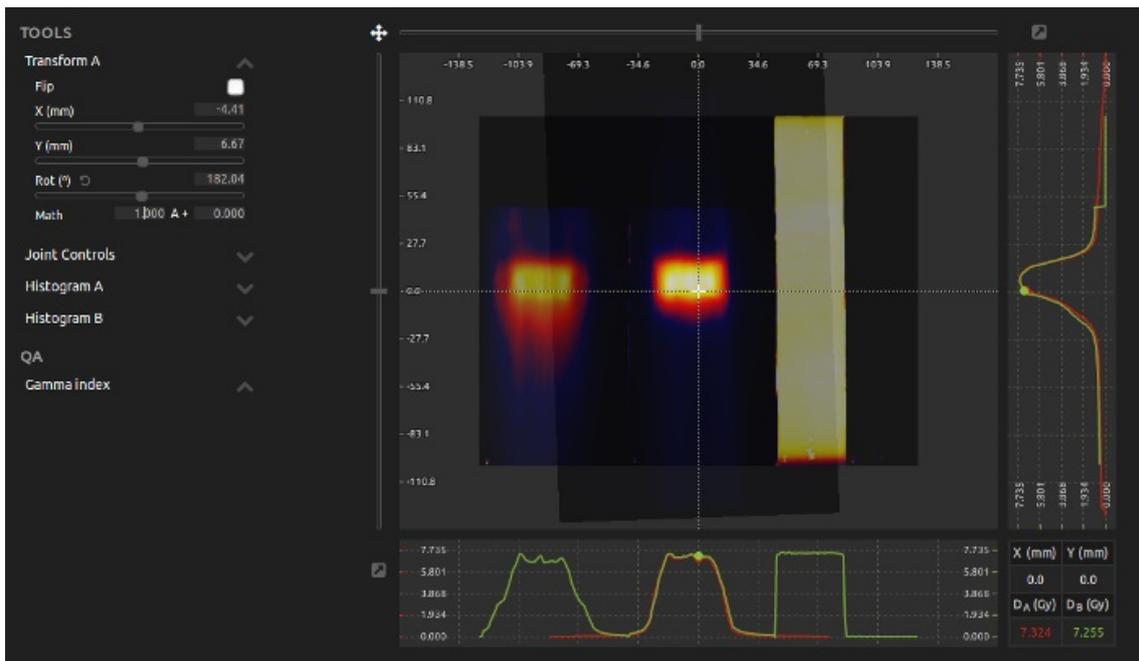


Figura 4.3: Imagen de la interfaz de análisis dosimétrico de *Radiochromic<sup>©</sup>* [28].

## 4.2. Montaje experimental

- **Corte y manipulación de la película:**

Se han empleado un total de 9 PRC (que reciben el nombre de *Película x*, siendo x: A, B, C, D, E, F, G, H e I) para la realización de las medidas; a mayores se utilizaron 2 PRC más para la calibración dosimétrica. Para su manipulación se emplearon guantes de latex y se cubrió con papel film la zona de trabajo para evitar el contacto con suciedad. Se marcaron con rotulador las dimensiones de los trozos de película como se indica en la Figura 4.4 y se cortaron con tijeras de filo afilado. Todo el manejo con película se ha realizado en una sala con luz natural, evitando la radiación ultravioleta de los fluorescentes.

<sup>2</sup>Tagget Image File Format, es un formato de imagen con mapa de bits, se emplea para escáner de imágenes y para guardar imágenes de alta calidad sin pérdida por compresión.

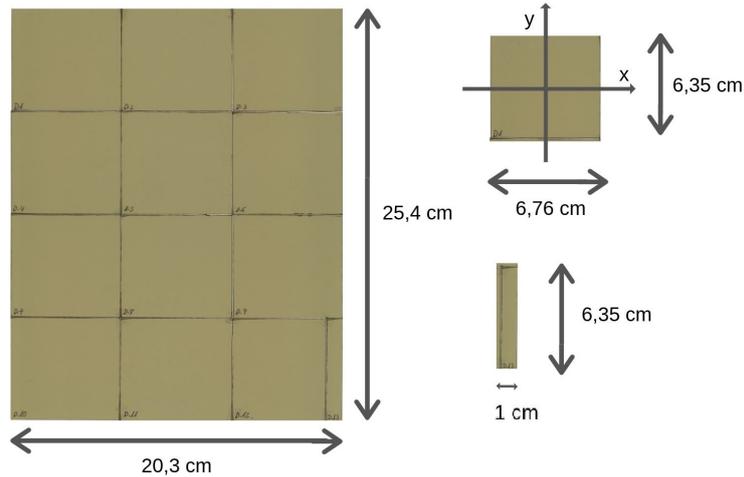


Figura 4.4: Tamaño de la película EBT3 y distribución de los cortes de la *Película D*.

#### ■ Radiación de la película:

Tras el corte y escaneado previo de la película no irradiada, se procede a la radiación; para ello se colocan los trozos de película según la distribución de la Figura 4.6. El material que se encuentra entre las películas se llama *Agua Sólida - RW3 Slab Phantom Type 29672* [21], es un material con densidad similar a la del agua líquida, pero a diferencia de ésta es más manejable. Se trata de varias láminas con diferentes grosores (1mm, 2mm, 5mm o 1cm) y un tamaño de 30cm x 30cm, que dispondremos de tal forma que obtengamos dos bloques de 5cm y otros dos de 10cm, indicados en la Figura 4.6.



Figura 4.5: Imagen del acelerador lineal *Truebeam™*, durante la colocación de las películas para radiación.

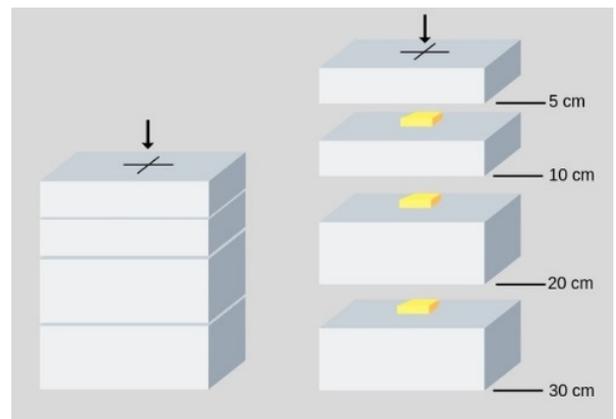


Figura 4.6: Distribución de las películas durante la radiación.

Los campos que radiaremos son los que se indican en la Tabla 4.1, serán radiados con fotones ( $\gamma$ ) con energía de 6 MV FFF<sup>3</sup> (sin filtro aplanador).

<sup>3</sup>Flattening Filter Free, son haces generados en cabezales sin filtro aplanador, permiten generar altas tasas de entrega de dosis, reduciendo el tiempo de exposición.

Tabla 4.1: Campos de radiación estudiados.

| Campo MLC ( $cm^2$ ) | Campo Mandíbulas ( $cm^2$ ) |     |     |     |     |
|----------------------|-----------------------------|-----|-----|-----|-----|
| 0.5x0.5              | 1x1                         | 2x2 | 3x3 | 4x4 |     |
| 1x1                  |                             | 2x2 | 3x3 | 4x4 |     |
| 2x2                  |                             |     | 3x3 | 4x4 |     |
| 3x3                  |                             |     |     | 4x4 |     |
| 4x4                  |                             |     |     |     | 5x5 |

En total serán 11 campos, para obtenerlos dejaremos fijo el tamaño del MLC y variaremos el de las mandíbulas (Figura 2.8), por ejemplo el campo:  $0.5x0.5(2x2)$  y  $0.5x0.5(3x3)$ . En cada disparo emplearemos tres trozos de película, obteniendo dicho campo en las tres profundidades: 5cm, 10cm y 20cm. A partir de ahora nos referiremos a los campos con la siguiente nomenclatura: *Campo MLC (Campo Mandibulas) - Profundidad Agua Solida*, un ejemplo seria:  $0.5x0.5(3x3) - 5cm$

■ **Escaneo de la película:**

Antes de realizar cualquier escáner de película, es necesario encender con antelación el escáner y realizar 5 escáneres en blanco para calentarlo. Tras cortar las películas en trozos de [6.35cm x 6.76cm] se vuelven a pegar en el mismo orden y se realizan 5 escáneres de la película sin radiar (es importante que durante el escaneo la película esté plana, para ello se empleó un cristal que realizaba presión y evitaba que se curvara la PRC). De igual forma una vez irradiada la película se esperan 24h y se realiza un nuevo escaneado, 5 nuevos escáneres.

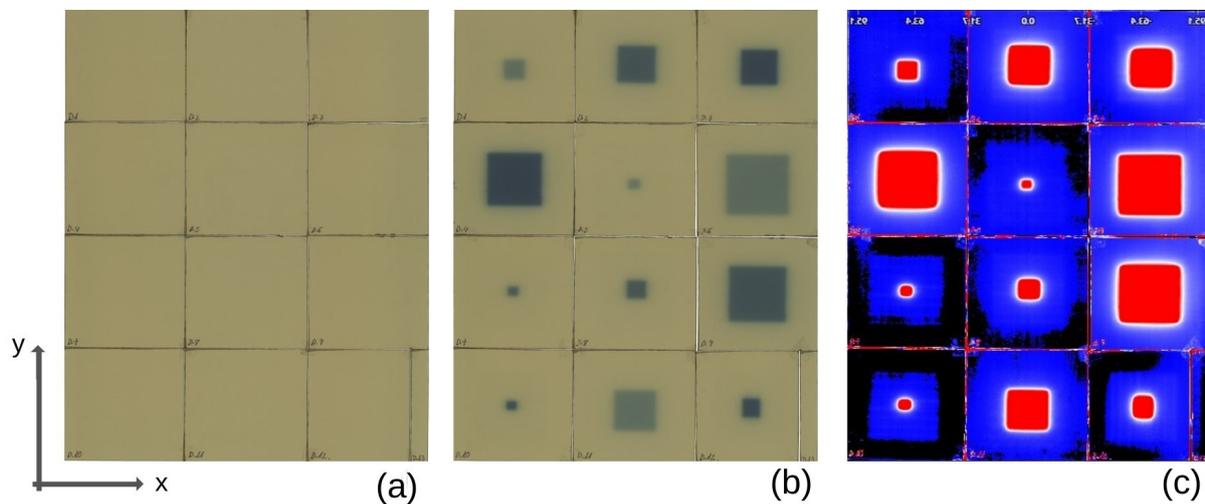


Figura 4.7: Película D escaneada: (a)No irradiada, (b)Irradiada y (c)Asignación de dosis calculada por Radiochromic<sup>©</sup>.

Todos estos escáneres se han realizado bajo las mismas características:

- Orientación landscape.
- Color 48 bit (16 bit por canal) y modo RGB.
- Formato de la imagen TIFF.
- Resolución espacial de 150 dpi.

- **Calibración de la película:**

Para la calibración de la película, es necesario radiar una de ellas con varias dosis (0 - 14Gy), que más tarde introduciremos en el programa de *Radiochromic*<sup>©</sup>, para que realice las medidas y ejecute un ajuste de parámetros de dosis como referencia. El procedimiento es similar al que hemos visto en los apartados anteriores, se corta la película, en esta ocasión en trozos de [3.18cm x 20.3cm], cada uno de los trozos será radiado con diferentes dosis indicadas en la Figura 4.8 (también se indican las unidades Monitor (UM))<sup>4</sup>.

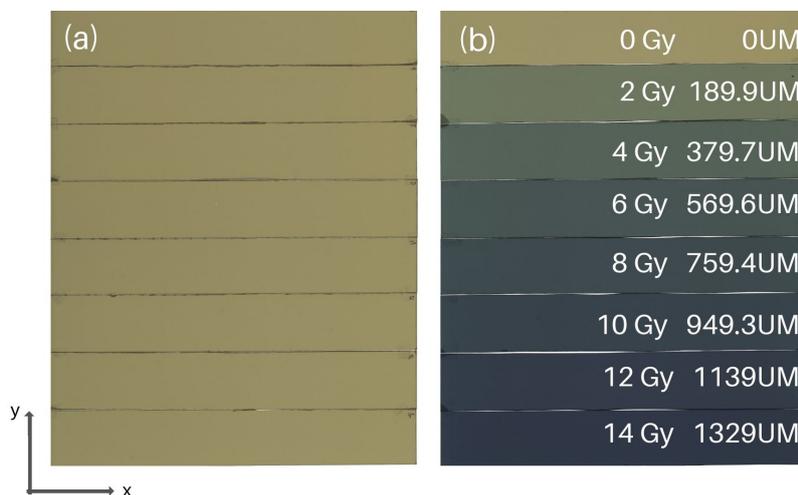


Figura 4.8: Película de calibración 0 - 14Gy: (a)No irradiada y (b)Irradiada (Dosis (Gy) y Unidades Monitor (UM)).

- **Empleo de *Radiochromic*<sup>©</sup>:**

Una vez obtenidas todas las imágenes de los campos radiados y la calibración, los subiremos a la plataforma web de *Radiochromic*<sup>©</sup>. Primero subiremos los archivos TIFF de calibración, los 5 de película no irradiada y los 5 de película irradiada. Indicamos la dosis de cada trozo mediante una ROI (Region Of Interest), el lote de PRC y el modo de escaneado, en nuestro caso *Transmission*.

A continuación subimos las películas no radiadas e irradiadas de los campos de medida. Indicamos el lote de PRC, modo de escaneado (*Transmission*), seleccionamos la zona de cero radiación (0Gy), indicada en la Figura 4.4, de tamaño [6.35cm x 1cm], y seleccionamos la película de calibración (0 - 14Gy) como referencia.

Pasamos a trabajar con los diversos campos, empleando la herramienta de estudio llamada *Dosimetry*, el módulo de la aplicación asigna el valor de la dosis en PRC (Figura 4.9). esta dispone de herramientas con las que podemos elegir el modo de visión, rotar la imagen y seleccionar una ROI, indicando el campo pequeño; tras centrar los ejes en el centro de la imagen, exportamos dos archivos CSV (Comma Separated Values) que presentan la posición del eje *x* e *y* frente a la dosis absorbida.

<sup>4</sup>Unidad de conteo interno del acelerador que da cuenta de la radiación que entrega el mismo, indica el tiempo que la maquina emitirá rayos y son propias de cada aparato.

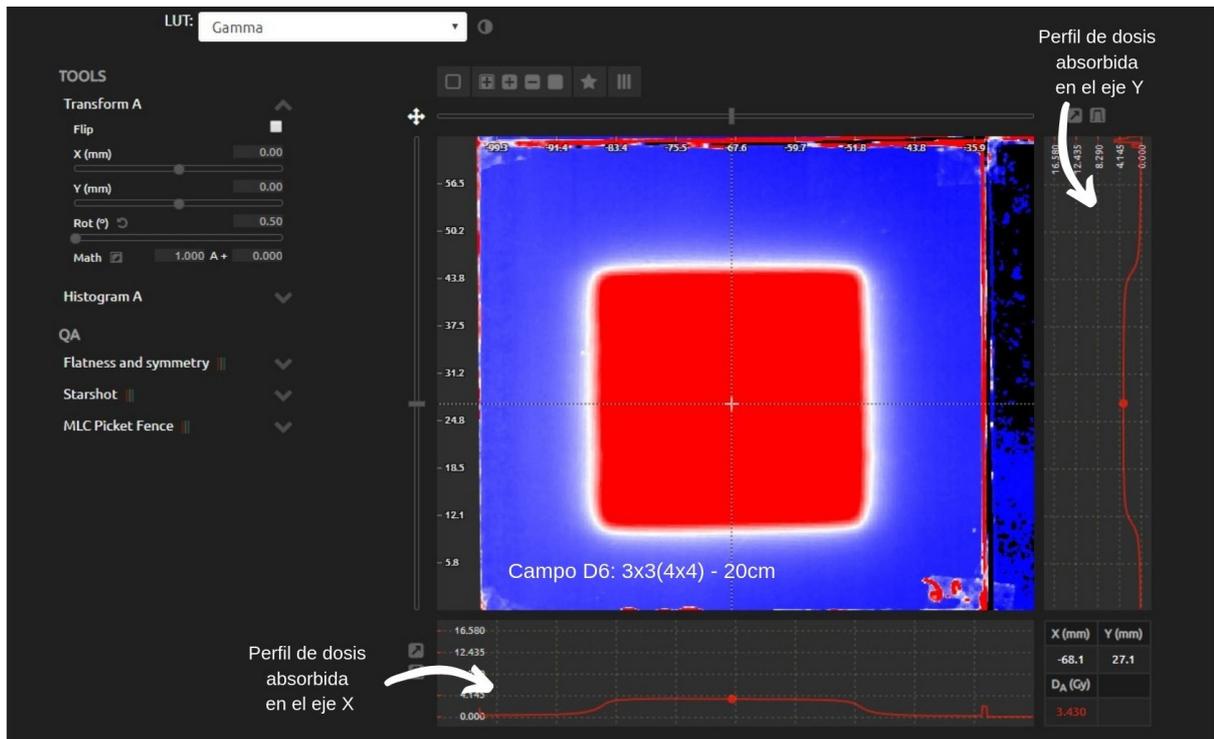


Figura 4.9: Función *Dosimetry* de *Radiochromic*<sup>©</sup>. Campo: 3x3(4x4) - 20cm. Película D - D6 [28].

#### ■ Tratamiento de datos (EXCEL):

Tras obtener todos los archivos CSV de cada campo de radiación en el eje  $x$  e  $y$ , se pasan a formato de libro de EXCEL, donde hemos desarrollado una plantilla para realizar todos los cálculos. Algunos de los cambios realizados:

- Pasar los puntos (que carecen de unidad) a milímetros, siendo  $1p = 1.7 \times 10^{-1} mm$ , derivado de la resolución de escaneo, 150dpi (salto indicado en el archivo CSV).
- Interpolación de los puntos máximos para obtener el nuevo origen de puntos en cero y con máximos entre (-35mm y +35mm).
- Descargamos un archivo del planificador en el que se presentan mm frente a dosis (perfiles de dosis a lo largo de los ejes X e Y), para todos los campos y a las diferentes profundidades (5cm, 10cm y 20cm) con energía de 6 MV FFF, mediante el algoritmo AAA.
- Representamos en dos gráficas, punto (mm) frente a la dosis absorbida (Gy) (Figura 4.10), para ambos ejes. Se presentan en color azul las representaciones del eje  $x$  y de color naranja las del eje  $y$ .
- Obtenemos la diferencia global de dosis entre la película (PRC) y el planificado (PL).

$$\frac{(Dosis\ PL - Dosis\ PRC)}{Maximo\ Dosis\ PL} \times 100 \quad (4.1)$$

Para ello debido a que el número de puntos que se obtienen mediante el planificador es mucho mayor que el obtenido mediante el programa *Radiochromic*<sup>©</sup>; emplearemos varias funciones de EXCEL para interpolar los puntos de PL con los más cercanos de la PRC obteniendo una nueva gráfica de diferencias de dosis.

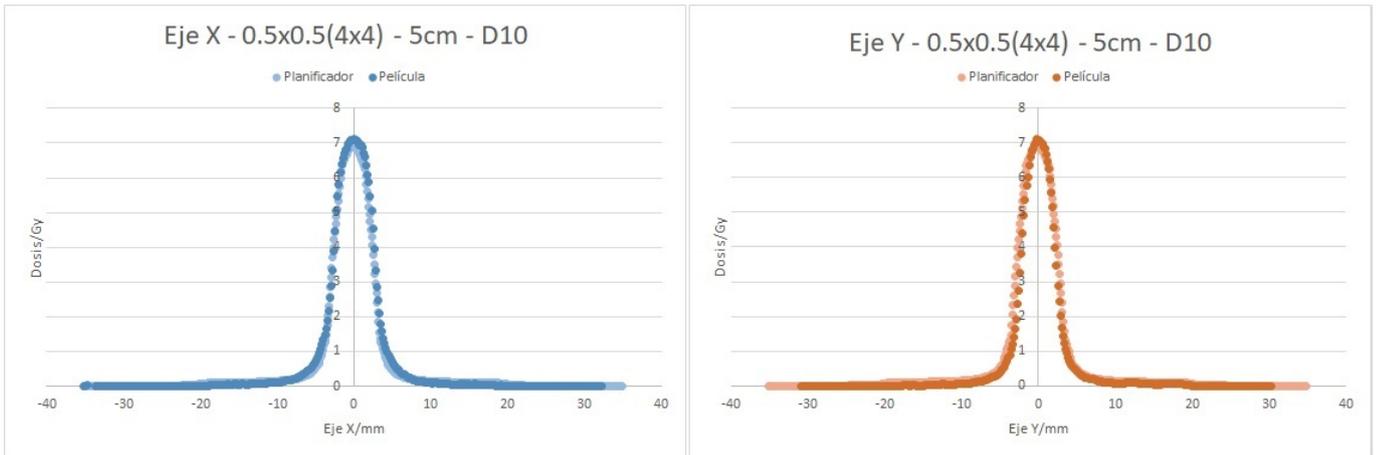


Figura 4.10: Representación gráfica del eje  $x$  e  $y$  de punto/mm frente a dosis absorbida/Gy del campo:  $0.5 \times 0.5(4 \times 4) - 5\text{cm}$ . Película  $D - D10$ .

- Para el cálculo de diferencia de tamaño de campo entre la película (PRC) y el planificador (PL), buscamos el valor máximo de la dosis en el pico y dividimos ese valor a la mitad. Mediante funciones de Excel encontramos los valores más próximos por encima y por debajo de la dosis, obteniendo los dos valores del punto más próximos para el valor de la dosis. Realizamos una interpolación de los valores y empleamos la siguiente ecuación.

$$\frac{(Punto\ PL - Punto\ PRC)}{Punto\ PL} \times 100 \quad (4.2)$$

#### ■ Error de la medida:

Durante las medidas, los mecanismos empleados tenían un error propio, a continuación desglosamos el de cada uno de ellos:

- Planificador (PL): el error proporcionado por el algoritmo es del 0.01mm en el punto y del 0.01Gy en la dosis.
- Película Radiocrómica (PRC): el error obtenido mediante la aplicación de medida de Radiochromics nos proporciona un error relativo medio del 1.2% en la dosis (Gy); este porcentaje medio de error es proporcionado por el programa en la calibración (no nos proporciona una curva de calibración, simplemente el error medio). Por otro lado tenemos el error en el punto 0.17mm, consecuencia de la resolución del escaneo.

Para la medida de la diferencia de anchura y en dosis se ha aplicado el error mayor.

### 4.2.1. Dificultades durante las medidas

Durante las medidas se identificaron varios errores, la gran mayoría de ellos fueron resueltos tras varios intentos. En el primer intento se emplearon las Películas  $A$ ,  $B$  y  $C$ , radiadas con energías comprendidas entre los 0 - 1.4Gy, junto a la película de calibración comprendida entre dichas dosis. Mientras en el segundo intento las Películas  $D$ ,  $E$ ,  $F$ ,  $G$ ,  $H$  e  $I$ , fueron radiadas con energías comprendidas entre los 0 - 14Gy, junto con la película de calibración. Veamos algunos de los errores identificados y las precauciones empleadas:

- **Asimétrica e insuficiencia de dosis:** En la Figura 4.11 se puede observar que los lados de la gráfica no son simétricos y además se observa una gráfica con mucho ruido, poco suave, el caso del campo:  $3 \times 3(4 \times 4) - 5 \text{cm}$ , donde la dosis en PRC, esta lejos de la de PL.

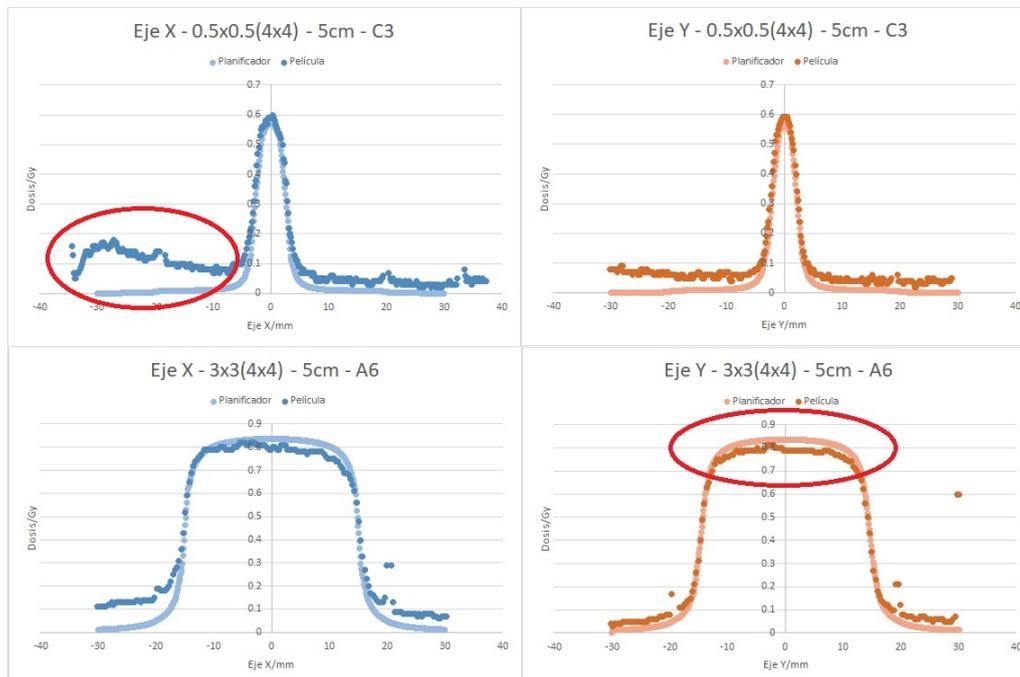


Figura 4.11: Representación gráfica del eje  $x$  e  $y$  punto/mm frente a dosis absorbida/Gy del campo:  $0.5 \times 0.5(4 \times 4) - 5 \text{cm}$ . Película C - C3 y campo:  $3 \times 3(4 \times 4) - 5 \text{cm}$ . Película A - A6.

Esto nos hizo pensar que se debía a que la energía que se empleó durante el primer intento fue insuficiente. Tras el primer intento se aumentó la dosis entregada por el haz, obteniendo mejores resultados y menor ruido, como se observa en la Figura 4.10. Resolvimos el problema de insuficiencia en dosis.

En cambio, localizar la fuente de error de la asimétrica y aislarla fue mucho más complejo. Para ello en las siguientes medidas se fueron cambiando algunos factores:

- Se tomaron mayores precauciones durante la manipulación de la película, evitando en todo momento que ésta estuviera expuesta a la radiación UV de los fluorescentes.
- Se recortó en cada PRC una zona de dimensiones  $[6.35 \text{cm} \times 1 \text{cm}]$ , que se dejaba sin irradiar, para más tarde registrarla en *Radiochromic*® como 0Gy.
- Se mecanizó la colocación de los bloques de *Agua Sólida-RW3* y trozos de PRC (Figura 4.6 y 4.5). Además, se observó con mayor detenimiento la distancia entre la fuente de radiación y los bloques de *Agua Sólida* (siempre ha de ser de 95cm).
- Se procuró que la orientación de la película durante la radiación y los diferentes escáneres fuera siempre la misma.
- Se desordenaron los campos a radiar en las películas, para observar la influencia del escáner.

Después de realizar todos estos cambios se observó lo siguiente, todos los campos que se encontraban en el margen derecho (Figura 4.12) presentan la asimetría, el resto de campos no.

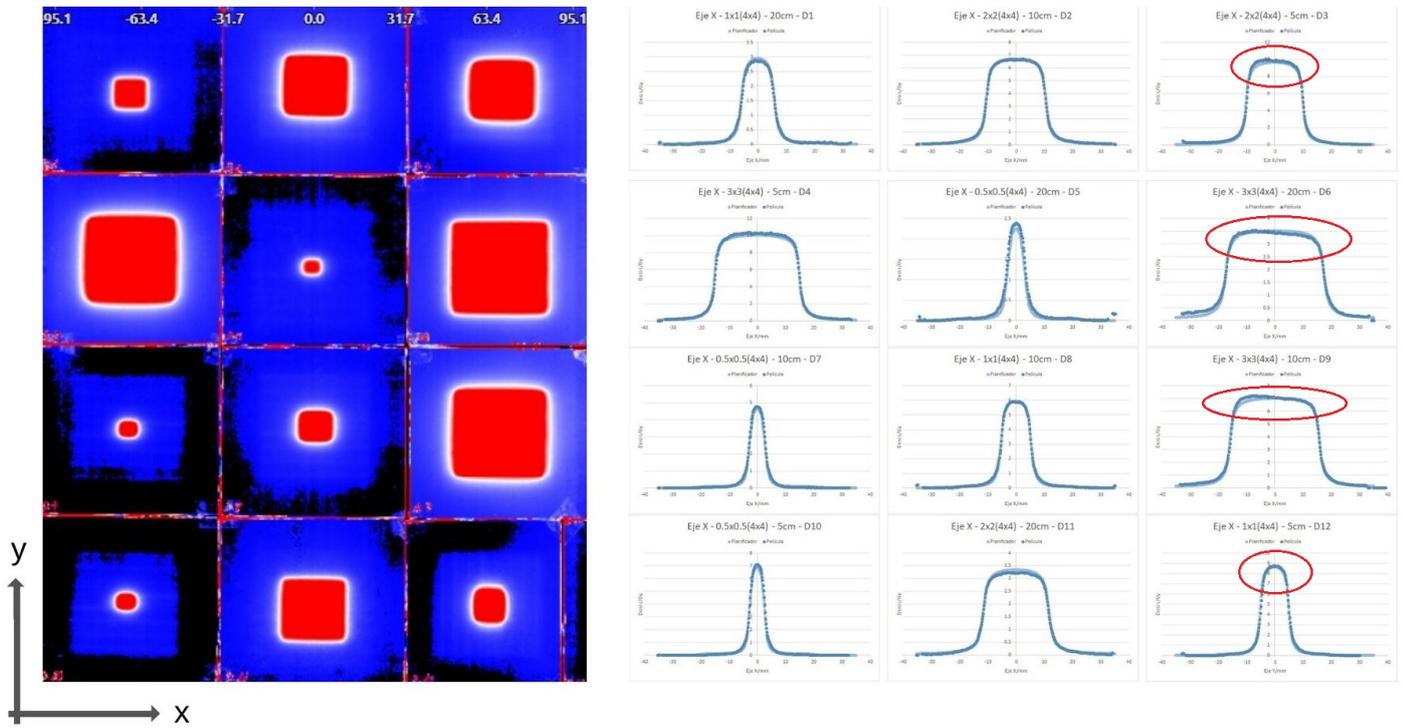


Figura 4.12: Imagen de *Radiochromic*<sup>©</sup>[28] y representación gráfica del eje  $x$  (punto/mm frente a dosis absorbida/Gy) de la *Película D*.

Tras varias medidas, se observó que en todos los escáneres realizados, la asimétrica se presentaba en el mismo lado independientemente del campo que se encontrara en esa posición (la aleatoriedad de colocación de los campos fue imprescindible para visualizar esto). Se llegó a la conclusión de que la influencia del escáner es irregular en el lado derecho; todos los campos medidos en dicho lado del escáner fueron descartados y en las siguientes medidas no se empleó ese tercio del escáner.

### 4.3. Resultados

A continuación se muestran las diferentes gráficas obtenidas para cada uno de los campos (Tabla 4.1) a diferentes profundidades (Figura 4.6). Podemos observar cuatro gráficas en cada figura, las dos primeras muestran los puntos (mm) frente a la dosis absorbida (Gy) y las otras dos muestran los puntos (mm) frente a la diferencia en dosis (%) obtenida según la Ecuación 4.1; en ambos casos para los ejes  $x$  e  $y$ .

Vamos a evaluar la dosis en el centro del haz y el tamaño/anchura del campo entendido como FWHM, ya que son características que representan bien el haz. La primera se puede observar en la gráfica de puntos (mm) frente a diferencia en dosis (%) y la Tabla 4.2. Por otro lado para observar el comportamiento del tamaño/anchura del campo tenemos la Tabla 4.3.

#### Campos: 0.5x0.5(1x1)

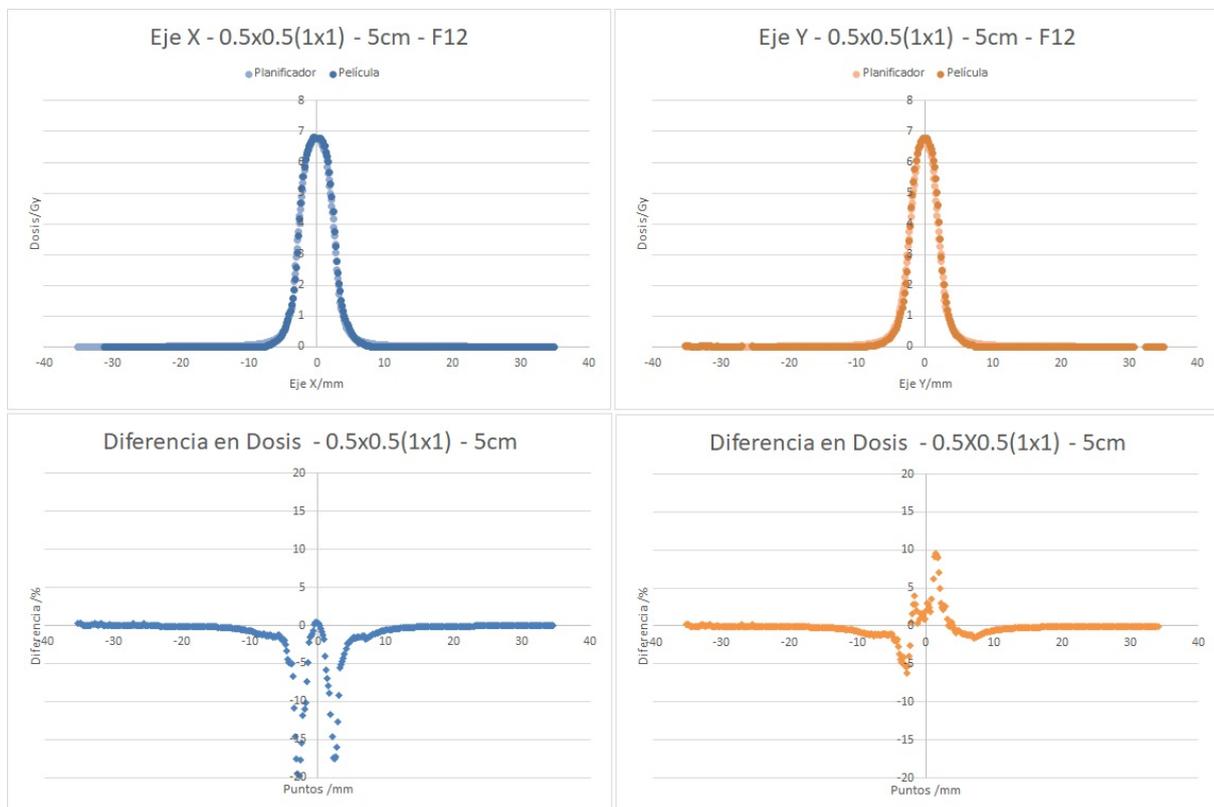


Figura 4.13: Representación del campo: 0.5x0.5(1x1) - 5cm.

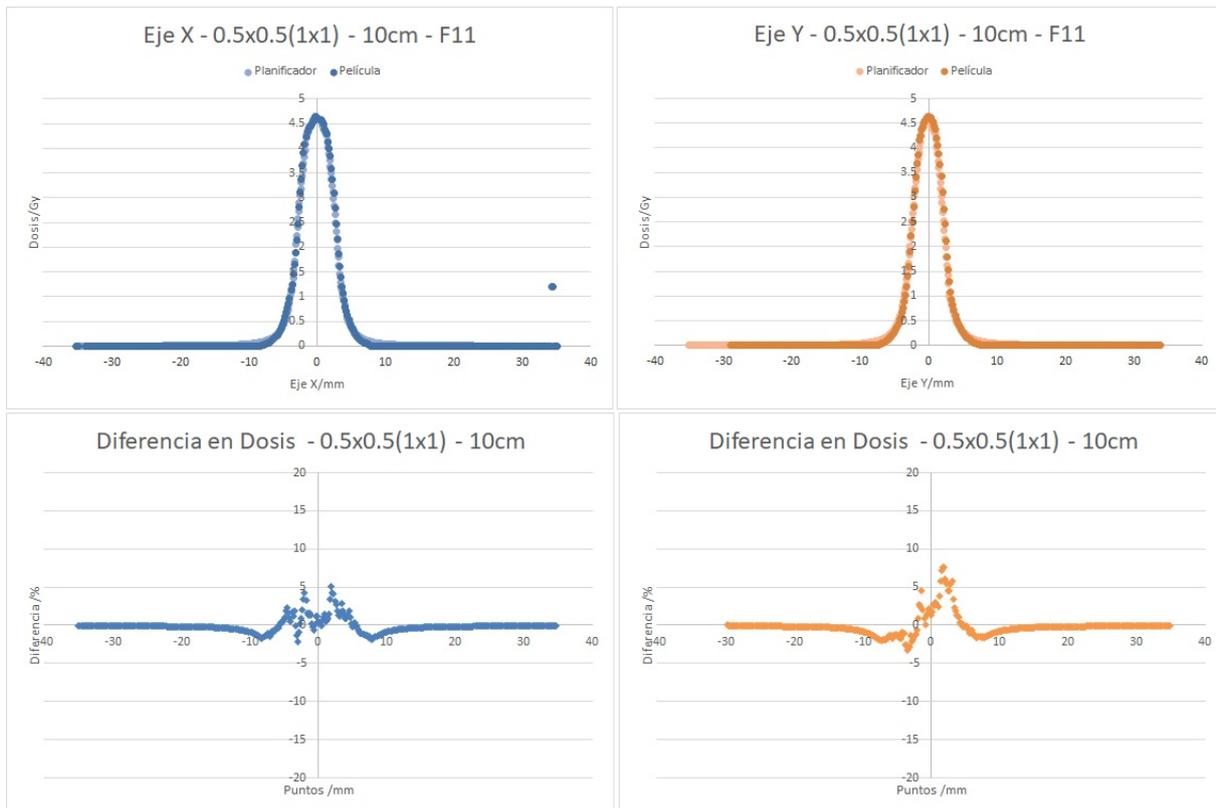


Figura 4.14: Representación del campo: 0.5x0.5(1x1) - 10cm.

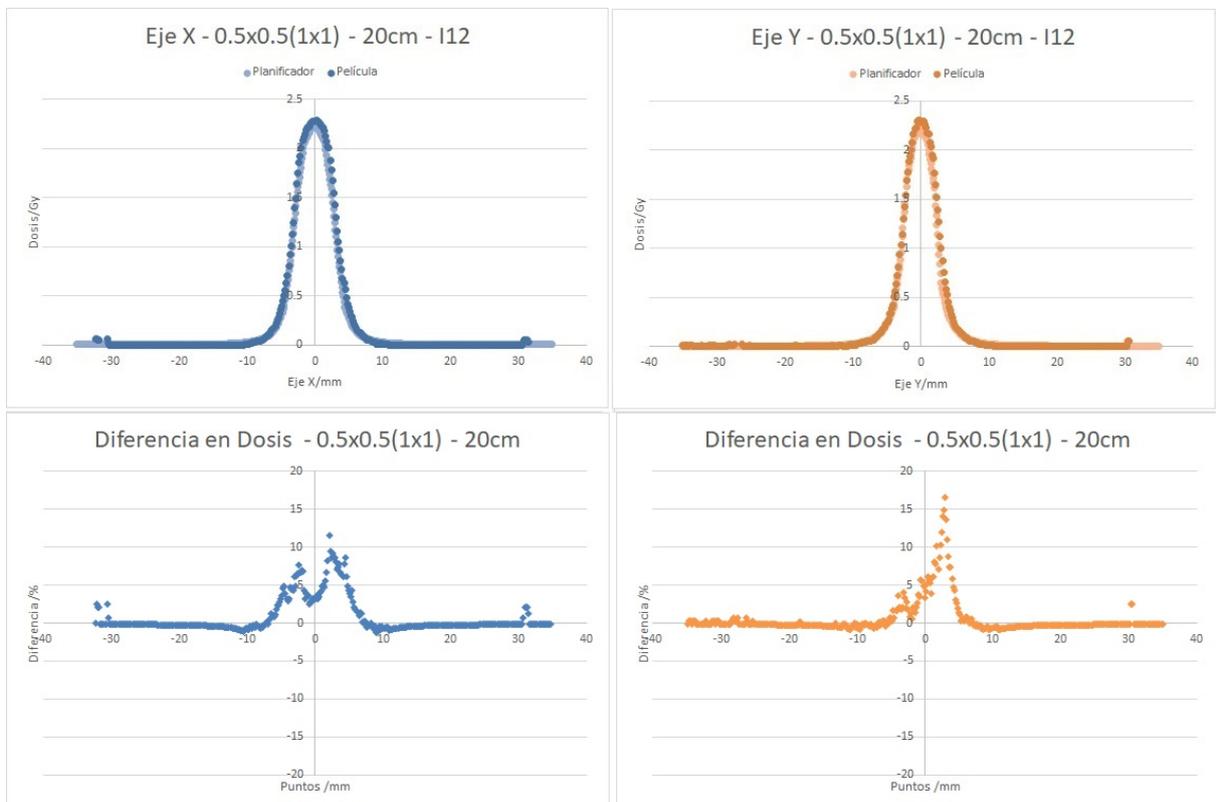


Figura 4.15: Representación del campo: 0.5x0.5(1x1) - 20cm.

Campos: 0.5x0.5(2x2)

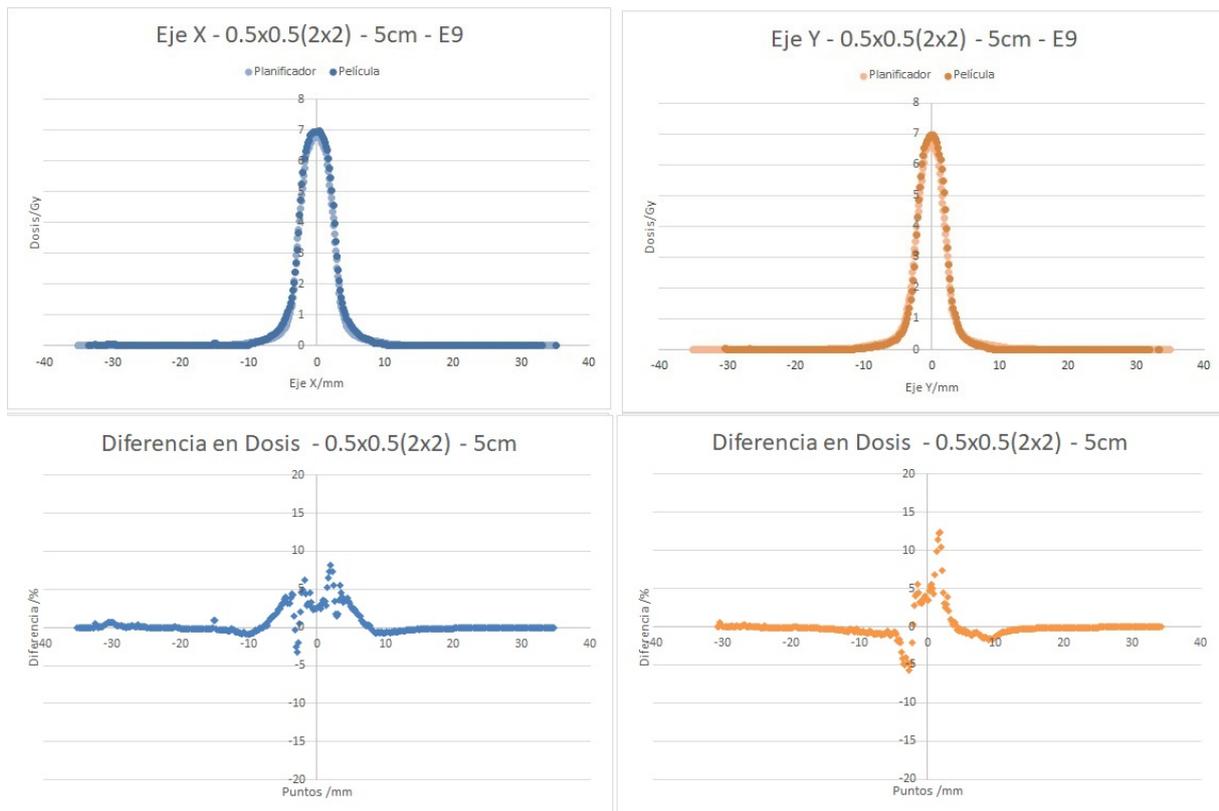


Figura 4.16: Representación del campo: 0.5x0.5(2x2) - 5cm.

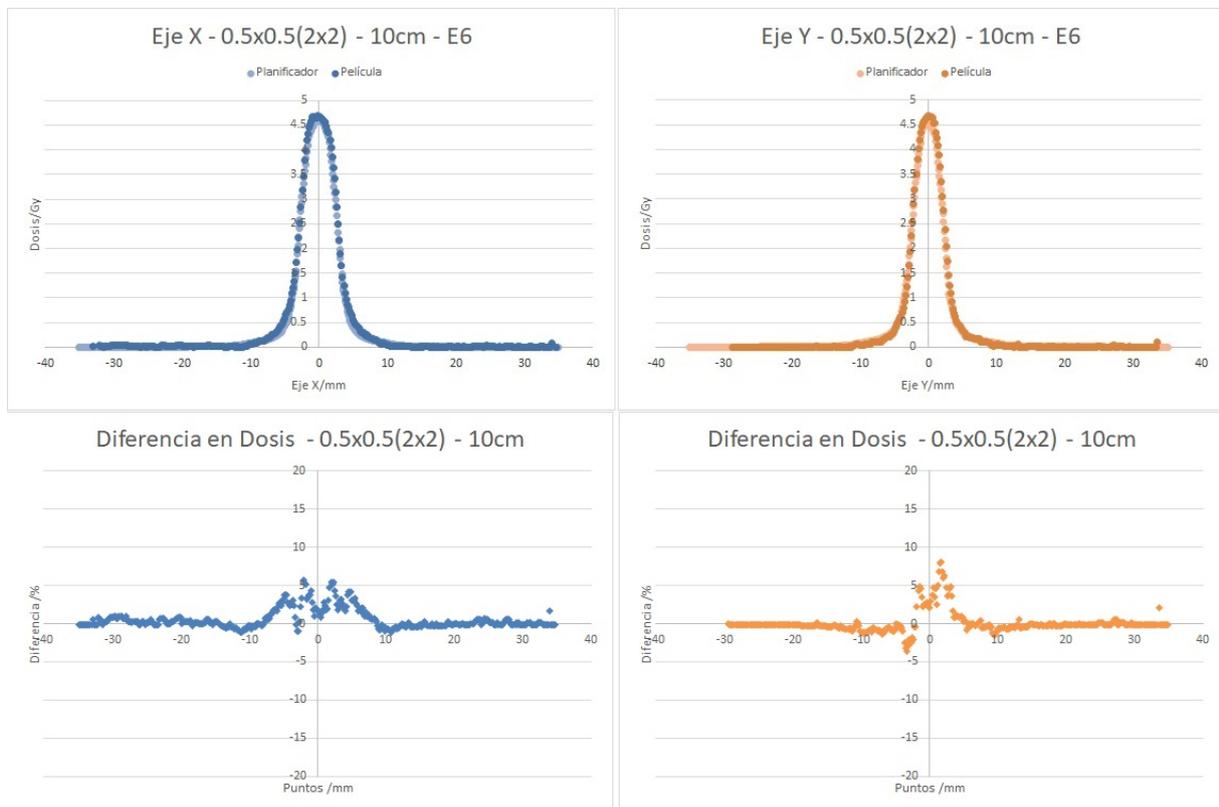


Figura 4.17: Representación del campo: 0.5x0.5(2x2) - 10cm.

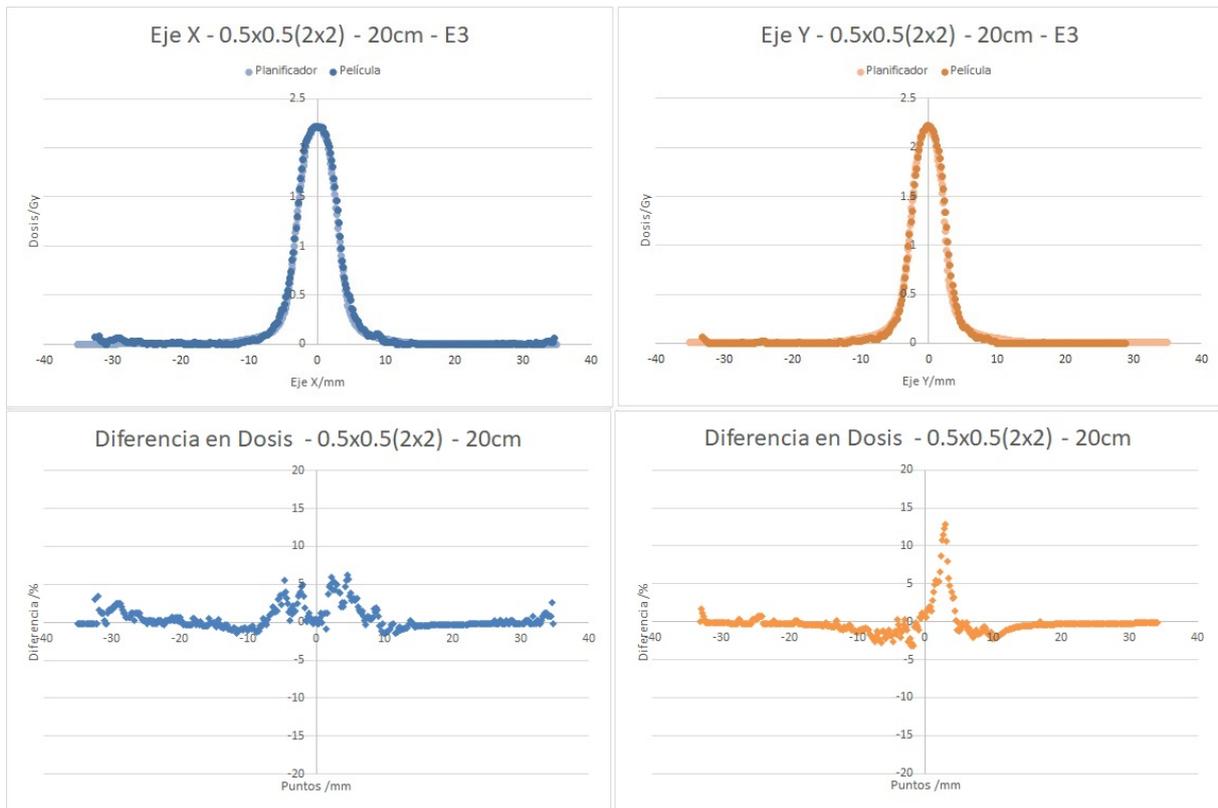


Figura 4.18: Representación del campo: 0.5x0.5(2x2) - 20cm.

**Campos: 0.5x0.5(3x3)**

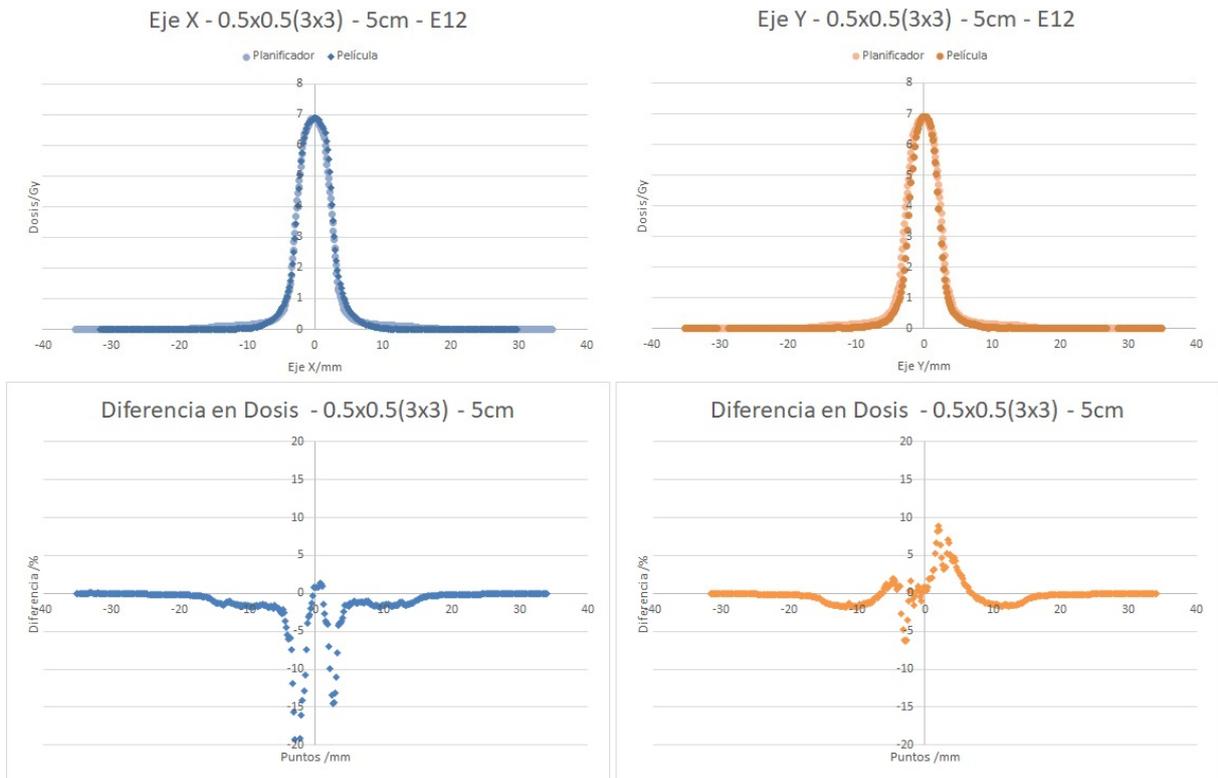


Figura 4.19: Representación del campo: 0.5x0.5(3x3) - 5cm.

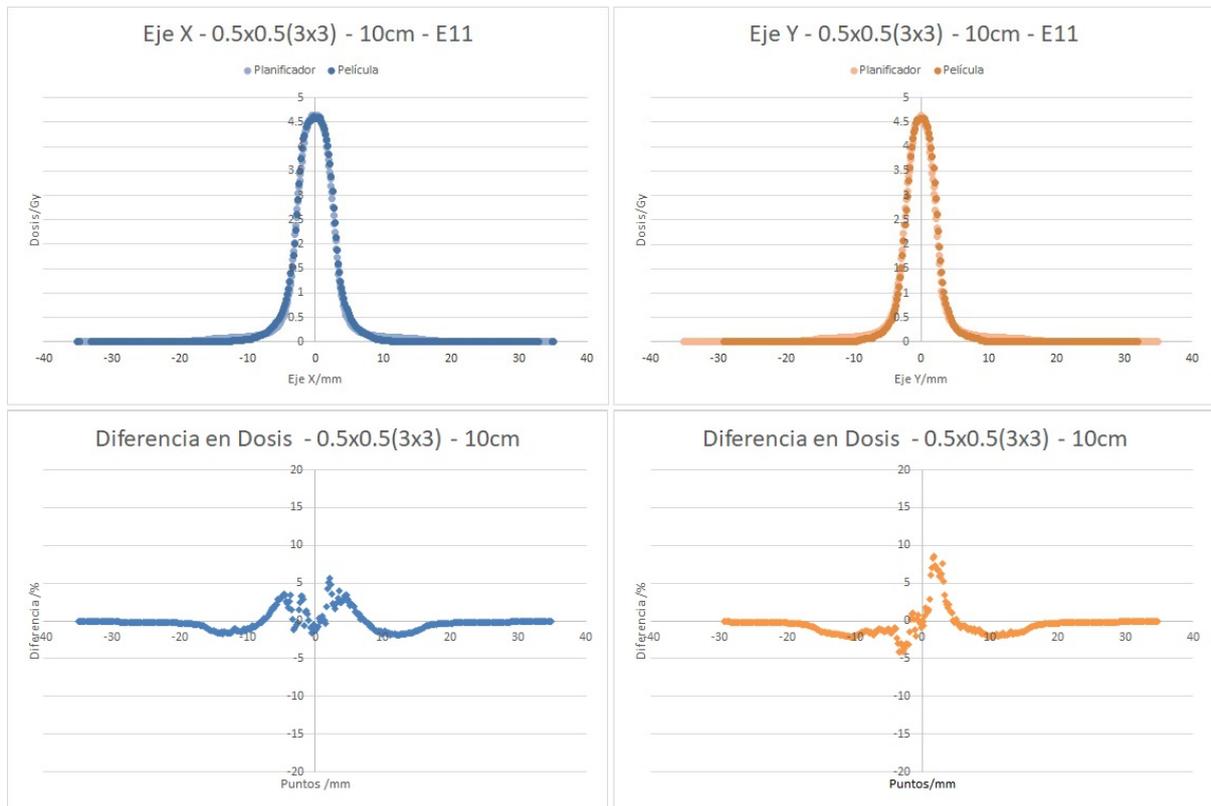


Figura 4.20: Representación del campo: 0.5x0.5(3x3) - 10cm.

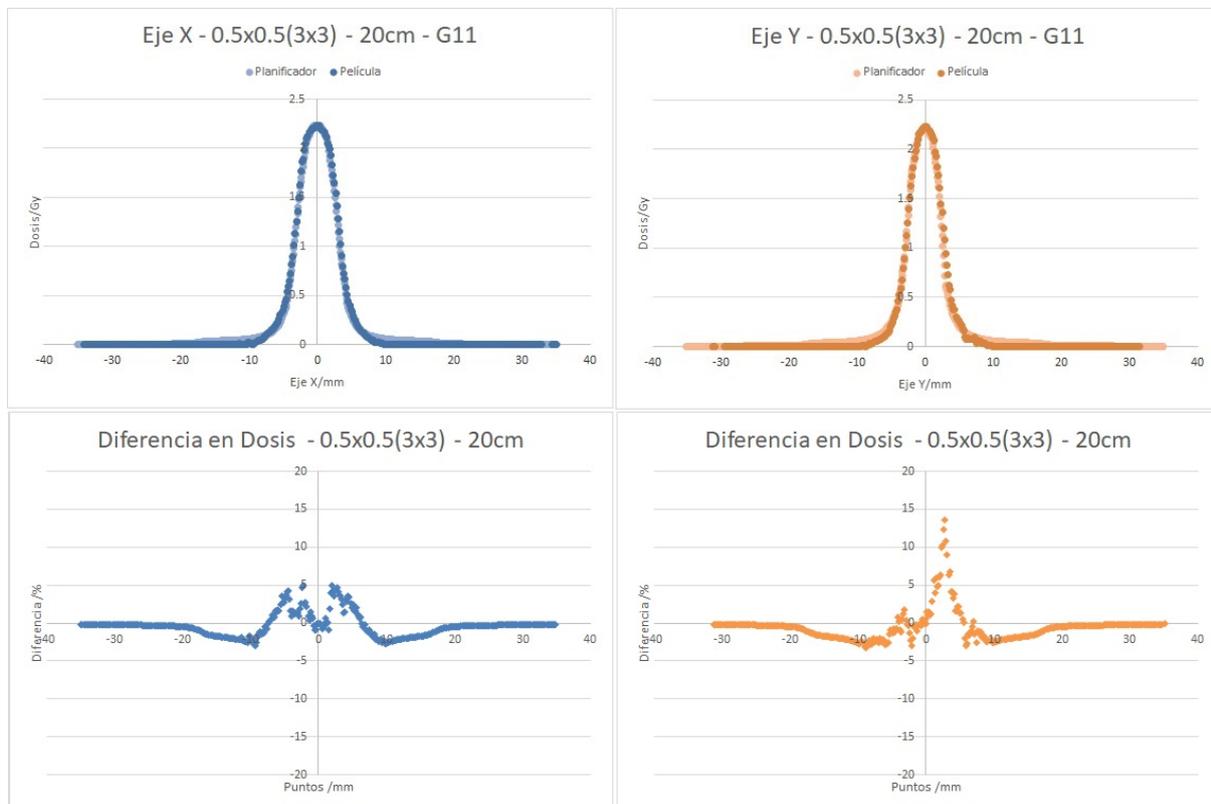


Figura 4.21: Representación del campo: 0.5x0.5(3x3) - 20cm.

## Campos: 0.5x0.5(4x4)

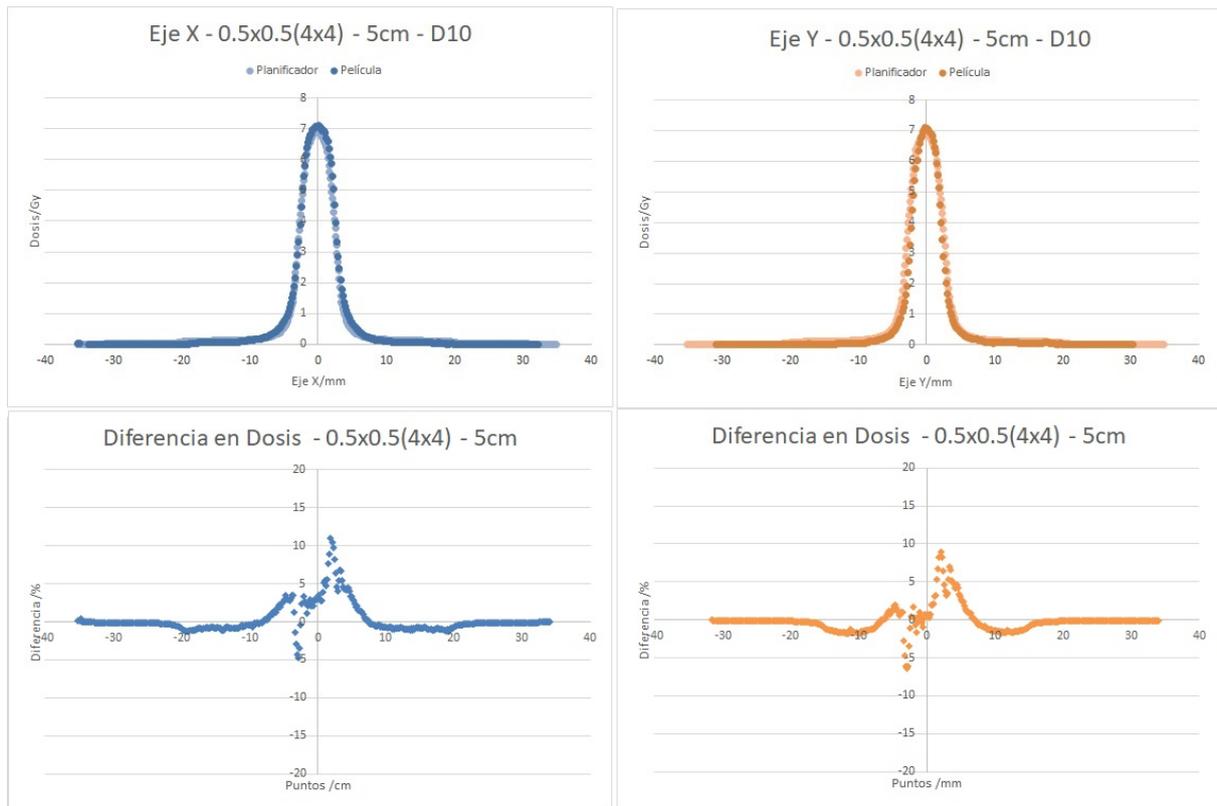


Figura 4.22: Representación del campo: 0.5x0.5(4x4) - 5cm.

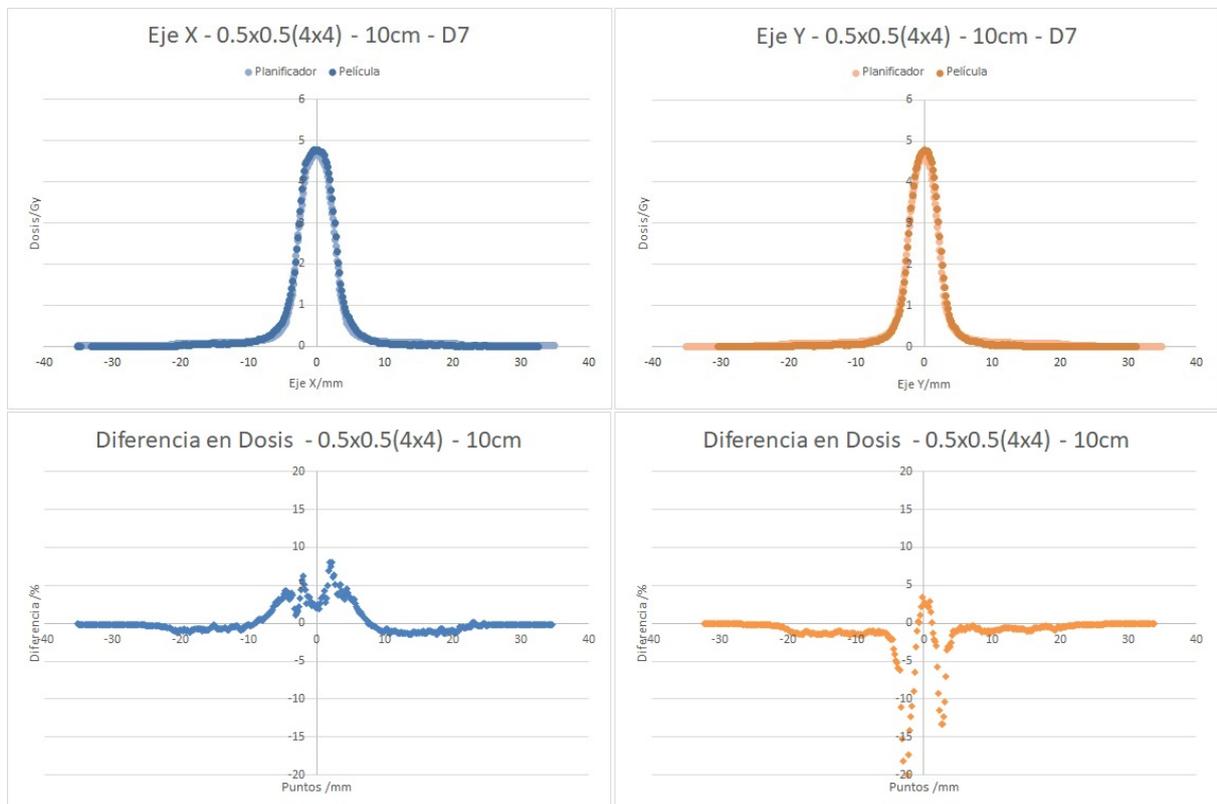


Figura 4.23: Representación del campo: 0.5x0.5(4x4) - 10cm.

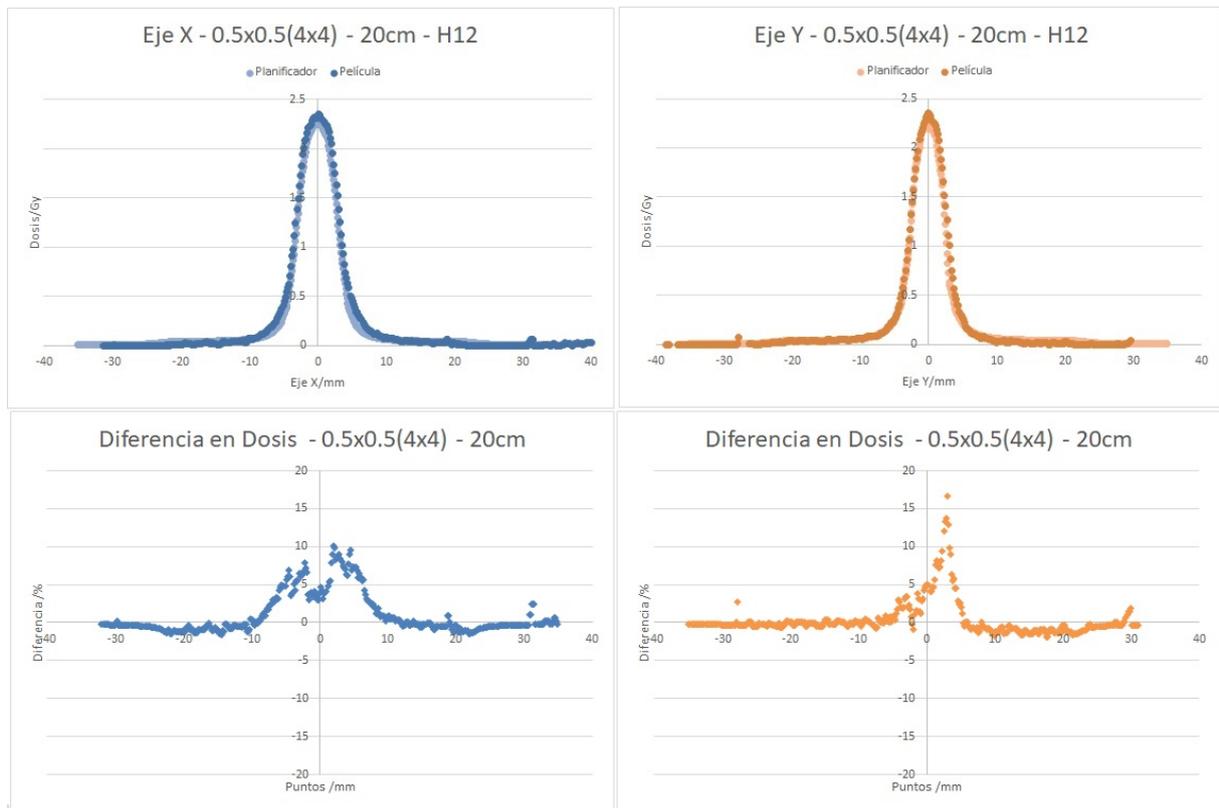


Figura 4.24: Representación del campo: 0.5x0.5(4x4) - 20cm.

### Campos: 1x1(2x2)

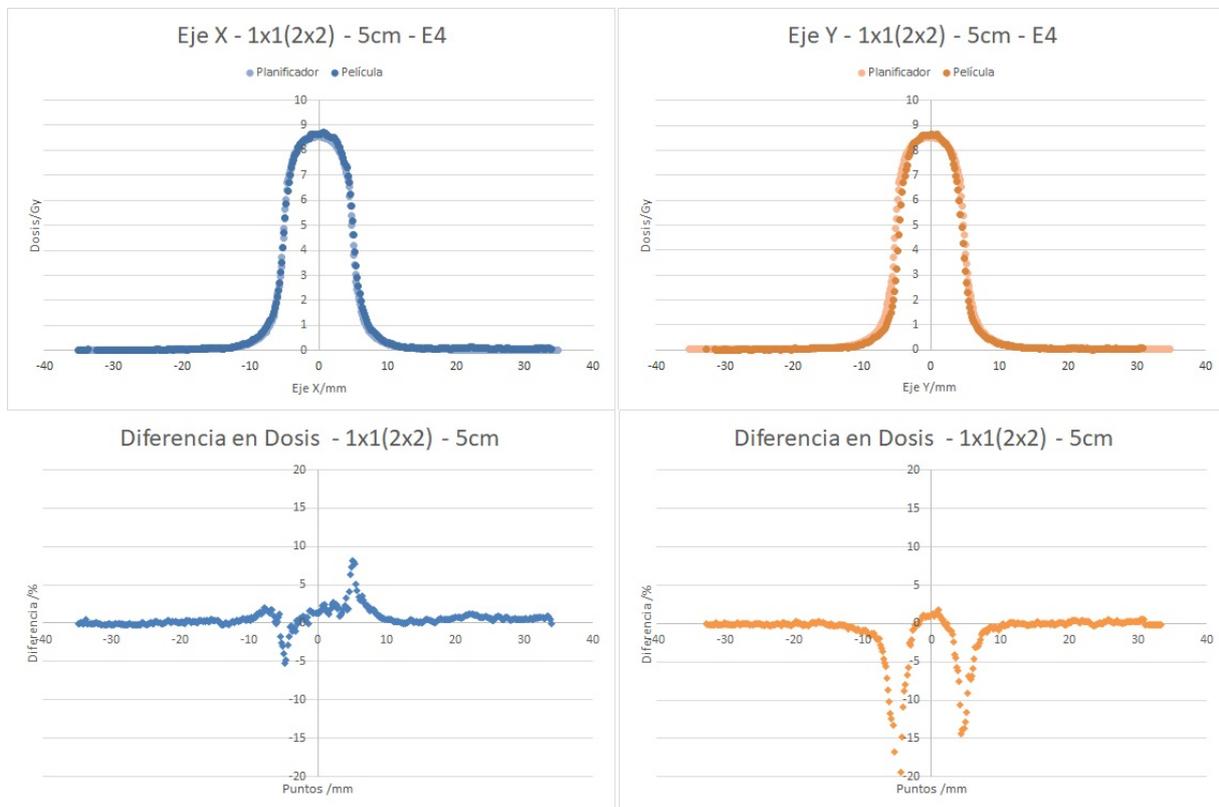


Figura 4.25: Representación del campo: 1x1(2x2) - 5cm.

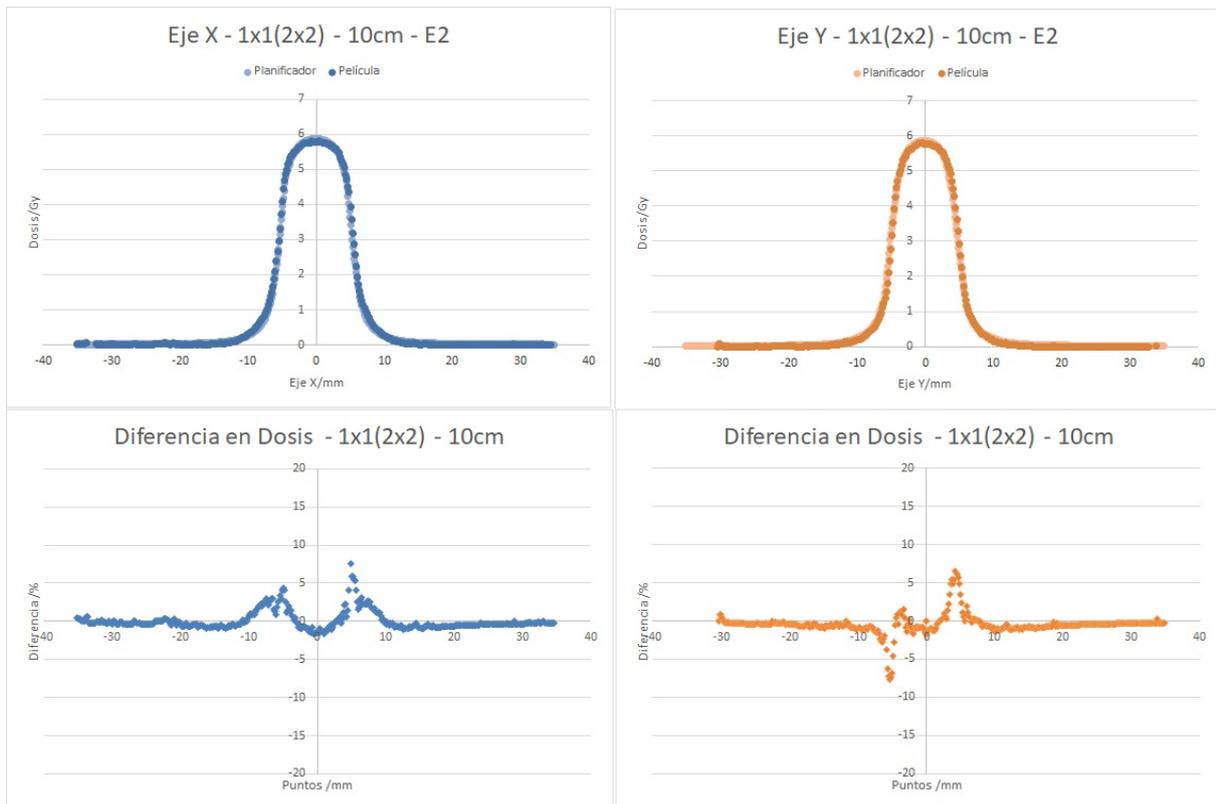


Figura 4.26: Representación del campo:  $1 \times 1(2 \times 2)$  - 10cm.

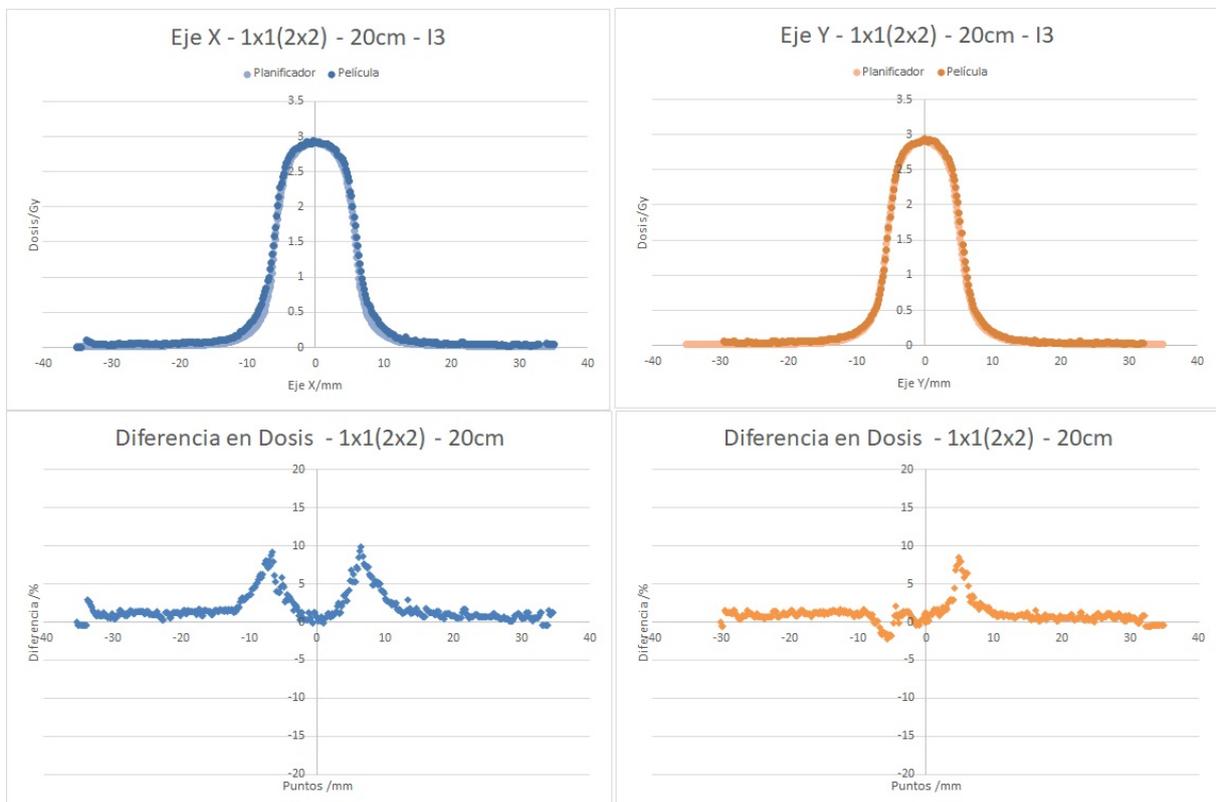


Figura 4.27: Representación del campo:  $1 \times 1(2 \times 2)$  - 20cm.

Campos: 1x1(3x3)

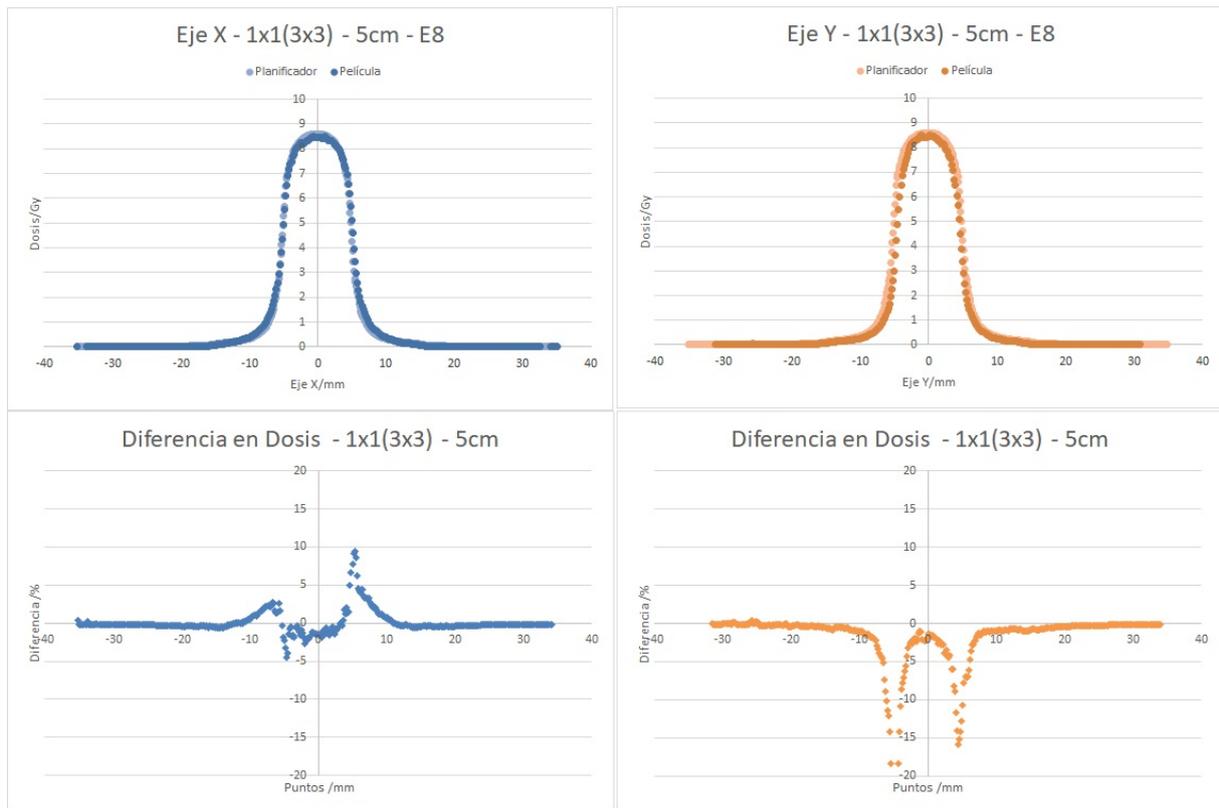


Figura 4.28: Representación del campo: 1x1(3x3) - 5cm.

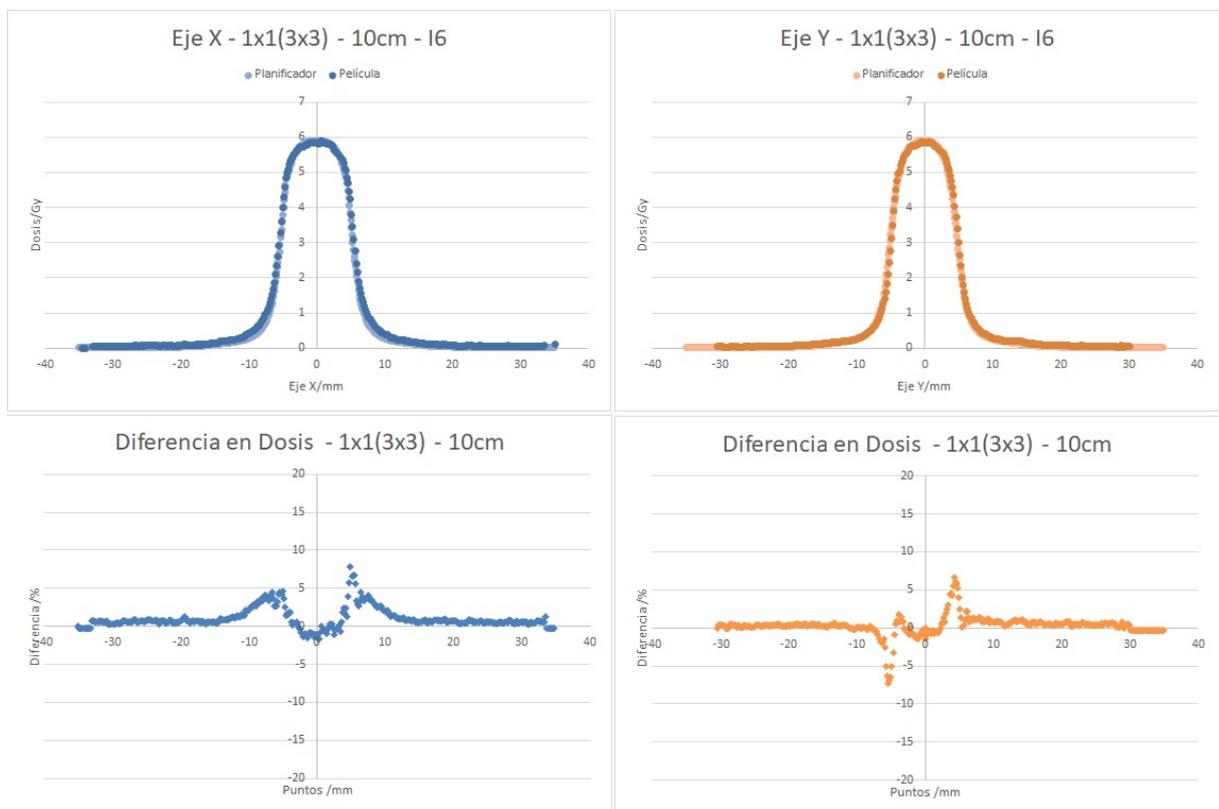


Figura 4.29: Representación del campo: 1x1(3x3) - 10cm.

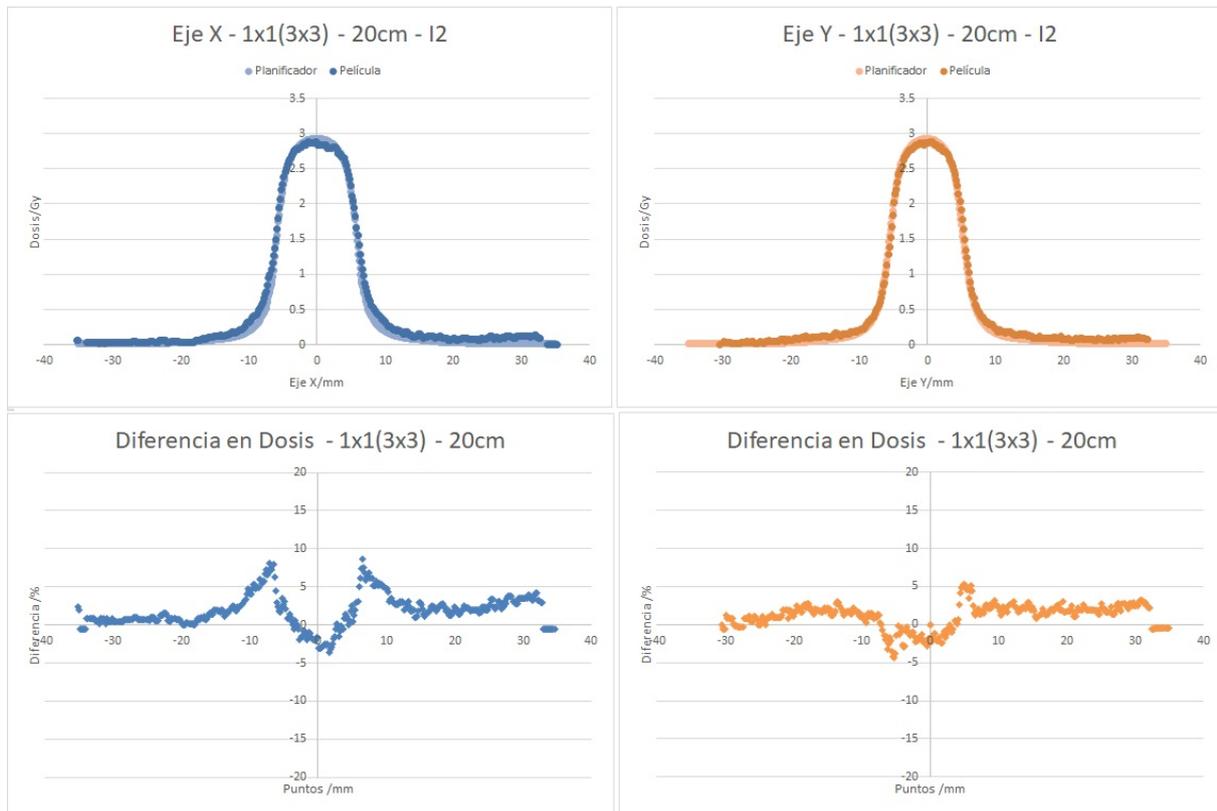


Figura 4.30: Representación del campo:  $1 \times 1(3 \times 3)$  - 20cm.

### Campos: $1 \times 1(4 \times 4)$

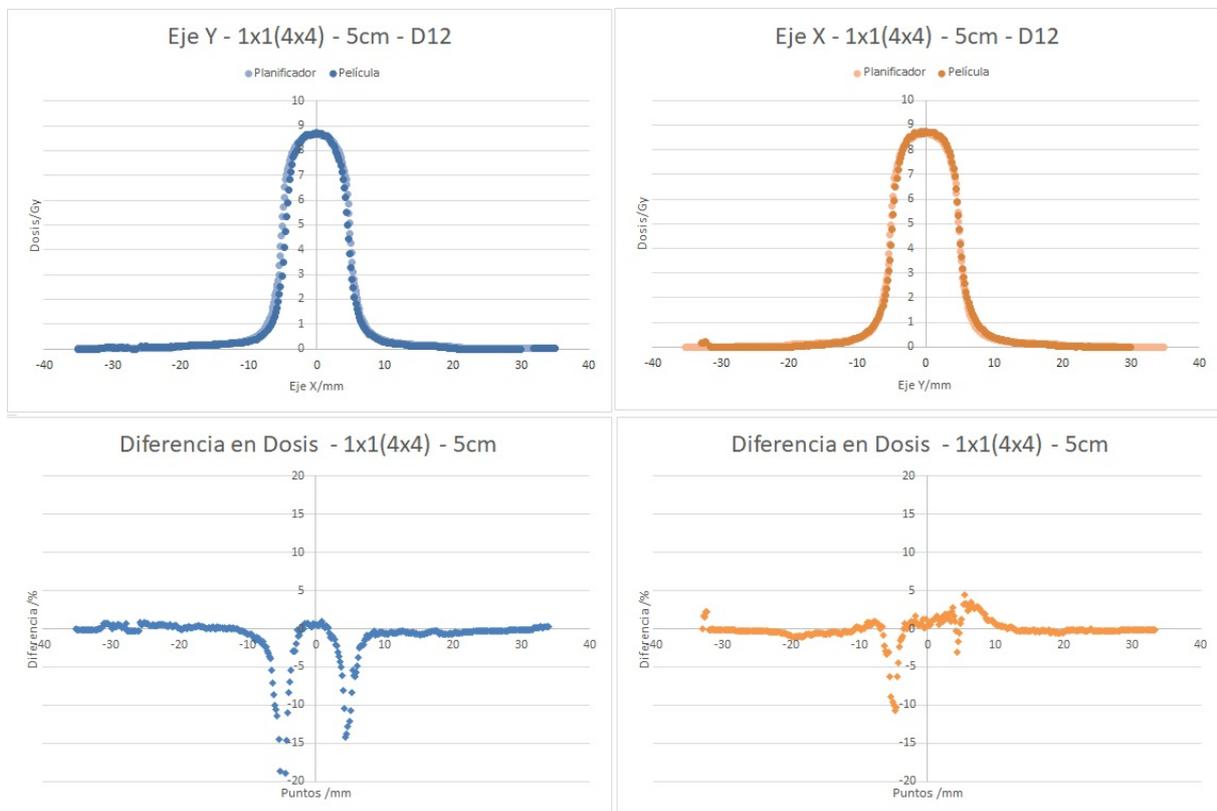


Figura 4.31: Representación del campo:  $1 \times 1(4 \times 4)$  - 5cm.

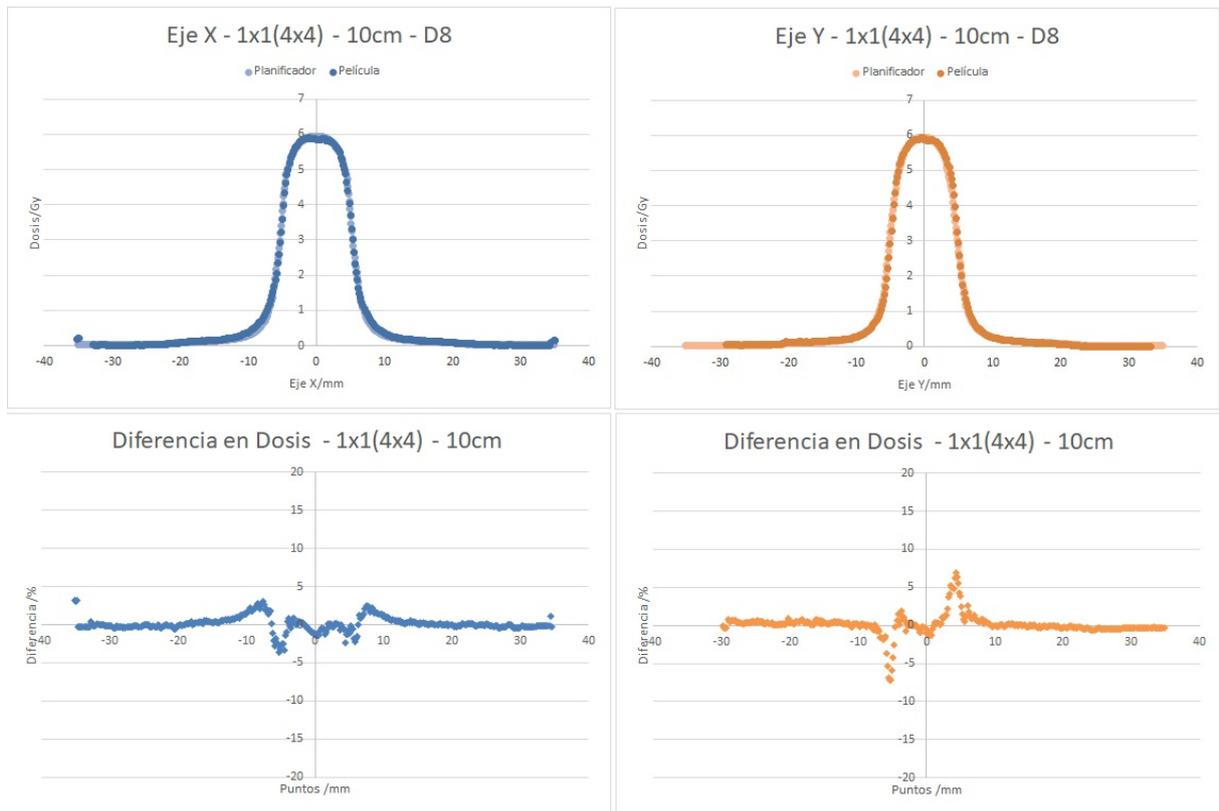


Figura 4.32: Representación del campo: 1x1(4x4) - 10cm.

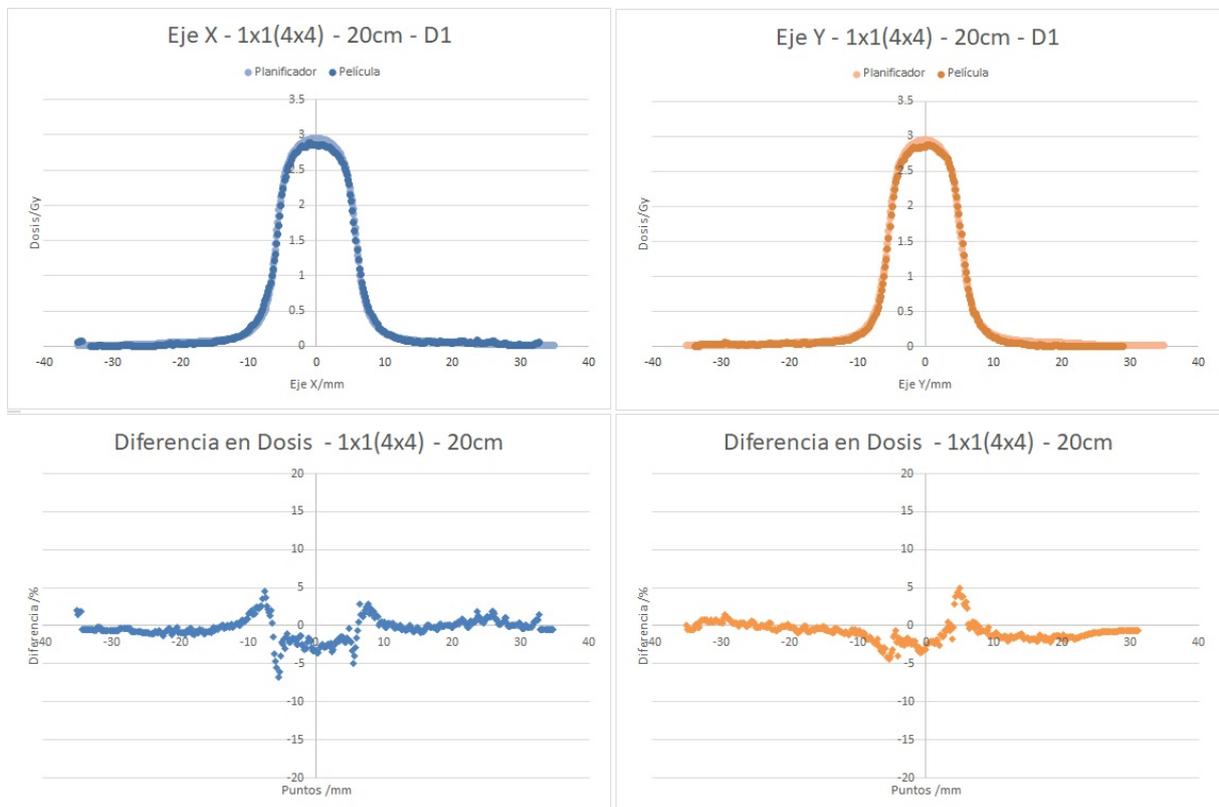


Figura 4.33: Representación del campo: 1x1(4x4) - 20cm.

## Campos: 2x2(3x3)

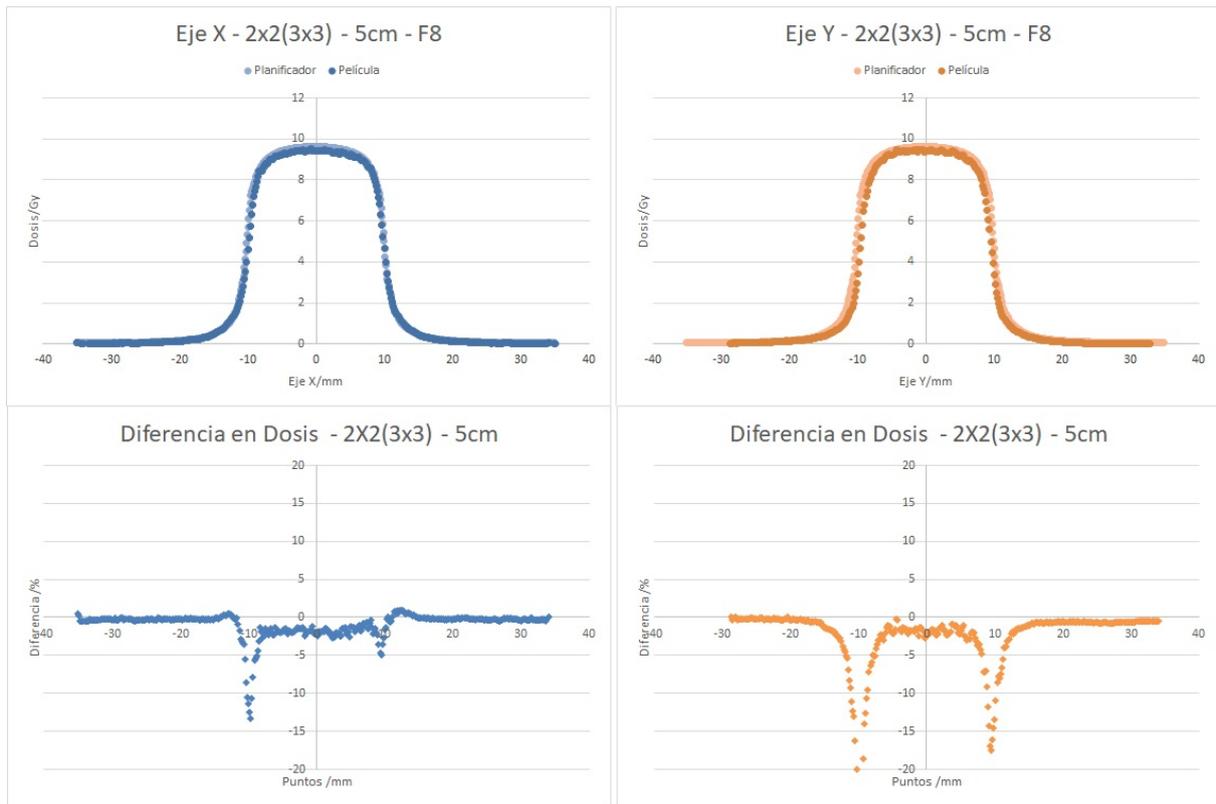


Figura 4.34: Representación del campo: 2x2(3x3) - 5cm.

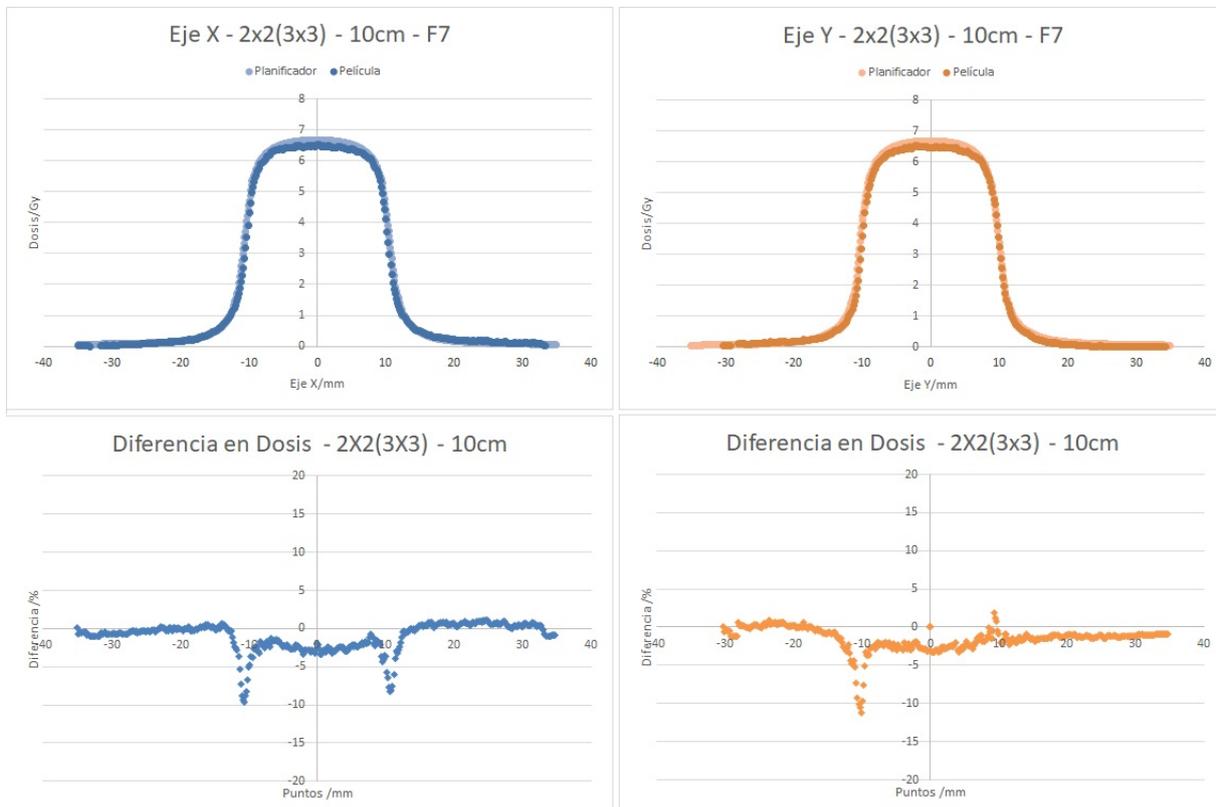


Figura 4.35: Representación del campo: 2x2(3x3) - 10cm.

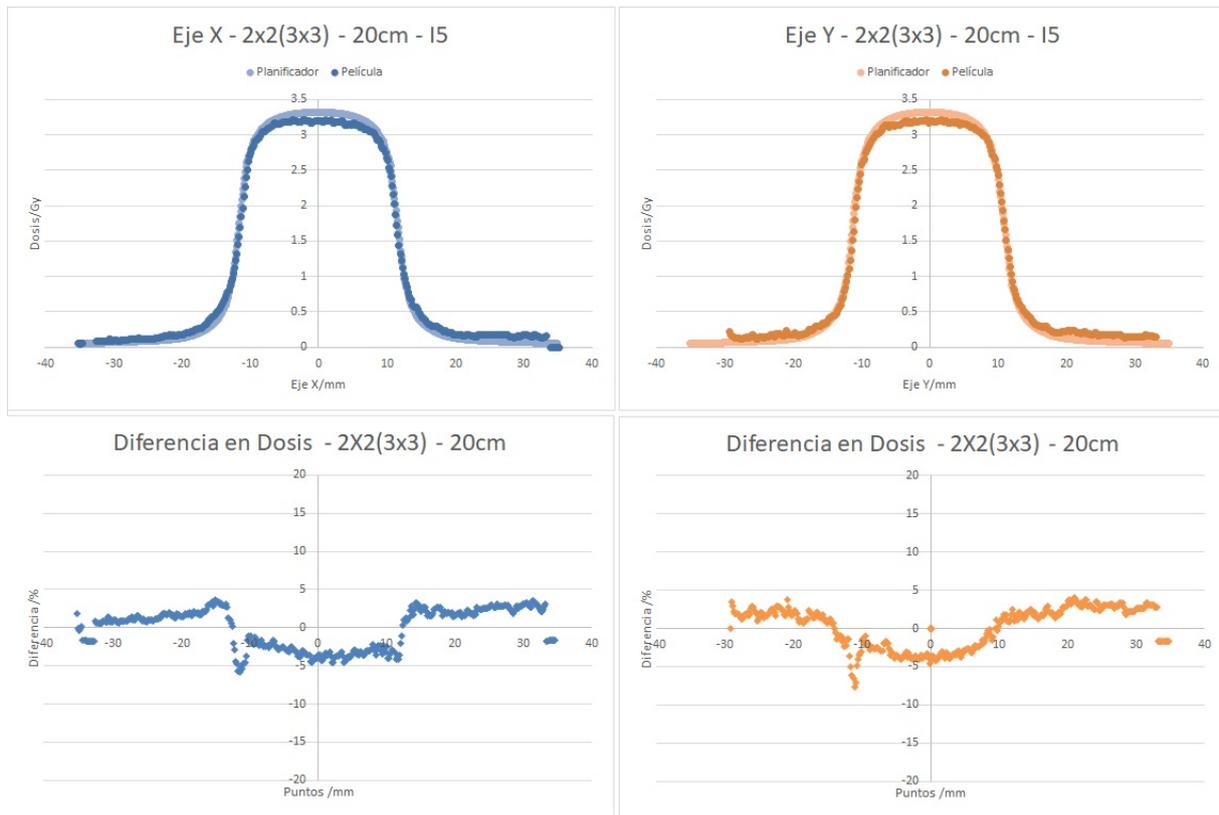


Figura 4.36: Representación del campo: 2x2(3x3) - 20cm.

Campos: 2x2(4x4)

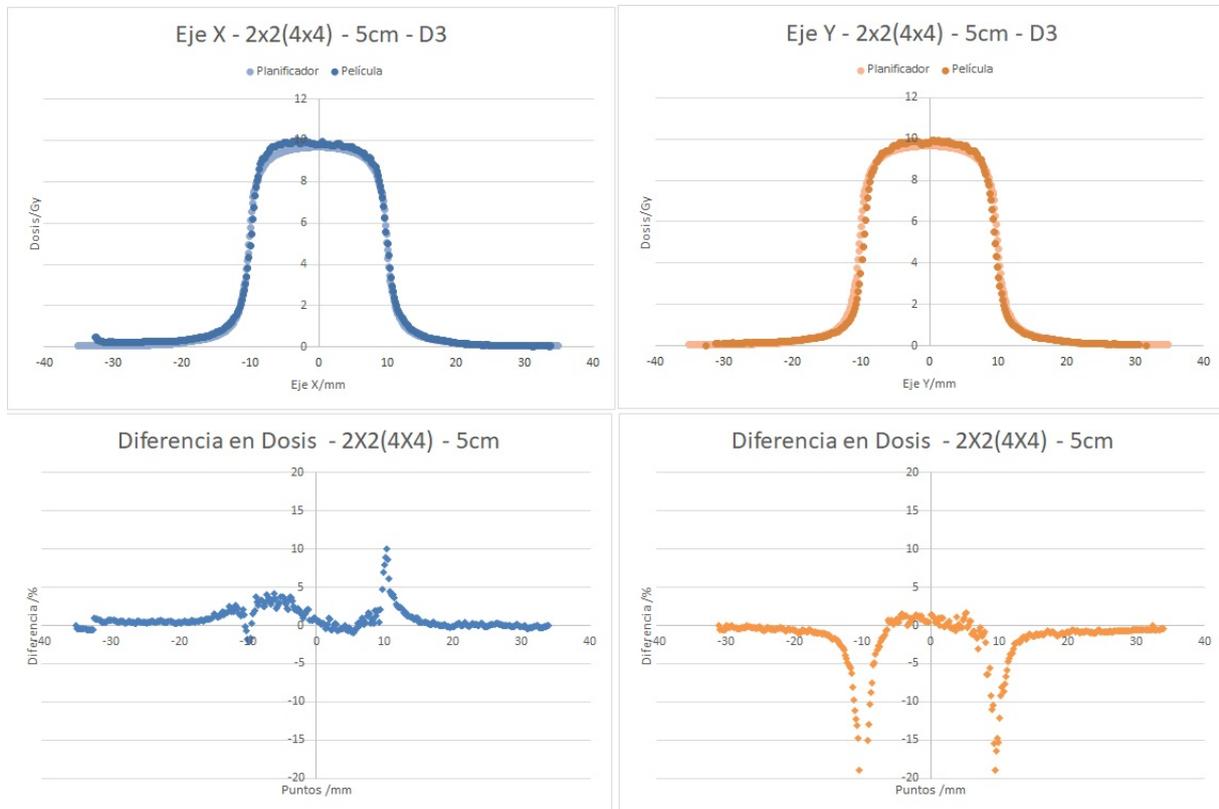


Figura 4.37: Representación del campo: 2x2(4x4) - 5cm.

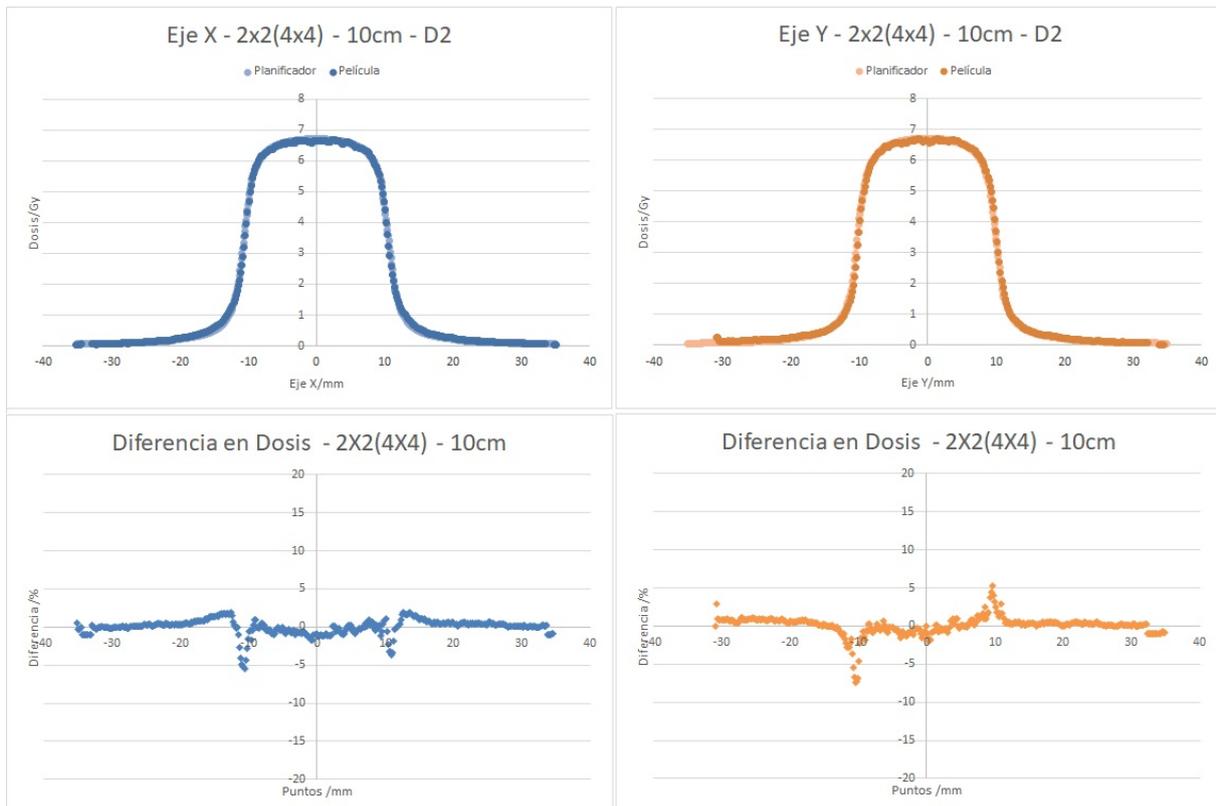


Figura 4.38: Representación del campo: 2x2(4x4) - 10cm.

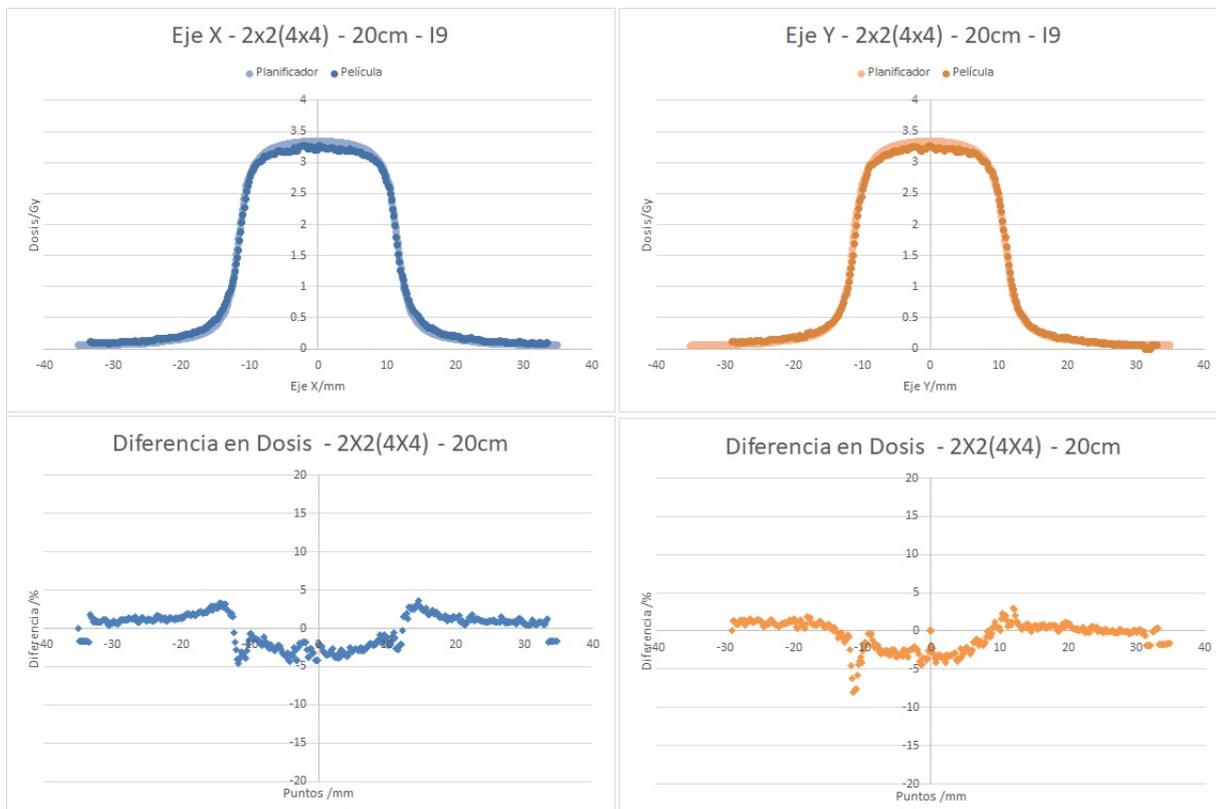


Figura 4.39: Representación del campo: 2x2(4x4) - 20cm.

Campos: 3x3(4x4)

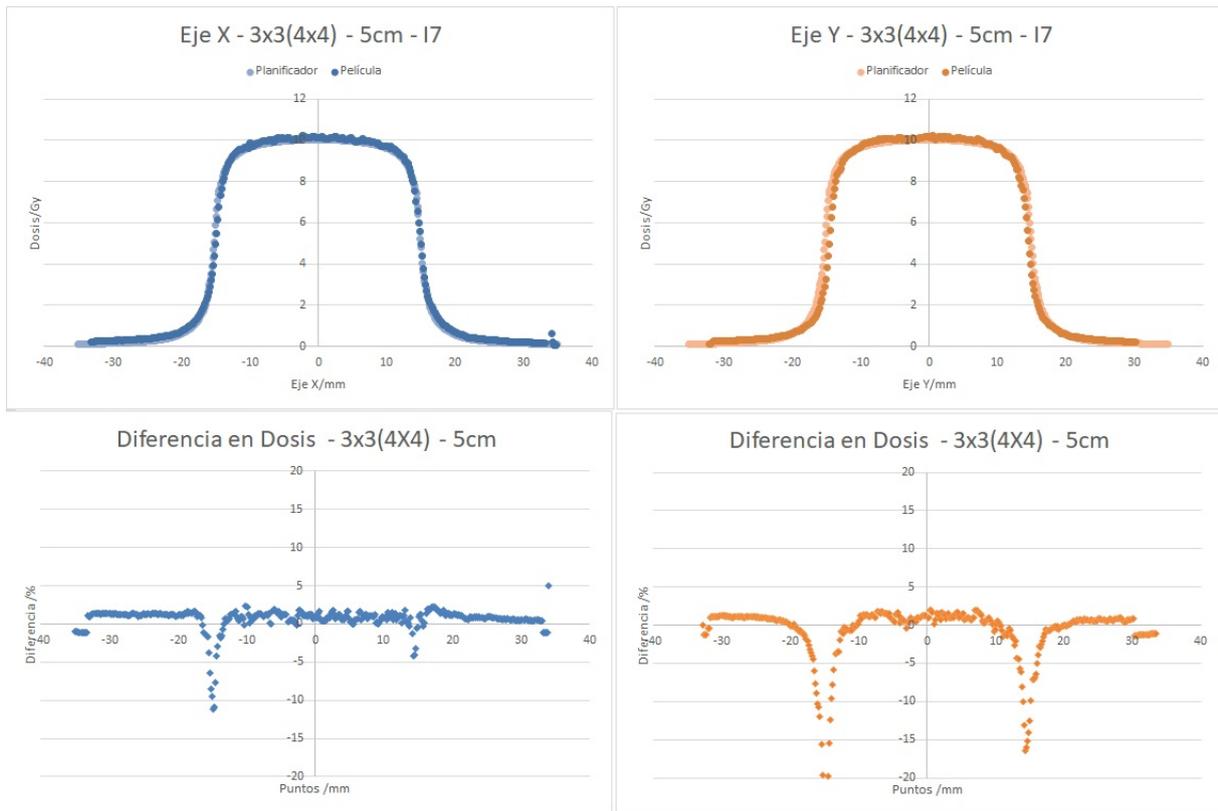


Figura 4.40: Representación del campo: 3x3(4x4) - 5cm.

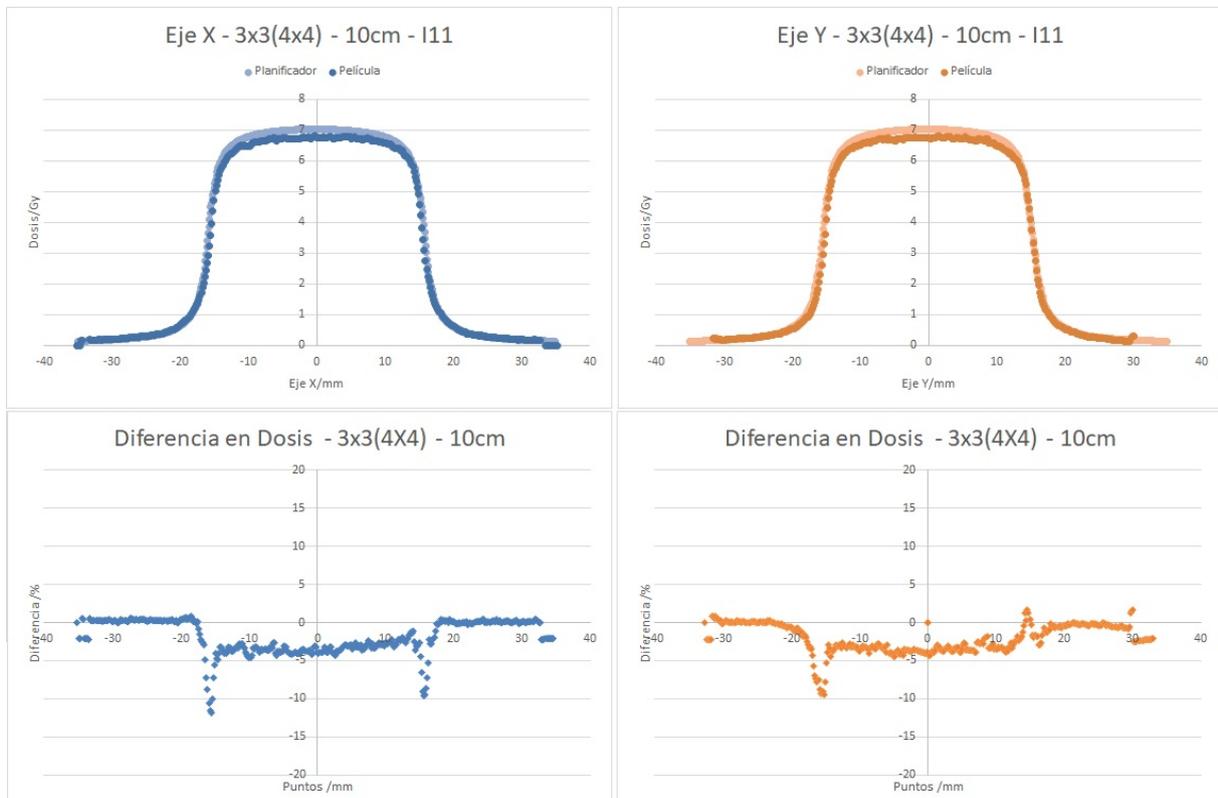


Figura 4.41: Representación del campo: 3x3(4x4) - 10cm.

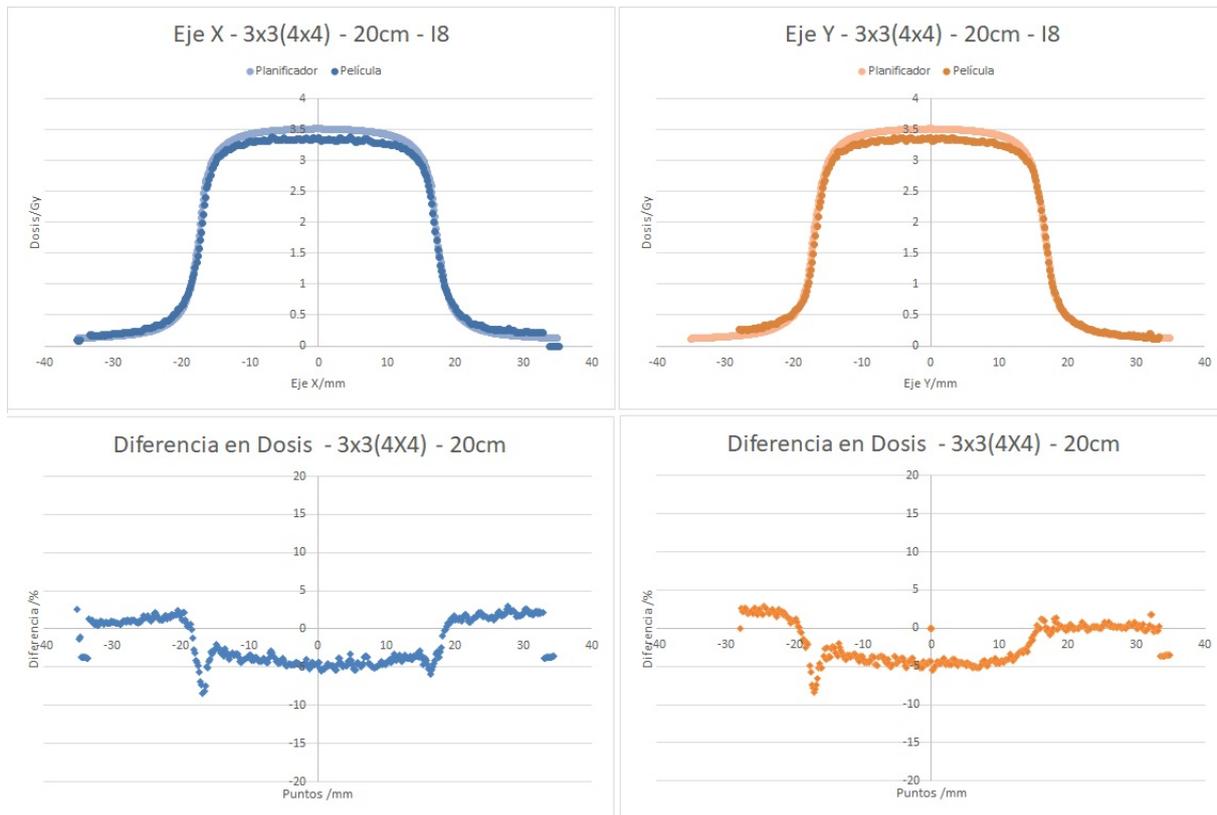


Figura 4.42: Representación del campo: 3x3(4x4) - 20cm.

## Campos: 4x4(5x5)

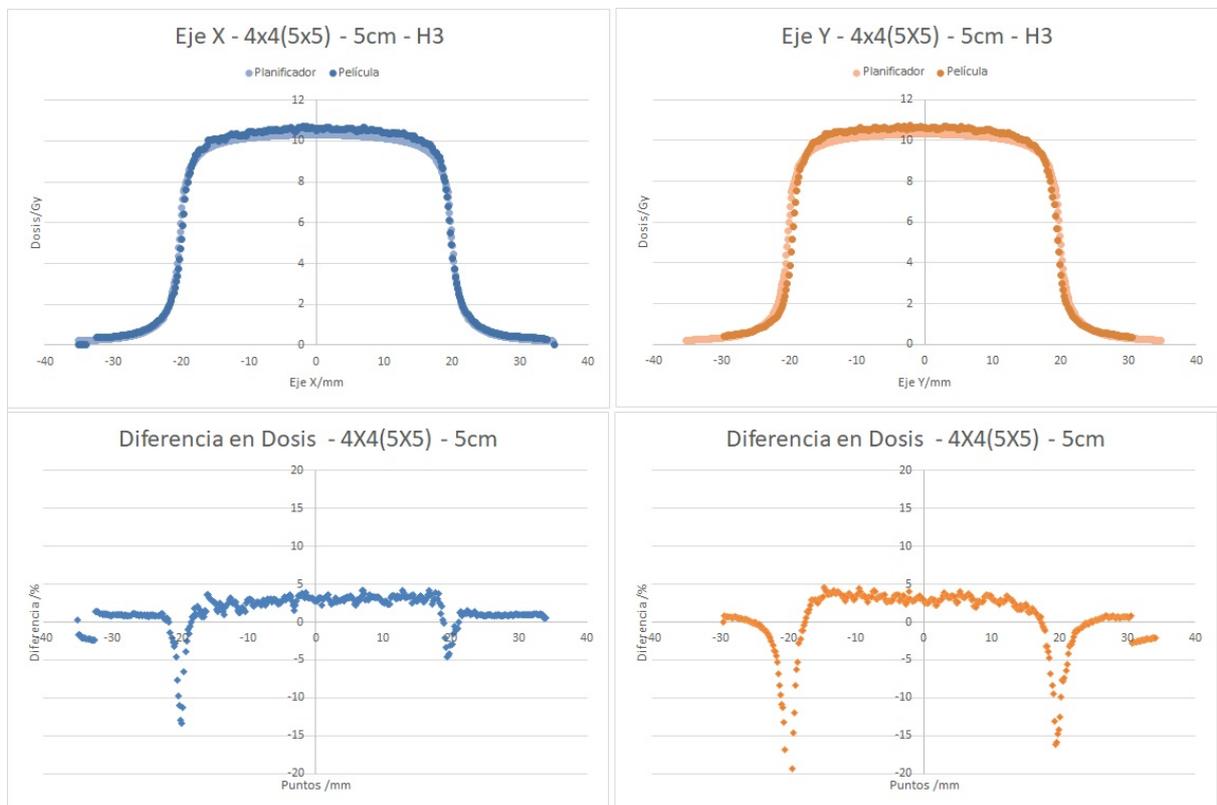


Figura 4.43: Representación del campo: 4x4(5x5) - 5cm.

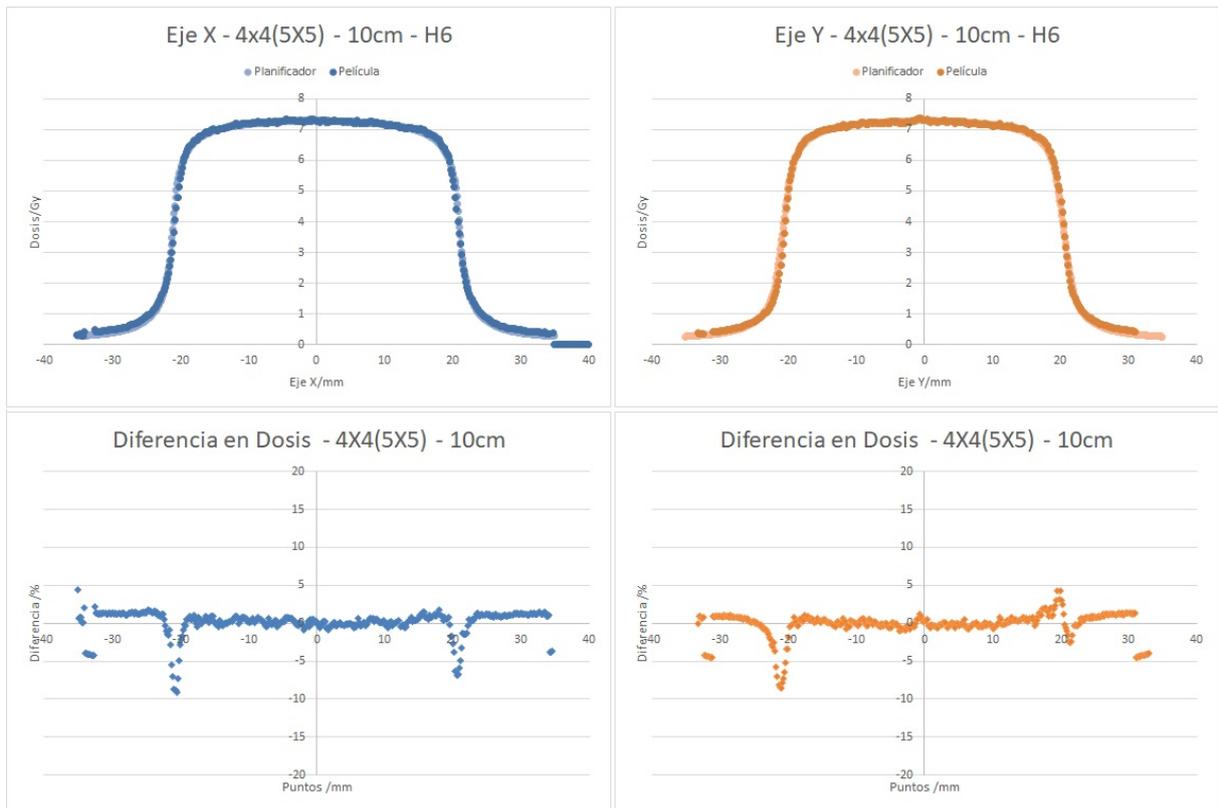


Figura 4.44: Representación del campo: 4x4(5x5) - 10cm.

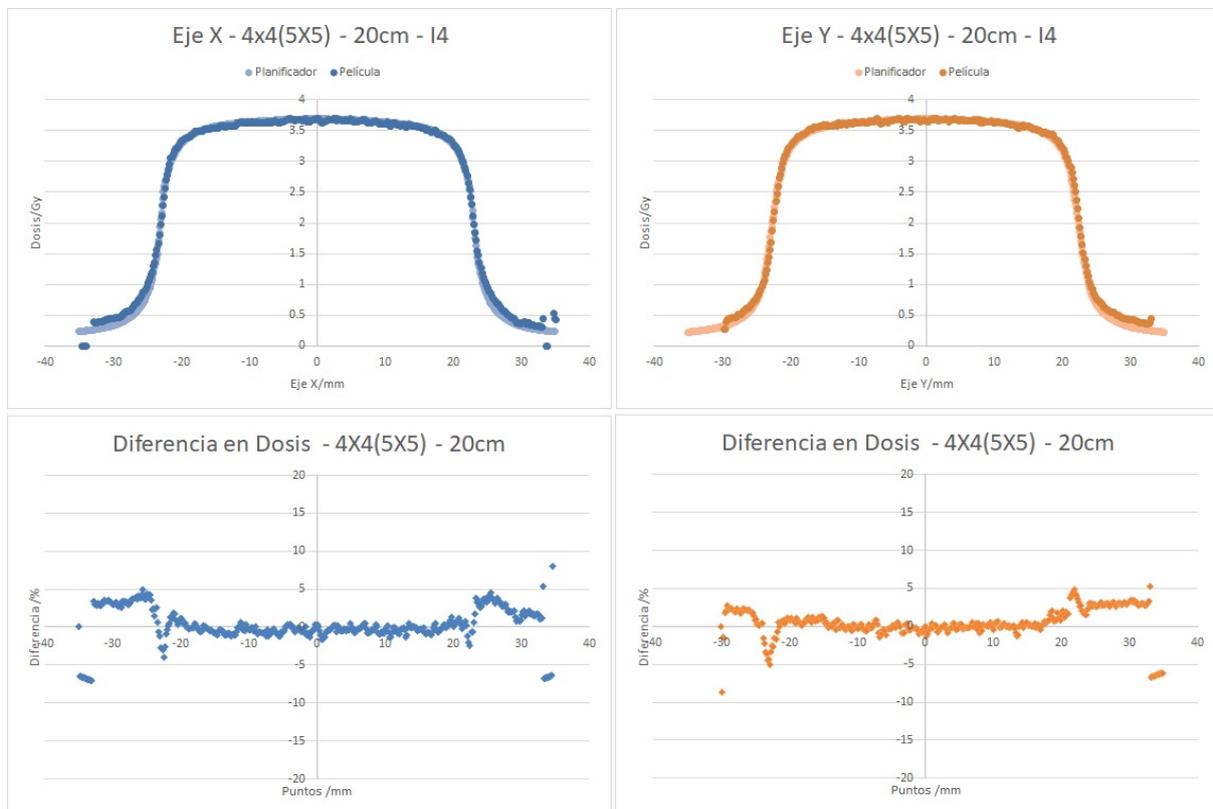


Figura 4.45: Representación del campo: 4x4(5x5) - 20cm.

## 4.4. Diferencia en dosis de los campos

En este apartado se muestra la diferencia entre la dosis de planificador (PL) y de la película radiocrómica (PRC) en el centro del haz, obtenida mediante la Ecuación 4.1, y que se recoge en la Tabla 4.2. Además se emplea un código de colores para identificar la diferencia tal y como se muestra en la siguiente imagen.



Figura 4.46: Código de colores empleados para la diferencia en dosis.

Tabla 4.2: Diferencia en dosis de los diferentes campos.

| Campo MLC (cm x cm) | Campo Mandibulas (cm x cm) | Profundidad | Dosis en PL (Gy) |       | Dosis en PRC (Gy) |       | Diferencia (%) |       |
|---------------------|----------------------------|-------------|------------------|-------|-------------------|-------|----------------|-------|
|                     |                            |             | Eje X            | Eje Y | Eje X             | Eje Y | Eje X          | Eje Y |
| 0.5x0.5             | 1x1                        | 5cm         | 6.76             | 6.75  | 6.8               | 6.8   | -0.6           | -0.7  |
|                     |                            | 10cm        | 4.59             | 4.59  | 4.6               | 4.6   | -0.2           | -0.2  |
|                     |                            | 20cm        | 2.21             | 2.21  | 2.3               | 2.3   | -3.9           | -3.9  |
|                     | 2x2                        | 5cm         | 6.77             | 6.76  | 7.0               | 7.0   | -3.4           | -3.6  |
|                     |                            | 10cm        | 4.59             | 4.59  | 4.7               | 4.7   | -2.4           | -2.4  |
|                     |                            | 20cm        | 2.21             | 2.21  | 2.2               | 2.2   | 0.5            | 0.5   |
|                     | 3x3                        | 5cm         | 6.83             | 6.82  | 6.9               | 6.9   | -1.0           | -1.2  |
|                     |                            | 10cm        | 4.63             | 4.63  | 4.6               | 4.6   | 0.6            | 0.6   |
|                     |                            | 20cm        | 2.23             | 2.23  | 2.2               | 2.2   | 1.3            | 1.3   |
|                     | 4x4                        | 5cm         | 6.86             | 6.86  | 7.1               | 7.1   | -3.4           | -3.4  |
|                     |                            | 10cm        | 4.63             | 4.66  | 4.8               | 4.8   | -3.5           | -2.9  |
|                     |                            | 20cm        | 2.24             | 2.24  | 2.4               | 2.4   | -6.7           | -6.7  |
| 1x1                 | 2x2                        | 5cm         | 8.53             | 8.52  | 8.7               | 8.6   | -2.0           | -0.9  |
|                     |                            | 10cm        | 5.86             | 5.87  | 5.8               | 5.8   | 1.0            | 1.2   |
|                     |                            | 20cm        | 2.90             | 2.91  | 2.9               | 2.9   | 0.0            | 0.3   |
|                     | 3x3                        | 5cm         | 8.60             | 8.60  | 8.5               | 8.5   | 1.2            | 1.2   |
|                     |                            | 10cm        | 5.91             | 5.91  | 5.9               | 5.9   | 0.2            | 0.2   |
|                     |                            | 20cm        | 2.93             | 2.90  | 2.9               | 2.9   | 1.0            | 0.0   |
|                     | 4x4                        | 5cm         | 8.64             | 8.64  | 8.7               | 8.8   | -0.7           | -1.9  |
|                     |                            | 10cm        | 5.95             | 5.95  | 5.9               | 5.9   | 0.8            | 0.8   |
|                     |                            | 20cm        | 2.94             | 2.95  | 2.9               | 2.9   | 1.4            | 1.7   |
| 2x2                 | 3x3                        | 5cm         | 9.61             | 9.61  | 9.5               | 9.5   | 1.1            | 1.1   |
|                     |                            | 10cm        | 6.67             | 6.67  | 6.5               | 6.5   | 2.5            | 2.5   |
|                     |                            | 20cm        | 3.32             | 3.32  | 3.2               | 3.2   | 3.6            | 3.6   |
|                     | 4x4                        | 5cm         | 9.66             | 9.66  | 9.9               | 9.8   | -2.5           | -1.4  |
|                     |                            | 10cm        | 6.71             | 6.71  | 6.7               | 6.7   | 0.1            | 0.1   |
|                     |                            | 20cm        | 3.34             | 3.34  | 3.3               | 3.3   | 1.2            | 1.2   |
| 3x3                 | 4x4                        | 5cm         | 10.04            | 10.04 | 10.2              | 10.2  | -1.6           | -1.6  |
|                     |                            | 10cm        | 7.03             | 7.03  | 6.8               | 6.8   | 3.3            | 3.3   |
|                     |                            | 20cm        | 3.51             | 3.52  | 3.4               | 3.4   | 3.1            | 3.4   |
| 4x4                 | 5x5                        | 5cm         | 10.31            | 10.31 | 10.3              | 10.7  | 0.1            | -3.8  |
|                     |                            | 10cm        | 7.29             | 7.29  | 7.3               | 7.4   | -0.1           | -1.5  |
|                     |                            | 20cm        | 3.69             | 3.69  | 3.7               | 3.7   | -0.3           | -0.3  |

Analizando los resultados obtenidos, podemos comentar varios puntos:

- La gran mayoría de los valores son inferiores al  $\pm 3\%$ .
- Al aumentar la profundidad (de 5cm a 20 cm) en principio, la diferencia aumenta.
- El caso más dispar es el de 0.5x0.5(4x4), en el que a 20cm de profundidad presenta una diferencia del 8%, que se debe a la complejidad de dicho campo, siendo el más pequeño de todos ellos. Y por ello, el campo que se esperaba que fuera más complicado para el planificador.
- No se aprecia tamaños de campo que marque un aumento de las diferencias PL vs PRC.

## 4.5. Tamaño/Anchura de los campos

En este apartado también se emplea el código de colores del apartado anterior (Figura 4.46). Hemos calculado cual era la anchura del campo en la película (PRC) y el planificador (PL); calculando además la diferencia entre ambas (últimas dos columnas de la Tabla 4.3), mediante la Ecuación 4.2.

Tabla 4.3: Cálculo del tamaño/anchura de los campos y diferencia.

| Datos Planificador (PL) |                               | Profundidad | Datos PL             |       | Datos PRC            |       | Diferencia     |       |
|-------------------------|-------------------------------|-------------|----------------------|-------|----------------------|-------|----------------|-------|
| Campo MLC<br>(cm x cm)  | Campo Mandibulas<br>(cm x cm) |             | Tamaño de campo (cm) |       | Tamaño de campo (cm) |       | Diferencia (%) |       |
|                         |                               |             | Eje X                | Eje Y | Eje X                | Eje Y | Eje X          | Eje Y |
| 0.5x0.5                 | 1x1                           | 5cm         | 0.55                 | 0.46  | 0.54                 | 0.47  | 1.82           | -2.17 |
|                         |                               | 10cm        | 0.58                 | 0.49  | 0.58                 | 0.49  | 0.00           | 0.00  |
|                         |                               | 20cm        | 0.64                 | 0.53  | 0.66                 | 0.54  | -3.13          | -1.89 |
|                         | 2x2                           | 5cm         | 0.59                 | 0.46  | 0.58                 | 0.46  | 1.69           | 0.00  |
|                         |                               | 10cm        | 0.58                 | 0.49  | 0.58                 | 0.49  | 0.00           | 0.00  |
|                         |                               | 20cm        | 0.64                 | 0.53  | 0.65                 | 0.55  | -1.56          | -3.77 |
|                         | 3x3                           | 5cm         | 0.56                 | 0.46  | 0.54                 | 0.46  | 3.57           | 0.00  |
|                         |                               | 10cm        | 0.58                 | 0.49  | 0.58                 | 0.49  | 0.00           | 0.00  |
|                         |                               | 20cm        | 0.64                 | 0.53  | 0.66                 | 0.56  | -3.13          | -5.66 |
|                         | 4x4                           | 5cm         | 0.55                 | 0.46  | 0.54                 | 0.46  | 1.82           | 0.00  |
|                         |                               | 10cm        | 0.58                 | 0.49  | 0.58                 | 0.49  | 0.00           | 0.00  |
|                         |                               | 20cm        | 0.64                 | 0.53  | 0.66                 | 0.55  | -3.13          | -3.77 |
| 1x1                     | 2x2                           | 5cm         | 1.02                 | 0.94  | 1.03                 | 0.93  | -0.98          | 1.06  |
|                         |                               | 10cm        | 1.08                 | 1.00  | 1.10                 | 1.00  | -1.85          | 0.00  |
|                         |                               | 20cm        | 1.20                 | 1.10  | 1.22                 | 1.10  | -1.67          | 0.00  |
|                         | 3x3                           | 5cm         | 1.02                 | 0.94  | 1.05                 | 0.95  | -2.94          | -1.06 |
|                         |                               | 10cm        | 1.08                 | 1.00  | 1.10                 | 1.00  | -1.85          | 0.00  |
|                         |                               | 20cm        | 1.20                 | 1.09  | 1.22                 | 1.10  | -1.67          | -0.92 |
|                         | 4x4                           | 5cm         | 1.02                 | 0.94  | 1.00                 | 0.95  | 1.96           | -1.06 |
|                         |                               | 10cm        | 1.08                 | 1.00  | 1.07                 | 0.98  | 0.93           | 2.00  |
|                         |                               | 20cm        | 1.20                 | 1.09  | 1.19                 | 1.10  | 0.83           | -0.92 |
| 2x2                     | 3x3                           | 5cm         | 2.02                 | 1.93  | 1.98                 | 1.91  | 1.98           | 1.04  |
|                         |                               | 10cm        | 2.13                 | 2.10  | 2.08                 | 2.00  | 2.35           | 4.76  |
|                         |                               | 20cm        | 2.34                 | 2.23  | 2.30                 | 2.24  | 1.71           | -0.45 |
|                         | 4x4                           | 5cm         | 2.02                 | 1.93  | 2.03                 | 1.91  | -0.50          | 1.04  |
|                         |                               | 10cm        | 2.14                 | 2.03  | 2.10                 | 2.03  | 1.87           | 0.00  |
|                         |                               | 20cm        | 2.34                 | 2.24  | 2.32                 | 2.24  | 0.85           | 0.00  |
| 3x3                     | 4x4                           | 5cm         | 3.02                 | 3.02  | 2.98                 | 2.91  | 1.32           | 3.64  |
|                         |                               | 10cm        | 3.18                 | 3.08  | 3.15                 | 3.05  | 0.94           | 0.97  |
|                         |                               | 20cm        | 3.48                 | 3.39  | 3.47                 | 3.37  | 0.29           | 0.59  |
| 4x4                     | 5x5                           | 5cm         | 4.02                 | 4.02  | 3.96                 | 3.89  | 1.49           | 3.23  |
|                         |                               | 10cm        | 4.22                 | 4.14  | 4.17                 | 4.10  | 1.18           | 0.97  |
|                         |                               | 20cm        | 4.63                 | 4.54  | 4.62                 | 4.54  | 0.22           | 0.00  |

Algunos comentarios que podemos hacer a la vista de los resultados son:

- Prácticamente todas las diferencias están por debajo del  $\pm 5\%$ .
- Se observa en los datos de PRC y de PL que el campo nominal se ensancha cuando la profundidad aumenta (de 5cm a 20 cm), se trata de un aumento en torno al 0.1 mm (esto es un efecto básicamente geométrico, al alejarnos del foco el campo se abre).
- No se aprecia tamaños de campo que marque un aumento de las diferencias PL vs PRC.

# Conclusiones

La validación de los campos pequeños se ha convertido en algo esencial a la hora de realizar tratamientos de radioterapia como SRS o SBRT. La caracterización, realizada con las cámaras de ionización, no es un método tan preciso para estos casos, de ahí la necesidad de emplear métodos alternativos como son las películas radiocrómicas (PRC), los detectores de microdiamante, los detectores tipo diodo semiconductor o los dosímetros termoluminiscentes (TLD). Como se indicó en la Sección 3.2, es necesario que se cumplan una serie de requisitos.

Las PRC son una buena opción ya que permiten obtener una imagen definida de los campos con una alta resolución, buena equivalencia tisular y a bajo coste. En cambio, su uso trae consigo varios inconvenientes: el material demanda una manipulación cuidadosa, calibración del lote, múltiples medidas para reducir la incertidumbre o caracterización del escáner con el que se digitalizarán.

Los resultados obtenidos apuntan a un cálculo aceptable del planificador (diferencias en la mayoría de los campos por debajo del 3% y prácticamente todas por debajo del 5%). Sin embargo serían insuficientes para determinar el dominio de validez clínica del mismo, donde es exigible una discrepancia inferior al 3%, dado que no se observa un patrón en los campos que superan esta tolerancia y en particular del campo 4x4(5x5) que está en la frontera de campo convencional-campo pequeño se esperaba el mejor acuerdo y no ha sido el caso. Por esto último cabe suponer que se debe a errores experimentales derivados de las dificultades de las PRC apuntadas en el anterior párrafo y no a las limitaciones del planificador.

Este trabajo ha sido un primer intento de validación mediante película radiocrómica del cálculo de campos pequeños con el planificador. Suponía una validación complementaria a la que se realizó por parte de los radiofísicos del Servicio de Radioterapia del Hospital Recoletas Campo Grande de Valladolid mediante detectores de diodo y simulaciones Monte Carlo con resultados positivos y que permitieron la implantación en dicho centro de las técnicas avanzadas que se mencionan en el TFG.

Como consecuencia de las medidas realizadas y los resultados obtenidos, nos vemos en la necesidad de mejorar y refinar el procedimiento de medida, para que en un futuro se puedan emplear dichos datos en la vía clínica. Véase en el apartado de montaje experimental algunos de las dificultades durante las medidas (Subsección 4.2.1).

Para finalizar, remarcar que el trabajo realizado durante el desarrollo del TFG ha sido muy estimulante e interesante. He podido adquirir conocimientos que habitualmente no se cursan y realizado un trabajo experimental con todo lo que ello suponen: repetición de medidas, aislamiento e identificación de errores...



# Índice de figuras

|       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |    |
|-------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.1.  | Reproducción de la termografía de Hipócrates. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 1  |
| 1.2.  | Radiografía realizada con Rayos X de la mano de la esposa de Röntgen. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 2  |
| 1.3.  | Unidad de radioterapia de megavoltaje. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 3  |
| 1.4.  | Áreas de la Física Médica hospitalaria en España. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 5  |
| 1.5.  | Curvas de deposición de dosis en agua de haz de protones y fotones en energías de terapia. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 5  |
| 2.1.  | Espectro electromagnético. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 7  |
| 2.2.  | Poder de penetración de las partículas: se muestra la capacidad de diferentes tipos de radiación para pasar a través de los materiales. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | 8  |
| 2.3.  | Rotura del ADN por efecto directo e indirecto de la radiación. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 9  |
| 2.4.  | Diagrama del ciclo celular. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 9  |
| 2.5.  | Imagen del sistema de radioterapia <i>Truebeam</i> <sup>TM</sup> de <i>Varian</i> <sup>©</sup> . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 10 |
| 2.6.  | Radiación de frenado o <i>bremsstrahlung</i> producido por un electrón de alta energía desviado por un núcleo atómico. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 10 |
| 2.7.  | Esquema de componentes del acelerador lineal. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 11 |
| 2.8.  | Esquema de colimación del haz, en el que se observan las mandíbulas y el MLC. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 12 |
| 2.9.  | Monómeros de diacetileno que al exponerse a calor, rayos UV o radiación ionizante se someten a una polimerización 1,4. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 13 |
| 2.10. | Estructura de la película radiocrómica <i>GAFChromic</i> <sup>TM</sup> EBT3. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 14 |
| 2.11. | Convolución entre TERMA (T) y Kernel (K), obteniendo la distribución de dosis absorbida (D). . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 17 |
| 3.1.  | Perfil de dosis de un campo 1.4x1.4cm <sup>2</sup> y el volumen de una cámara de ionización de 0,125cm <sup>3</sup> . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 19 |
| 3.2.  | (a)Fuente de fotones sin ocluir. (b)Fuente de fotones ocluida, superposición de penumbras con el campo. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | 20 |
| 3.3.  | Los colimadores definen un tamaño de campo mayor que el rango lateral de partículas cargadas; que puede determinarse midiendo el ancho a mitad de altura(FWHM). (b) Si el tamaño de campo es del mismo orden que el rango de equilibrio, ocurre superposición de penumbras.El error cometido por la medición del FWHM es pequeño. (c)El tamaño de campo es muy pequeño. Falla la determinación de tamaño de campo por FWHM. Se produce sobreestimación del tamaño de campo. . . . . | 20 |
| 3.4.  | Captura de dos artículo publicados por el diario <i>TheNewYorkTimes</i> <sup>©</sup> , debidos a accidentes causado por tratamientos con campos pequeños. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 21 |
| 4.1.  | Caja de las películas radiocrómicas empleadas, <i>GAFChromic</i> <sup>TM</sup> EBT3. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 23 |
| 4.2.  | Escáner empleado: Epson Perfection <sup>TM</sup> V700 Photo. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 23 |
| 4.3.  | Imagen de la interfaz de análisis dosimétrico de <i>Radiochromic</i> <sup>©</sup> . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 24 |
| 4.4.  | Tamaño de la película EBT3 y distribución de los cortes de la <i>Película D</i> . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 25 |

|                                                                                                                                                                                                       |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.5. Imagen del acelerador lineal <i>Truebeam</i> <sup>TM</sup> , durante la colocación de las películas para radiación. . . . .                                                                      | 25 |
| 4.6. Distribución de las películas durante la radiación. . . . .                                                                                                                                      | 25 |
| 4.7. <i>Película D</i> escaneada: (a)No irradiada, (b)Irradiada y (c) <i>Radiochromic</i> <sup>©</sup> . . . . .                                                                                      | 26 |
| 4.8. Película de calibración: (a)No irradiada y (b)Irradiada. . . . .                                                                                                                                 | 27 |
| 4.9. Función <i>Dosimetry</i> de <i>Radiochromic</i> <sup>©</sup> . Campo: 3x3(4x4) - 20cm. <i>Película D - D6</i> . . . . .                                                                          | 28 |
| 4.10. Representación gráfica del eje <i>x</i> e <i>y</i> de punto/mm frente a dosis absorbida/Gy del campo: 0.5x0.5(4x4) - 5cm. <i>Película D - D10</i> . . . . .                                     | 29 |
| 4.11. Representación gráfica del eje <i>x</i> e <i>y</i> punto/mm frente a dosis absorbida/Gy del campo: 0.5x0.5(4x4) - 5cm. <i>Película C - C3</i> y campo: 3x3(4x4) - 5cm. Película A - A6. . . . . | 30 |
| 4.12. Imagen de <i>Radiochromic</i> <sup>©</sup> y representación gráfica del eje <i>x</i> (punto/mm frente a dosis absorbida/Gy) de la <i>Película D</i> . . . . .                                   | 31 |
| 4.13. Representación del campo: 0.5x0.5(1x1) - 5cm. . . . .                                                                                                                                           | 32 |
| 4.14. Representación del campo: 0.5x0.5(1x1) - 10cm. . . . .                                                                                                                                          | 33 |
| 4.15. Representación del campo: 0.5x0.5(1x1) - 20cm. . . . .                                                                                                                                          | 33 |
| 4.16. Representación del campo: 0.5x0.5(2x2) - 5cm. . . . .                                                                                                                                           | 34 |
| 4.17. Representación del campo: 0.5x0.5(2x2) - 10cm. . . . .                                                                                                                                          | 34 |
| 4.18. Representación del campo: 0.5x0.5(2x2) - 20cm. . . . .                                                                                                                                          | 35 |
| 4.19. Representación del campo: 0.5x0.5(3x3) - 5cm. . . . .                                                                                                                                           | 35 |
| 4.20. Representación del campo: 0.5x0.5(3x3) - 10cm. . . . .                                                                                                                                          | 36 |
| 4.21. Representación del campo: 0.5x0.5(3x3) - 20cm. . . . .                                                                                                                                          | 36 |
| 4.22. Representación del campo: 0.5x0.5(4x4) - 5cm. . . . .                                                                                                                                           | 37 |
| 4.23. Representación del campo: 0.5x0.5(4x4) - 10cm. . . . .                                                                                                                                          | 37 |
| 4.24. Representación del campo: 0.5x0.5(4x4) - 20cm. . . . .                                                                                                                                          | 38 |
| 4.25. Representación del campo: 1x1(2x2) - 5cm. . . . .                                                                                                                                               | 38 |
| 4.26. Representación del campo: 1x1(2x2) - 10cm. . . . .                                                                                                                                              | 39 |
| 4.27. Representación del campo: 1x1(2x2) - 20cm. . . . .                                                                                                                                              | 39 |
| 4.28. Representación del campo: 1x1(3x3) - 5cm. . . . .                                                                                                                                               | 40 |
| 4.29. Representación del campo: 1x1(3x3) - 10cm. . . . .                                                                                                                                              | 40 |
| 4.30. Representación del campo: 1x1(3x3) - 20cm. . . . .                                                                                                                                              | 41 |
| 4.31. Representación del campo: 1x1(4x4) - 5cm. . . . .                                                                                                                                               | 41 |
| 4.32. Representación del campo: 1x1(4x4) - 10cm. . . . .                                                                                                                                              | 42 |
| 4.33. Representación del campo: 1x1(4x4) - 20cm. . . . .                                                                                                                                              | 42 |
| 4.34. Representación del campo: 2x2(3x3) - 5cm. . . . .                                                                                                                                               | 43 |
| 4.35. Representación del campo: 2x2(3x3) - 10cm. . . . .                                                                                                                                              | 43 |
| 4.36. Representación del campo: 2x2(3x3) - 20cm. . . . .                                                                                                                                              | 44 |
| 4.37. Representación del campo: 2x2(4x4) - 5cm. . . . .                                                                                                                                               | 44 |
| 4.38. Representación del campo: 2x2(4x4) - 10cm. . . . .                                                                                                                                              | 45 |
| 4.39. Representación del campo: 2x2(4x4) - 20cm. . . . .                                                                                                                                              | 45 |
| 4.40. Representación del campo: 3x3(4x4) - 5cm. . . . .                                                                                                                                               | 46 |
| 4.41. Representación del campo: 3x3(4x4) - 10cm. . . . .                                                                                                                                              | 46 |
| 4.42. Representación del campo: 3x3(4x4) - 20cm. . . . .                                                                                                                                              | 47 |
| 4.43. Representación del campo: 4x4(5x5) - 5cm. . . . .                                                                                                                                               | 47 |
| 4.44. Representación del campo: 4x4(5x5) - 10cm. . . . .                                                                                                                                              | 48 |
| 4.45. Representación del campo: 4x4(5x5) - 20cm. . . . .                                                                                                                                              | 48 |
| 4.46. Código de colores empleados para la diferencia en dosis. . . . .                                                                                                                                | 49 |

# Índice de tablas

|                                                                                                      |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1. Especificaciones de la película radiocrómica <i>GAFChromic</i> <sup>TM</sup> EBT3 [26]. . . . . | 14 |
| 4.1. Campos de radiación estudiados. . . . .                                                         | 26 |
| 4.2. Diferencia en dosis de los diferentes campos. . . . .                                           | 49 |
| 4.3. Cálculo del tamaño/anchura de los campos y diferencia. . . . .                                  | 51 |



# Glosario de términos y acrónimos

**PRC** : Película Radiocrómica (ver Sección: 2.3) .

**PL** : Planificador (ver Sección: 2.4).

**EM** : Electromagnética.

**LINAC o AL** Linear Accelerator (ver Sección: 2.2).

**Sv** : El Sievert (Sv) es la unidad de medida empleada para la dosis equivalente de radiación; al igual que la dosis absorbida mide la energía que se deposita por la radiación en la materia, haciendo distinción entre el tipo de partícula que compone la energía. La equivalencia con unidades del Sistema Internacional de Unidades (SI):  $1Sv = J/Kg$ .

**Gy** : El gray(Gy) es la unidad de medida de la dosis absorbida (energía absorbida por unidad de masa del material), pertenece al Sistema Internacional de Unidades (SI) y posee la siguiente equivalencia:  $1Gy = J/Kg$ .

**IMRT** : Intensity Modulated Radiation Therapy. Radioterapia de intensidad modulada, mediante esta técnica se consiguen distribuciones de la dosis de radiación sobre el tumor, con gran conformación (ajustada a tumor-objetivo). El planificador calcula la fluencia que entregara el acelerador desde cada ángulo; suministrando la dosis de radiación prescrita y minimizando la exposición del tejido sano cercano.

**VMAT** : Volumetric Modulated Arc Therapy. Arcoterapia volumétrica, es una forma avanzada de la IMRT. Distribuye la dosis en una sola rotación de 360 grados durante el tratamiento.

**MLC** : Multileaf Collimator. Se trata de un colimador multiláminas con el que se pueden conformar campos irregulares para obtener el haz de radiación.

**SEFM** : Sociedad Española de Física Médica. Se crea como sociedad científica en 1974 con el objetivo de fomentar, desarrollar y promocionar la Física Médica y los aspectos científicos y profesionales de la misma; en la actualidad esta formada por unos 800 miembros.

**CSN** : Consejo de Seguridad Nuclear. Es el único organismo competente en España en materia de seguridad nuclear y protección radiológica. Su misión es proteger a los trabajadores, la población y el medio ambiente de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes.

**ADN** : Ácido Desoxirribonucleico.

**RF** : Radiofrecuencias.

**UV** : Ultraviolet.

**EBT** : External Beam Treatment. Terapia de haz externo emplea un haz externo para tratar el tumor que se encuentra dentro del paciente.

**CCD** : Charge Coupled Device.

**RGB** : Red Green Blue.

**SRS** : Stereotactic Radiosurgery. La Radioterapia Esteotáctica es un tratamiento que emplea altas dosis de radiación para tratar lesiones dentro del cerebro.

**SBRT** : Stereotactic Body Radiation Therapy. La radioterapia corporal esteotáctica es empleada para pequeñas lesiones de pulmón, hígado, páncreas, columna vertebral y otros muchos tumores no operables.

**TLD** : Thermoluminescent Dosimeter. Son dosímetros termoluminiscentes, en general están compuestos por cristales capaces de retener la energía captada tras el impacto de la radiación, pudiendo liberarla después de un proceso de calentamiento, conociendo la radiación a la que ha sido expuesta.

**OF** : Output Factor.

**AAA** : Analytical Anisotropic Algorithm.

**TC** : Tomografía Computarizada. Es una maquina que permite obtener imágenes de diagnóstico corte a corte o por secciones; también se denomina TAC (Tomografía Axial Computarizada).

**PBC** : Pencil Beam Convolution. Se trata de un algoritmo de convolución/superposición simplificado que calcula la dosis absorbida mediante la convolución 2D de un haz estrecho denominado Pencil Beam.

**MC** : Monte Carlo. Es un método que emplea un modelo de distribuciones de probabilidad conocidas, actualmente es una de las formas más exactas de conocer la dosis absorbida en un paciente, al contar con probabilidades cercanas a la naturaleza y pocas aproximaciones.

**dpi o ppp** : dot per inch o puntos por pulgada.

**TIFF** : Tagget Image File Format. Es un formato de imagen con mapa de bits, se emplea para escanear de imágenes y para guardar imágenes de alta calidad.

**FFF** : Flattening Filter Free.

**UM** : Unidades Monitor. Unidad de conteo interno del acelerador que da cuenta de la radiación que entrega el mismo, indica el tiempo que la maquina emitirá rayos y son propias de cada aparato.

**ROI** : Region Of Interest.

**CSV** : Comma Separated Values. Se trata de un tipo de archivo que separa valores mediante comas.

**FWHM** : Full Width at Half Maximum. Se trata de la anchura a media altura. Una medida de la extensión de una función, viene dada por la diferencia entre los dos valores extremos de la variable independiente en los que la variable dependiente es igual a la mitad de su valor máximo.

# Bibliografía

- [1] S.F.Keevil, "*Physics and Medicine 1. Physics and medicine: a historical perspective*", *Lancet*, vol.379, pág.1517-24, 2012.
- [2] A.Del Castillo Belmonte, C.Paradinas Jiménez, J.Riera Palmero, "*El nacimiento de la Física Médica: Orígenes y desarrollo en el Siglo XX*", *LLUIL*, vol.31, pág.209-219, 2008.
- [3] M.Rodríguez, "*Física Médica. Fronteras de la Física en el Siglo XXI*", CopIt-arXives, 2013.
- [4] S.Lozares, F.Mañeru, S.Pellejero, "*Radioterapia con partículas pesadas*", *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, vol.32, suplemento.2, 2009.
- [5] M.Ribas Morales, C.Herranz, "*La situación profesional de los radiofísicos en España*", *Boletín Informativo. Colegio Oficial de Físicos*, n°.155, pág.4, 2009.
- [6] SEFM *Sociedad Española de Física Médica*, <https://sefm.es/>.
- [7] "*Tema 8: Riesgos radiológicos en instalaciones de radioterapia externa*", (IR-SP-RT-T08), CSN, 2010, <http://csn.ciemat.es/MDCSN/>.
- [8] "*Campos electromagnéticos y cáncer*", National Cancer Institute, USA, <https://www.cancer.gov/about-cancer/causes-prevention/risk/radiation/electromagnetic-fields-fact-sheet>, fecha de consulta: 13 agosto 2019.
- [9] E.Gordon, "*Chemistry and Global Awareness*", Furman University, 2019.
- [10] D.Guirado, J.Ciudad, A.Sánchez, W.San Juan Benito, S.Velázquez, "*Radiobiología Clínica*", *Sociedad Española de Física Médica, SEFM*, 2003.
- [11] P.Sánchez Galiano, "*Introducción a la física de la radioterapia*", *Unidad de Radiofísica. Hospital Central de Asturias*, 2001.
- [12] *Sistema de radioterapia Truebeam<sup>TM</sup>*, <https://www.varian.com/es-xl/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>, *Varian<sup>©</sup>*, fecha de consulta: 14 agosto 2019.
- [13] E.B.Podgorsak, "*Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Student*", *International Atomic Energy Agency, IAEA*, pág.139, 2005.
- [14] A.Brosed Serreta, M.Cruz Lizuan, "*Fundamentos de la Física Médica. Volumen 3: Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*", *Sociedad Española de Física Médica, SEFM*, 2012.
- [15] E.E.Klein, M.Vicic, Chang-Ming Ma, D.A.Low, R.E.Drzymala, "*Validation of calculations for electrons modulated with conventional photon multileaf collimators*", *Physics in Medicine and Biology*, vol.53, 2008.

- [16] I.J.Das, *"Radiochromic Film. Role and Applications in Radiation Dosimetry"*, CRC Press, Taylor & Francis Group, 2018.
- [17] V.M.Muñoz Garzón, G.Panadés Nigorra, *"100 años de radioterapia"*, Medicina Balear, 1995, <https://dialnet.unirioja.es>.
- [18] R.Arráns, H.Miras, M.Ortiz-Seidel, J.A.Terrón, J.Macías, A.Ortiz-Lora, *"Dosimetría con películas radiocrómicas"*, Servicio de Radiofísica. Hospital Virgen Macarena. Sevilla, 2009.
- [19] A.Brosed Serreta, E.Millán Cebrián, *"Fundamentos de la Física Médica. Volumen 4: Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad"*, Sociedad Española de Física Médica, SEFM, 2013.
- [20] J.Eriksson, T.Knöös, E.Wieslander, *"Build-down and Build-up of Absorbed Dose at Interfaces between Air and Tissue: A Comparative Study between Monte Carlo Simulations and the Helax-TMS Treatment Planning System"*, Medical Radiation Physics, Department of Clinical Science, Lund University, 2007.
- [21] PTW, *"Instruction Manual RW3 Slab Phantom Type 29672"*, PTW, 2003.
- [22] I.J.Das, *"Small Field Dosimetry"*, AAPM Annual Meeting, 2016.
- [23] PTW, *"Dosimetría de campos pequeños. Guía de Aplicación"*, 2016.
- [24] I.J.Das, G.X.Ding, A.Ahnesjö, *"Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry"*, Medical Physics, vol.35, N°.1, 2008.
- [25] W.Bogdanich, R.R.Ruiz, *"Radiation Errors Reported in Missouri"*, The New York Times<sup>©</sup>, fecha de publicación: 24 febrero 2010, fecha de consulta: 23 agosto 2019.
- [26] *GAFChromic<sup>TM</sup>, GAFCHROMIC<sup>TM</sup> DOSIMETRY MEDIA, TYPE EBT-3, Specifications, GAFChromic<sup>TM</sup>.*
- [27] *EPSON PERFECTION<sup>TM</sup> V700 PHOTO, EPSON<sup>©</sup>*, <https://www.epson.es/products/scanners/consumer-scanners/epson-perfection-v700-photo>, fecha de consulta: 19 agosto 2019.
- [28] S.Agramunt, I.Méndez, J.J.Rovira, *STEP BY STEP TUTORIALS, Radiochromic<sup>©</sup>*, <https://radiochromic.com/tutorials/tutorials.php>, fecha de consulta: 10 agosto 2019.