



**Universidad de Valladolid**

Facultad de Ciencias

## **TRABAJO FIN DE GRADO**

Grado en Física

**Caracterización de un equipo de dosimetría con película radiocrómica y  
verificación del Sistema de Planificación Monaco 5.51.02 (Elekta)**

*Autor: Andrea Aceituno Muriel*

*Tutoras: Mónica Gómez Incio (SFMyPR)*

*Ana Cristina López Cabeceira (UVA)*



# Índice general

Agradecimientos . . . . .	5
Glosario de acrónimos . . . . .	7
Resumen/Abstract . . . . .	9
Relación del trabajo con los estudios de Grado . . . . .	11
<b>1. Contexto histórico</b>	<b>13</b>
1.1. Figura de Marie Curie en la Física Médica . . . . .	14
1.2. Relación entre la Física y la Medicina . . . . .	15
1.3. Radiofísica Hospitalaria . . . . .	16
<b>2. Aspectos teóricos</b>	<b>19</b>
2.1. Radiaciones . . . . .	19
2.2. Realización del tratamiento . . . . .	22
2.2.1. Primera etapa: Adquisición de imágenes . . . . .	22
2.2.2. Segunda etapa: Proceso de planificación . . . . .	23
2.2.3. Tercera etapa: Verificación del tratamiento . . . . .	24
2.3. Acelerador lineal (LINAC) . . . . .	26
2.4. Películas radiocrómicas (PRC) . . . . .	29
2.5. Cámaras de ionización . . . . .	32
<b>3. Justificación y objetivos</b>	<b>35</b>
<b>4. Metodología</b>	<b>37</b>
4.1. Materiales . . . . .	37
4.2. Procedimiento práctico . . . . .	40
4.2.1. Dificultades en la realización del trabajo . . . . .	48

4.3. Resultados . . . . .	49
<b>Conclusiones del trabajo . . . . .</b>	<b>55</b>
<b>Bibliografía . . . . .</b>	<b>55</b>

# Índice de figuras

1.1. Primera radiografía [11]. . . . .	13
1.2. Imagen de Marie Curie [13]. . . . .	14
1.3. Fachada del Instituto del Radio, Curie pavilion, en la década de 1920, Museo Curie (coll. ACJC). . . . .	15
2.1. Radiaciones ionizantes [20]. . . . .	20
2.2. TC del HUC . . . . .	22
2.3. Imágenes obtenidas de un TC . . . . .	23
2.4. Curvas de isolíneas . . . . .	23
2.5. Histograma Dosis Volumen . . . . .	24
2.6. Representación del criterio gamma en 2D [6]. . . . .	25
2.7. Primer paciente tratado con acelerador lineal por retinoblastoma[15].	26
2.8. Magnetron [5]. . . . .	27
2.9. Estructura aceleradora por onda progresiva [5]. . . . .	28
2.10. Estructura aceleradora por onda estacionaria [5]. . . . .	28
2.11. Composición de la película Gafchromic EBT3 [16]. . . . .	30
2.12. Propiedades de la película Gafchromic EBT3 [16] . . . . .	31
2.13. Composición de la película Gafchromic RTQA2 [17]. . . . .	31
2.14. Cámaras de ionización del HUC . . . . .	32
4.1. Acelerador lineal del HUC . . . . .	37
4.2. Escaner EPSON 12000 XL del HUC . . . . .	38
4.3. Software Epson Scan 2 . . . . .	38
4.4. Lote de películas radiocrómicas . . . . .	38
4.5. Película radiocrómica . . . . .	38

4.6. Agua sólida . . . . .	39
4.7. FilmQA Pro . . . . .	39
4.8. Cámara de ionización CC13 . . . . .	39
4.9. Disposición del agua sólida . . . . .	40
4.10. Colocación de las tiras de la película . . . . .	41
4.11. Tiras de la película situadas en el escáner . . . . .	41
4.12. ROI en las tiras de las películas . . . . .	42
4.13. Tabla de dosis . . . . .	42
4.14. Curva de calibración . . . . .	43
4.15. Colocación de la cámara de ionización . . . . .	44
4.16. Tratamiento cuadrado . . . . .	44
4.17. Técnica 3D . . . . .	45
4.18. Técnica VMAT . . . . .	45
4.19. Escaneo de las tiras de referencia junto a la película . . . . .	46
4.20. Fiduciales y tiras de referencia . . . . .	47
4.21. Superposición de la película y el plan . . . . .	48
4.22. Análisis gamma . . . . .	49
4.23. Perfil del campo cuadrado . . . . .	49
4.24. Análisis gamma . . . . .	50
4.25. Perfil de la 3D . . . . .	50
4.26. Análisis gamma . . . . .	51
4.27. Isolíneas . . . . .	51
4.28. Perfil . . . . .	52
4.29. Tasas de paso de gamma en función de la tolerancia a la dosis . . . . .	52
4.30. Tasas de aprobación de los tres canales . . . . .	53
4.31. Mapa delta . . . . .	53
4.32. Mapa de diferencias de dosis . . . . .	54

# Agradecimientos

Antes de comenzar a desarrollar el Trabajo de Fin de Grado, me gustaría agradecer al Servicio de Física Médica y Protección Radiológica del Hospital Universitario de Cáceres la ayuda y apoyo recibidos durante estos meses de trabajo. También al Servicio de Oncología Radioterápica por el buen trato recibido durante mi estancia en el hospital.

Agradecer en especial a Mónica Gómez Incio (SFMyPR), mi tutora del hospital, su disposición para cotutorizar este trabajo y su dedicación en la elaboración, asesoramiento y corrección de este.

Por último, agradecer a Ana Cristina López Cabeceira (UVA) su labor al hacer posible la colaboración entre la Facultad de Ciencias de Valladolid y el Hospital Universitario de Cáceres y su atención durante la realización del trabajo.





# Glosario de acrónimos

- **CSN:** Consejo de Seguridad Nuclear. Organismo que establece los principios, criterios y normativa que regulan la seguridad nuclear.
- **CTV:** Clinical Target Volume. Es el volumen del tejido que comprende el GTV junto con un margen que considera cualquier extensión microscópica del tumor primario.
- **DTA:** Distance To Agreement. Representa la distancia entre un punto en el que evaluamos la dosis y el punto más cercano de la distribución de dosis de referencia que presenta la misma dosis
- **EBT:** External Beam Treatment. Terapia de haz externo al paciente.
- **GTV:** Gross Tumor Volume. Es el volumen del tejido que contiene al tumor.
- **Gy:** Gray. Unidad Internacional de medida de la radiación absorbida que equivale a un julio de energía absorbida por cada kilogramo de sustancia irradiada.
- **HDV:** Histogramas Dosis Volumen.
- **HUC:** Hospital Universitario de Cáceres.
- **LINAC:** Acelerador médico lineal.
- **LSCD:** Laboratorio Secundario de Calibraciones Dosimétricas.
- **MLC:** Colimador multilámina.
- **PRC:** Película Radiocrómica.
- **PTV:** Planning Target Volume. Volumen geométrico definido durante el proceso de planificación de forma que contempla las incertidumbres de movimiento del órgano o tumor. Comprende tanto el GTV y el CTV.
- **QA:** Control de calidad.
- **RF:** Radiofrecuencia.
- **RFIR:** Radiofísico Interno Residente.
- **ROI:** Región de interés.
- **RTQA:** Related QA. Película GafChromic para el control de calidad rutinario de haces de fotones de alta energía.

- **RX**: Rayos X.
- **TC**: Tomografía Computarizada.
- **TPS**: Sistema de Planificación.
- **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.
- **SSD**: distancia fuente-piel en el LINAC.
- **Sv**: Sievert. Unidad de equivalencia de dosis de radiación ionizante del Sistema Internacional de Unidades, equivalente a 1 J/kg.
- **VMAT**: Arcoterapia Volumétrica Modulada. La dosis de radiación se suministra al tumor mediante el giro continuado de 360° de la unidad de tratamiento.

# Resumen/Abstract

## Resumen

La Radioterapia es una de las áreas de actividad sanitaria en la que participan los especialistas en Radiofísica Hospitalaria. Los Físicos Médicos junto a los Oncólogos Radioterápicos y Técnicos en Dosimetría y Radioterapia se responsabilizan, entre otros trabajos, de llevar a cabo los tratamientos de pacientes oncológicos. La realización de dichos tratamientos consta de tres etapas: adquisición de imágenes, planificación y verificación del tratamiento.

El objetivo de este Trabajo Fin de Grado es la puesta en marcha y caracterización de un equipo de dosimetría que se empleará, en una primera etapa, como parte del proceso de verificación de tratamientos en el que se trata de comprobar que los cálculos realizados por el TPS coincide con la radiación dada por el LINAC. Para ello se irradiaron varias planificaciones de distintos pacientes sobre las películas radiocrómicas y, mediante el análisis gamma, realizar la comparación entre el plan de dosis exportado desde el TPS y dicha película. Realizamos este estudio sobre tres pacientes planificados mediante las técnicas 3D, VMAT y un campo cuadrado, respectivamente.

## Abstract

Radiotherapy is one of the areas of healthcare activity in which Hospitalary Specialists in Radiophysics participate. Medical Physicists, Radiation Oncologists and Radiotherapy and Dosimetry Technicians carry out, among other works, the treatments of oncology patients. The implementation of these treatments consists of three stages: image acquisition, treatment planning and verification.

The objective of this Final Degree Project is the implementation and characterization of the dosimetric equipment that will be used, at an initial stage, as part of the treatment verification process that is based on checking that the treatment plan calculated by the TPS coincides with the radiation given by the LINAC. To do this, we are going to irradiate the plan of different patients into the radiochromic film and, through the gamma analysis, the comparison between the dose plan exported by the TPS and such film is carried out. We are going to conduct this study about three patients that are planned using 3D, VMAT and square field techniques, respectively.



# Relación del trabajo con los estudios de Grado

El trabajo se ha realizado en el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica del Hospital Universitario de Cáceres dando continuación a las Prácticas en Empresa llevadas a cabo en este mismo Servicio.

La Física Médica es una aplicación práctica de los conocimientos teóricos adquiridos en el Grado en Física, principalmente en las asignaturas de **Electromagnetismo** en la que se estudia con profundidad el campo y el potencial eléctricos, claves para comprender el mecanismo de creación del haz de radiación en el LINAC. Por otra parte en la asignatura de **Electrodinámica Clásica** en la que se adquieren conocimientos referidos a la radiación de partículas cargadas y, en concreto, la Radiación de frenado o Bremsstrahlung, energía en forma de fotones, utilizados para el tratamiento de pacientes, liberados al hacer incidir los electrones contra un blanco de tungsteno.

Pero la asignatura base para comprender, casi en toda su totalidad, los conceptos empleados en Física Médica es **Física Nuclear y de Partículas**. Se estudian las radiaciones ionizantes y en concreto los rayos X empleados, por ejemplo, en Radiodiagnóstico para la obtención de imágenes, también se estudian conceptos referentes a la medida de la radiación ya que son los físicos los que se encargan de la protección radiológica dentro del ámbito hospitalario, es decir, son los responsables de minimizar la dosis que se imparte a los pacientes, como consecuencia de pruebas radiodiagnósticas, así como controlar la radiación ionizante que recibe tanto el personal sanitario como todas aquellos trabajadores y público en general expuestos a la radiación. Dentro de la Física de Partículas se estudian, por ejemplo, los fotones y electrones utilizados en Oncología Radioterápica con el fin de destruir las células cancerosas.



# Capítulo 1

## Contexto histórico

A finales del siglo XVI, el pensamiento científico empezó a desempeñar un papel importante en el desarrollo de la Medicina y de la Física, los fundamentos para el uso de las radiaciones se encuentran en los descubrimientos que se realizaron en un período relativamente corto de tiempo.[9]

En 1895 Wilhelm Röntgen, experimentando con corrientes eléctricas en el seno de un tubo de rayos catódicos, observó que una muestra de platinocianuro de bario colocada cerca del tubo emite luz cuando este se encuentra en funcionamiento, demostrando que los rayos eran de alta energía y se propagaban en línea recta. Estos rayos, al no presentar características comunes a las de la luz, como la reflexión y la refracción, no se los relacionó con esta y se los denominó, rayos X.[9]



Fig. 1.1: Primera radiografía [11].

Posterior al descubrimiento de los rayos X, Henry Becquerel descubre que al colocar sales de uranio sobre una placa fotográfica dentro de un armario, esta se ennegrecía debido a la radiación emitida por las sales, denominando a este efecto “rayos uránicos”. En aquella época este descubrimiento no tuvo tanta importancia en la comunidad científica como el reciente descubrimiento de los rayos X, abandonando por tanto su investigación.[9]

## 1.1. Figura de Marie Curie en la Física Médica

En 1897, Marie Curie (fig. 1.2) elige estos rayos uránicos como tema principal para su tesis doctoral. Empezó a estudiar, junto a Pierre Curie, diferentes compuestos y minerales en un intento por descubrir si otros elementos emitían la misma radiación que Becquerel había descubierto. En julio de 1898, el matrimonio Curie descubre un nuevo elemento radiactivo que denominan polonio y cinco meses después, descubren otro que denominaron radio. [13]

En 1903, Marie Curie, junto con su marido Pierre y Becquerel, recibe su primer Premio Nobel en Física por el descubrimiento de la radioactividad natural y, en 1911, obtendría su segundo Premio Nobel, esta vez en química, por el descubrimiento del radio y del polonio.[13]



Fig. 1.2: Imagen de Marie Curie [13].

Desde el año 1901 se produjo un creciente interés del radio por parte de la comunidad médica y científica. En 1914, justo antes del estallido de la Primera Guerra Mundial, el laboratorio Curie se trasladó al recién construido Instituto del Radio (fig. 1.3), el primero de la Historia, que fue concebido por ella como el primer centro multidisciplinar que albergaría la investigación en física, química, ciencias aplicadas, metrología y medicina. Durante la guerra fue necesario cesar las actividades del recién inaugurado Instituto pero, a pesar de esto, no interrumpió sus tareas científicas consiguiendo recaudar fondos para dotar a 18 vehículos militares con equipos de rayos X, los famosos Petite Curies, que fueron los primeros equipos móviles de la historia.[13]

Dirigió dicho Instituto entre 1914 y 1934 que, en pocos años, se convertiría en una de las instituciones de investigación de la radiactividad más importantes en todo el mundo. La producción de radio junto con el desarrollo de la radioterapia impulsó el tratamiento de varias enfermedades, en particular, del cáncer pues desde muy pronto se observó que, cuando se introducía el radioelemento en el cuerpo humano, la radiación tenía la capacidad de destruir los tumores malignos, dando lugar a una nueva terapia para tratar el cáncer.[13]





Fig. 1.3: Fachada del Instituto del Radio, Curie pavilion, en la década de 1920, Museo Curie (coll. ACJC).

La investigación sobre nuevos radioelementos como el cobalto radiactivo, con una actividad específica de más de 1000 veces la del radio, dio lugar a la antesala de las técnicas de radioterapia externa. Entre 1920 y 1930 se contruyeron, en el Instituto del Radio de París, las denominadas “bombas de radio”, primeros aparatos de teleterapia (tratamiento de haz externo) que contenían radio. El inconveniente de los equipos es que en aquella época se disponían de pocos gramos de radio, de forma que para irradiar el tumor con una intensidad razonable había que colocar la fuente de radiación muy cerca del cuerpo del paciente, a aproximadamente entre 5 y 10 cm, y teniendo en cuenta que para tratar eficazmente tumores malignos profundos la fuente se debe colocar lo más lejos posible de este, a aproximadamente entre 50 y 100 cm, sumado a que la intensidad de la radiación disminuye proporcionalmente con el cuadrado de la distancia, las “bombas de radio” se empleaban únicamente para tratar tejidos cercanos a la piel. Estos equipos se fueron sustituyendo, progresivamente, por bombas de cobalto y, finalmente, por los aceleradores lineales médicos de la actualidad.[13]

## 1.2. Relación entre la Física y la Medicina

En el año 1890 comienza la labor de los físicos en los hospitales, los cuales se reponsabilizaban principalmente de la dosimetría y la protección radiológica aunque, es en el año 1913, cuando el físico comenzó a tener una gran relevancia en el ámbito hospitalario. Las máquinas de telerradioterapia, que en un principio fueron utilizadas en investigación, se desarrollaron entre 1910 y 1950 en los Institutos del Radio, siendo en 1952 el momento que se instaló el primer acelerador de uso médico desarrollado en Standford.[9]

Junto al empleo de las radiaciones ionizantes en los tratamientos se observaron efectos adversos que supusieron la necesidad de controlar la dosis que se suministraba en cada tratamiento. Esto llevó a que, entre 1920 y 1930, Rolf Sievert desarrollara métodos y sistemas de dosimetría que sentaran las bases actuales. Tras el descubrimiento de la radiactividad artificial por Irène Joliot-Curie y Frédéric Joliot-Curie, la invención, utilización y mejora del ciclotrón por parte de Lawrence en 1931, llevó

a que se produjeran los isótopos radioactivos actualmente utilizados en Medicina.[9]

Tras la II Guerra Mundial los diversos avances en Física Nuclear, junto a la presencia de máquinas de Cobalto, propiciaron la incorporación definitiva de la tecnología en el uso médico.[9]

### 1.3. Radiofísica Hospitalaria

La Radiofísica Hospitalaria es la especialidad sanitaria que se ocupa de medir y valorar las radiaciones con el fin de contribuir a la correcta aplicación de los conocimientos científicos que la Física pone a disposición de la Medicina.[14]

La especialidad de Radiofísica en España ha experimentado numerosos cambios positivos desde los años 60. En un principio, el ejercicio de la profesión, estaba relacionado exclusivamente con la radioterapia y no se tenía claro su estatus profesional, por lo que mientras en algunos hospitales se les consideraba Facultativos en otros eran contratados como Titulados Universitarios o incluso Técnicos.[14]

En los años 80 se crea el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) institución responsable de la protección radiológica. En complejos hospitalarios con unidades de Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear y Radioterapia, se comenzaron a incorporar físicos cuya principal responsabilidad era minimizar la dosis que se imparte a los pacientes, como consecuencia de pruebas radiodiagnósticas, así como controlar la radiación ionizante que recibe tanto el personal sanitario como todas aquellos trabajadores y público en general expuestos a la radiación.[14]

La aplicación de las radiaciones en los exámenes y tratamiento médicos, unido a la complejidad de la tecnología utilizada, crean la necesidad de que el Sistema Sanitario cuente con especialistas que acrediten conocimientos en Física de las Radiaciones, superiores a los que sobre esta materia tienen los profesionales tradicionalmente implicados en la asistencia sanitaria.[21]

Es en los años 90 cuando se regula la especialidad de Radiofísica Hospitalaria como Facultativo Especialista de Área, por ello, el “Real Decreto 183/2008” crea y regula la obtención del título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria, a partir de una formación reglada de postgrado, de naturaleza teórico-práctica, siendo imprescindible desarrollar los aspectos prácticos a través de un sistema de residencia en hospitales. El período formativo es de tres años ininterrumpidos.[21][23]

Para acceder a las distintas unidades docentes acreditadas para la formación de especialistas en Radiofísica Hospitalaria es necesario superar una prueba de ámbito estatal que selecciona a los aspirantes.[21]

La oferta de plazas se elabora anualmente teniendo en cuenta la capacidad de las distintas unidades acreditadas, las disponibilidades presupuestarias y las necesidades sociales de profesionales formados en Radiofísica Hospitalaria y se publica en el Boletín Oficial del Estado.[21]

Las áreas de actividad sanitaria en las que los Radiofísicos llevan a cabo su trabajo son:

- Radioterapia
- Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear
- Protección Radiológica



# Capítulo 2

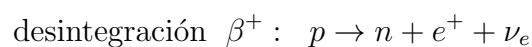
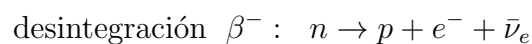
## Aspectos teóricos

### 2.1. Radiaciones

La radiación es la emisión o propagación de energía en cualquier medio en forma de ondas electromagnéticas o partículas.

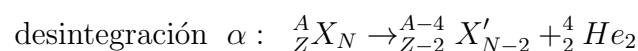
Las radiaciones ionizantes son aquellas que provocan la ionización del medio sobre el que actúa, es decir, aquellas que son capaces de liberar electrones ligados en orbitales atómicos o moleculares, para lo que se requieren energías superiores a unos 13 eV. Las radiaciones que no provocan la ionización del medio se denominan radiaciones no ionizantes. [18]

- Las desintegraciones beta son procesos que consisten en la emisión de un electrón (desintegración  $\beta^-$ ) o un positrón (desintegración  $\beta^+$ ) provocando la transformación de un núcleo inestable en un núcleo más estable. También se liberan antineutrinos y neutrinos, respectivamente.[12]



Las partículas  $\beta$  (electrones y positrones) presentan una distribución continua de energía comprendidas entre el valor 0 y un valor máximo, correspondiente a la diferencia energética entre los estados inicial y final, que es del orden de MeV.[12]

- La emisión espontánea de partículas alfa, núcleos de  ${}^4_2\text{He}$ , ocurren en el siguiente proceso



La energía liberada en esta reacción es aproximadamente de 5 MeV, valor menor que el de la liberada en el caso de las desintegraciones beta, por lo que necesitan menor blindaje.[12]

- La desintegración  $\gamma$  es la emisión de un fotón producido en la desexcitación del núcleo, con una energía correspondiente a la diferencia energética entre los estados nucleares en los que ha tenido lugar. La energía liberada en esta reacción oscila entre aproximadamente 100 keV y 8 MeV.[10]
- Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética con una longitud de onda comprendida entre 0.01 nm y 10 nm. Cuando un electrón de las capas más internas es excitado con suficiente energía para ser expulsado, se produce la transición de otro electrón de una capa más externa a esa capa libre lo que provoca la emisión de un fotón de rayos X con energía igual a la diferencia energética entre ambas capas. [10]
- Los neutrones, que aparecen cuando las energías superan los 10 MeV y como resultado de reacciones nucleares como la fisión o la fusión nuclear, no tienen carga eléctrica y no tienen dificultad en atravesar la estructura de los átomos, creando problemas de Protección Radiológica.[10]

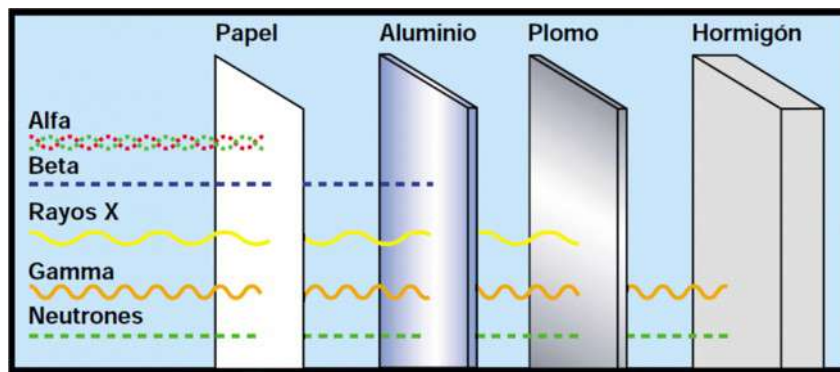


Fig. 2.1: Radiaciones ionizantes [20].

En el ámbito hospitalario el uso de las radiaciones ionizantes está presente, por ejemplo:

- Radiodiagnóstico, área en la cual se utilizan rayos X para la obtención de imágenes.
- Oncología Radioterápica, en la que se emplean partículas, como fotones o electrones, en los distintos tratamientos con el fin de destruir las células cancerosas.
- Medicina Nuclear, donde se utilizan fuentes radiactivas y radiofármacos tanto en radiodiagnóstico como en terapia.

Por otro lado, los seres vivos están expuestos continuamente a la radiación natural procedente, entre otras causas naturales, del sol o los rayos cósmicos siendo la radiación media anual global de unos 2,5 mSv. No obstante, la exposición a radiaciones no controladas producen efectos adversos, como por ejemplo, la radiación gamma que puede alterar la estructura del ADN con la consiguiente aparición de mutaciones.

Dosis de radiación	
2 mSv/año	Radiación media de fondo experimentada en la superficie terrestre.
2,4 mSv/año	Dosis promedio para los empleados de la industria nuclear de E.E.U.U.
Superior a 5 mSv/año	Dosis promedio para la tripulación aérea en latitudes medias.
10 mSv	Dosis efectiva de tomografía computarizada de abdomen y pelvis.
20 mSv/año	Dosis límite para empleados de la industria nuclear y minas de uranio.
50 mSv	Dosis permitida a corto plazo para los trabajadores de IAEA (Organismo Internacional de Energía Atómica).
100 mSv	Nivel anual más bajo en el que es evidente el aumento del riesgo de cáncer. Por encima de esto, la probabilidad de aparición de cáncer aumenta con la dosis.
250 mSv	Dosis permitida a corto plazo para los trabajadores que controlaron el accidente de Fukushima de 2011, establecida como límite de emergencia en otros lugares.
1000 mSv en un intervalo corto de tiempo	El nivel de referencia más alto recomendado para los trabajadores de rescate en situaciones de emergencia.
10000 mSv en un intervalo corto de tiempo	Causaría la muerte en pocas semanas.

Cuadro 2.1: Comparativa de dosis de radiación medidas y aceptadas en distintas situaciones [19].

## 2.2. Realización del tratamiento

Las procedimientos que se utilizan, para realizar el diseño y verificación del tratamiento a impartir, se basan en el uso de imágenes del paciente obtenidas de un equipo de TC en las mismas condiciones en las que se realizará este.[7]

- El conjunto de equipos con los que se trabaja tiene instalado el sistema de planificación mediante el que se diseña el tratamiento.[7]
- Una vez finalizada dicha planificación se ha de verificar en máquina, es decir, se comprueba que la dosis que se va a dar sobre el paciente coincide con los cálculos realizados con anterioridad.[7]
- A continuación se genera el llamado Informe Dosimétrico en el que, entre otros aspectos, aparecen los parámetros de colocación de las unidades de tratamiento, así como las dosis en los diferentes órganos de riesgo y las Unidades de Monitor (UM) que tiene que impartir el equipo para conseguir la dosis objetivo.[7]

### 2.2.1. Primera etapa: Adquisición de imágenes

La TC, equipo utilizado para obtener las imágenes, se basa en la transmisión de rayos X a través del paciente mediante un sistema de detectores y un tubo de rayos X girando alrededor de este. En el interior del gantry se encuentra el generador de alta tensión y el sistema de refrigeración del tubo que, junto al colimador y los filtros, además del tubo de rayos X y el conjunto detector, gira todo ello solidariamente con el soporte.[5]

En primer lugar se sitúa al paciente en el planificador (fig. 2.2), utilizando distintos sistemas de inmovilización y/o posicionamiento, marcándose la posición cero mediante tatuajes en la piel, de forma que se le pueda posicionar en el LINAC para la realización del tratamiento. Los rayos que atraviesan al paciente son captados en los detectores formándose las imágenes del simulador, que se exportan al TPS.



Fig. 2.2: TC del HUC



## 2.2.2. Segunda etapa: Proceso de planificación

El TPS recibe las imágenes obtenidas del TC (fig. 2.3), y a partir de cortes transversales, axiales y sagitales de estas imágenes, se localizan y contornean las zonas de interés, los órganos de riesgo y se reconstruyen tridimensionalmente los volúmenes. A partir de estas imágenes, junto con la elección de la energía del haz de radiación, el TPS dependiendo de la localización del tumor marca los distintos parámetros necesarios para realizar el cálculo del tratamiento que nos dará la dosis que recibe el paciente.



Fig. 2.3: Imágenes obtenidas de un TC

El software utilizado para la planificación genera, cada vez que se calcula un tratamiento, los resultados de dos formas diferentes, curvas de isolíneas (fig. 2.4) y HDV (fig. 2.5).

Las curvas de isolíneas son curvas de igual dosis donde el espacio alrededor del contorno se rellena de colores dándonos información del cubrimiento.

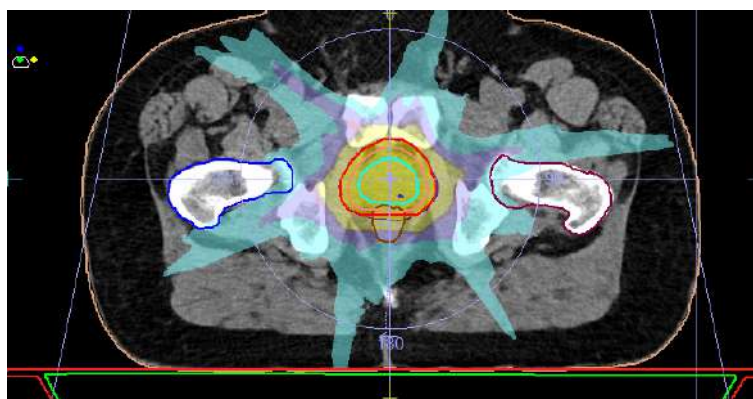


Fig. 2.4: Curvas de isolíneas

En el HDV se representa dosis frente a volumen dándonos información de la dosis que recibe volúmenes concretos.

Analizando el Histograma de la fig. 2.5 y si nos centramos en la vejiga, representada con el color amarillo, observamos, por ejemplo, que el 10 % del volumen de esta recibe el valor correspondiente al 80 % de la dosis prescrita y el 100 % solo lo recibe un 5 % del volumen.

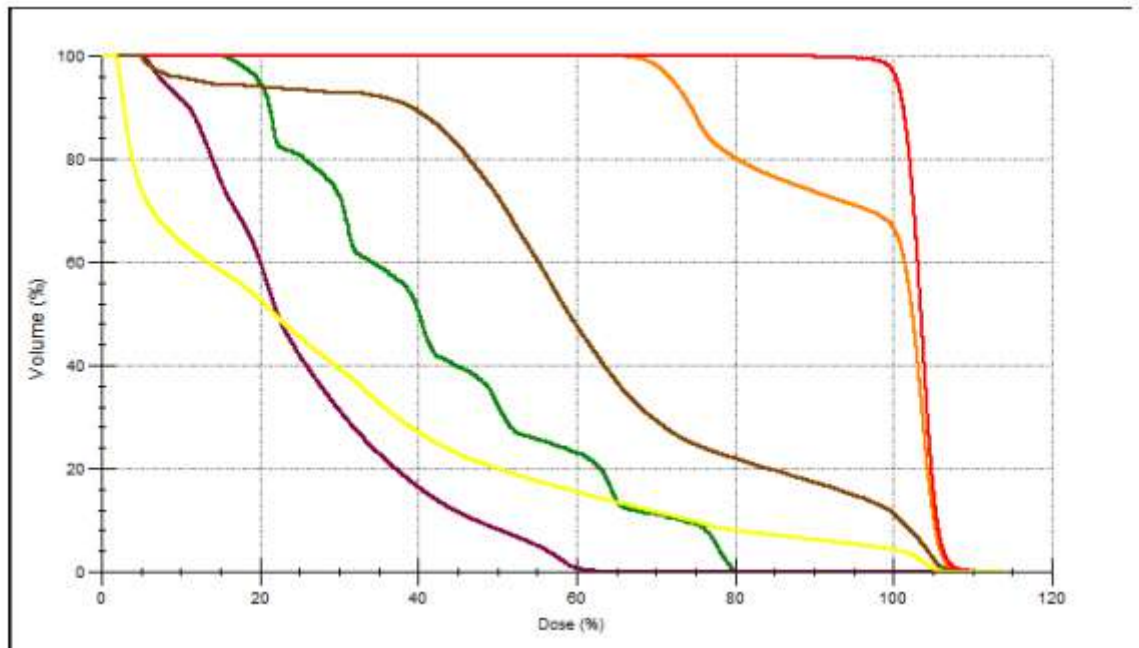


Fig. 2.5: Histograma Dosis Volumen

### 2.2.3. Tercera etapa: Verificación del tratamiento

La verificación del tratamiento se realizaba generalmente con película pero el avance de la tecnología nos brinda medios más sofisticados, por lo que actualmente está en desuso, a pesar de ello sigue siendo el método más preciso de verificación sirviendo de QA complementario cuando se tienen dudas con el resultado del QA habitual en el servicio. A partir del tratamiento que se ha diseñado en el TPS, este se exporta al LINAC y se comprueba que ambos tratamientos son idénticos. En nuestro caso, comparamos, mediante el análisis gamma, la película irradiada con el plan de dosis, documento que exporta el TPS, que se interpreta por el software utilizado para el QA.

### Criterio gamma

La representación del criterio gamma en 2D aparece en la fig. 2.6.

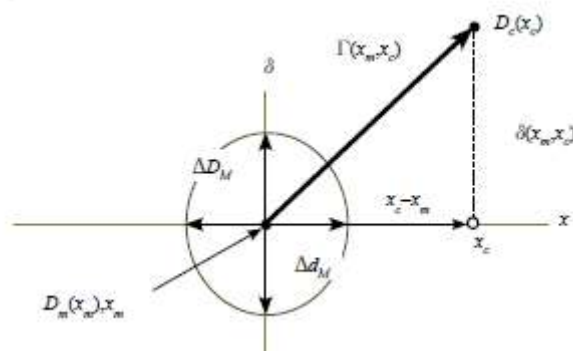


Fig. 2.6: Representación del criterio gamma en 2D [6].

Si se establecen unas tolerancias en dosis absorbida ( $\Delta D_m$ ) y distancia ( $\Delta d_m$ ) queda definido una elipse en el plano dosis absorbida-distancia. Dado un punto de dosis medida cuyas coordenadas en el plano son  $(D_m(x_m), x_m)$ , y siendo  $(D_c(x_c), x_c)$  las coordenadas de un punto calculado, el vector que une ambos puntos debe estar en la elipse definida anteriormente. Expresando  $\Delta D_m$  (representa la diferencia de dosis) y  $\Delta d_m$  (representa el criterio DTA) en unidades de longitud, el módulo de dicho vector se denomina gamma que debe ser menor que la unidad para que se cumpla el criterio establecido.[6]

En nuestro caso vamos a utilizar criterios gamma de 3% y 3 mm, que significa que todos aquellos puntos que estén a menos de 3 mm de algún punto cuyas dosis difieran menos del 3%, tienen un índice gamma menor que la unidad. Para considerar que se cumple este criterio, el análisis gamma debe ser mayor al 90%.

## 2.3. Acelerador lineal (LINAC)

El acelerador lineal de electrones (LINAC), de uso médico, es el equipo que se utiliza para el tratamiento de haz externo (teleterapia) en enfermos de Oncología Radioterápica. Estos equipos disponen de altas energías para fotones (6, 10 o 15 MeV) y de entre 6 y 18 keV para electrones, seleccionando la más adecuada para cada tratamiento.

En 1953 se trata al primer paciente con el primer acelerador de uso médico que diseñaron los hermanos Varian, instalado en 1952 en Gran Bretaña. En EEUU, en 1956, se trató el primer paciente con acelerador lineal por retinoblastoma (fig. 2.7).



Fig. 2.7: Primer paciente tratado con acelerador lineal por retinoblastoma[15].

Veamos las distintas partes con las que cuenta el LINAC para el proceso de creación del haz:

- El dispositivo en el que se generan las ondas de radiofrecuencia en el caso de aceleradores lineales es el magnetrón, que origina energía de microondas de alta potencia, o un klystron, amplificador de potencias de las RF generadas por un oscilador de baja potencia. Estas ondas son enviadas a la estructura aceleradora mediante la reflexión en las paredes de la guía de ondas.[5]

El magnetrón (fig. 2.8), utilizado por Elekta <sup>1</sup>, es un dispositivo constituido por un cátodo central y un ánodo exterior con cavidades resonantes entre los que está hecho el vacío que origina energía de microondas de alta potencia, siendo 2 MW la máxima que puede obtenerse. En el cátodo se emiten electrones por efecto termoiónico y se aplica un campo magnético perpendicular al plano transversal de las cavidades que provoca el frenado de estos, transmitiendo la energía al campo. Por otra parte, los electrones se aceleran mediante un campo eléctrico pulsado radial hacia el interior. Este proceso de aceleración y deceleración de electrones es lo que va a producir las radiofrecuencias de alta

<sup>1</sup>Marca comercial del LINAC.

potencia que se conducen a la estructura aceleradora a través de la reflexión en las paredes de la guía de ondas.[5]

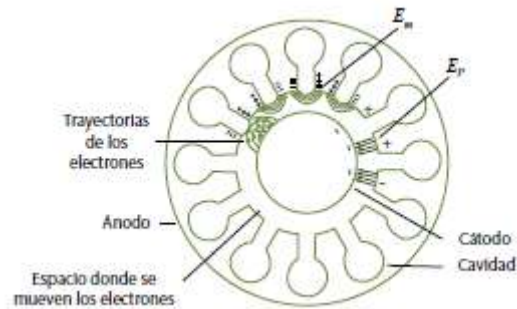


Fig. 2.8: Magnetron [5].

En el caso del Klystron, utilizado por Varian <sup>2</sup>, el fundamento es análogo: acelerar y decelerar electrones en el vacío para producir las RF de alta potencia.

En el caso más sencillo de un klystron que dispone de dos cavidades resonantes, las microondas de baja potencia que se van a amplificar llegan a la primera cavidad y estas generan un campo eléctrico alterno a través de las paredes de la cavidad lo que provoca que los electrones sean retardados o acelerados. Los electrones se agrupan en paquetes en la primera cavidad, al llegar a la segunda generan un campo eléctrico retardador provocando que gran parte de la energía cinética de los electrones se convierta en un intenso campo eléctrico generando microondas.[5]

- Los electrones se producen en el cañón de electrones y este los inyecta en la guía de ondas en adición con las ondas de radiofrecuencia.[5]

El cañón de electrones puede ser de tipo diodo o triodo. Está constituido por un filamento (cátodo) que emite los electrones, un ánodo perforado por el que transcurren estos y, en el caso del triodo, una rejilla que permite variar la corriente en un rango amplio de valores sin variar el voltaje entre ánodo y cátodo. Una vez emitidos los electrones por el cátodo, el campo eléctrico originado a partir de los pulsos de tensión acelera los electrones en el cañón mediante una guía de ondas formada por una serie de cavidades metálicas en las que se ha hecho el vacío.[5]

La guía de ondas se modifica insertando unos diafragmas circulares dando lugar a un conjunto de cavidades resonantes. Se realiza esta variación debido a que en la guía, la velocidad de fase del campo eléctrico es mayor que la de los electrones y al introducir dichas cavidades, disminuye la velocidad de fase de las ondas haciéndola similar a la de los electrones, lo que hace posible la aceleración de estos.[5]

Posteriormente, la velocidad de fase de las ondas deberá aumentar rápidamente en la primera sección de la guía conforme aumenta la velocidad del electrón al ser acelerado y cuando los electrones alcanzan una velocidad cercana a la de la luz, se produce el aumento de energía debido fundamentalmente al aumento de su masa.[5]

<sup>2</sup>Marca comercial del LINAC.

Existen dos tipos de estructura aceleradora; de onda estacionaria (fig. 2.10) y de onda progresiva (fig. 2.9). En el caso de la onda progresiva, las microondas se introducen en la zona cercana al cañón, las primeras cavidades no son uniformes en tamaño y es donde tiene lugar el primer proceso descrito anteriormente. Los electrones aumentan su energía en las restantes cavidades, que son de tamaño uniforme, y en el extremo opuesto la energía restante es absorbida.[5]



Fig. 2.9: Estructura aceleradora por onda progresiva [5].

En el caso de onda estacionaria, las microondas se pueden introducir en cualquier zona y, al final de la guía, aparece una onda avanzando y otra reflejada, provocadas por la reflexión de la energía de las microondas.[5]

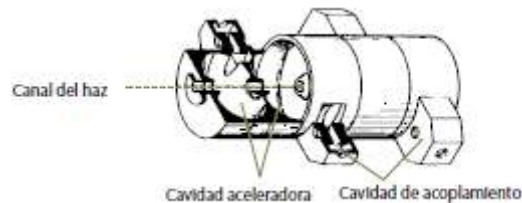


Fig. 2.10: Estructura aceleradora por onda estacionaria [5].

Varian utiliza el sistema de onda estacionaria y Elekta el de onda progresiva.

- El haz de electrones acelerados se puede emplear directamente para tratar al paciente. Sin embargo, si se va a llevar a cabo el tratamiento con fotones, estos se obtienen haciendo incidir los electrones contra un blanco de tungsteno, lo que provoca la liberación de energía de esta forma, conocido como Radiación de frenado o Bremsstrahlung.[5]
- Estos aceleradores están dotados de MLC, sistema que consiste en un conjunto de láminas de tungsteno formando pares contrapuestos, cuyo objetivo es conformar los distintos PTV (volumen de tratamiento) con la mínima transmisión fuera del mismo. Estas láminas son desplazadas longitudinalmente por pequeños motores eléctricos, al objeto de formar diferentes aperturas (o segmentos) que dejen pasar el haz por el hueco creado, lo que permite dar forma al haz de radiación.[5]

El proceso de generación de fotones se lleva a cabo en el interior del brazo giratorio gracias al cual se puede incidir sobre el paciente desde diferentes ángulos, lo que permite irradiar la zona en cuestión desde diferentes posiciones. La mesa, que está automatizada, ajusta la posición del paciente y sobre ella se sitúa el tablero de fibra de carbono, material que permite la máxima transmisión de los haces de fotones.[5]

## 2.4. Películas radiocrómicas (PRC)

En el Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, se da la siguiente definición de dosimetría física: “*Conjunto de procedimientos y técnicas que tienen por objeto la medida y establecimiento de variables dosimétricas con las que se caracterizan las fuentes y equipos radioterapéuticos y en general cualquier proceso de medida de radiaciones ionizantes destinado a determinar una magnitud dosimétrica*”. [22]

### Características de las PRC

La dosimetría con película se emplea, entre otros cometidos, para la validación de los cálculos del planificador o para la verificación de tratamientos. Las películas radiocrómicas, que están sustituyendo a la radiográfica, se utilizan fundamentalmente en el ámbito de la dosimetría en radioterapia. [2]

Las películas radiocrómicas incoloras han sido utilizadas como dosímetros para altas dosis, sin embargo, estas no son adecuadas para aplicaciones médicas, para ello, se ha introducido un nuevo tipo de películas radiocrómicas basadas en poli-diacetileno, derivando esto en distintos tipos de PRC. Todas ellas poseen la misma composición de la capa activa: Hidrógeno (9%), Carbono (57%), Nitrógeno (16%) y Oxígeno (18%), y difieren en su sensibilidad, que depende del espesor de dicha capa. [2]

De forma simultánea al desarrollo de estas películas, se desarrolla la XR-T adecuadas para fotones de energía por debajo de 0,1 MeV, pero el modelo predominante en radioterapia es el EBT. Veamos las características de estas últimas:

- La capa activa contiene Carbono (42,3%), Hidrógeno (39,7%) y Oxígeno (16,2%) y, en proporciones mucho menores, Nitrógeno (1,1%), Litio (0,3%) y Cloro (0,3%). [2]

Esta composición favorece la absorción fotoeléctrica para fotones de baja energía.

- El número atómico efectivo tiene un valor de 6,98, lo que la hace muy similar al agua en términos de densidad. [2]
- El máximo principal del espectro de absorción se alcanza en 636 nm y el secundario lo hace en 585 nm, estas longitudes de onda corresponden a los colores rojo y amarillo, por lo que al escanear una película se prefiere el canal rojo al ser más sensible que el resto. Observamos diferencias en estos valores con respecto a los modelos anteriores, cuyos máximos se alcanzaban en 676 nm y 617 nm respectivamente. [2]

Hay que tener en cuenta una serie de consideraciones relativas al manejo de las películas.

- Para evitar daños en la zona de impresión de las películas, se deben manejar por los bordes y con guantes. [2]



- Para un mejor aprovechamiento está permitido la realización de cortes, aunque se debe excluir dicha zona al trabajar con ellas porque puede ser dañada. [2]
- Se pueden manejar en condiciones normales de luz por la presencia de una tinta amarilla en su capa activa que ofrece menor sensibilidad a la luz visible y radiación ultravioleta, a pesar de esto y por precaución, se deben conservar en el interior de un sobre opaco y a temperatura ambiente.[2]

Las películas radiocrómicas no necesitan el proceso de revelado de las películas radiográficas, debido a que se autorrevelan al ser expuestas a la radiación. Las reacciones que se producen durante la irradiación continúan tras esta, produciendo un aumento de la densidad de los polímeros lo que provoca un aumento de la densidad óptica, efecto conocido como coloración de postirradiación que depende de la dosis recibida y de la temperatura de almacenamiento de la película. [2]

Otro punto importante a tener en cuenta en el estudio de las películas radiocrómicas es que los valores de píxeles y las densidades ópticas de los diferentes puntos dependen de la orientación del escáner respecto de la película.[2]

Las películas Gafchromic <sup>3</sup> EBT3 que emplearemos para la dosimetría de pacientes, cuyas propiedades detallamos en la fig. 2.12, son diseñadas para la medida de la dosis absorbida de radiaciones ionizantes entre 0,2 Gy y 10 Gy. Están constituidas (fig. 2.11) por una sola capa activa de 28  $\mu m$  de espesor que contiene el componente activo consistente en monómeros de litio pentacosa-10,12-diyonato (LiPCDA) en forma cristalina sumergidos en una matriz de polímero. La capa activa se encuentra entre dos sustratos transparentes de poliéster de espesor 125  $\mu m$ . Los polímeros se alinean en una dirección preferente denominada dirección de coating y que corresponde a la dirección del lado más corto de la película.[16]

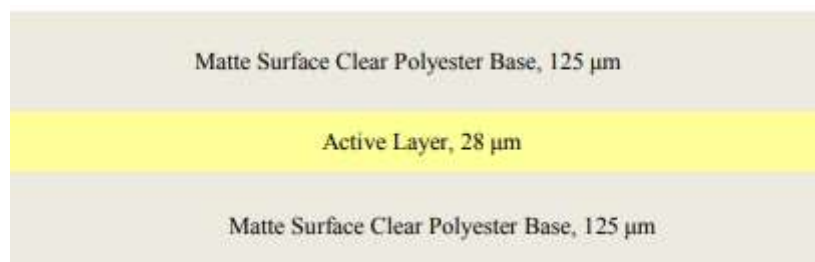


Fig. 2.11: Composición de la película Gafchromic EBT3 [16].

<sup>3</sup>Es una película sensible a la radiación, recubierta por una capa de poliéster, empleada para dosimetría en Radioterapia.



Property	GAFChromic™ EBT3 Film
Configuration	Active layer (28 $\mu\text{m}$ ) sandwiched between 125 $\mu\text{m}$ matte-surface polyester substrates
Size	8" x 10", other sizes available upon request
Dynamic Dose Range	0.1 to 20 Gy
Energy dependency	<5% difference in net optical density when exposed at 100 keV and 18 MeV
Dose fractionation response	<5% difference in net optical density for a single 25 Gy dose and five cumulative 5 Gy doses at 30 min. intervals
Dose rate response	<5% difference in net optical density for 10 Gy exposures at rates of 3.4 Gy/min. and 0.034 Gy/min.
Stability in light	< $5 \times 10^{-3}$ change in optical density per 1000 lux-day
Stability in dark (pre-exposure stability)	< $5 \times 10^{-4}$ optical density change/day at 23 °C and < $2 \times 10^{-4}$ density change/day refrigerated
Uniformity	Better than $\pm 3\%$ in sensitometric response from mean; dose uniformity better than $\pm 2\%$ with FilmQAPro and triple-channel dosimetry

Fig. 2.12: Propiedades de la película Gafchromic EBT3 [16]

La película Gafchromic RTQA2, cuya composición se detalla en la fig. 2.13, soporta temperaturas de hasta 70 °C, son idóneas para dosis comprendidas entre 0,02 Gy y 8 Gy, tiene una alta resolución espacial y es resistente al agua.[17]

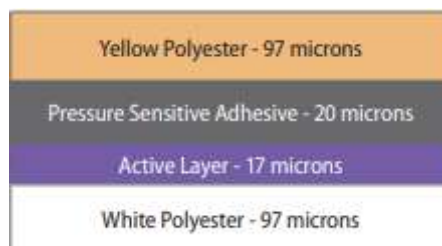


Fig. 2.13: Composición de la película Gafchromic RTQA2 [17].

## 2.5. Cámaras de ionización

Para medir dosis, generalmente, se utilizan diodos en el caso de dosis relativa y cámaras de ionización para dosis absoluta. Los cuatro tipos de cámara con las que se trabaja en el HUC son: cámara tipo Farmer, cámara CC13, cámara CC04 y cámara plano-paralela (fig. 2.14). La primera calibración que se realiza de estas cuatro cámaras se lleva a cabo en un laboratorio especializado. Cada dos o tres años, se calibra de nuevo la cámara tipo Farmer en dicho laboratorio y las restantes se calibran, una vez al mes, tomando esta última como referencia en el laboratorio de Física Médica del hospital.

La cámara CC13 y CC04 las empleamos para medir campos pequeños, pero cuanto más pequeño es el volumen de la cámara tendremos menos señal y, como el ruido es inherente al sistema, la relación señal-ruido será mayor. Esto conlleva problemas en la medición y por lo tanto los resultados obtenidos con estas cámaras pueden ser erróneos.

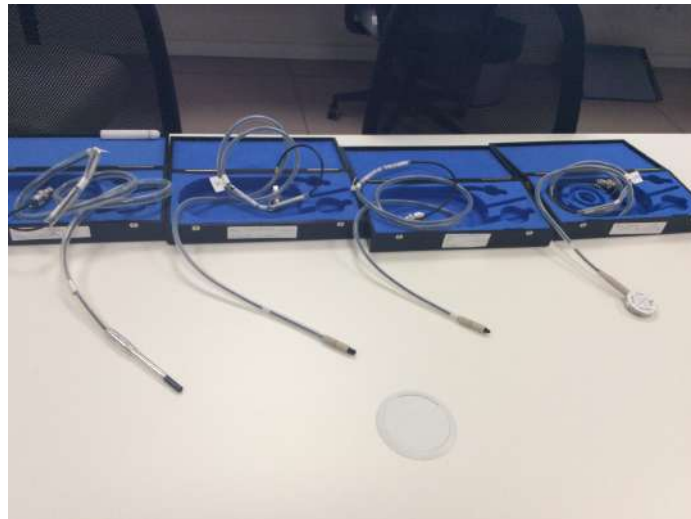


Fig. 2.14: Cámaras de ionización del HUC

Para la calibración de haces de fotones de alta energía se puede utilizar una cámara de ionización de tipo cilíndrico. El conjunto de medida lo constituye un electrómetro y una fuente de alimentación que suministra la tensión a la cámara de ionización.

Una cámara de ionización de referencia debe calibrarse en la calidad de referencia,  $Q_0$ .

### Calibración en un haz de $^{60}\text{Co}$

La calibración se realiza frecuentemente frente a un patrón secundario en un LSCD. Mediante la realización de medidas en un maniquí de agua con una cámara de ionización calibrada se halla la dosis absorbida en agua,  $D_w$ , a una profundidad <sup>4</sup> de  $5 \text{ g/cm}^2$ , para la radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$ . La cámara que deseamos calibrar

<sup>4</sup>Profundidad másica.

se sitúa en dicha profundidad en un maniquí de agua y su factor de calibración se halla mediante la expresión

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M}$$

donde  $M$  es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia.[8]

Si la cámara de ionización y el electrómetro se calibran conjuntamente, entonces  $N_{D,w}$  se da normalmente en unidades de Gy/nC.

Por otra parte, el protocolo TRS-398 para la dosimetría de haces en radioterapia recomienda que la calibración interna de cámaras de ionización se realice mediante unos haces concretos. En el caso del OIEA, dicho protocolo recoge que la dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia  $z_{ref}$  en agua para un haz de referencia de calidad  $Q_0$  viene dada por

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (2.1)$$

siendo  $M_{Q_0}$  la lectura del dosímetro en condiciones de referencia y  $N_{D,w,Q_0}$  el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua del dosímetro obtenido en dicho laboratorio.[8]

Cuando las condiciones de medida y las de referencia no son las mismas, se debe aplicar factores de corrección y de esta forma:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.2)$$

siendo  $k_{Q,Q_0}$  el factor de corrección por calidad del haz.[8]



## Capítulo 3

# Justificación y objetivos

La puesta en marcha de un LINAC de uso clínico implica, entre otras etapas, la dosimetría física y el comisionado del TPS asociado a este. El objetivo de la dosimetría física es regular la dosis impartida por el acelerador en cada haz a partir de la medida de la dosis absorbida en las diferentes condiciones de funcionamiento. Estas medidas son la base para la modelización del LINAC en el sistema de planificación de tratamientos.

Una vez terminado el modelado y comenzado con la rutina diaria de tratamiento, se han de verificar los distintos planes de tratamiento que se planifican y calculan en el TPS.

El propósito del trabajo es la caracterización y puesta en marcha de un equipo de dosimetría con película radiocrómica, comprobando que la dosis impartida por el LINAC sobre el paciente sea la misma que la calculada por el TPS.



# Capítulo 4

## Metodología

### 4.1. Materiales

#### LINAC

El hospital cuenta con un acelerador de la marca Elekta (fig. 4.1), siendo Monaco<sup>1</sup> el TPS y MOSAIQ<sup>2</sup> un sistema operativo integrado y centrado en el paciente, es decir, la red donde se integran todos los procesos, bases de datos de pacientes, gestión de tratamientos y técnicas complejas con flujos de trabajo automatizados y personalizables.



Fig. 4.1: Acelerador lineal del HUC

---

<sup>1</sup>Sistema de Planificación

<sup>2</sup>red donde se integra la base de datos de los pacientes

## Escáner

El escáner utilizado para el digitalizar las películas es EPSON 12000XL (fig. 4.2) con el software asociado Epson Scan 2 (fig. 4.3).



Fig. 4.2: Escaner EPSON 12000 XL del HUC

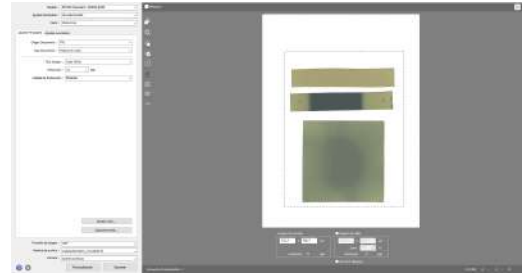


Fig. 4.3: Software Epson Scan 2

## Películas radiocrómicas

Las películas radiocrómicas (fig. 4.5) empleadas son Gafchromic EBT3, 8x10”<sup>3</sup> con número de lote # 08032001 (fig. 4.4).



Fig. 4.4: Lote de películas radiocrómicas



Fig. 4.5: Película radiocrómica

<sup>3</sup>Se emplea el sistema anglosajón (expresamos la longitud en pulgadas) porque es el utilizado por el fabricante.



## Maniquí de agua sólida

Es un material constituido por 16 planchas, 14 de 1 cm de espesor y 2 de 0,5 cm, con densidad similar a la del agua líquida que simula el cuerpo del paciente.



Fig. 4.6: Agua sólida

## FilmQA Pro

El Software empleado para comparar la película irradiada con el plano de dosis exportado desde Mónaco es FilmQA Pro v.7 (fig. 4.7).

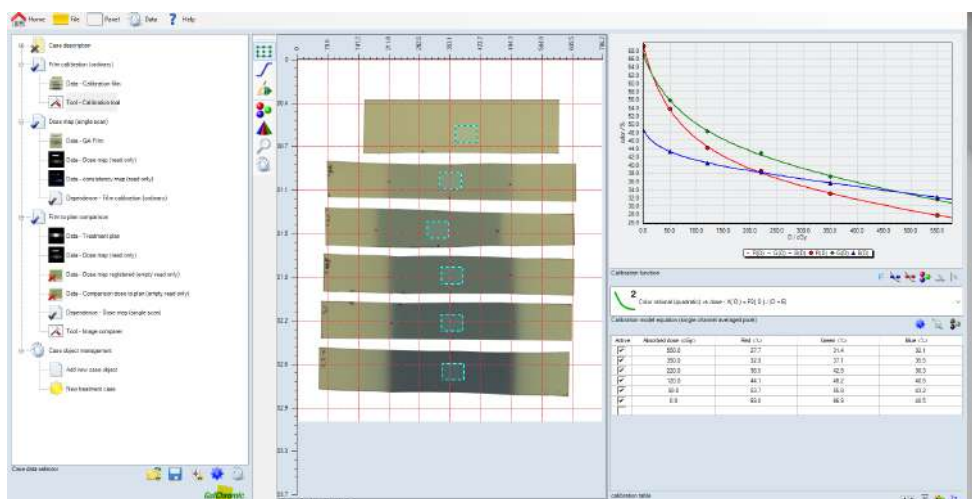


Fig. 4.7: FilmQA Pro

## Cámara de ionización

La cámara utilizada es la CC13 (fig. 4.8) que presenta un volumen activo de 0,13 cm<sup>3</sup>.



Fig. 4.8: Cámara de ionización CC13

## 4.2. Procedimiento práctico

Para la realización práctica del trabajo hemos tomado como referencia [3] y [4].

- Formación con el técnico del software FilmQA Pro

Dado que se ha realizado la puesta en marcha del equipo de dosimetría (escáner y software) para la verificación de tratamientos con película, se comenzó con una formación impartida por el técnico del software FilmQA Pro en la que se resolvieron todas las dudas y errores, detallados en el apartado “Dificultades en la realización del trabajo”, surgidos con respecto al funcionamiento de este.

- Creación del phantom para los QA

En el TC colocamos el agua sólida, dispuesta como en la fig. 4.9, que escaneamos para obtener una imagen. Exportamos desde el TC dicha imagen al TPS donde se contornea dando forma a un phantom <sup>4</sup> sobre el que aplicamos el tratamiento del paciente para poder verificarlo.



Fig. 4.9: Disposición del agua sólida

- Manipulación de las películas

El lugar de trabajo con las películas es una sala con luz natural para evitar la exposición de estas a la luz de los fluorescentes. Se manejan con guantes y por los bordes para evitar ensuciarlas, aunque la capa activa de la película está intercalada entre dos capas de poliéster, por lo que está protegida.

La película se debe escanear siempre con la misma orientación que las películas de calibración ya que si se escanea en distintas direcciones el valor del píxel puede variar al ser polímeros los que se ennegrecen.

- Irradiación de las tiras de la película

Cortamos la película en franjas horizontales de 3 cm x 20 cm y las radiamos con dosis conocidas en un rango que abarca desde dosis 0 hasta la máxima

---

<sup>4</sup>Maniquí sobre el que se aplica un tratamiento para verificarlo.

planificada, en nuestro caso, 5,5 Gy. Damos seis valores de dosis, elegidos en progresión geométrica: 5,5 Gy, 3,5 Gy, 2,2 Gy, 1,2 Gy, 0,5 Gy y 0 Gy.

Para la radiación de las películas con el LINAC se utilizan fotones de 6 MeV, se colocan 7,5 cm de agua sólida sobre la película y campos de 10 cm x 10 cm, de forma que la tira de la película queda situada como se muestra en la fig. 4.10.

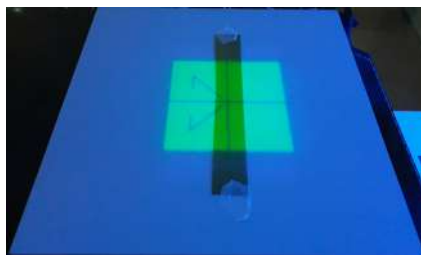


Fig. 4.10: Colocación de las tiras de la película

Una vez realizado el procedimiento descrito anteriormente, es decir, una vez expuestas las películas de calibración a dosis conocidas, se esperan 24 horas antes de escanearlas y crear la curva de calibración. Esto es debido al proceso de post-irradiación, por el que las películas se siguen oscureciendo aún terminada la radiación, y esperamos este tiempo para que se estabilice dicho ennegrecimiento.

#### ■ Escaneo de las películas y curva de calibración

En primer lugar, se digitalizan las películas mediante el escáner EPSON Expression 12000XL. Se inicia el software “Epson Scan 2”, se realiza un escaneo en “Previsualización”, y una vez finalizado, se pueden colocar las películas en el escáner. Estas se deben posicionar en el centro, con la dimensión más corta de la película paralela a la dirección de escaneado y posicionando todas las tiras paralelas entre sí, como observamos en la fig. 4.11.



Fig. 4.11: Tiras de la película situadas en el escáner

En cuanto a las propiedades del escaneo, deben ser las siguientes:

1. Tipo de documento: Película.
2. Tipo de película: Positivo en color.
3. Tipo de imagen: 48-bit.
4. Resolución: 72 ppi.
5. Seleccionar “No corrección de color”.

Una vez posicionadas las películas y elegidas correctamente las propiedades del escaneo, se realizan 2 escaneos en “Previsualización” para calentar el escáner. A continuación, se selecciona la región del escaneo y se procede a este y al finalizarlo, se cierra el software “Epson Scan 2”.

Posteriormente se crea la curva de calibración de la película mediante el software “FilmQA Pro”. Abrimos dicho software y añadimos un nuevo objeto denominado “calibración de película”. Por último abrimos la imagen tiff que contiene las tiras de películas que hemos escaneado previamente e indicamos la dosis de cada tira mediante un ROI, como observamos en la fig. 4.12.

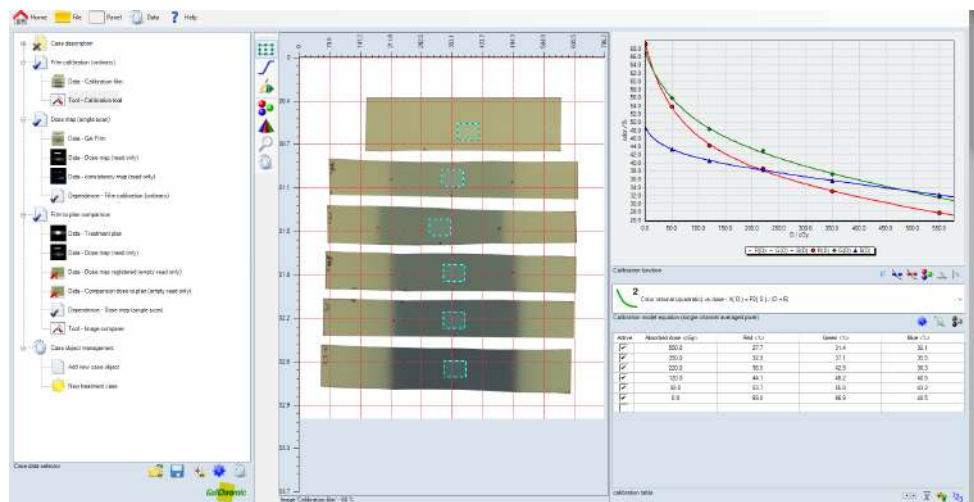


Fig. 4.12: ROI en las tiras de las películas

Una vez que ya tengamos abierta esta imagen en el software, abrimos la pestaña “herramientas de calibración” e introducimos en la tabla que aparece la dosis que hemos irradiado sobre cada película, como en la fig. 4.13.

Active	Absorbed dose <cGy>	Red <%>	Green <%>	Blue <%>
<input checked="" type="checkbox"/>	550.0	27.7	31.4	32.1
<input checked="" type="checkbox"/>	350.0	32.9	37.1	35.5
<input checked="" type="checkbox"/>	220.0	38.5	42.9	38.3
<input checked="" type="checkbox"/>	120.0	44.1	48.2	40.5
<input checked="" type="checkbox"/>	50.0	53.7	55.8	43.2
<input checked="" type="checkbox"/>	0.0	69.0	66.9	48.5
<input type="checkbox"/>				

Fig. 4.13: Tabla de dosis

El software facilita diferentes funciones de calibración y se debe elegir la que mejor se adapte a nuestros puntos, en nuestro caso, una función racional. La calibración se realiza mediante el algoritmo de “triple canal” que se implementa en el software para evitar el efecto de bordes del escáner. La curva de calibración obtenida se muestra en la fig. 4.14. La curva de calibración es válida para todo el lote y no se debe aplicar a otros.

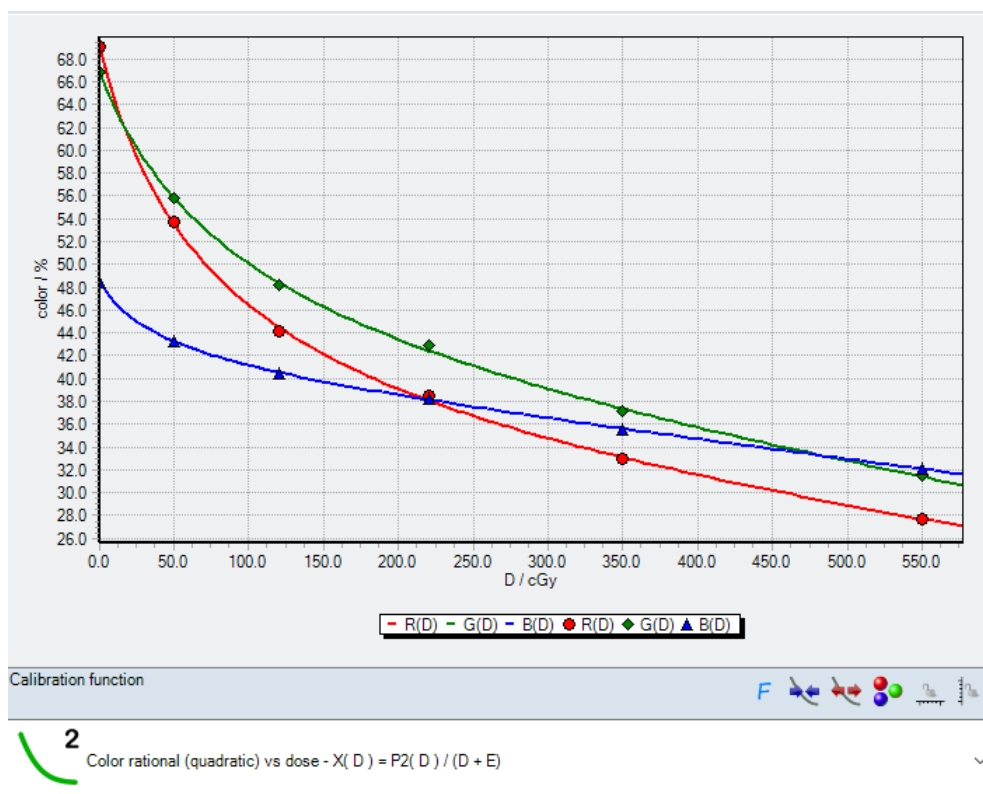


Fig. 4.14: Curva de calibración

#### ■ Irradiación de la película de tratamiento

Antes de comenzar con la irradiación propiamente dicha de las películas, vamos a cerciorarnos de que va a recibir la dosis adecuada empleando para ello la cámara de ionización.

Colocamos el maniquí de agua sólida en el acelerador y situamos la cámara de ionización (fig. 4.15) a 7,5 cm de profundidad, de forma que la distancia del foco a la cámara es de 92,5 cm y medimos la presión y temperatura a la que se encuentra. A continuación se centra el campo de 10 cm x 10 cm, que vamos a disparar, mediante unos láseres que permiten posicionar. El electrómetro se emplea para obtener los datos de la carga recolectada y, con ella, se halla la dosis impartida mediante las expresiones (2.1) y (2.2) que tiene en cuenta los valores de presión y temperatura, el background, es decir, la señal de fondo que está acumulando, medidos en el momento de la recolección y otros factores de corrección.



Fig. 4.15: Colocación de la cámara de ionización

Una vez hecha esta verificación, irradiamos tres películas con diferentes tratamientos de pacientes en nuestro caso, mediante las técnicas: VMAT, 3D y campo cuadrado, respectivamente (fig. 4.16-18).

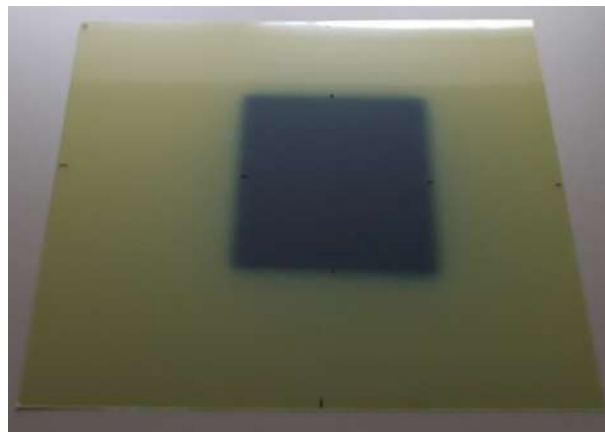


Fig. 4.16: Tratamiento cuadrado

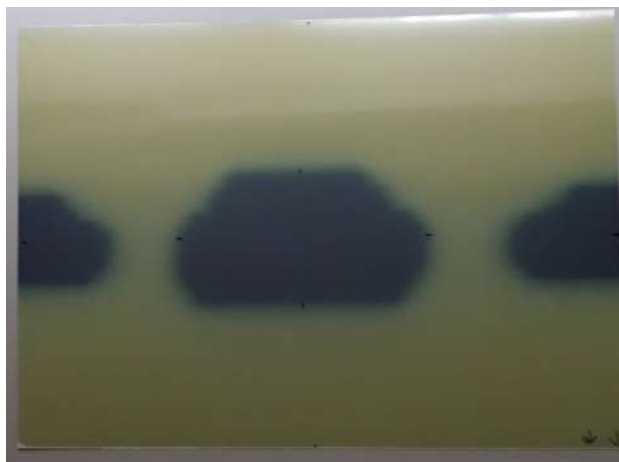


Fig. 4.17: Técnica 3D



Fig. 4.18: Técnica VMAT



Si la película del tratamiento no se radia al mismo tiempo que la película de calibración, se debe seguir el “Protocolo de un solo escaneo”:

### “Protocolo de un solo escaneo”

Dado que la curva de calibración se crea a partir de películas que se escanearon un tiempo después de ser irradiadas, la aplicación de esta curva para analizar las películas solo es válida si pasa el mismo tiempo entre la radiación y el escaneo. El “Protocolo de un solo escaneo” evita este problema mediante el uso de una tira de referencia a una dosis conocida para adaptar la curva de calibración a las mediciones actuales. La tira de referencia se radia, antes o después de la película que vamos a analizar, con una dosis correspondiente al 85 % de la dosis máxima que se planea medir. La tira de referencia, junto con una tira sin irradiar y la película que vamos a analizar (fig. 4.19) se escanean simultáneamente en un solo escaneo realizando este en las mismas condiciones que en el caso de las películas que calibramos.

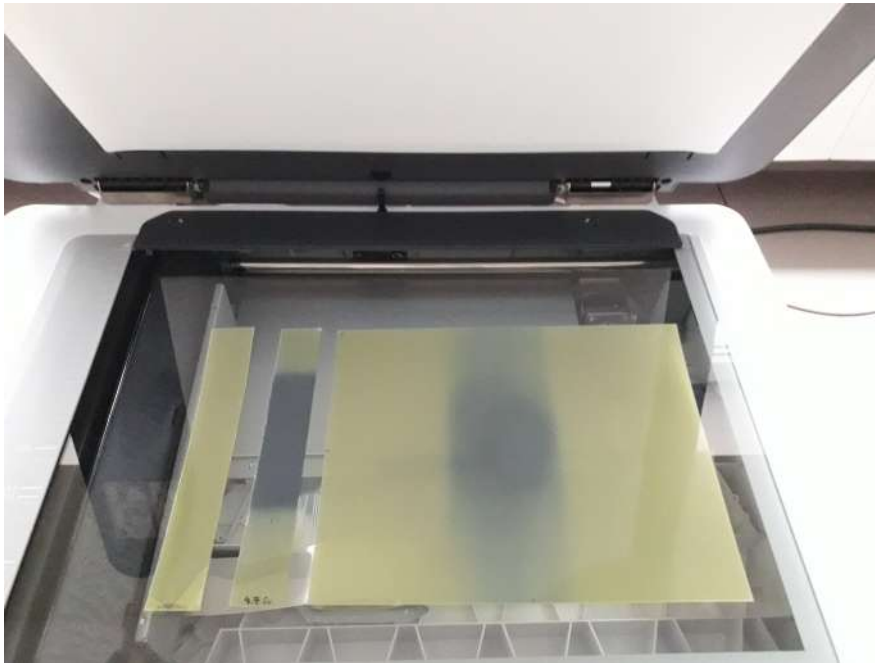


Fig. 4.19: Escaneo de las tiras de referencia junto a la película

- Mapa de dosis

Introducimos dicha película en el software “Film QAPro”. Añadimos un nuevo objeto, en este caso, “mapa de dosis” y adjuntamos la película marcando el isocentro con los fiduciales y añadiendo la dosis que le corresponde a cada tira de referencia como observamos en la fig. 4.20.

Se convierten los píxeles de la película en dosis mediante la curva de calibración y de esta forma se consigue el mapa de dosis, necesario para comparar con el plan de tratamiento.



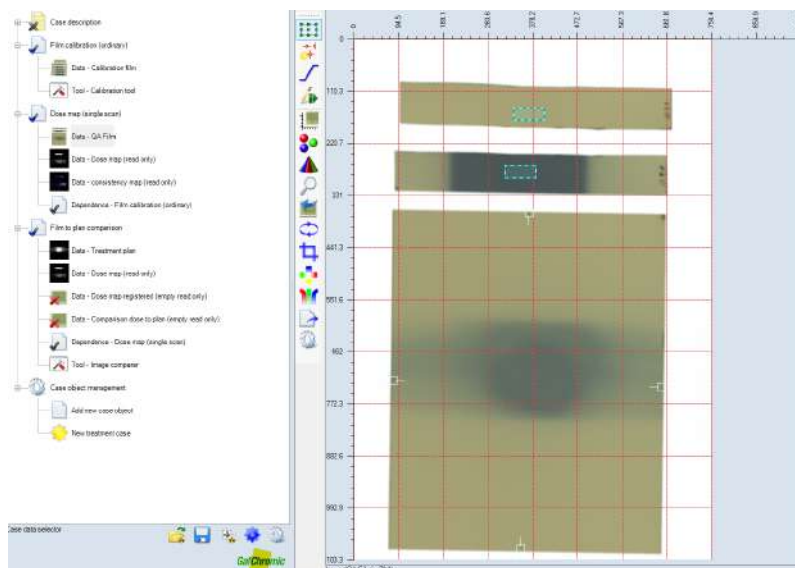


Fig. 4.20: Fiduciales y tiras de referencia

#### ■ Verificación del tratamiento

Tras realizar todos los pasos anteriores llegamos a la parte central del trabajo, la verificación del tratamiento. Comparamos el mapa de dosis calculado anteriormente con el plan de dosis, que exportamos desde Mónaco, utilizando el criterio gamma.

En primer lugar convertimos el plan de dosis en un documento de texto para poder exportarlo al software. En este añadimos un nuevo objeto, “comparación de dosis con la planificada”, donde insertamos el documento .txt y elegimos la opción “herramientas de comparación” en la que aparecen la película irradiada y el plan exportado de Mónaco superpuestos que nos proporciona el análisis gamma. Para obtener resultados más satisfactorios debemos ajustar la región de interés, mediante una ROI, únicamente a la zona irradiada para excluir del análisis los puntos con dosis baja y por medio de los cursores movemos la película para lograr la alineación óptima de la película con el plan de dosis (fig. 4.21).

Realizamos el análisis gamma siguiendo el criterio de 3 % y 3 mm y tomando un valor del 10 % en la celda de umbral mínimo para excluir del análisis aquellas dosis inferiores al 10 % de la dosis máxima.

Se ha realizado este procedimiento para el caso de una 3D, una VMAT y un campo cuadrado.

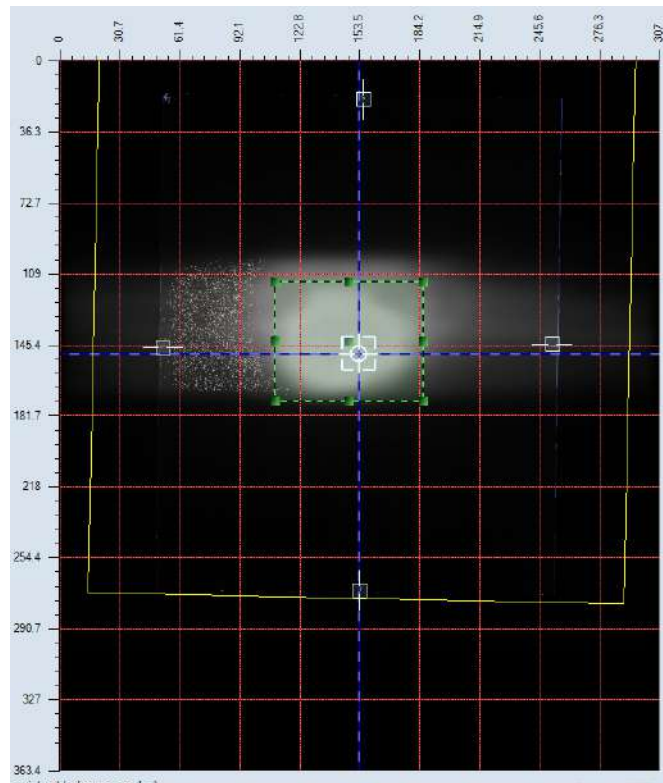


Fig. 4.21: Superposición de la película y el plan

#### 4.2.1. Dificultades en la realización del trabajo

- En lo referente al software empleado hubo problemas con la exportación del plan de dosis desde Monaco ya que el archivo era tipo DICOM con ausencia de cabecera, necesaria para abrirlo desde dicho programa. La solución fue convertir el archivo en un documento de texto y de esta forma fue posible trabajar con este.
- Al abrir el documento de texto mencionado anteriormente desde el software tanto la dosis como las dimensiones de la película estaban multiplicadas por un factor de 10, problema que se solucionó con la última actualización, FilmQA Pro v.7.
- Respecto a la irradiación de la película se encontró un problema con los dos láseres con los que se posiciona, estos se deberían cruzar perpendicularmente y debido a la desviación de uno de ellos no fue posible, empleándose la luz de campo para posicionar la película.
- Al emplear la luz de campo para posicionar la película, observamos errores en la dosis impartida sobre la película, llegando a la conclusión de que la luz de campo también presentaba una desviación.

## 4.3. Resultados

### TRATAMIENTO CUADRADO

Los resultados obtenidos son:

El análisis gamma da un resultado de 12,24 % (fig. 4.22), es decir, pasan este porcentaje de píxeles con el criterio establecido. A partir de este resultado se puede afirmar que no pasa la verificación gamma ya que para hacerlo el porcentaje debe ser superior al 90 %.

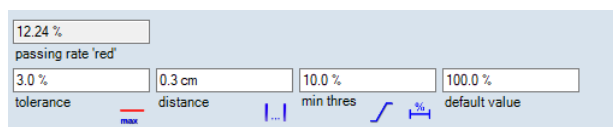


Fig. 4.22: Análisis gamma

Tomando un perfil oblicuo de la película (fig. 4.23), donde la línea continua muestra el plan de tratamiento y la discontinua la película irradiada, observamos que hay una diferencia de aproximadamente 1 Gy en la dosis absoluta, por lo que la fuente de error del análisis gamma puede derivar de esta diferencia de dosis.

Este error, junto a otras pruebas de QA que se realizan previamente al tratamiento de los pacientes, ayudó al conjunto de Radiofísicos a confirmar el fallo en el LINAC.

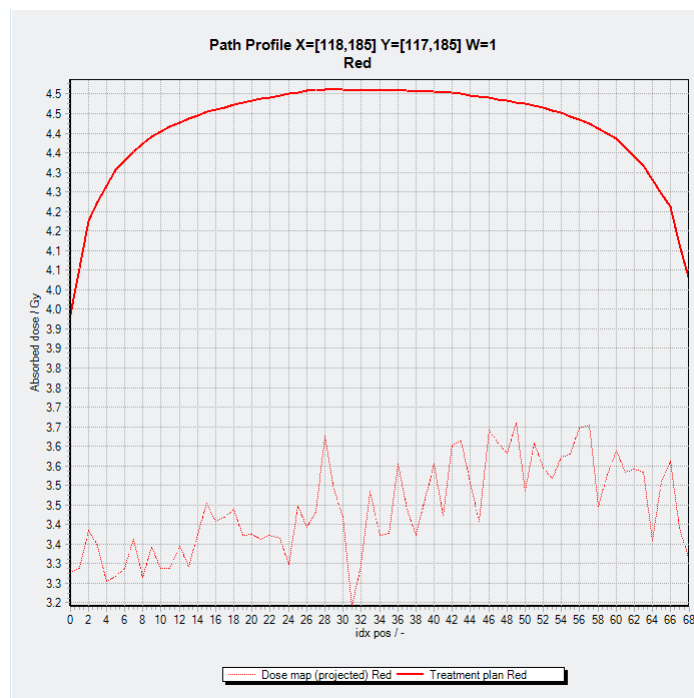


Fig. 4.23: Perfil del campo cuadrado

### TRATAMIENTO 3D

Los resultados obtenidos son:

El análisis gamma da un resultado de 13,41 % (fig. 4.24) que no pasa la verificación gamma.

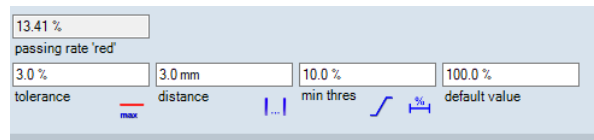


Fig. 4.24: Análisis gamma

De forma análoga al caso anterior, a través del perfil trazado en la fig. 4.25, observamos una diferencia en la zona central de aproximadamente 5,5 Gy en la dosis absoluta.

Si observamos la película irradiada, en la fig. 4.17, notamos que hay tres zonas radiadas, una zona intermedia y otras dos en los laterales, siendo la zona central la única que debería aparecer, error que se puede deber a la técnica utilizada, 3D. Dicha técnica no solo radia en la dirección perpendicular a la película sino que radia a distintos ángulos, es decir, hay varios campos a ángulos distintos donde se produce la radiación, moviéndose sin irradiar entre posiciones. Cuando el haz de radiación no incide de forma perpendicular a la película, y al ser esta una superficie y no un volumen, puede ocurrir que la radiación no se deposite en la parte central de la película sino en los laterales que implica que la dosis en esa zona central no sea la adecuada, como observamos en el perfil, lo que provoca que el análisis gamma no nos proporcione valores satisfactorios.

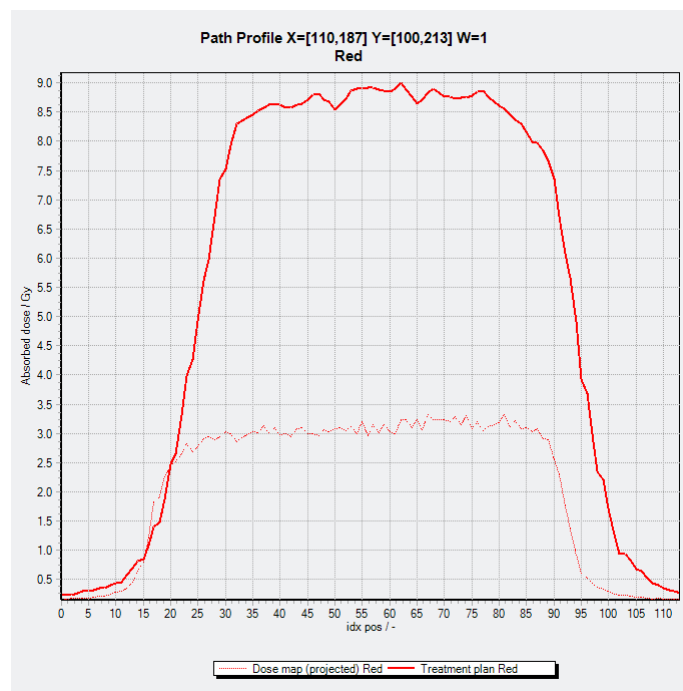


Fig. 4.25: Perfil de la 3D

## TRATAMIENTO CON VMAT

El análisis gamma da un resultado de 99,25 % (fig. 4.26), que al ser mayor del 90 %, pasa la verificación gamma.

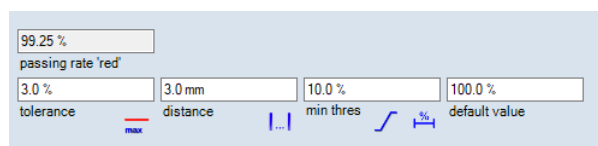


Fig. 4.26: Análisis gamma

En la fig. 4.27 se representan las curvas de isólinas, mostrando la línea continua el plan de tratamiento y la discontinua la película irradiada. Analizando las isólinas correspondientes a 211,1 cGy, 166,7 cGy, 122,2 cGy y 100 cGy podemos observar una discrepancia de ambos planes de aproximadamente 1 mm, error permisible teniendo en cuenta la incertidumbre que conlleva el trabajo experimental.

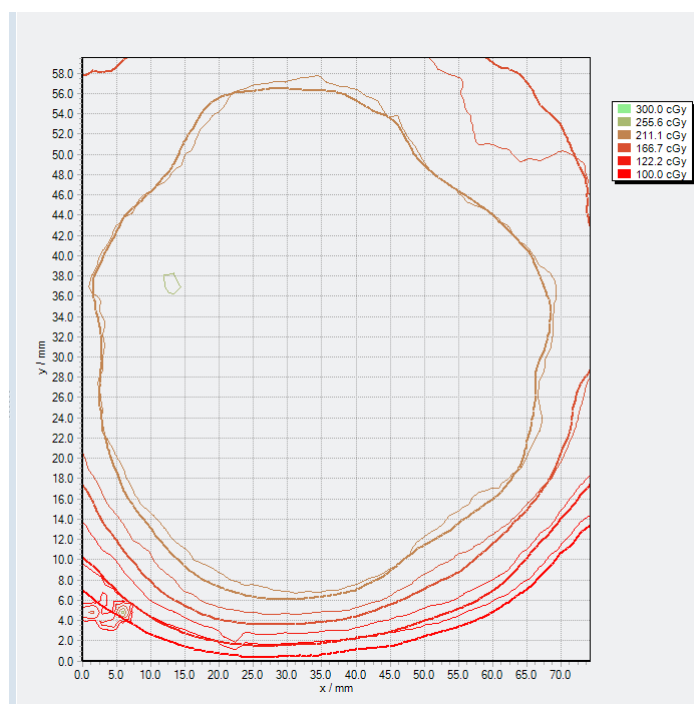


Fig. 4.27: Isólinas

En el perfil de la fig. 4.28 observamos pequeños picos en la zona central de la película que se pueden moderar aplicando filtros, esto supondría una disminución en el valor del píxel y, por tanto, incertidumbre en la dosis, razón por la cual no los hemos empleado. A pesar de esto notamos la concordancia entre la dosis de la película irradiada (línea discontinua) y la del tratamiento (línea continua) lo que propicia un buen resultado en el análisis gamma.

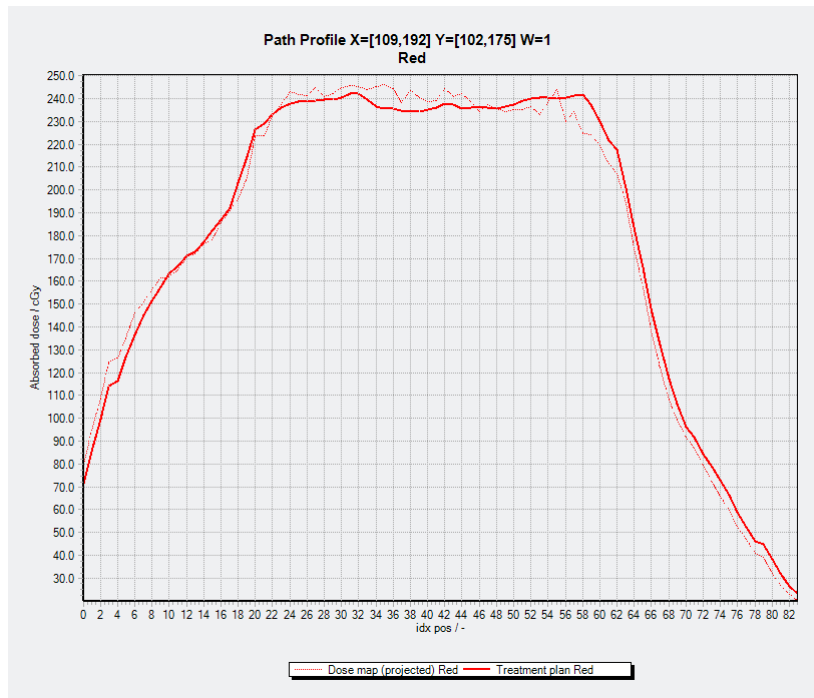


Fig. 4.28: Perfil

La fig. 4.29 muestra las tasas de paso de gamma en función de la tolerancia a la dosis para el canal rojo.

Cuando se trabaja con películas radiocrómicas se debe tener en cuenta que, de forma general, hay una discrepancia del 3% en la dosis que recibe esta. Observamos que con una tolerancia del 3% pasa el 99% de la gamma, resultado aceptable teniendo en cuenta lo dicho anteriormente.

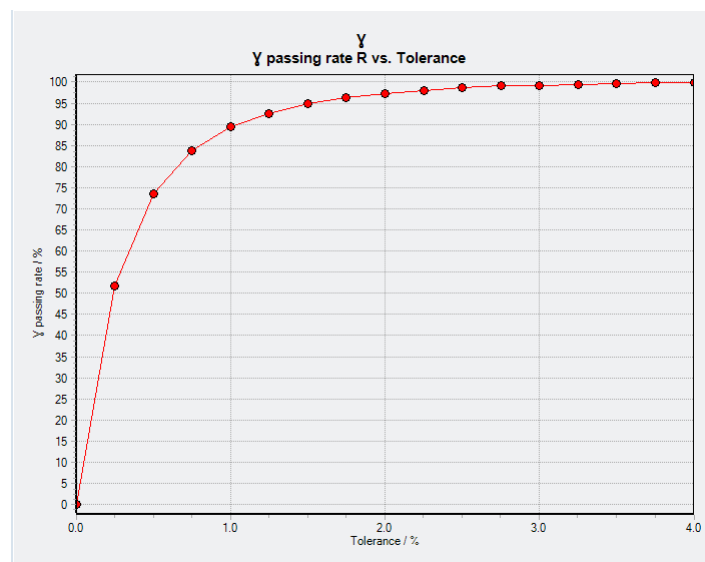


Fig. 4.29: Tasas de paso de gamma en función de la tolerancia a la dosis

Como la calibración se realiza mediante el algoritmo de “triple canal”, el mapa delta muestra en la parte inferior las tasas de aprobación de los tres canales de color siendo 99,25 % la del canal rojo, 96,7 % la del verde y 98,86 % la del azul (fig. 4.30).

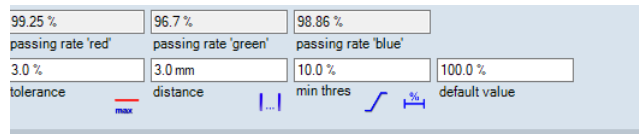


Fig. 4.30: Tasas de aprobación de los tres canales

El gráfico en la fig. 4.31 indica los datos de paso para el canal rojo, verde y azul en forma de mapa. Los píxeles que pasan la prueba de gamma en los tres canales se muestran en negro, el blanco indica áreas donde los tres canales no lo pasan y si un píxel no pasa el análisis gamma para un determinado canal, se muestra en ese color.

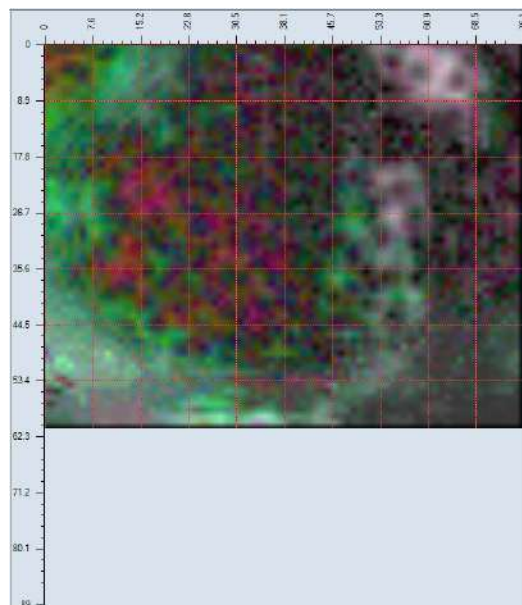


Fig. 4.31: Mapa delta

El mapa de diferencias de dosis (fig. 4.32) señala las zonas que presentan discrepancias en el valor de la dosis, por ejemplo, la dosis que ha recibido la película en las regiones de color rojo excede en un 6,1 % la dosis planificada.

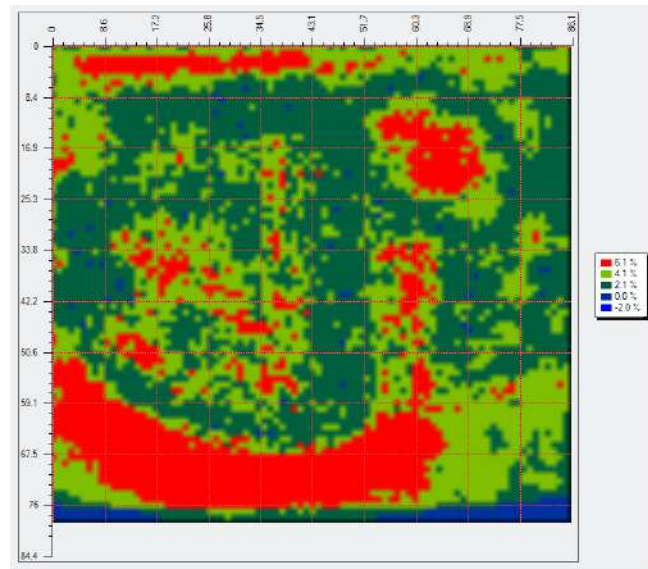


Fig. 4.32: Mapa de diferencias de dosis



## Conclusiones del trabajo

La Física Médica es una rama de la Física, en ocasiones, desconocida por los alumnos de Grado al tener este un enfoque principalmente teórico. Tuve la oportunidad de realizar las Prácticas en Empresa en el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica del HUC suponiendo una experiencia muy satisfactoria en mi primer contacto con el mundo laboral, razón por la cuál decidí realizar el TFG experimental en este mismo Centro Hospitalario.

Este trabajo ha supuesto la verificación de tratamientos mediante películas radiocrómicas, método muy preciso y complementario a los utilizados habitualmente por los Radiofísicos en el HUC. A medida que avanza la tecnología, esta proporciona técnicas más avanzadas y cada vez más sofisticadas para realizar estas validaciones pero los métodos de validación como la verificación por película radiocrómica, siguen siendo la referencia ante cualquier evento o puesta en marcha de los nuevos equipos, sirviendo también para confirmar la validez de los métodos actuales o como complemento en caso de dudas ante resultados no satisfactorios.

La realización de este trabajo ha supuesto la aplicación de conceptos adquiridos durante el Grado, así como el aprendizaje de otros nuevos constatando la labor inmensurable de los físicos en el ámbito hospitalario.



# Bibliografía

- [1] ATTIX, F.H. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons Inc.
- [2] ARRÁNS, R., MIRAS, H., ORTIZ-SEIDEL, M., MACÍAS, J. & ORTIZ-LORA, A.(2009) *Dosimetría con películas radiocrómicas*. *Revista Física Médica*, pág. 83-104
- [3] ASHLAND INC. (2013) *FilmQA Pro User Guide*
- [4] ASHLAND INC. (2016) *FilmQA Pro Software and Gafchromic EBT3 film. Overview and Instructions for Use*
- [5] BROSED SERRETA, A., LIZUAIN ARROYO, M.CRUZ, ET AL.(2012) *Fundamentos de 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*.
- [6] BROSED SERRETA, A., MILLÁN CEBRIÁN, E.(2013) *Fundamentos de Física Médica. Volumen 4. Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad*, *Sociedad Española de Física Médica*.
- [7] CALZADO, A., GELEIJNS, J.(2010) *Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones*. *Revista Física Médica*, pág. 163-180
- [8] CASADO VILLALÓN, F.J., GARCÍA PAREJA, S., MATEO RODRÍGUEZ, B., MORENO SÁIZ, C., BODINEAU GIL, C., GALÁN MONTENEGRO, P.(2007) Comparación de coeficientes de calibración de cámaras de ionización obtenidos mediante diferentes procedimientos de calibración interna en haces para teleterapia. *Revista de Física Médica*, pág. 371-375
- [9] DEL CASTILLO BELMONTE, A., PARADINAS JIMÉNEZ, C., RIERA PALMERO, J.(2008). El nacimiento de la Física Médica: Orígenes y desarrollo en el Siglo XX, LLUIL, *Revista de la Sociedad Española de Historia de las Ciencias y de las Técnicas*, Volumen 31, pág. 209-219.
- [10] FERRER SORIA, A.(2015). *Física nuclear y de partículas*, Publicaciones de la Universidad de Valencia.
- [11] KEEVIL, S.F.(2012). *Physics and Medicine 1. Physics and medicine: a historical perspective*. Volume 379, Lancet.

- [12] KRANE, K.S.(1988). *Introductory nuclear physics*, John Wiley & sons.
- [13] MARTÍN, G.(2017).Marie-Sklodowska Curie, pionera de la Física Médica y fuente de inspiración para mujeres científicas. *Revista Física Médica*.
- [14] RIBAS, M.(2009). La situación profesional de los Radiofísicos en España. *Boletín informativo. Colegio Oficial de físicos*.
- [15] ABRAMSON DH, DUNKEL IJ, BRODIE SE, MARR B, GOBIN YP.(2010). *Superselective ophthalmic artery chemotherapy as primary treatment for retinoblastoma (chemosurgery)*. *Ophthalmology*;117(8):1623-9.
- [16] *Especificaciones de la película Gafchromic EBT3*. Manual del fabricante.<https://gafchromic.com/gafchromic-film/radiotherapy-films/EBT/index.asp>
- [17] *Especificaciones de la película Gafchromic RTQA*. Manual del fabricante.<https://gafchromic.com/gafchromic-film/radiotherapy-films/RTQA2/index.asp>
- [18] *Radiaciones ionizantes* <https://www.csn.es/radiaciones-ionizantes>
- [19] *Effects of ionizing radiation* <https://www.world-nuclear.org/information-library/safety-and-security/radiation-and-health/nuclear-radiation-and-health-effects.aspx>
- [20] <https://www.uco.es>
- [21] <https://www.cofis.es/elfisico/radiofisica.html>
- [22] Real Decreto 1556/1998, de 17 julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Boletín Oficial del Estado. 28 de agosto de 1998, núm. 206.
- [23] Real Decreto 183/2008, de 8 de febrero, por el que se determinan y clasifican las especialidades en Ciencias de la salud y se desarrollan determinados aspectos del Sistema de formación Sanitaria Especializada. Boletín Oficial del Estado. 21 de febrero de 2008, núm. 45.