



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

TRABAJO DE FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

DISEÑO DE UN FILTRO APLANADOR PARA EL ACELERADOR DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA DEL HOSPITAL LA FE DE VALENCIA

AUTORA: Carmen Campos García

TUTOR: Rafael Miró Herrero

COTUTORA: Belén Jeanine Juste Vidal

Sandra Oliver Gil

Curso Académico: 2020-21

Agradecimientos

A mi tutor, Rafael Miró, y mis cotutoras, Belén Juste y Sandra Oliver, por darme la oportunidad de realizar este trabajo y de proporcionarme la ayuda y las herramientas necesarias para ello.

A mi familia y a mis amigos por apoyarme y acompañarme durante estos años.

A mis compañeros que han vivido conmigo este camino.

Agradecimientos de los tutores

Los tutores de este proyecto quieren agradecer al servicio de radioterapia del Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València el constante interés, disponibilidad y colaboración por parte del equipo en los proyectos propuestos, así como la posibilidad de poder participar con ellos en la resolución de problemas de calado científico-técnico que les surge durante su rutina clínica. Esta estrecha colaboración mantenida nos permite explorar acciones conjuntas e incrementar el conocimiento científico en áreas estratégicas para la sociedad, como son los tratamientos de radioterapia.

Resumen

Recientemente, el Hospital Universitari la Fe de València ha adquirido el acelerador de radioterapia intraoperatoria LIAC de *Sordina*, utilizado para administrar tratamientos de radioterapia contra el cáncer durante la cirugía de extirpación del tumor. Entre sus múltiples aplicaciones oncológicas se utiliza en los tratamientos de sarcoma (un tumor maligno originado en los tejidos blandos del cuerpo). Durante la experimentación en este tipo de tratamientos se observó que la dosis absorbida por el tejido en el área irradiada no era homogénea, encontrándose un valor de dosis superior en el centro del campo circular del aplicador del acelerador y menor en la periferia de este campo. Para homogeneizar el haz, es decir, aplanar la curva de dosis y conseguir que el tejido tratado absorba el mismo valor de radiación, se propone el diseño de un filtro aplanador de metacrilato que se situará en el aplicador. Para ello, se utilizará el código de simulación de partículas Monte Carlo, MCNP6, para simular el haz de radiación a partir de un espacio de fases proporcionado por la empresa para comprobar la efectividad del filtro diseñado. Se procederá a la impresión 3D del filtro aplanador diseñado con el fin de comprobar su funcionalidad.

Palabras clave: radioterapia intraoperatoria, dosis, filtro.

Resum

Recentment, l'Hospital Universitari la Fe de València ha adquirit l'accelerador de radioteràpia intraoperatòria LIAC de *Sordina*, utilitzat per a administrar tractaments de radioteràpia contra el càncer durant la cirurgia d'extirpació del tumor. Entre les seues múltiples aplicacions oncològiques s'utilitza en els tractaments de sarcoma (un tumor maligne originat en els teixits blans del cos). Durant l'experimentació en aquesta mena de tractaments es va observar que la dosi absorbida pel teixit en l'àrea irradiada no era homogènia, trobant-se un valor de dosi superior en el centre del camp circular de l'aplicador de l'accelerador i menor en la perifèria d'aquest camp. Per a homogeneïtzar el feix, és a dir, aplanar la corba de dosi i aconseguir que el teixit tractat absorbisca el mateix valor de radiació, es proposa el disseny d'un filtre aplanador de metacrilat que se situarà en l'aplicador. Per a això, s'utilitzarà el codi de simulació de partícules Monte Carlo, MCNP6, per a simular el feix de radiació a partir d'un espai de fases proporcionat per l'empresa per a comprovar l'efectivitat del filtre dissenyat. Es procedirà a la impressió 3D del filtre aplanador dissenyat amb la finalitat de comprovar la seua funcionalitat.

Paraules clau: radioteràpia intraoperatòria, dosi, filtre.

Abstract

Recently, the Hospital Universitari la Fe de València has acquired the *Sordina* LIAC intraoperative radiotherapy accelerator, used to administer radiotherapy treatments against cancer during tumour removal surgery. Among its many oncological applications, it is used in the treatment of sarcoma (a malignant tumour originating in the soft tissues of the body). During experimentation in this type of treatment, it was observed that the dose absorbed by the tissue in the irradiated area was not homogeneous, with a higher dose value found in the centre of the circular field of the accelerator applicator and a lower one in the periphery of this field. To homogenise the beam, that is, to flatten the dose curve and ensure that the treated tissue absorbs the same radiation value, the design of a methacrylate flattening filter to be placed in the applicator is proposed. For this purpose, the Monte Carlo particle simulation code, MCNP6, will be used to simulate the radiation beam from a phase space provided by the company to check the effectiveness of the designed filter. The designed flattening filter will be 3D printed in order to test its functionality.

Keywords: intraoperative radiotherapy, dose, filter.

ÍNDICE GENERAL

- I. MEMORIA
- II. PRESUPUESTO
- III. ANEXOS

ÍNDICE DE LA MEMORIA

| | |
|---|-----------|
| 1. Introducción | 14 |
| 1.1. Antecedentes | 14 |
| 1.2. Definición y efectos de la radioterapia | 16 |
| 1.2.1. Efectos de la radiación ionizante a nivel molecular | 18 |
| 1.3. Tipos de radioterapia | 19 |
| 1.3.1. Radioterapia interna | 19 |
| 1.3.2. Radioterapia externa | 20 |
| 1.4. Física de la radioterapia | 21 |
| 1.4.1. Interacción de la radiación ionizante con la materia | 21 |
| 1.4.1.1. <i>Interacción de partículas cargadas con la materia</i> | 22 |
| 1.4.1.2. <i>Interacción de fotones con la materia</i> | 23 |
| 1.4.2. Magnitudes y unidades de radiación | 25 |
| 1.4.3. Curvas de distribución de la dosis absorbida | 26 |
| 1.5. Radioterapia intraoperatoria (IORT) | 28 |
| 1.5.1. Acelerador lineal de electrones en IORT | 28 |
| 1.5.2. LIAC de <i>Sordina</i> | 30 |
| 1.6. Método de Monte Carlo en radioterapia | 31 |
| 1.6.1. Programa MCNP6 | 33 |
| 1.6.2. Espacio de fases | 34 |
| 2. Motivación | 35 |
| 3. Justificación | 36 |
| 4. Objetivos | 39 |
| 5. Materiales y métodos | 40 |
| 5.1. Softwares informáticos | 40 |
| 5.1.1. SpaceClaim | 40 |
| 5.1.2. Abaqus | 40 |
| 5.1.3. MCNP6 | 40 |
| 5.1.4. MATLAB | 41 |
| 5.1.5. Paraview | 41 |
| 5.2. Metodología | 42 |
| 5.2.1. Construcción de la geometría | 42 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 5.2.2. | Mallado de la geometría | 43 |
| 5.2.3. | Validación de la geometría..... | 48 |
| 5.2.3.1. | <i>Programa um_pre_op</i> | 48 |
| 5.2.3.2. | <i>Implementación del input de MCNP6</i> | 49 |
| 5.2.3.3. | <i>Ejecución de la simulación</i> | 52 |
| 5.2.3.4. | <i>Obtención de resultados</i> | 53 |
| 5.2.4. | Diseño del filtro aplanador..... | 55 |
| 6. | Resultados | 57 |
| 6.1. | Validación de la geometría implementada | 57 |
| 6.2. | Diseño del filtro aplanador | 58 |
| 7. | Conclusiones | 62 |
| 8. | Referencias | 63 |

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

| | |
|---------------------------------------|-----------|
| 1. Introducción..... | 66 |
| 2. Presupuestos parciales..... | 66 |
| 2.1. Coste de personal..... | 66 |
| 2.2. Coste de software..... | 66 |
| 2.3. Coste de hardware | 67 |
| 3. Presupuesto total | 67 |

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

| | |
|--|----|
| Ilustración 1. Primera radiografía realizada por Roentgen a su esposa, noviembre de 1895. (Foro Nuclear, 2020)..... | 14 |
| Ilustración 2. Quemadura de Pierre Curie por la radiación del radio, 1901. | 15 |
| Ilustración 3. Efectos de la radiación ionizante a nivel molecular (Sebastiá, Rodrigo, & Hervás, 2014)..... | 18 |
| Ilustración 4. Semillas de Iodo-125 para tratamiento de carcinoma de próstata (Guinot, 2011)..... | 19 |
| Ilustración 5. Ejemplo de radioterapia externa..... | 20 |
| Ilustración 6. Dispersión inelástica de electrones (Juste, 2011). | 22 |
| Ilustración 7. Dispersión elástica de electrones (Juste, 2011). | 22 |
| Ilustración 8. Emisión de Bremsstrahlung (Juste, 2011). | 23 |
| Ilustración 9. Aniquilación electrón-positrón (Juste, 2011)..... | 23 |
| Ilustración 10. Efecto fotoeléctrico (Juste, 2011). | 24 |
| Ilustración 11. Efecto Compton (Juste, 2011)..... | 24 |
| Ilustración 12. Dipersión de Rayleigh (Juste, 2011). | 24 |
| Ilustración 13. Producción de pares (Juste, 2011). | 25 |
| Ilustración 14. Curva PDD de un haz de electrones a) y fotones b) en agua (Herranz, 2018). | 26 |
| Ilustración 15. Curvas PDD para distintas energías del haz de electrones (Herranz, 2018). | 27 |
| Ilustración 16. Curva de perfil transversal de dosis de un haz de electrones (Herranz, 2018)..... | 27 |
| Ilustración 17. Aplicador objeto de estudio para radioterapia intraoperatoria obtenido en el Hospital Universitari La Fe de València. | 30 |
| Ilustración 18. Equipo de radioterapia intraoperatoria LIAC de Sordina (S.I.T, s.f.)..... | 31 |
| Ilustración 19. Esquema básico de la resolución de problemas mediante el método de Monte Carlo (Juste, 2011)..... | 32 |
| Ilustración 20. Geometría 3D del aplicador y el fantoma cúbico en SpaceClaim..... | 42 |
| Ilustración 21. Corte axial de la geometría del aplicador mediante SpaceClaim. | 43 |
| Ilustración 22. Aplicación del factor de escala en Abaqus..... | 44 |
| Ilustración 23. Creación de partes individuales de la geometría importada en Abaqus. 44 | |
| Ilustración 24. Creación de instancias en Abaqus. | 44 |
| Ilustración 25. Elección del elemento tetraedro para el mallado en Abaqus. | 45 |
| Ilustración 26. Elección de una geometría lineal para el mallado en Abaqus. | 45 |
| Ilustración 27. Elección del tamaño de mallado en Abaqus..... | 46 |
| Ilustración 28. Mallado del aplicador en Abaqus. | 46 |
| Ilustración 29. Mallado de la cuba de agua en Abaqus. | 47 |
| Ilustración 30. Definición del set asociado al material en Abaqus..... | 47 |
| Ilustración 31. Definición del set asociado a la estadística en Abaqus. | 47 |
| Ilustración 32. Geometría reensamblada en Abaqus. | 48 |
| Ilustración 33. Definición de las celdas en el input de MCN6. | 49 |
| Ilustración 34. Definición de la superficie esférica que comprende toda la geometría en el input de MCNP6..... | 50 |

| | |
|--|----|
| Ilustración 35. Definición de la superficie correspondiente al espacio de fases en el input de MCNP6. | 50 |
| Ilustración 36. Caracterización de los materiales que componen la geometría en el input de MCNP6 (McConn, Gesh, Pagh, Rucker, & Williams, 2011). | 50 |
| Ilustración 37. Determinación de parámetros para adecuar la simulación en el input de MNCP6..... | 51 |
| Ilustración 38. Definición de data cards y fuente de radiación en el input de MCNP6. ... | 51 |
| Ilustración 39. Definición de tallies y número de historias simuladas en el input de MCNP6..... | 52 |
| Ilustración 40. Perfil transversal de dosis absorbida obtenido experimentalmente. | 54 |
| Ilustración 41. Curva de dosis absorbida en profundidad obtenido experimentalmente. | 54 |
| Ilustración 42. Diseño del filtro aplanador de dosis en SpaceClaim. | 55 |
| Ilustración 43. Mallado del filtro aplanador mediante Abaqus..... | 56 |
| Ilustración 44. Comparación entre el perfil transversal de dosis experimental y simulado. | 57 |
| Ilustración 45. Comparación entre la curva de dosis en profundidad experimental y simulado..... | 57 |
| Ilustración 46. Comparación entre el perfil transversal de dosis absorbida obtenido sin filtro y con filtros simulados de distintas alturas..... | 58 |
| Ilustración 47. Comparación entre el perfil transversal de dosis absorbida obtenido sin filtro y con filtro de 1,3 mm de altura..... | 59 |
| Ilustración 48. Comparación entre curva de dosis en profundidad obtenida sin filtro y con filtro de 1,3 mm de altura..... | 59 |
| Ilustración 49. Representación de la fluencia de electrones sobre la geometría del problema sin filtro a) y con el filtro de 1,3 mm de altura b). | 60 |
| Ilustración 50. Representación de la fluencia de fotones sobre la geometría del problema sin filtro a) y con el filtro de 1,3 mm de altura b)..... | 60 |
| Ilustración 51. Representación de la fluencia total de partículas sobre la geometría del problema sin filtro a) y con el filtro de 1,3 mm de altura b). | 61 |
| Ilustración 52. Filtro de 80 mm de radio y 1,3 mm de altura impreso en 3D..... | 61 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla 1. Medidas realizadas sobre el aplicador real en el Hospital Universitari La Fe de València. | 42 |
| Tabla 2. Coste de personal..... | 66 |
| Tabla 3. Coste de software..... | 67 |
| Tabla 4. Coste de hardware. | 67 |
| Tabla 5. Presupuesto total..... | 67 |

I. MEMORIA

1. Introducción

1.1. Antecedentes

El origen de la radioterapia se remonta a 1895 con el descubrimiento de los rayos X por el físico alemán Wilhelm Conrad Roentgen. Mediante el hallazgo de estos haces de luz capaces de atravesar la materia nació la primera radiografía y con ella, el diagnóstico por imágenes médicas. Roentgen recibió el Premio Nobel de Física en 1901 por esta invención.

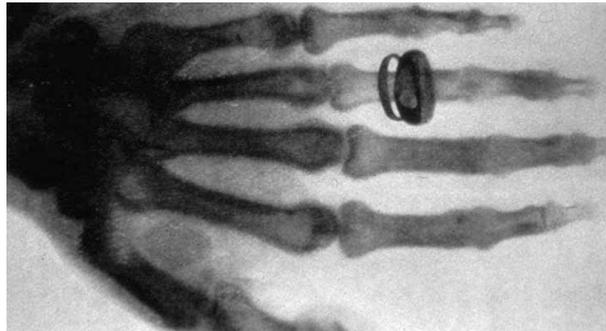


Ilustración 1. Primera radiografía realizada por Roentgen a su esposa, noviembre de 1895. (Foro Nuclear, 2020)

En 1896, el físico francés Henri Becquerel descubre la radioactividad natural. Becquerel, basándose en los trabajos de Roentgen, observó durante la realización de experimentos de fluorescencia que el uranio producía rayos de forma espontánea capaces de revelar una placa fotográfica, a estos rayos de radiación espontáneos los denominó rayos Becquerel (*Ciencia Plus, 2018*).

En 1898, Marie Curie denominó los rayos Becquerel como radiactividad. Durante el estudio de la radiación producida por el uranio determinó que la radiactividad dependía de la cantidad de átomos presentes, es decir, la cantidad de materia de uranio, y no de las propiedades fisicoquímicas del material como se intuía hasta el momento. Otra investigación llevada a cabo fue sobre la radiación del material pechblenda, Marie Curie descubrió, junto a su esposo, Pierre Curie, que la radiación emitida por este material era cuatro veces mayor que la del uranio. Mediante el aislamiento de los elementos que conformaban este material identificaron la existencia de dos nuevos elementos, el polonio y el radio. En 1911, Marie Curie fue galardonada con el premio Nobel de Química por el descubrimiento de estos dos elementos.

Accidentalmente, Becquerel sufrió una quemadura en la piel debido a la presencia del radio. Pierre Curie, en 1901, se produjo a sí mismo una quemadura de forma deliberada, y, posteriormente, sugirió la inserción de un tubo de radio en la zona de contacto con un tumor superficial. Esta fue la primera vez que se utilizó la radioterapia como tratamiento terapéutico y los primeros pasos hacia lo que hoy conocemos como braquiterapia (*Muñoz, 1995*).

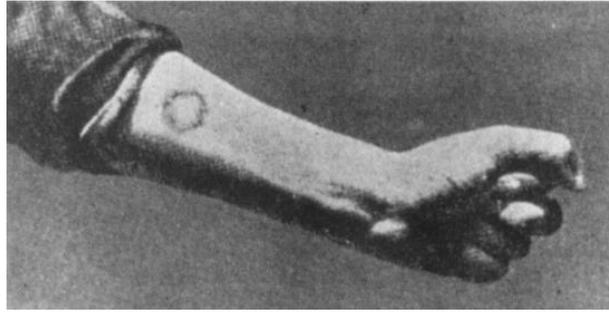


Ilustración 2. Quemadura de Pierre Curie por la radiación del radio, 1901.

A partir de 1911 ya se conocían numerosos resultados de tratamientos con el implante de radio, por ejemplo: para el tratamiento del cáncer, queloides y eccemas. Los tratamientos consistían en tubos de radio gruesos insertados en el intersticio tumoral, sin embargo, se perfeccionó esta técnica utilizando agujas de sulfato de radio recubiertas de acero o platino.

En años posteriores a estos descubrimientos, la radioterapia se basaba únicamente en radiaciones de baja energía con poder de penetración muy limitado. Además, aún no existían conceptos de dosimetría ni procedimientos seguros y efectivos que delimitaran la localización del tumor y los conocimientos médicos en los que se basaban los planes de tratamiento aún eran muy imprecisos.

A pesar de la paulatina evolución de los primeros años de la radioterapia, poco a poco numerosos hallazgos, producto del azar, fueron complementando los conocimientos científicos sobre la utilización de la radiación en tratamientos terapéuticos. Esta lenta evolución se debió, en gran medida, a las limitaciones tecnológicas que no permitían energías superiores a 140 kV y que llegaron a 200 kV en 1922 (*Pinillos, 2005*). En ese mismo año, nació el campo de radioterapia clínica en París, durante el Congreso Internacional de Oncología donde los profesores Coutart y Hautant evidenciaron la capacidad de la radioterapia para tratar lesiones avanzadas de cáncer laríngeo. En 1934, Coutart desarrolló un esquema de radioterapia fraccionada, el cual continúa siendo la base de la radioterapia actual.

Gracias al estudio de numerosos científicos, a mediados del siglo XX ya se disponían de métodos dosimétricos, así como sistemas para la planificación a mano en 2D de los tratamientos procedentes de unidades de cobaltoterapia y de los primeros aceleradores lineales. No obstante, el avance más destacado fue en 1972 con la incorporación de la tomografía computarizada en la práctica médica, que permitía un diagnóstico y tratamiento más preciso debido a su capacidad de proporcionar imágenes de los tejidos en cortes transversales (*Domínguez, Rico, & Vila, 2009*).

En los años 80, se realizó la primera tomografía computarizada con información en 3D del tumor a tratar y de su relación con tejidos próximos. En esos mismos años, comenzó a gestarse la radioterapia tridimensional (RTC3D) con el objetivo de distribuir la dosis de radiación de forma homogénea en un volumen blanco.

Otro hito fundamental en la evolución de la radioterapia fue el desarrollo de la radioterapia con intensidad modulada (IMRT) a finales del siglo XX, ésta permite un tratamiento de radioterapia en 3D más precisa basándose en la variación de la intensidad de los haces de radiación obteniendo una dosis máxima en el tumor y dosis mínima en los tejidos adyacentes sanos.

El desarrollo de la radioterapia ha dado lugar a nuevas formas de tratamiento como la teleterapia, donde la radiación procede de un generador de radiación a cierta distancia del objetivo, y la braquiterapia, donde la fuente de irradiación se inserta en la zona tumoral. En un primer momento, el desarrollo científico permitió la utilización del Cobalto 60 como fuente de radiación, sin embargo, hoy en día, esta fuente de tratamiento ha sido sustituida por aceleradores lineales. Éstos permiten haces de radiación más intensos reduciendo considerablemente el tiempo de tratamiento, además de conseguir depositar mayor cantidad de dosis a una profundidad mayor.

Por otro lado, la inclusión de sistemas informáticos en el cálculo de cantidades dosimétricas, así como en la planificación de los tratamientos en 3D gracias a la tomografía computarizada (TC) y resonancia magnética (RM), ha conseguido una mejora en la precisión de estos procesos terapéuticos, obteniendo así mejores resultados en la irradiación del paciente.

Actualmente, se quiere evolucionar hacia una planificación y tratamiento en radioterapia en 4D, donde se tiene en cuenta los movimientos fisiológicos del cuerpo que pueden dar lugar al desplazamiento del tumor. Sin embargo, la radioterapia en 4D requiere una cantidad mayor de imágenes y, por lo tanto, un consecuente aumento de la dosis con la que se irradia al paciente.

La radioterapia es aún un campo de la medicina en ciernes, donde se busca mejorar numerosas limitaciones que presenta. El principal objetivo de estas nuevas investigaciones es mejorar la precisión de los sistemas que se poseen, además, de conseguir que el paciente sea irradiado lo menos posible para evitar los efectos negativos que tiene la radiación ionizante en las funciones fisiológicas del cuerpo humano.

1.2. Definición y efectos de la radioterapia

La radioterapia es una forma de tratamiento oncológico basado en la aplicación de radiaciones ionizantes en la zona del tumor con el fin de dañar el ADN de las células cancerígenas produciendo su muerte e inhibiendo su reproducción y preservando los tejidos sanos. Esto se consigue a través de la transferencia de energía que produce un cambio químico en el organismo rompiendo el material genético de las células afectadas.

Las radiaciones ionizantes aplicadas llevan asociadas energías altas y producen ionizaciones en los átomos con los que interaccionan a lo largo de su recorrido, dando lugar a consecuencias nocivas en las moléculas de las células. Durante el tratamiento, es

necesario minimizar la cantidad de radiación que absorben las células sanas cercanas al tumor ya que, si la porción de células sanas afectadas es pequeña, el organismo podrá regenerar estas células sin consecuencias negativas en el paciente; por el contrario, cuando el número de células sanas dañadas es alto se producirá un efecto perjudicial en el paciente dando lugar a posibles efectos secundarios (*Foro Nuclear, 2005*). Estos efectos dependerán tanto de la cantidad de células afectadas como de la dosis de radiación recibida por el paciente. Es importante destacar que las células tumorales son más radiosensibles que las células sanas, además, las células cancerígenas no pueden reparar el daño producido por las radiaciones ionizantes por lo que cuando son alcanzadas por éstas, las células mueren sin capacidad de reproducirse.

Cuando la radiación ionizante interacciona con sistemas biológicos, encontramos dos efectos posibles: daño somático, referido al daño producido en el paciente tratado y, daño genético, referido a las modificaciones genéticas que heredarán las generaciones futuras. La incidencia y severidad de éstos están ligados a la dosis absorbida por el tejido irradiado.

Los daños somáticos afectan principalmente a células diploides (contienen 46 cromosomas), por lo que estos efectos no son hereditarios. Éstos se manifiestan únicamente en el individuo que absorbe la radiación. Se pueden clasificar en efectos deterministas y en efectos estocásticos:

- Efectos deterministas. Se relacionan con altas dosis aplicadas en grandes zonas del cuerpo. Se caracterizan por poseer un umbral de dosis por debajo del cual no encontramos ningún daño asociado, además la severidad de éstos depende de la cantidad de dosis absorbida. A su vez, los efectos deterministas se pueden clasificar en efectos tempranos, ocurren durante el primer año tras la exposición, y efectos tardíos, ocurren después del primer año de exposición. Los efectos tempranos, por ejemplo, caída del pelo y eritemas, se pueden disminuir fraccionando la dosis o administrando la radiación de forma continua pero lenta. Por otro lado, los efectos tardíos, por ejemplo, fibrosis pulmonar y cataratas, son proporcionales a la dosis total y se ven menos influenciados por la fracción de la dosis.
- Efectos estocásticos. Están relacionados con niveles bajos de dosis irradiada. La probabilidad de que tenga lugar un efecto estocástico depende de la dosis de radiación. Sin embargo, la gravedad de éste no está ligada con la dosis recibida, sino que se ve influenciada por otros factores como el tipo de radiación, localización de las células tumorales y características del propio individuo tratado. Para estos posibles efectos no se halla un umbral de dosis demostrable.

Los daños genéticos se dan principalmente en células haploides y generan alteraciones genotípicas hereditarias producidas por mutaciones en los genes o cromosomas de las células germinales haploides. El efecto genético a nivel individual es de naturaleza estocástica y únicamente se puede definir como el riesgo asociado a la dosis (*Núñez, 2008*).

1.2.1. Efectos de la radiación ionizante a nivel molecular

La absorción de dosis por radiación ionizante en los tejidos produce daños a nivel molecular en las células que los componen. Estos daños moleculares pueden darse por acción directa, que ocurre por la ionización de los átomos de moléculas clave de la célula y, por acción indirecta, donde el daño molecular se produce por la generación de radicales libres reactivos que son tóxicos para la funcionalidad natural de los procesos celulares.

- **Acción directa.** La ionización directa de los átomos moleculares tiene lugar por absorción de energía mediante el efecto fotoeléctrico e interacción Compton, es decir, un fotón interacciona con una molécula a la que cede energía. Estas radiaciones poseen una alta energía de transferencia, esto le confiere la capacidad de extraer electrones provocando la ruptura de uniones moleculares.
- **Acción indirecta.** La energía ionizante se transfiere a un átomo, dando lugar a un átomo o molécula con un electrón desapareado en la capa orbital externa. Estos átomos o moléculas se denominan radicales libres, se caracterizan por poseer una alta reactividad debido a la tendencia del electrón a interactuar con otro electrón desapareado de una molécula cercana. El agua es la molécula más abundante en el organismo y la más propensa a actuar como intermediario en los procesos de formación de radicales y su propagación. En ocasiones, la formación de radicales libres con vida media larga provoca la migración de ellos hacia el núcleo de la célula, además, pueden tener un efecto acumulativo transfiriéndose a otras moléculas y causando daños irreparables.

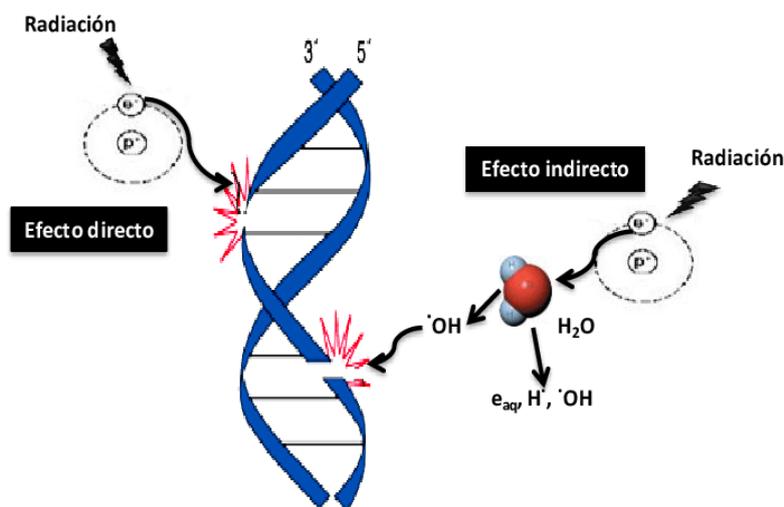


Ilustración 3. Efectos de la radiación ionizante a nivel molecular (Sebastiá, Rodrigo, & Hervás, 2014).

1.3. Tipos de radioterapia

La radioterapia presenta numerosas aplicaciones en el proceso de curación del cáncer. Generalmente se combina con cirugía y/o quimioterapia en función del estadio de la enfermedad, además de otras indicaciones, como el estado del paciente. Puede utilizarse como tratamiento de tumores localizados, también como tratamiento adyuvante, aplicada después de la cirugía y, como neoadyuvante, aplicada antes de la cirugía. Por otro lado, encontramos tratamientos de radioterapia concomitante, ésta se administra de forma simultánea a la quimioterapia, de manera que las células tumorales aumentan su radiosensibilidad favoreciendo su eliminación. Por último, la radioterapia puede aplicarse como cuidados paliativos que alivien el dolor y otros síntomas que empeoran significativamente la calidad de vida del paciente (*Clínica Universidad de Navarra, 2020*).

Los tratamientos radioterapéuticos contribuyen en gran medida al aumento de la supervivencia de los pacientes con cáncer. Por ello, se han mejorado estos sistemas disminuyendo su toxicidad en tejido sano y concentrando los tratamientos en menos sesiones, haciendo menor la cantidad de dosis depositada. Actualmente, en el campo de la radioterapia oncológica se encuentran dos tipos de radioterapia en función de la forma de administración de la radiación: radiación interna y externa.

1.3.1. Radioterapia interna

La radioterapia interna o braquiterapia se basa en la implantación de material radiactivo en el tumor o la zona objetivo. La fuente de radiación utilizada consiste en radioisótopos de baja energía y limitada penetración tisular. Los radioisótopos más utilizados en la práctica clínica son el iridio, yodo, cesio y paladio. Éstos se introducen en el cuerpo mediante implantes como semillas, agujas, cápsulas, píldoras o tubos. En función del lugar donde coloquemos los implantes radiactivos encontramos braquiterapia intracavitaria, la fuente de radiación se coloca en una cavidad del cuerpo, por ejemplo: el útero; y braquiterapia intersticial, los implantes se colocan dentro del tumor (*Infocancer Mexico, 2019*).

Los implantes de radioisótopos pueden ser permanentes, se colocan a través del aplicador y luego éste se retira dejando el radioisótopo en el cuerpo que poco a poco dejará de emitir radiación, o temporales, éstos se dejan en el cuerpo un determinado periodo de tiempo. Si van a ser necesarias varias sesiones de braquiterapia temporal, normalmente se dejan colocados los aplicadores hasta la finalización del tratamiento.

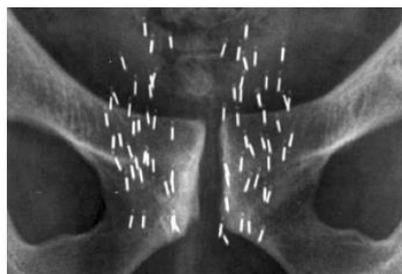


Ilustración 4. Semillas de Iodo-125 para tratamiento de carcinoma de próstata (Guinot, 2011).

1.3.2. Radioterapia externa

La radioterapia externa o radiación de rayos externos se basa en la aplicación de rayos de alta energía hacia el tumor en un lugar externo al cuerpo del paciente. Para su aplicación es necesaria la toma de imágenes previas mediante tomografía computarizada o resonancia magnética para determinar el campo de tratamiento, éste será el objetivo del haz de radiación. En la mayoría de estos tratamientos, la dosis total de radiación necesaria no se puede aplicar en su totalidad en una única sesión, esto se debe a que las células sanas adyacentes al tumor también se verán irradiadas por lo que al reunir toda la radiación en una sesión provocará un mayor daño en ellas, con un consecuente aumento de los efectos secundarios. Por ello, la dosis total se suele administrar en varias sesiones con dosis menores a las que denominamos fracciones.



Ilustración 5. Ejemplo de radioterapia externa

Las máquinas empleadas para la administración de radiación externa se denominan aceleradores lineales. Actualmente, encontramos distintos tipos de aceleradores lineales:

- Radioterapia conformal tridimensional (3D-CRT). Se emiten múltiples rayos de radiación con la forma del tumor desde distintas direcciones. Se dirige la radiación con mayor precisión, reduciendo el nivel de dosis depositado en los tejidos sanos y aumentando efectividad en la eliminación del tumor.
- Radioterapia de intensidad modulada (IMRT). Al igual que la 3D-CRT, utiliza rayos X controlados por ordenador y que se ajustan a la forma del tumor, además, se puede variar la potencia de los rayos dependiendo de la zona que se esté irradiando, siendo más potente el haz en las zonas del tumor. Con este tipo de acelerador lineal disminuye aún más la radiación depositada en los tejidos sanos. Se requiere una planificación con imágenes tridimensionales proporcionadas por la tomografía computarizada y la resonancia magnética.
- Radioterapia guiada por imágenes (IGRT). Se utiliza para el tratamiento de tumores que se encuentran en zonas del cuerpo en constante movimiento, por ejemplo: los pulmones. Este tipo de acelerador lineal permite la realización de

imágenes durante la aplicación de la dosis, así se mejora la precisión en la administración del tratamiento. Además, puede ajustar la posición del paciente y los haces de electrones para alcanzar de manera precisa el tumor. Para poder modificar la trayectoria del haz se utilizan técnicas como marcajes de referencia, ultrasonidos, resonancia magnética y tomografía computarizada.

- Radioterapia intraoperatoria (IORT). Este tipo de tratamiento se aplica en una sola sesión durante la cirugía de extirpación del tumor. En él, la radiación se dirige directamente hacia el objetivo sin irradiar el tejido sano circundante.

1.4. Física de la radioterapia

1.4.1. Interacción de la radiación ionizante con la materia

La radiación es la emisión de energía de determinados cuerpos mediante la propagación de ondas electromagnéticas (radiación electromagnética) o de partículas subatómicas (radiación corpuscular). Cuando la radiación posee energía suficiente para producir ionizaciones en la materia del medio que atraviesa, se denomina radiación ionizante. Esta energía límite recibe el nombre de energía de ionización y es la energía mínima que hay que suministrar a un átomo neutro para arrancarle un electrón. Durante la interacción de la radiación con la materia, las partículas pierden parte de su energía cediéndola al medio a través de distintos mecanismos de interacción que están influidos por el tipo de radiación, el medio material en el que se propaga y su energía asociada.

En función del tipo de ionización producida encontramos la radiación directamente ionizante y la radiación indirectamente ionizante. La radiación directamente ionizante suele estar formada por partículas cargadas, por ejemplo: positrones, protones y partículas alfa. En este caso la ionización la produce la propia partícula al atravesar la materia y es capaz de arrancar electrones de los átomos con los que interacciona. La radiación indirectamente ionizante está constituida por partículas no cargadas como los fotones o los neutrones. La ionización tiene lugar en dos etapas, en una primera etapa la partícula no cargada cede su energía a otra partícula cargada, y en la segunda etapa la partícula cargada produce la ionización de la materia con la que interacciona (CSN, 2012).

Actualmente, las partículas utilizadas en radioterapia son muy diversas, encontramos fotones, electrones y protones. La utilización de una partícula u otra dependerá de la localización y tamaño del tumor, según el tipo y la energía de las partículas la deposición de dosis en el tumor será diferente (Juste, 2011). Por ello, el estudio de este tipo de partículas y su interacción con la materia se trata de un hecho fundamental en el desarrollo de los tratamientos de radioterapia.

1.4.1.1. Interacción de partículas cargadas con la materia

Cuando una partícula cargada se adentra en un medio material se ve afectada por las fuerzas electrostáticas de los núcleos y electrones que la conforman, esto provocará una acción de frenado que detendrá la partícula. Por lo tanto, las partículas cargadas irán perdiendo su energía conforme interaccionan con la materia, esto ocurre a través de varios mecanismos de interacción:

- Dispersión inelástica con electrones atómicos. Tiene lugar cuando la trayectoria del electrón está alejada del átomo, la interacción ocurre con el átomo en su conjunto. El electrón, que posee una alta velocidad, colisiona contra un electrón del átomo y consigue arrancarlo de su órbita, cediendo parte de su energía al electrón arrancado. Cuando se trabaja con energías bajas o intermedias, la dispersión inelástica es el tipo de interacción predominante.

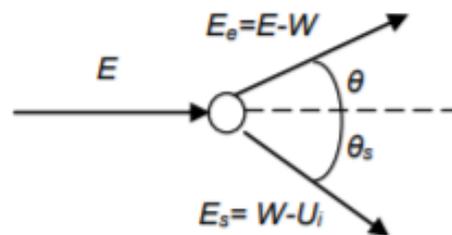


Ilustración 6. Dispersión inelástica de electrones (Juste, 2011).

- Dispersión elástica con electrones atómicos. Se produce cuando el electrón se dispersa debido al campo electrostático del núcleo con el que colisiona, en este caso no se produce pérdida de energía, sino que el electrón es desviado de su trayectoria original dando lugar a trayectorias discontinuas.

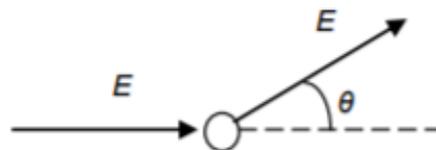


Ilustración 7. Dispersión elástica de electrones (Juste, 2011).

- Dispersión inelástica con los núcleos atómicos. Este tipo de dispersión se denomina dispersión de Bremsstrahlung. En este caso las trayectorias de los electrones están cerca del núcleo, siendo la distancia entre el núcleo y el electrón menor que el radio atómico. El electrón incidente se ve atraído por la fuerza electrostática del núcleo desviando su trayectoria, esto da lugar a la emisión de radiación electromagnética (fotones) denominada radiación de frenado o Bremsstrahlung. En este tipo de interacción, la partícula incidente posee una energía cinética y genera un fotón cuya energía asociada puede variar entre 0 y la energía cinética de la partícula que lo ha generado.

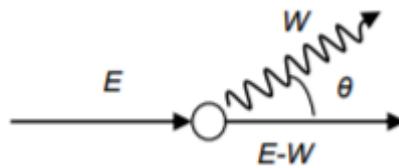


Ilustración 8. Emisión de Bremsstrahlung (Juste, 2011).

- Dispersiones elásticas con los núcleos. Se trata de la dispersión de Rutherford. Es un tipo de dispersión que genera fotones de energía despreciable, por lo que no tiene interés en el campo de la dosimetría ya que la partícula incidente apenas pierde energía.
- Aniquilación electrón-positrón. Esta reacción consiste en la transformación de un positrón y un electrón en dos fotones de radiación gamma que se emiten en direcciones opuestas. La probabilidad de que ocurra este proceso es muy pequeña (inferior al 1%).

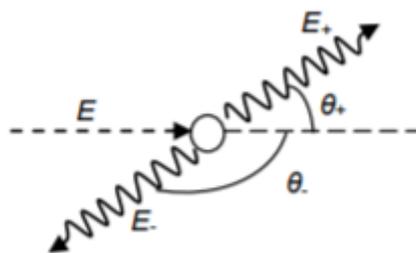


Ilustración 9. Aniquilación electrón-positrón (Juste, 2011).

1.4.1.2. Interacción de fotones con la materia

Cuando un fotón penetra en la materia, éste puede interactuar o no debido a la aleatoriedad de las interacciones de los fotones con el medio que atraviesan. Una vez ha tenido lugar la interacción del fotón se pueden generar partículas ionizantes secundarias como electrones o fotones. Los electrones secundarios depositarán su energía en un lugar cercano a la interacción contribuyendo a la deposición de energía y, por tanto, a la dosis. Los fotones secundarios se desplazarán una distancia mayor antes de que se produzca una nueva interacción, éstos contribuyen a la fluencia de fotones del tumor irradiado. En los tratamientos de radioterapia la principal contribución a la dosis absorbida por el paciente se debe a los fotones primarios. La interacción de los fotones con la materia tiene lugar de acuerdo con las siguientes reacciones:

- Efecto fotoeléctrico. Tiene lugar para fotones de bajas energía del orden de unos 100 keV. Consiste en la interacción de un fotón con un electrón de un átomo, la energía del fotón es absorbida por el átomo produciéndose la emisión del

electrón con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y la energía de enlace del electrón que ha sido emitido.

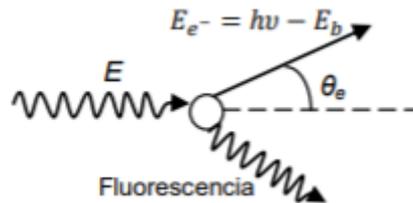


Ilustración 10. Efecto fotoeléctrico (Juste, 2011).

- Efecto Compton. Es la reacción predominante y se da para energías entre 0,1 MeV y 10 MeV. Tiene lugar cuando un fotón incidente interacciona con un electrón de la corteza atómica, transmitiéndole parte de su energía y arrancando el electrón del átomo. El electrón poseerá una determinada energía cinética y el fotón se dispersará con una energía determinada en una dirección formando un cierto ángulo con la trayectoria original.

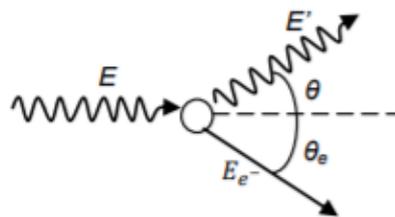


Ilustración 11. Efecto Compton (Juste, 2011).

- Dispersión coherente o de Rayleigh. Consiste en la interacción de un fotón con un electrón del átomo, el fotón transfiere su energía al electrón, sin embargo, ésta no es suficiente para arrancarlo del átomo por lo que el fotón sufre una desviación de su trayectoria original con la misma energía que al inicio.



Ilustración 12. Dispersión de Rayleigh (Juste, 2011).

- Producción de pares. Ocurre cuando el fotón tiene una energía asociada igual o mayor a 1,022 MeV. El fotón incidente interacciona con el campo eléctrico del núcleo de átomo dando lugar a un electrón y un positrón. También, puede tener lugar la aniquilación electrón-positrón, ésta consiste en la colisión del positrón y el electrón dando lugar a dos fotones que se emiten en direcciones opuestas y se dispersan por efecto fotoeléctrico.

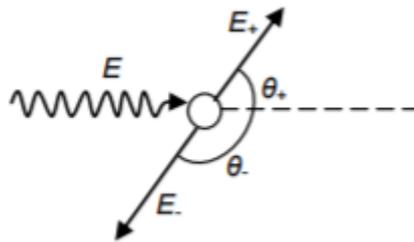


Ilustración 13. Producción de pares (Juste, 2011).

1.4.2. Magnitudes y unidades de radiación

Para evaluar los efectos de la exposición a la radiación ionizante es necesario definir conceptos y magnitudes que cuantifiquen la exposición a dicha radiación. Por ello, en 1925, se creó la Comisión Internacional de Mediciones y Unidades de Radiación (ICRU) con la finalidad de definir magnitudes de radiación (*DEA UNSJ*). En cuanto a las magnitudes dosimétricas existentes encontramos el kerma, definida como la energía cinética transmitida por unidad de masa, y la exposición. Además, se destacan las siguientes por su relevancia en la realización de este proyecto:

- Fluencia y tasa de fluencia de partículas (φ). La fluencia de partículas se define como el cociente dN por da , donde dN es el número de partículas que inciden sobre una esfera con sección transversal da . La unidad de fluencia en el sistema internacional (SI) es el m^{-2} .

$$\varphi = \frac{dN}{da}$$

La tasa de fluencia de partículas se define como el cociente de $d\varphi$ por dt , donde $d\varphi$ es el incremento de fluencia de partículas en un intervalo de tiempo dt . La unidad de la tasa de fluencia de partículas en el SI es $m^{-2}s^{-1}$.

$$\dot{\varphi} = \frac{d\varphi}{dt} = \frac{d^2N}{da \cdot dt}$$

- Fluencia y tasa de fluencia de energía (ψ). La fluencia de energía se define como el cociente de dR por da , donde dR es la variación de energía radiante incidente sobre una esfera con sección transversal da . La unidad de fluencia de energía en el SI es J/m^2 .

$$\psi = \frac{dR}{da}$$

La tasa de fluencia de energía es el cociente entre la variación de energía $d\psi$ en un intervalo de tiempo dt . La unidad de tasa de fluencia de energía en el SI es Wm^2s .

$$\psi = \frac{d\psi}{dt} = \frac{d^2R}{da \cdot dt}$$

- Dosis absorbida (D). Se define como el cociente entre $d\bar{\epsilon}$ y dm , donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía transmitida media por la radiación ionizante a una masa de materia dm . La unidad de la dosis absorbida en el SI es $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ o Gray (Gy).

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

Por otro lado, otra medida de dosis destacada es la dosis equivalente (H), que establece la eficacia biológica de la radiación y la dosis efectiva (E), definida como el sumatorio de la dosis equivalente ponderada en todos los órganos y tejidos del cuerpo.

1.4.3. Curvas de distribución de la dosis absorbida

En el proceso de planificación de radioterapia se busca caracterizar el haz de radiación, para ello, se necesita saber la forma en que el haz deposita la energía en el cuerpo del paciente.

Una de las características más destacadas del haz de radiación es su distribución energética. Cuando el haz entra en contacto con el medio, las partículas se ven dispersadas por el mismo debido a las numerosas colisiones con los átomos de la materia que está siendo irradiada, esto provocará una degradación de la energía del haz. Estas colisiones y dispersión del haz determinarán la dosis absorbida por el paciente.

Para conocer la forma de deposición de la dosis en el paciente se realizan representaciones gráficas de las dosis en función de la profundidad, denominadas porcentaje de dosis en profundidad (PDD). La medición de la dosis a lo largo del eje central y su representación nos permite visualizar la atenuación de la radiación conforme penetra en el medio.

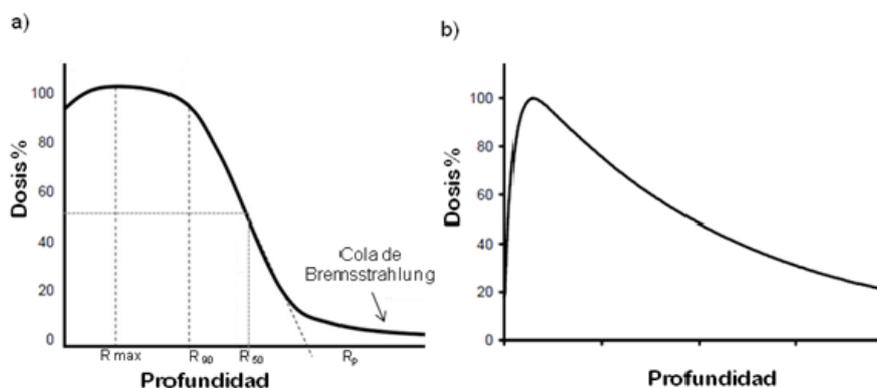


Ilustración 14. Curva PDD de un haz de electrones a) y fotones b) en agua (Herranz, 2018).

La diferencia entre las curvas PDD entre un haz de electrones y un haz de fotones se debe a que los fotones de alta energía se acumulan a pocos milímetros por debajo de la superficie irradiada hasta llegar a un máximo, después se produce una caída lenta de la dosis. Sin embargo, los electrones se acumulan poco a poco entre la superficie y el punto de máxima dosis, posteriormente, tiene lugar una caída rápida de la dosis depositada. La distancia a la que ocurre esta caída abrupta depende de la energía asociada a los electrones, que aumenta con la energía del haz.

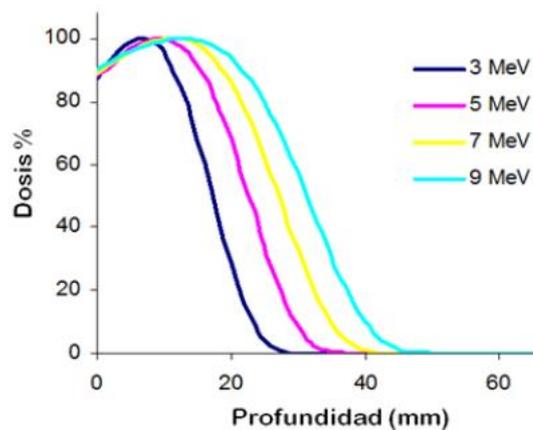


Ilustración 15. Curvas PDD para distintas energías del haz de electrones (Herranz, 2018).

Las distribuciones de dosis en profundidad a lo largo del eje central del haz no son suficientes para describir completamente la forma de deposición de la dosis, por ello se realizan mediciones de dosis fuera del eje central y se representan gráficas llamadas perfiles transversales del haz. Esta curva de dosis nos permite conocer cómo se deposita la dosis en la dirección perpendicular del haz.

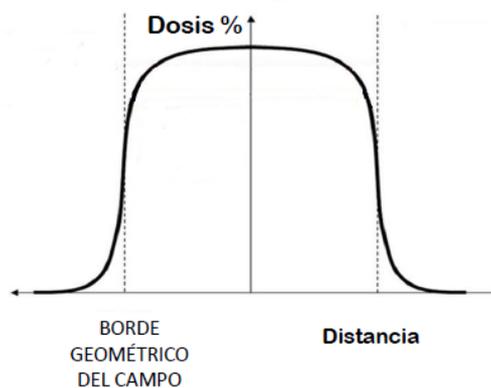


Ilustración 16. Curva de perfil transversal de dosis de un haz de electrones (Herranz, 2018).

1.5. Radioterapia intraoperatoria (IORT)

La radioterapia intraoperatoria (IORT, IntraOperative Radiation Therapy) es una modalidad de tratamiento que permite la administración de una elevada dosis (20-25 Gy) de radiación en una única sesión durante el procedimiento quirúrgico permitiendo la protección de los tejidos sanos (*Herranz, 2018*). La principal ventaja que presenta esta modalidad es que se puede visualizar y palpar el tumor, además de excluir del campo de radiación las estructuras sanas mediante el desplazamiento o la protección de éstas.

La IORT combina ventajas de las técnicas quirúrgicas con las de radioterapia, permitiendo una completa eliminación de focos microscópicos de reproducción del tumor en la cirugía. La selección de la zona a irradiar es más precisa reduciendo la irradiación de tejidos sanos. Además, al aplicar una dosis única, alta y localizada presenta una efectividad biológica que equivale a 2-3 dosis de radioterapia externa fraccionada (*Herranz, 2018*).

Algunos estudios han comprobado la eficacia de este tipo de tratamiento, afirmando que no se encuentran diferencias en la supervivencia global entre un tratamiento realizado con un acelerador de electrones convencional y una IORT. Además, se demostró que la capacidad de reducir los tumores irradiados entre ambos aceleradores es muy similar (*López, 2016*). Por otro lado, presenta una serie de limitaciones que impiden su utilización en la mayor parte de los hospitales, como la inversión en complejas infraestructuras y la avanzada tecnología que requiere. No obstante, el uso de esta técnica se está extendiendo por sus múltiples beneficios terapéuticos obtenidos.

1.5.1. Acelerador lineal de electrones en IORT

El acelerador lineal de electrones (LINAC) es el dispositivo más extendido en las instalaciones de radioterapia, pudiendo generar haces de electrones de la energía que se requiera para el tratamiento terapéutico.

Los aceleradores lineales convencionales pueden producir haces de fotones y de electrones que alcanzan altas energías desde unos pocos keV hasta decenas de MeV dependiendo del modelo de acelerador. Su funcionamiento se basa en la aceleración de electrones mediante una variación de potencial creada entre dos electrodos, estos electrones pueden adquirir energías cinéticas entre 4 y 25 MeV (*Herranz, 2018*) en trayectorias lineales dentro de una estructura al vacío denominada guía de ondas, la cual está sometida a un campo magnético de alta potencia y frecuencia que acelera los electrones hasta una velocidad próxima a la velocidad de la luz.

Se encuentran dos modos de funcionamiento del LINAC en función del tipo de partículas que se requieran para el tratamiento. En primer lugar, el modo de tratamiento con fotones, los fotones se producen cuando el haz de electrones de alta energía es frenado por un blanco de alto número atómico generando radiación de frenado, los fotones de

rayos X traspasarán el blanco de tungsteno. En segundo lugar, el modo de tratamiento con electrones, se retira el blanco y, en su lugar, se colocan las láminas dispersoras, una vez se comprueba su correcta posición se puede iniciar la terapia de haces de electrones.

Las estructuras destinadas a la aceleración de los electrones se encuentran en el interior del gantry, el cual se encuentra blindado para evitar la dispersión de la dosis y puede rotar alrededor de su eje. Los principales componentes que se encuentran en un acelerador lineal son las siguientes:

- Generador de ondas de radiofrecuencia. Las ondas de alta frecuencia pueden producirse en un magnetrón o un klystron. El magnetrón es un oscilador que produce microondas de alta potencia, mientras que, el klystron es un amplificador de potencia a alta frecuencia, recibe ondas electromagnéticas de baja potencia y alta frecuencia y las convierte en microondas de alta potencia. Las microondas de alta potencia producidas son transportadas mediante una guía de ondas.
- Sistema de inyección. El sistema de inyección puede consistir en un diodo, formado por un ánodo, que deja pasar los electrones, y un cátodo en el que se producen los electrones por efecto termiónico, es decir, por calentamiento, se focalizan y preaceleran a energías próximas a los 150 kV. Posteriormente, se envían a la guía de onda.
- Guía de onda. Mediante el efecto de las microondas de radiofrecuencia se conducen y aceleran los electrones consiguiendo velocidades cercanas a la de la luz. Este sistema está compuesto de cavidades sometidas a un campo eléctrico que distribuyen las energías de las ondas y provocan la aceleración de los electrones. Es necesario que estas cavidades se encuentren al vacío, para ello se utilizan bombas de extracción iónicas y físicas. Se necesitan dos tipos de onda, una para transmitir las ondas de radiofrecuencia a la otra guía de onda y la otra para acelerar los electrones mediante la energía que proporcionan las ondas de radiofrecuencia.
- Sistema de desviación del haz de electrones. Cuando el haz de electrones presenta una energía mayor a 6 MeV se requiere la desviación del haz hacia la ventana por la que saldrán los electrones o hacia el blanco para la formación de fotones. Este sistema consiste en una serie de bobinas que crean campos magnéticos que desvían el haz hacia la zona que nos interesa.
- Sistema de colimación y monitorización del haz. Para evitar la dispersión del haz y la irradiación en el tejido sano circundante al tumor, se coloca un colimador primario cercano a la fuente de radiación para limitar el campo. Además, pueden colocarse otros colimadores previos a la irradiación del paciente, estos colimadores son multiláminas formados por múltiples hojas que se mueven de forma independiente dando lugar a una geometría similar al tumor.
- Aplicadores. En IORT el haz debe colimarse hacia el paciente mediante la utilización de aplicadores. Su principal utilidad es limitar el campo de irradiación a la vez que se hace más uniforme en la zona afectada. Suelen presentar una sección lateral circular o rectangular. Además, pueden ser cortados de manera

oblicua o recta. El material que conforma el aplicador es el polimetilmetacrilato (PMMA), se trata de un plástico transparente de densidad $1,19 \text{ g/cm}^3$ que permitirá una correcta visualización de la zona de irradiación. También se encuentran aplicadores fabricados en latón, se trata de una aleación opaca por lo tanto supone una limitación pues no se observa el tumor a irradiar. En concreto, el aplicador objeto de estudio en la realización de este trabajo es de sección circular, de corte recto y fabricado de PMMA. Por otro lado, sus dimensiones son de 5 mm de grosor, 10 cm de diámetro y 40,3 cm de altura.

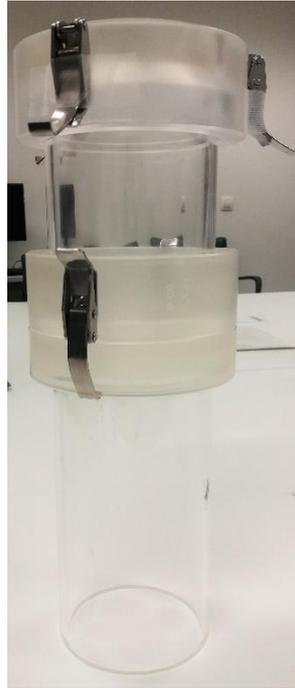


Ilustración 17. Aplicador objeto de estudio para radioterapia intraoperatoria obtenido en el Hospital Universitari La Fe de València.

1.5.2. LIAC de *Sordina*

En 2018, el Hospital Universitari la Fe de València adquirió el equipo de radioterapia intraoperatoria LIAC de *Sordina* gracias a la donación de 30 millones de euros de la Fundación Amancio Ortega para la inversión en dispositivos oncológicos de última generación (*Valencia Plaza, 2018*). Durante el año 2019, se realizaron hasta 15 tratamientos de radioterapia intraoperatoria en 14 pacientes.

El LIAC es un acelerador lineal de radioterapia intraoperatoria fabricado por la empresa italiana *Sordina*. Este dispositivo tiene la capacidad de generar haces de electrones de energías de 6, 8, 10 y 12 MeV y una tasa de dosis entre 5 y 20 Gy/min (*Herranz, 2018*), el presente trabajo se centra en el haz de 12 MeV. El cabezal, el aplicador y los elementos de protección radiológica han sido diseñados con el propósito de utilizarlos en salas con blindajes inferiores a los que se pueden encontrar en una instalación convencional.

El dispositivo LIAC consta del acelerador lineal y de una unidad de control conectadas a través de un cable. El acelerador lineal se trata de una unidad móvil con un peso de unos 400 kg y mide 185-285 x 76 x 230 cm (Sendón del Río, 2014). Tanto la unidad de control como el acelerador lineal no necesitan estar conectados a la red eléctrica durante la irradiación, sino que funcionan mediante baterías, sistemas de alimentación ininterrumpidos. Por ello, resulta un equipo de fácil instalación en las salas quirúrgicas.

Su característica más relevante es la inclusión de un sistema robótico que permite que el LIAC sea extremadamente móvil simplificando los procedimientos de acoplamiento con el paciente. El cabezal tiene tres grados de libertad, puede moverse hacia arriba y hacia abajo un máximo de 100 cm, tiene un ángulo de balanceo de $\pm 60^\circ$ y un ángulo de cabeceo entre $+30^\circ$ y -15° (Soriano, 2020). Su arquitectura garantiza una mínima radiación de fuga.

El aplicador del LIAC puede tener un diámetro interno de 3, 4, 5, 6, 7, 8 y 10 cm con biseles de 5 mm de PMMA, altura de 60 cm y un grosor de 5 mm. El estudio de este trabajo se centrará en un aplicador de 40.3 cm de altura, de corte recto y 10 cm de diámetro interno.



Ilustración 18. Equipo de radioterapia intraoperatoria LIAC de Sordina (S.I.T, s.f.).

1.6. Método de Monte Carlo en radioterapia

Actualmente, es importante conocer la distribución de la dosis en un paciente para poder determinar la eficacia de un tratamiento de radioterapia, así como conocer los efectos de la radiación en los tejidos. En consecuencia, surgen los programas de cálculo de dosis que estiman la distribución de la dosis absorbida por un tejido. El principal problema de los programas de cálculo en la determinación de la distribución de la dosis son los modelos de transporte de radiación. Éstos se basan en el planteamiento de ecuaciones

matemáticas que describen los mecanismos de transporte de materia y su interacción con la materia. Se encuentran dos vertientes de modelos de transporte, en primer lugar, la ecuación de Boltzmann, la cual se sirve de estrategias determinísticas para el cálculo de la energía absorbida y, en segundo lugar, el método de Monte Carlo, el cual surge como alternativa a las limitaciones que presenta la ecuación de Boltzmann en tratamientos en medios heterogéneos, que son los de más interés en radioterapia.

El método de Monte Carlo se basa en la simulación del comportamiento de las partículas y su interacción con la materia. La principal ventaja que presenta es su precisión en la simulación en medios heterogéneos, solucionando el problema de las estrategias deterministas. Sin embargo, el tiempo de simulación es mucho mayor lo cual supone una limitación importante.

La simulación Monte Carlo se trata de un conjunto de procedimientos matemáticos que hace uso de la estadística y de programas computacionales para imitar el comportamiento de sistemas reales. Los procesos basados en transporte de partículas son de naturaleza estocástica, por tanto, cada proceso tiene asociado una probabilidad determinada; es decir, siguen una distribución probabilística conocida.

En resumen, el método de Monte Carlo aplicado en el transporte de radiación en radioterapia consiste en la determinación de trayectorias de partículas individuales a través de números aleatorios para muestrear las interacciones físicas que tienen lugar. Los números aleatorios se obtienen de una distribución de probabilidad conocida que describe el posible comportamiento de la partícula. En el código de simulación se incluirán las condiciones físicas que determinarán el comportamiento de estas partículas con el objetivo de obtener resultados que simulen la realidad.

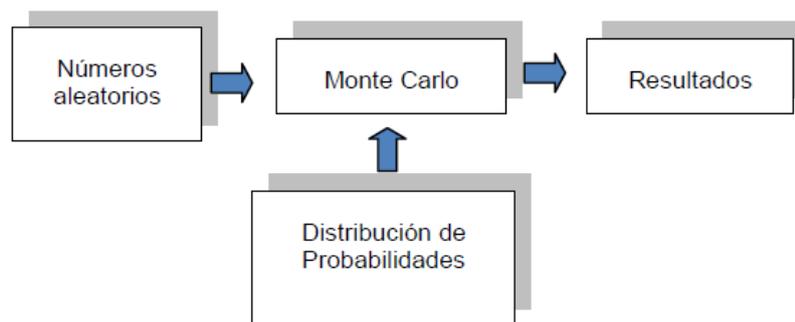


Ilustración 19. Esquema básico de la resolución de problemas mediante el método de Monte Carlo (Juste, 2011).

Cada partícula simulada se denomina historia, se trata de una secuencia aleatoria de desplazamientos libres que finalizan como un evento de interacción donde cambia su trayectoria, pierde energía y genera partículas secundarias. Todo esto ocurre de acuerdo con las leyes físicas y las distribuciones de probabilidad, que dependen principalmente de las características del medio, la energía de las partículas incidentes, la geometría y el material del sistema simulado. Las historias simuladas son de naturaleza estocástica, por lo que, para lograr un adecuado muestreo, disminuir la incertidumbre y obtener un

resultado preciso se necesita simular una gran cantidad de historias. Sin embargo, hay que establecer un compromiso entre el número de historias y el tiempo de simulación puesto que éste aumenta con las historias simuladas.

1.6.1. Programa MCNP6

El código MCNP6 (Monte Carlo N-Particle) simula el transporte de partículas a través de la materia y estima magnitudes dosimétricas, como la energía depositada, el flujo o la fluencia, normalizadas por el número de historias simuladas (*Juste, 2011*).

MCNP simula de forma individual cada una de las historias y los eventos de interacción que pueden sufrir las partículas, éstos se muestrean de manera aleatoria a través de distribuciones estadísticas conocidas y su comportamiento promedio se calcula realizando la media para un alto número de historias. El código tiene en cuenta la física relacionada con la interacción de las partículas con la materia. En cuanto a los fotones, se tiene en cuenta su dispersión coherente e incoherente, así como el efecto fotoeléctrico con su emisión de fluorescencia, la producción de pares con emisión de radiación de aniquilación y la producción de radiación de frenado. La información de las interacciones que tienen lugar es extraída de librerías de transporte, por ejemplo, para el transporte de fotones utiliza la librería MCPLIB04 que incluye las secciones eficaces de fotones para elementos con números atómicos desde $Z=1$ (hidrógeno) hasta $Z=100$ (fermio) con energías que pueden variar entre 1 keV y 100 GeV. Por otro lado, para el transporte de electrones utiliza por defecto la librería EL03 (*Juste, 2011*).

El input para llevar a cabo la simulación con el código MCNP6 debe constar, generalmente, de las siguientes partes:

- Definición de la fuente.
- Definición de la geometría del problema a simular.
- Definición del tipo de registro, denominado *tally*.
- Definición de los materiales.
- Definición de los parámetros asociados a la física del problema y las condiciones de la simulación.
- Número de historias a simular.

El concepto de *Tally* se refiere al cálculo del número de contribuciones producidas por cada historia simulada mediante el método de Monte Carlo. Su función es registrar magnitudes dosimétricas como la corriente, flujo, energía depositada por cada historia o dosis, entre otras.

En resumen, el código MCNP6 se trata de una herramienta potente para la resolución de problemas de transporte de radiación en geometrías complejas. A través de la definición de los distintos *tallies* y las geometrías se pueden llevar a cabo simulaciones que recrean de forma muy aproximada los eventos de interacción que ocurrirían en un caso real, permitiendo así la resolución de problemas complejos de deposición de dosis en distintos tejidos y demostrando la eficacia de los tratamientos de radioterapia.

1.6.2. Espacio de fases

Las partículas incidentes en el medio irradiado salen de la fuente de radiación hacia el sistema de conformación del haz del acelerador lineal donde interactúan con él. Este está compuesto por elementos como colimadores y filtros, los cuales se mantienen fijos durante el tratamiento. Aprovechando esta característica, la simulación de Monte Carlo, puede hacerse desde la fuente hasta un plano de incidencia del haz definido justo al final del sistema de conformación del haz. Estas interacciones se recogen en un fichero denominado espacio de fases.

El espacio de fases se trata de un archivo de datos que contiene la información requerida para la simulación de las partículas que cruzan el plano de incidencia del haz de radiación con el medio exterior. Entre los datos proporcionados en el fichero se encuentra la energía asociada a cada partícula, posición en el eje x , y y z dentro del plano de incidencia, la dirección y el tipo de la partícula (*Herranz, 2018*). Además, puede poseer una cabecera con cierta información referida al tamaño del campo de radiación y al tipo de dispositivo radioterapia empleado, así como el modelo y la empresa que lo fabrica.

Para la realización de este trabajo se utiliza un espacio de fases como fuente de radiación proporcionado por la empresa *Sordina* referente a su modelo de radioterapia intraoperatoria LIAC de haz de electrones de 12 MeV. Por confidencialidad el fabricante del acelerador de electrones no desea que la geometría interna se conozca, por ello, únicamente se proporciona el espacio de fases a la salida del acelerador de distintos tamaños de campo y energía. En este trabajo se utiliza únicamente el espacio de fases de 12 MeV de 10 cm de diámetro de campo ya que en él se ha encontrado la no homogeneidad del haz. Para poder tener acceso a esta información se ha requerido de un acuerdo de confidencialidad entre la Universitat Politècnica de València y el Hospital Universitari La Fe de València.

El formato estándar del espacio de fases proporcionado es IAEA (*IAEA NAPC, s.f.*), sin embargo, no es compatible con el formato de espacio de fases interno del programa MCNP6. Para su utilización es necesario transformar el fichero al formato compatible con la versión MCNP6.2.

2. Motivación

La principal motivación para la realización de este Trabajo de Fin de Grado es la culminación de mis estudios del Grado de Ingeniería Biomédica en la Universitat Politècnica de València. Con este trabajo quedan cumplidas las condiciones académicas necesarias para la finalización del grado.

Por otro lado, durante el estudio de las distintas asignaturas del grado he sentido un gran interés por los ámbitos relacionados con la radioterapia y la protección radiológica, queriendo enfocar mis estudios de posgrado en ellos. Esto se debe en gran medida a la importancia que está cobrando la radioterapia y su estudio en el entorno médico y en la mejora de la calidad de vida de las personas.

Finalmente, la elección del Departamento de Ingeniería Química y Nuclear es consecuencia del interés en adquirir conocimientos en Física Médica. Este departamento supone una buena oportunidad de profundizar en este sector debido a las diferentes investigaciones que está llevando a cabo.

3. Justificación

El cáncer supone una de las principales causas de morbi-mortalidad en el mundo. Según la *International Agency for Research on Cancer* en 2020 se diagnosticaron unos 19 millones de cánceres mundialmente, una cifra mayor que la estimada en 2018. En España, esta enfermedad también es una de las principales causas de mortalidad. Se estima que en 2021 el número de cánceres diagnosticados alcanzará los 200.000 casos (*SEOM, 2021*).

En concreto, el sarcoma es un cáncer de los tejidos blandos que engloba más de 60 subtipos de cáncer (*Tovar, 2019*). Se trata de un tumor poco común que puede aparecer tanto en el hueso como en el tejido blando. En España se diagnostican alrededor de 400 casos nuevos cada año. La tasa de supervivencia a 5 años es del 81% en sarcomas localizados y de un 56% en estadios localmente avanzados; sin embargo, en sarcomas metastáticos la tasa de supervivencia disminuye hasta un 16% (*Cancer.Net, 2021*).

Debido a la gran incidencia del cáncer en nuestra sociedad actual surge la necesidad de investigar y desarrollar nuevas formas de tratamiento más efectivas y que generen el menor número de efectos secundarios posible. En torno a esta necesidad nace el ámbito de la física médica, donde médicos, físicos e ingenieros trabajan conjuntamente en el desarrollo de dispositivos que mejoren la calidad de vida de los pacientes de cáncer, así como el pronóstico de la enfermedad.

Actualmente, la principal forma de tratamiento del cáncer es la radioterapia, ésta consiste en la aplicación de radiaciones ionizantes sobre el tumor con el fin de dañar el ADN de sus células provocando el cese de su reproducción y su consecuente muerte. A pesar de sus buenos resultados, la dosis de radiación que se puede aplicar en una sesión de radioterapia está limitada puesto que durante la irradiación los tejidos circundantes sanos también se ven afectados, dando lugar a efectos secundarios que empeoran la calidad de vida del paciente. Por ello, el tratamiento completo de radioterapia suele estar fraccionado en varias sesiones.

El objetivo fundamental en la innovación en los tratamientos de radioterapia es encontrar nuevos métodos que maximicen la dosis absorbida por el tumor y se minimice la dosis absorbida por el tejido circundante sano. La radioterapia intraoperatoria supone una modalidad de tratamiento que cumple con este objetivo, al administrarse la dosis durante el procedimiento quirúrgico se tiene un acceso directo al tumor, focalizando la irradiación en él y minimizando la dosis absorbida en los tejidos sanos adyacentes. Por otro lado, la radiación se aplica en una única sesión por lo que inciden altas dosis sin comprometer el tejido sano.

De acuerdo con esta corriente de innovación e inversión en nuevas formas de tratamiento en radioterapia, en 2018, la Fundación Amancio Ortega donó 30 millones de euros para la adquisición de nuevos dispositivos oncológicos. Gracias a esta donación el Hospital Universitari La Fe de València obtuvo la máquina de radioterapia intraoperatoria LIAC de *Sordina*.

Junto con este acelerador, el equipo de radiofísicos de La Fe adquirió un aplicador de mayores dimensiones para el estudio de su potencial uso en algunos tratamientos de sarcomas con el acelerador lineal móvil utilizando el haz de 12 MeV. Este aplicador está fabricado en PMMA con 10 cm de diámetro interno, y aunque esta combinación de energía y aplicador no está en uso en los tratamientos impartidos en el hospital, se pretende analizar con este trabajo su viabilidad en el tratamiento de determinados casos de sarcoma.

Durante las pruebas de validación (comisionado) y estudio de las propiedades de este nuevo aplicador se comprobó que la dosis absorbida no era del todo homogénea en toda el área de irradiación, sino que se encontraba un valor máximo de dosis en la parte central del campo circular del haz de electrones. Esto se visualizó en la gráfica de perfil de dosis, donde en la parte central se encontraba un valor mayor de dosis que en el resto del tejido, dando lugar a un perfil de dosis picado en lugar de plano, tal y como se esperaba. Una posible irradiación con este haz heterogéneo en dosis no resultaría óptimo en el tratamiento de un paciente, por lo que para solucionar este problema y mejorar las prestaciones del acelerador, el equipo de radiofísicos del hospital propuso el diseño de un filtro aplanador que consiguiera homogeneizar la dosis absorbida y aplanar el perfil de dosis del haz de irradiación.

Es en este punto, donde la Universitat Politècnica de València (UPV) junto con investigadores del Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear de la Universitat de València (UV) (Dr. Javier Vijande y Dr. Facundo Ballester) han podido colaborar en aportar la solución en el diseño de este filtro aplanador de la curva de dosis utilizando simulaciones Monte Carlo.

La UPV, UV y Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València mantienen desde hace casi 10 años una estrecha colaboración en asuntos científicos relacionados con el estudio de los tratamientos físico-médicos, con objeto de analizar posibles mejoras o resolver problemas surgidos del trabajo de los radiofísicos del hospital. El resultado de esta colaboración es de relevancia para la investigación científica y técnica y el desarrollo de programas de mejora del área de la radiofísica hospitalaria.

La Universitat de València tiene una amplia experiencia en el uso del código de simulación Monte Carlo, PENELOPE, en su aplicación al área de la física médica, especialmente en tratamientos de braquiterapia. Por su parte, el ISIRYM, de la Universitat Politècnica de València, utiliza el código MCNP6 para las simulaciones Monte Carlo relacionadas con el campo de la radioterapia. Ambos grupos de investigación, cada uno con el correspondiente código de simulación, participaron en el diseño del filtro, obteniendo resultados equivalentes.

En concreto, en este trabajo, se ha utilizado la simulación con MCNP6 del transporte de partículas mediante método de Monte Carlo para el diseño del filtro aplanador, sin la fabricación de múltiples prototipos con sus respectivas medidas experimentales y ensayos de prueba y error. A través de la realización de las distintas simulaciones se obtiene la geometría óptima del filtro, reduciendo costes, el tiempo y esfuerzo dedicado

para su implementación. El diseño validado tras las distintas pruebas con el programa de simulación de transporte de partículas MCNP6 se procede a su impresión en 3D.

Se pretende que los posibles pacientes futuros que pudieran recibir un tratamiento de radioterapia intraoperatoria para sarcomas con haz de 12 MeV y el mayor tamaño de colimación, puedan recibir una dosis más regular en toda el área del tumor a tratar, es decir, que todo el tejido irradiado reciba la dosis adecuada para tratarlo adecuadamente, sin que ninguna parte pudiera recibir más dosis de la necesaria, con los efectos secundarios que esto conlleva. Por tanto, para aplicar la misma cantidad de radiación necesaria sobre todo el lecho tumoral, se lleva a cabo la implementación y diseño de este filtro aplanador.

4. Objetivos

El objetivo general de este trabajo es el diseño de un filtro aplanador necesario en tratamientos con un aplicador de 10 cm de diámetro y un haz de electrones de 12 MeV generado por la máquina de radioterapia intraoperatoria LIAC de *Sordina*, instalada en el Hospital Universitari La Fe de València.

Los objetivos específicos propuestos son:

- Implementación de la geometría del aplicador y un volumen cúbico de agua en un software CAD informático.
- Mallado de la geometría diseñada.
- Importación del mallado a MCNP6 y definición del input con las especificaciones necesarias para llevar a cabo la simulación del transporte de partículas.
- Validación de la geometría sin filtro mediante la representación de las curvas de dosis en profundidad y los perfiles de dosis depositada sobre el volumen de agua.
- Diseño e implementación del filtro aplanador en el software CAD, validación de su funcionalidad a través del análisis de la planitud de las nuevas curvas de dosis obtenidas mediante simulación de transporte de partículas.
- Fabricación del filtro aplanador con impresión 3D.

5. Materiales y métodos

En el desarrollo de este apartado se explicarán los softwares informáticos utilizados, así como el procedimiento seguido para el cumplimiento de los objetivos propuestos anteriormente.

5.1. Softwares informáticos

5.1.1. SpaceClaim

SpaceClaim es un software de diseño asistido por ordenador (CAD) en 3D para ingeniería. Es una herramienta que permite la edición, creación y reparación de manera intuitiva y rápida. A través de ella, se modela en 3D el aplicador adquirido en La Fe para el acelerador lineal LIAC de *Sordina*, el filtro aplanador y el volumen de agua.

La primera versión del software CAD se lanzó en 2007, enfocada en el modelado de sólidos donde el diseño de éstos se realiza extruyendo, moviendo, rellenando y combinando figuras en 3D. En 2014, fue adquirida por ANSYS y se integró como modelador en 3D para el software CAE que ofrece esta empresa.

En la realización de este proyecto se ha utilizado la versión ANSYS SpaceClaim 2015 y, de entre sus múltiples formatos de exportación, se ha usado la extensión *.sat* de la geometría reproducida y la extensión *.stl* para su impresión 3D.

5.1.2. Abaqus

Abaqus es un software de cálculo por elementos finitos de la plataforma Simulia de la empresa *Dassault Systemes*. Se trata de una herramienta que permite la resolución de problemas de ingeniería típicos mediante simulación y cálculo de tensiones y deformaciones de materiales y estructuras.

De entre los múltiples programas que ofrece Abaqus FEA, se utiliza Abaqus/CAE basado en la creación de geometrías e importación de modelos CAD para su mallado o de geometrías previamente malladas en otros softwares de elementos finitos. En este trabajo se malla la geometría creada con SpaceClaim y se exporta mediante un archivo en extensión *.inp*.

5.1.3. MCNP6

El programa MCNP6 simula el transporte de partículas como electrones, neutrones y fotones a través de la materia. Mediante distribuciones estadísticas y modelos matemáticos es capaz de simular la trayectoria de una partícula y sus interacciones cuando incide sobre un material. A través de las simulaciones, obtenemos magnitudes

dosimétricas como la dosis depositada en un material, el flujo o la fluencia. Por ello, el código Monte Carlo supone una herramienta vital en radioterapia y protección radiológica pues mediante la simulación podemos estimar la radiación absorbida por un tejido y comprobar la efectividad de los tratamientos de una manera cercana a la realidad.

La versión MCNP6 permite realizar la simulación a partir de geometrías malladas mediante el software Abaqus, además necesita de un código input en el que se debe determinar la fuente, las geometrías implicadas, los materiales y, además, los resultados que se desean registrar, esto se hace mediante la utilización de *tallies*.

Para la realización de la simulación de transporte de partículas de este trabajo se utiliza la versión MCNP6.2. que incorpora nuevas funciones y correcciones de errores de las versiones anteriores.

5.1.4. MATLAB

MATLAB es una herramienta de programación y cálculo numérico que permite el análisis de datos, el desarrollo de algoritmos y la creación de modelos. Se trata de una plataforma multidisciplinar que permite la resolución de problemas en ingeniería además del desarrollo de programas mediante su propio lenguaje a través de la implementación de ficheros de *script*.

Durante la realización de este trabajo ha permitido la representación gráfica de los resultados de la simulación pudiendo visualizar la dosis depositada en el volumen de agua creado y el éxito o el fracaso de la geometría diseñada.

5.1.5. Paraview

Paraview es una aplicación de código abierto y multiplataforma para el análisis y visualización de datos. Mediante la utilización de técnicas cualitativas y cuantitativas se pueden construir visualizaciones de los datos para analizar. La exploración de los datos se realiza de manera interactiva en 3D.

Se trata de una herramienta creada para el análisis de conjuntos grandes de datos. Se utilizará para visualizar la dosis absorbida en el volumen de agua diseñado una vez se ha llevado a cabo la simulación con MCNP6.

5.2. Metodología

5.2.1. Construcción de la geometría

En primer lugar, se procede a la construcción de la geometría del aplicador de 10 cm para el acelerador lineal del dispositivo de radioterapia intraoperatoria LIAC de *Sordina* mediante SpaceClaim. Además de la geometría del aplicador, en la parte inferior del aplicador se sitúa un fantoma en forma cúbica de dimensiones 20x20x20 cm que simulará el tejido irradiado.

Las medidas para la implementación de esta geometría en SpaceClaim se obtuvieron mediante la medición del propio aplicador durante la visita a las instalaciones del Hospital Universitari La Fe de València.

Tabla 1. Medidas realizadas sobre el aplicador real en el Hospital Universitari La Fe de València.

| | Medidas (cm) |
|------------------|--------------|
| Altura | 40,3 |
| Diámetro interno | 10 |
| Espesor | 0,5 |

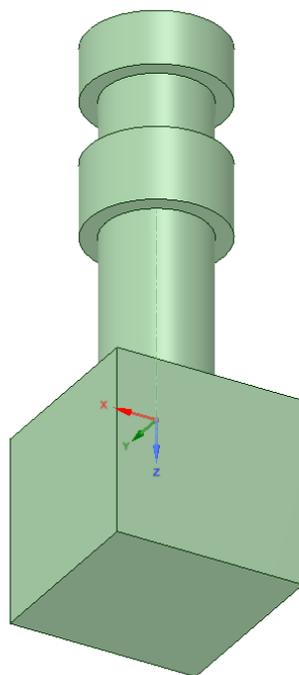


Ilustración 20. Geometría 3D del aplicador y el fantoma cúbico en SpaceClaim.

Para una correcta simulación, el origen de coordenadas debe colocarse en el mismo punto en el que estaba situado cuando obtuvo el fichero de espacio de fases que se utiliza como fuente. Esta información viene descrita en la cabecera de dicho fichero. Por

ello, el centro de la superficie inferior del aplicador se sitúa en el origen de coordenadas. Por lo tanto, el aplicador se construirá en el eje z negativo, situándose la parte superior en $z = -40,3$ cm.

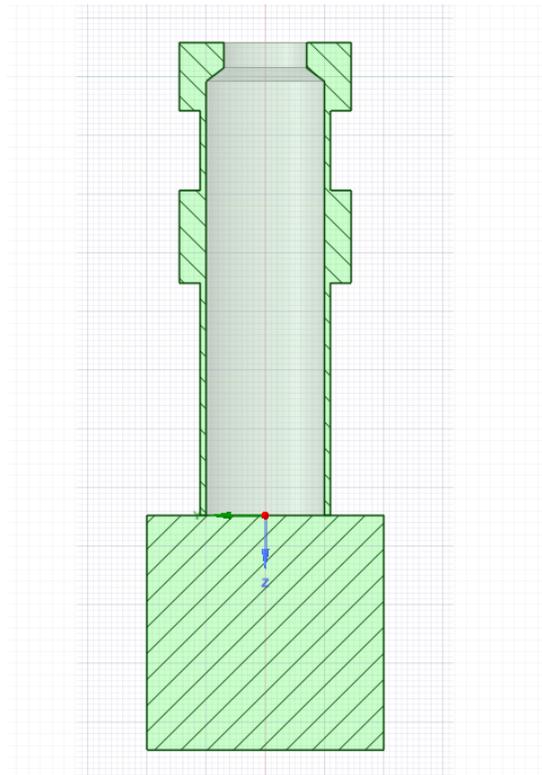


Ilustración 21. Corte axial de la geometría del aplicador mediante SpaceClaim.

Una vez construido el aplicador y el fantoma de acuerdo a las medidas realizadas y acordadas, se exporta la geometría en formato *.sat* con el objetivo de ser mallado mediante el software Abaqus.

En el desarrollo de esta metodología, debe tenerse en cuenta que el haz de electrones de 12 MeV del acelerador lineal incidirá sobre la cuba de agua (fantoma) en la dirección z positiva atravesando el aplicador hueco de PMMA de 10 cm de diámetro interno. Posteriormente, se representará la curva de perfil de dosis absorbida y el porcentaje de dosis en profundidad con el fin de evaluar cuánta dosis absorbe la cuba de agua. La cuba será de agua puesto que simula el tejido biológico irradiado el cual está compuesto en su mayor parte de agua, de manera que, los resultados obtenidos serán extrapolables a un tratamiento de radioterapia real sobre un tejido humano.

5.2.2. Mallado de la geometría

Una vez generada la geometría en formato *.sat* mediante SpaceClaim, se procede a su importación en Abaqus/CAE para llevar a cabo el mallado. La ventaja que ofrece este software es que permite la exportación de los resultados del mallado en un documento de extensión *.inp*, el cual será de utilidad para el desarrollo del input para la simulación de transporte de partículas de MCNP6.

Para la importación de la geometría es necesario aplicar una transformación de escala de un factor 100 para que las medidas se encuentren en cm, medida en la que MCNP6 espera los datos de entrada. El aplicador y la cuba de agua se implementan en partes individuales por lo que el mallado se realiza de manera independiente en cada una de las partes.

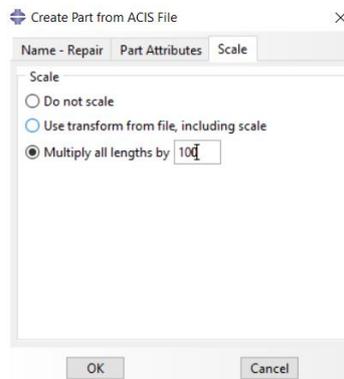


Ilustración 22. Aplicación del factor de escala en Abaqus.

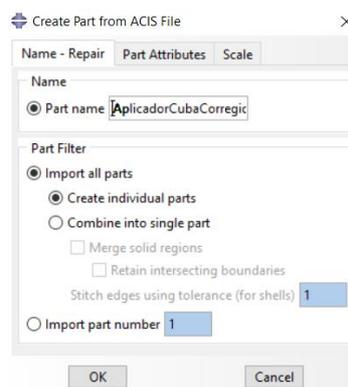


Ilustración 23. Creación de partes individuales de la geometría importada en Abaqus.

Una vez implementadas ambas figuras, se hace uso del módulo *Assembly* para definir la geometría del modelo final. Mediante la creación de una instancia (*Instance*) se ensamblan las distintas partes creadas en un sistema global de coordenadas.

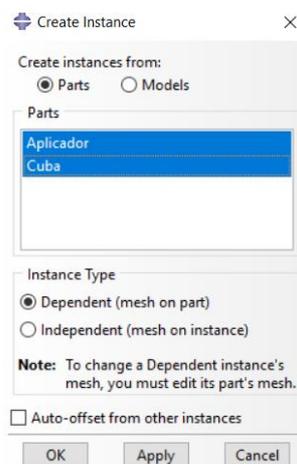


Ilustración 24. Creación de instancias en Abaqus.

Posteriormente, mediante el módulo *Mesh* se realiza el mallado independiente de cada parte. Se trata de un mallado no estructurado, éste utiliza elementos de distintos tipos y tamaños para adaptarse a la geometría de la manera más aproximada posible. Para ello se utilizan las siguientes funciones que ofrece este módulo:

- *Assign Mesh Controls*. Mediante esta función se elige el elemento utilizado para el mallado. En este caso se mallará mediante tetraedros.

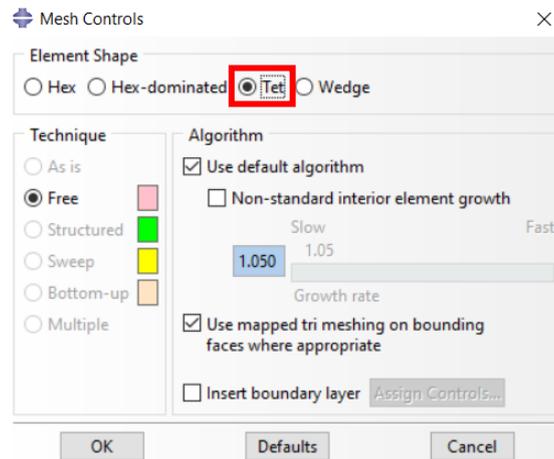


Ilustración 25. Elección del elemento tetraedro para el mallado en Abaqus.

- *Assign Element Type*. El orden geométrico puede ser lineal o cuadrático, generalmente, utilizando elementos de segundo grado las aristas y las caras pueden tomar formas curvilíneas por lo que se ajustan mejor a la geometría real. Sin embargo, requiere un coste computacional mayor. Por ello, se utiliza geometría lineal en este caso para acortar el tiempo de simulación.

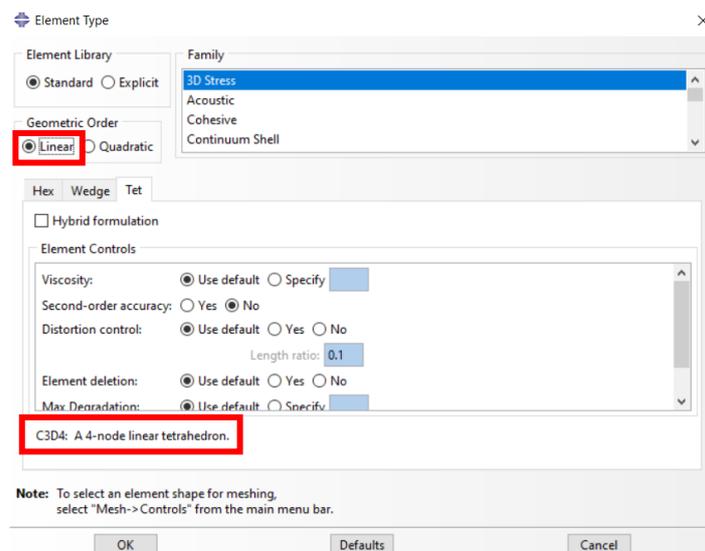


Ilustración 26. Elección de una geometría lineal para el mallado en Abaqus.

- *Seed part*. A través de esta función se determina el tamaño de los elementos que conforman la malla. Es necesario que este tamaño sea lo suficientemente

pequeño para conseguir una malla muy similar a la geometría original, pero también lo suficientemente grande para que el coste computacional de las simulaciones no sea excesivo. En este caso el tamaño global elegido es 1.

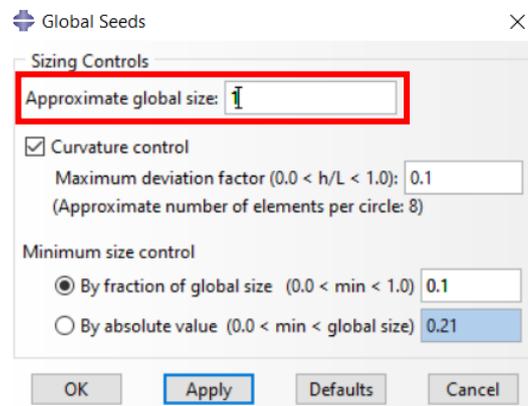


Ilustración 27. Elección del tamaño de mallado en Abaqus.

- *Mesh Part.* Se utiliza para realizar el mallado de la parte seleccionada.

Este proceso se realiza tantas veces como estructuras se hayan implementado en Abaqus, en este caso se realiza de manera individual el mallado del aplicador y de la cuba de agua. Para ambos objetos se utiliza un tamaño global de 1 para los elementos que componen la malla.

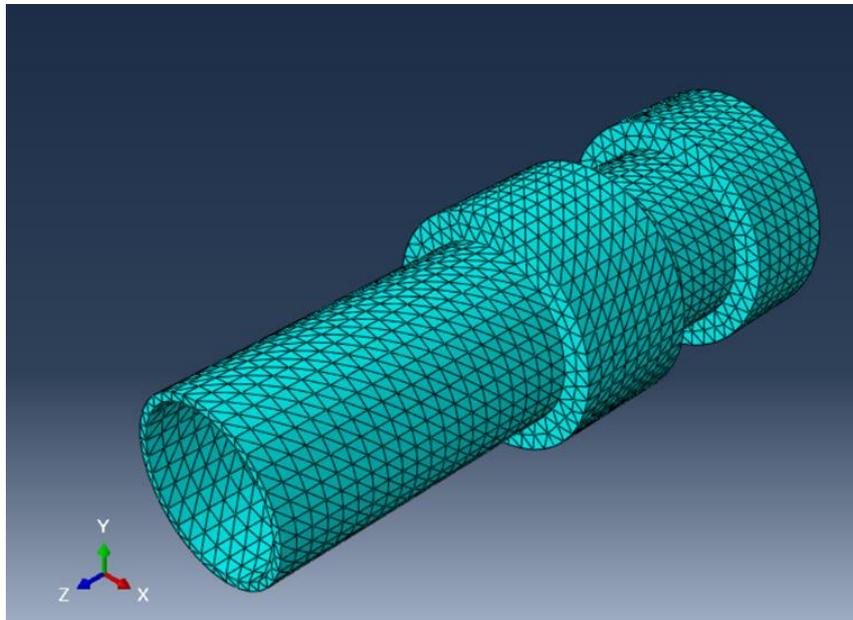


Ilustración 28. Mallado del aplicador en Abaqus.

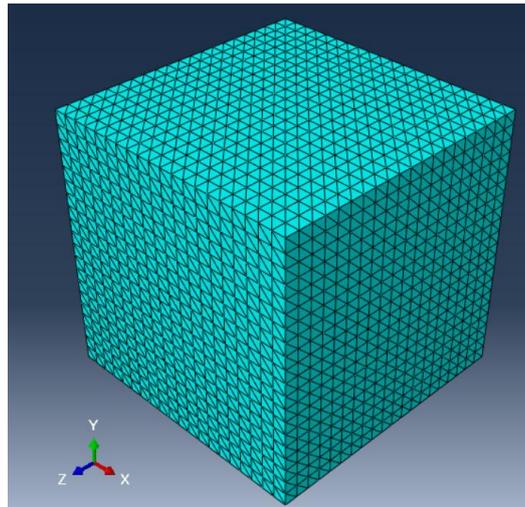


Ilustración 29. Mallado de la cuba de agua en Abaqus.

Posteriormente, se procede a la especificación de los *element set*. Cada *set* creado en cada parte de la geometría se asocia a una etiqueta. En este caso, se necesita de la creación de dos *sets*. En primer lugar, "SET-MATERIAL_01" relativo al material y, en segundo lugar, "SET-STATISTIC_01" asociado a la estadística. Ambos *sets* son referenciados por el 01 y pertenecen a la geometría del aplicador. Para la geometría de la cuba es necesario crear los mismos *sets*, esta vez referenciados con 02. Es importante realizar una correcta asignación de estas etiquetas para una lectura adecuada por el software de simulación.

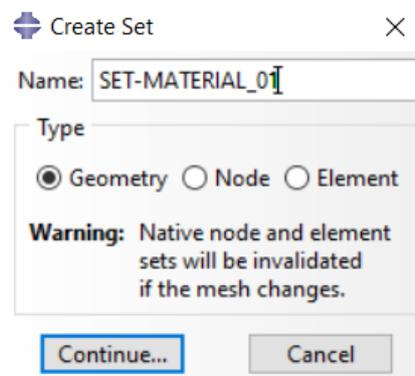


Ilustración 30. Definición del set asociado al material en Abaqus.

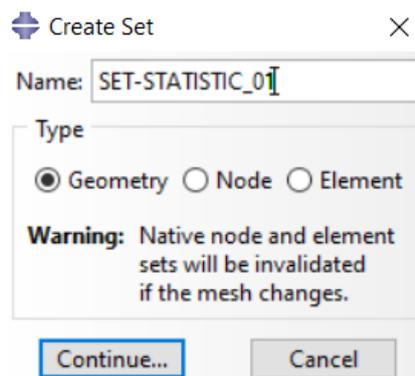


Ilustración 31. Definición del set asociado a la estadística en Abaqus.

Una vez asignados los *element sets*, se especifican los materiales y las densidades de cada parte. De nuevo, es importante la correcta asignación de cada material a los *element sets* creados anteriormente. Por ello, para el aplicador se asignará el material polimetilmetacrilato (PMMA) con una densidad de $1,19 \text{ g/cm}^3$ mediante MATERIAL-PART1_001. Para la cuba de agua se asignará el material agua con densidad 1 g/cm^3 de nombre MATERIAL-PART1_002. Además, los valores de la densidad deben ser valores negativos, esto se debe a que el software de simulación cuando el valor de la densidad es negativo establece como unidad métrica e, por el contrario, si fueran valores positivos la densidad tendría como unidad métrica partículas/cm³.

Mediante el módulo *Assembly*, con la opción *regenerate*, reensamblamos la instancia creada la inicio, de esta manera todas las partes quedan unidas en un único volumen.

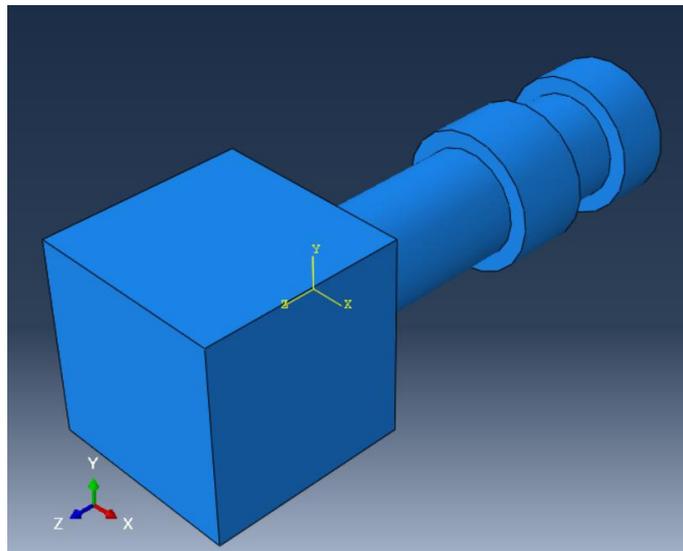


Ilustración 32. Geometría reensamblada en Abaqus.

Finalmente, exportamos el modelo final mallado en formato *.inp*, éste incluye información de las estructuras importadas, el tipo de elemento de mallado, los *elements sets*, materiales asignados a cada una de ellas, nodos que las componen y el ensamblaje.

5.2.3. Validación de la geometría

5.2.3.1. Programa *um_pre_op*

El programa unstructured mesh pre operations (*um_pre_op*) ejecutado desde la línea de comandos permite la creación del input para el software de simulación de transporte de partículas, MCNP6, a partir del archivo *.inp* exportado de Abaqus/CAE.

Para la ejecución de este programa se utiliza el comando "*um_pre_op -m -o input aplicador.inp*" donde "-m" genera un esqueleto del archivo de input para MCNP, "-o" establece el nombre del archivo de salida, en este caso se denominará "input" y, por último, "aplicador.inp" que corresponde con el archivo creado con Abaqus/CAE.

5.2.3.2. Implementación del input de MCNP6

Una vez ejecutado el programa *um_pre_op* se obtendrá un esqueleto del input para llevar a cabo la simulación mediante MCNP6. Una vez generado este esqueleto, se completará con diferentes especificaciones necesarias para llevar a cabo la simulación deseada, el desarrollo completo del código de simulación se encuentra en *Anexo I*.

En primer lugar, se definen las celdas, cada una de ellas se refiere a las estructuras malladas que componen la geometría. Cada una de las celdas generadas lleva asociado un número identificativo, el material del que está construido y su densidad. Las celdas creadas deben asignarse a un universo MCNP6 ($u = 1$), para asegurarnos que se encuentran dentro de él se define una celda *background* que rodee la geometría incrustada y rellene el universo al que se han asignado las celdas. Esta celda *background* queda definida en el apartado "legacy cells" y, de nuevo, se le asigna un número identificativo, un material, en este caso, aire y su densidad. El número -99 asignado a ella significa que la celda comprende el volumen que se encuentra desde la superficie que rodea a la geometría hacia el interior. El elemento *fill = 1*, indica que el universo 1 está dentro de esta celda. Por otro lado, cuando se asigna el número 99 se refiere al volumen que hay desde la superficie hacia el exterior de ella, es decir, el vacío.

Posteriormente, se describe una nueva celda referente al espacio de fases, ésta será la fuente de radiación de la simulación. El espacio de fases (PS) ha sido proporcionado por la empresa *Sordina* en formato *IAEA (IAEA NAPC, s.f.)* para su implementación en MCNP6 ha sido necesario transformarlo a un formato compatible con este programa. El archivo contiene información sobre la dirección, posición y energía de las partículas a la salida del acelerador, así como otros valores necesarios para el código MCNP6 para ejecutar la simulación desde esa superficie. Tanto la celda *background* como el espacio de fases son de aire, para no considerar dos veces que el PS está compuesto de aire es necesario excluir su celda del *background*, para ello debe añadirse en la línea #6. De esta manera, la celda 6, referida al PS, no se incluye en el *background*.

```

c PSEUDO CELLS
01      3      -1.19000      0  u=1 imp:P 1 imp:E 1
02      2      -1.00000      0  u=1 imp:P 1 imp:E 1
03      0                          0  u=1 imp:P 1 imp:E 1
c
c LEGACY CELLS
04      1      -1.225E-03  -99  #6 fill=1 imp:P 1 imp:E 1
05      0                          99  imp:P 0 imp:E 0
c LEGACY CELLS PSF
6       1      -1.225E-03  -99999 2 -3 4 -5 6 imp:P 1 imp:E 1
c

```

Ilustración 33. Definición de las celdas en el input de MCNP6.

Una vez definidas las celdas, se procede a la descripción de las superficies. En primer lugar, se encuentra la superficie relativa al *background*, de forma esférica. El centro de la esfera se encuentra en el punto (0; 0; -10,015 cm) y tiene un radio de 150 cm. La medida del radio debe de ser lo suficientemente grande para contener la geometría especificada

y no ocasionar problemas de intersección de sus superficies con las de la propia geometría en la ejecución de la simulación.

```
c SURFACES
99 sph 0.00000E+00 0.00000E+00 -1.01500E+01 1.5E+02
```

Ilustración 34. Definición de la superficie esférica que comprende toda la geometría en el input de MCNP6.

En segundo lugar, se describe la superficie del espacio de fases la cual se colocará en la parte superior del aplicador, es decir, a una altura de -40,3 cm. En este caso, se corresponde con una lámina fina de dimensiones 100 x 0,2 x 100 cm.

```
c SURFACES PSF (k=99999)
99999 pz -40.3
2 pz -40.5
3 px 50
4 px -50
5 py 50
6 py -50
c
```

Ilustración 35. Definición de la superficie correspondiente al espacio de fases en el input de MCNP6.

Luego, se determinan los materiales que componen las celdas definidas. En este caso, tenemos el aire, del que está compuesto todo el universo, el agua, asociado a la cuba y, por último, el PMMA, el cual compone el aplicador. De ellos, debe proporcionarse su número atómico y su fracción de peso, de esta manera, quedan caracterizados. Estos datos han sido extraídos del documento "Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling" (McConn, Gesh, Pagh, Rucker, & Williams, 2011).

```
c MATERIALS
c
c Aire
m1 7014 -0.755636
8016 -0.231475
18000 -0.012889
c
c Agua
m2 1001 -0.111894
8016 -0.888106
c
c PMMA
m3 1001 -0.080538
6000 -0.599848
8016 -0.319614
c
```

Ilustración 36. Caracterización de los materiales que componen la geometría en el input de MCNP6 (McConn, Gesh, Pagh, Rucker, & Williams, 2011).

La simulación necesita de la determinación de otros parámetros para adecuarla a las necesidades de la geometría y del haz de radiación. Mediante *mode P E* se especifica el tipo de partículas a simular, en este caso fotones y electrones. Por otro lado, a través de *PHYS: P 14 0 0*, se establece una energía máxima de 14 MeV para los fotones y, mediante el *0 0*, se permite la generación de fotones Bremsstrahlung y se activa la dispersión coherente. Para *PHYS: E 14 0 0* ocurre lo mismo, salvo por el último factor 0 que, en lugar

de activar dispersión coherente, permite la producción de fotones secundarios a partir de electrones. Por último, *CUT: E 0,2 3J* indica el valor de *cutoff* de las partículas por debajo del cual la simulación de dicha partícula termina. En este caso se ha escogido para electrones un valor de 0,2 MeV ya que el alcance de los electrones de esa energía en agua es de 0,5 mm. Con ese valor se evita simular electrones de menor energía que no contribuyen a la dosis, pero cuya simulación tiene un elevado coste computacional, evitando así simulaciones excesivamente largas. En el caso de los fotones este límite se ha establecido a 10 keV siguiendo el mismo razonamiento.

```
mode P E
dbcn 48J 1
PRDMP 1E7 -1 1 2 0
RAND gen=2 STRIDE=150000
PHYS:P 14 0 0
PHYS:E 14 0 0
CUT:E J 0.2 3J
CUT:P J 0.01 3J
```

Ilustración 37. Determinación de parámetros para adecuar la simulación en el input de MNCP6.

Por otro lado, la definición de *data cards* es obligatoria, aparece de manera predeterminada al generar el esqueleto del input una vez se ha ejecutado el programa *um_pre_op*. En estas líneas de código se encuentra información como el universo en el que se encuentra la malla (*embed1*), el universo 1, también el software con el que se ha llevado a cabo el mallado (*meshgeo*), el fichero. inp del que se ha obtenido el esqueleto de input (*mgeoin*) y el nombre del archivo obtenido tras realizar la simulación con extensión *.eeout* (*meeout*). Además, se visualiza el factor de conversión de la dimensión del mallado (*length*), el número de celdas que componen el *background* y, por último, el número de *pseudo cell* (*matcell*).

Es vital la definición de la fuente para la ejecución de la simulación. Mediante el comando *SSR* se lee el archivo *rssa* y se introduce en la simulación como fuente de radiación, éste se trata del espacio de fases comentado anteriormente que contiene información sobre la distribución de partículas a la salida del acelerador.

```
c DATA CARDS
embed1 meshgeo=abaqus
      mgeoin=apdensidad.inp
      meeout=apdensidad.eeout
      length= 1.00000E+00
      background=      3
      matcell= 1 1 2 2
c PSF SOURCE
SSR
```

Ilustración 38. Definición de data cards y fuente de radiación en el input de MCNP6.

Por último, se definen los *tallies*, éstos se utilizan para obtener registros de las variables dosimétricas de la simulación ejecutada. Por un lado, se define el *tally fmesh* para fotones y para electrones. Éste realiza un recuento del flujo de partículas promediado sobre cada celda en la malla superpuesta a la geometría, en unidades de partículas/cm². Si se coloca

un asterisco antes del *tally fmesh* se obtiene la fluencia energética de partículas en MeV/cm^2 . Estos datos quedarán reflejados en el fichero de salida "meshtal". También, se describe el *tally TMESH* de tipo 3, éste mide la energía depositada por unidad de volumen ($\text{MeV}/\text{cm}^3 \cdot \text{historia}$). En concreto, se implementa un *RMESH*, referido a una malla rectangular. En él la entrada *CORA* corresponde a planos perpendiculares al eje y, la entrada *CORB* a planos perpendiculares al eje x y, finalmente, *CORC* a planos perpendiculares al eje z. Los resultados de energía depositada se almacenarán en el fichero de salida "mctal".

Mediante el comando *NPS* se especifica el número de historias simuladas, es necesario establecer un número óptimo que permita unos resultados con bajos niveles de incertidumbre, pero que el tiempo de ejecución sea aceptable. En este trabajo se llevarán a cabo simulaciones de $5 \cdot 10^8$ partículas.

```

c      TALLIES
c
c Fluence values at water tank surface
fmesh14:p geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Fluence values at water tank surface
fmesh24:e geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Fluence values at water tank surface
*fmesh34:p geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Fluence values at water tank surface
*fmesh44:e geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Energy deposition (MeV/cm3 per source particle) TMESH tally type 3
c Energy deposition (MeV/cm3 per source particle) TMESH tally type 3
TMESH
RMESH3 total
CORA3  -0.05 0.05
CORB3  -8.05 159i 8.05
CORC3   1.65 1.75
RMESH23 total
CORA23 -0.05 0.05
CORB23 -0.05 0.05
CORC23  0.05 199i 20.05
ENDMD
c
NPS 5E8

```

Ilustración 39. Definición de tallies y número de historias simuladas en el input de MCNP6.

5.2.3.3. Ejecución de la simulación

Para llevar a cabo la ejecución de la simulación se utiliza la siguiente línea de código en la ventana de comandos: "*nohup mpirun -np 24 mcnp62_100_00_upv.mpi inp = input &*". En la Universitat Politècnica de València se halla un grupo de investigación que ha adquirido el software MCNP en el clúster Quasar, es decir, su conjunto de ordenadores.

De esta manera, se ejecutará el código con 24 procesadores que trabajan en paralelo con la versión MCNP6.2.

5.2.3.4. Obtención de resultados

Una vez finalizada la simulación, se obtendrán archivos output con la información especificada en el input. En primer lugar, "nohup.out" se trata de un archivo que contiene información sobre el proceso de simulación, por ejemplo: el número de historias simuladas, si ha ocurrido algún error e indica cuando la simulación ha finalizado. En segundo lugar, "mctal" contiene los resultados obtenidos a través de *tally TMESH* especificado en el input, éstos corresponden con un valor de energía absorbida en MeV/cm³ asociado con un determinado error relativo asociado y el lugar del eje x, y o z donde se ha realizado dicha medición. Finalmente, "input.eeout" contiene el flujo de partículas de cada elemento perteneciente a la malla de la geometría, posteriormente, se convertirá al formato .vtk para visualizar la distribución de flujo en el aplicador y la cuba mediante el programa Paraview.

Para poder obtener las gráficas del perfil de dosis transversal y la dosis en profundidad se exportan los datos presentes en el archivo "mctal" a Matlab, donde, a través de la implementación de un script, se grafican los resultados con el comando *errobar*. Este comando se utiliza para visualizar los errores asociados a cada uno de los valores de energía obtenidos. Antes de obtener las gráficas es necesario realizar una serie de cálculos. El error estadístico ligado a cada valor de dosis absorbida se trata de un error relativo, el cual nos proporciona información de la calidad de la medición. Sin embargo, para una correcta representación se necesita la obtención del error absoluto, la conversión se realiza mediante la siguiente relación:

$$\text{Error absoluto} = \text{Error relativo} \cdot \text{Dosis absorbida}$$

Por otro lado, el *tally TMESH* nos proporciona unidades de energía depositada (MeV/cm³), para representar las gráficas de dosis absorbida es necesario realizar una transformación de acuerdo con la siguiente fórmula:

$$\text{Dosis absorbida} \left(\frac{\text{MeV}}{\text{g}} \right) = \frac{\text{Energía depositada}}{\text{Masa}} = \frac{E \left(\frac{\text{MeV}}{\text{cm}^3} \right)}{\rho \left(\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right)}$$

En este problema, el volumen en el que se produce la deposición de energía está compuesto de agua, cuya densidad es 1 g/cm³, por lo que, los valores de energía depositada y dosis absorbida son equivalentes.

Una vez realizadas las conversiones necesarias, se pueden obtener las curvas de dosis absorbida. Para poder determinar que la geometría implementada en SpaceClaim es válida y poder continuar con el diseño del filtro aplanador y el cumplimiento de los objetivos propuestos, es necesario que el perfil de dosis transversal y el perfil de dosis en profundidad obtenido de esta simulación se ajusten a las curvas obtenidas a través

de los datos experimentales proporcionados por el Hospital Universitari La Fe de València, cuyas representaciones se observan en la ilustración en la *Ilustración 40 y 41*.

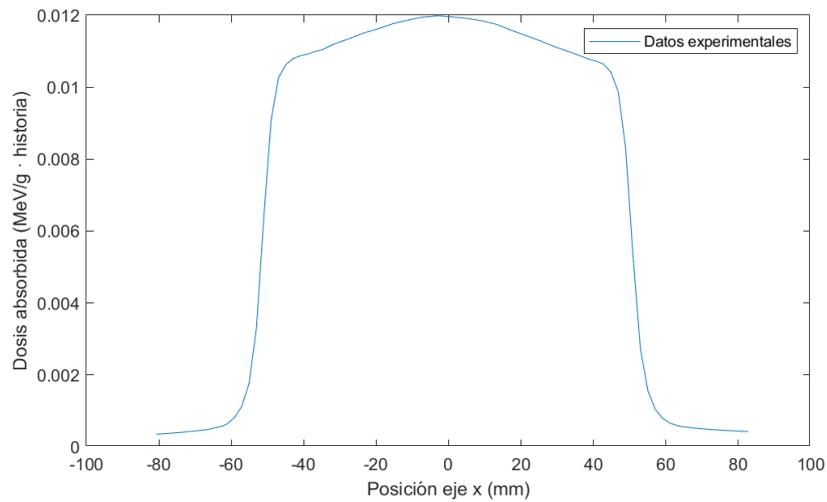


Ilustración 40. Perfil transversal de dosis absorbida obtenido experimentalmente.

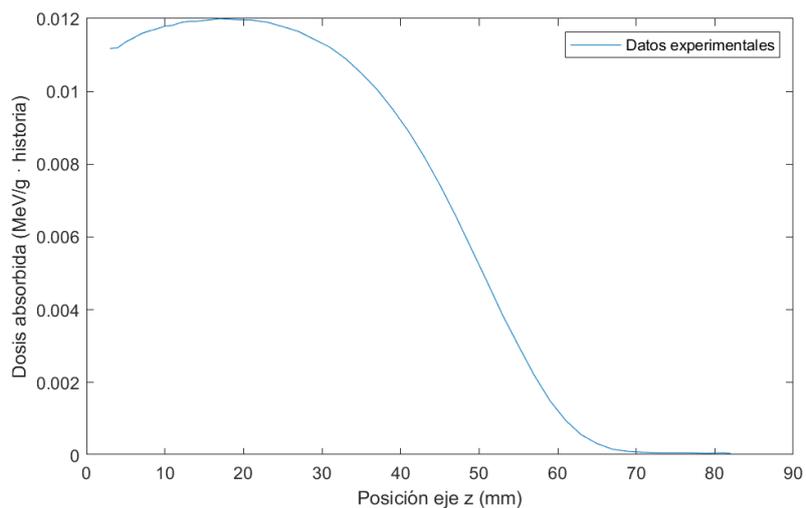


Ilustración 41. Curva de dosis absorbida en profundidad obtenido experimentalmente.

En la curva del perfil transversal de dosis obtenida experimentalmente se puede observar la no homogeneidad de la dosis a lo largo del eje x, produciéndose una mayor deposición de energía en el punto central del eje, es decir, en el centro del campo de radiación. Mediante el diseño e implementación del filtro se pretende aplanar esta irregularidad, con el objetivo de que el paciente irradiado reciba la misma cantidad de dosis en toda la zona irradiada y se finalice con éxito el tratamiento.

5.2.4. Diseño del filtro aplanador

Una vez comprobado que la geometría del aplicador y la cuba de agua es correcta, se procede al diseño del filtro aplanador que dé lugar a la homogeneización de la dosis absorbida por el volumen de agua.

Como se observa en el perfil transversal de dosis, se encuentra un valor de dosis superior en el centro del campo circular del aplicador y menor en su periferia, esto genera una curva picuda en su centro, en lugar de ser completamente plana. Por ello, para lograr la planitud de esta curva se propone un filtro de forma cónica de 80 mm de diámetro. La presencia del filtro cónico atenúa más el haz de radiación en el centro de su campo, lugar donde se absorbe mayor cantidad de dosis. De esta manera, la colocación del cono contrarresta el exceso de energía depositada en el centro del campo de radiación dando lugar a la homogeneización de la dosis absorbida por el volumen de agua.

El filtro aplanador está compuesto de polimetilmetacrilato (PMMA) y su diámetro es de 80 mm, dejando un margen respecto al diámetro del aplicador para posteriormente fabricar un soporte para colocar el filtro. En cuanto a la altura del cono, el principal objetivo es encontrar una medida óptima que consiga aplanar la curva, sin atenuar en exceso. En consecuencia, se han realizado varias simulaciones con distintas alturas hasta que se ha obtenido un resultado adecuado.

El procedimiento llevado a cabo en el diseño, mallado y simulación del transporte de partícula es el mismo que el explicado anteriormente, con algunas modificaciones. En primer lugar, se ha diseñado la geometría en SpaceClaim, el vértice superior del cono se encuentra en $z = -37$ cm, es decir, en la zona más cercana a la fuente de radiación.

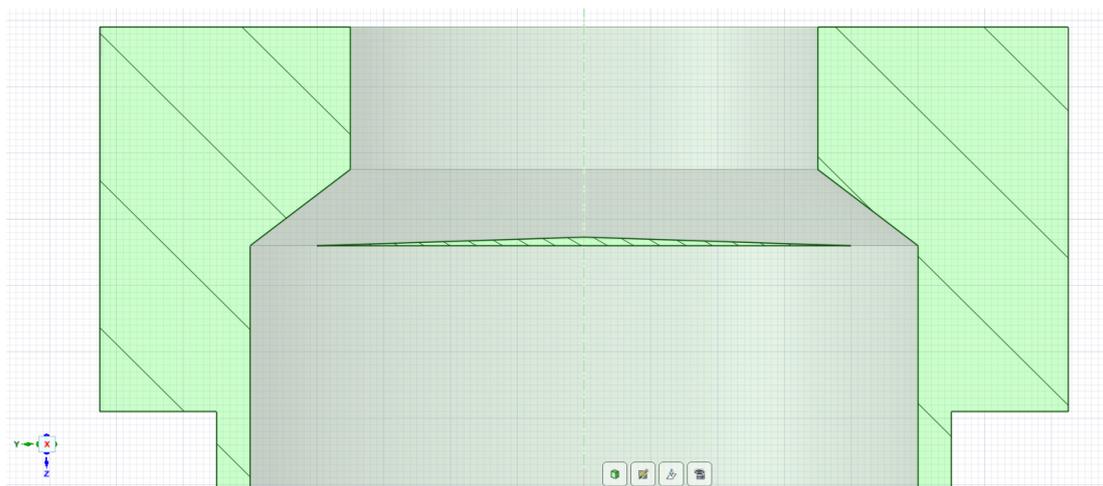


Ilustración 42. Diseño del filtro aplanador de dosis en SpaceClaim.

Para el mallado del filtro se ha utilizado una malla no estructurada tetraédrica lineal, de la misma manera que el aplicador y la cuba de agua. Sin embargo, para el filtro se ha necesitado un tamaño de elemento de mallado mucho menor debido a sus bajas dimensiones, en concreto, un tamaño de 0,25.

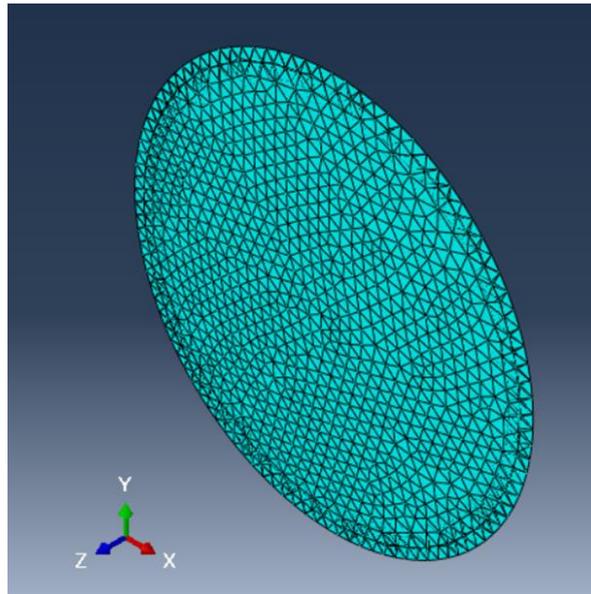


Ilustración 43. Mallado del filtro aplanador mediante Abaqus.

Una vez obtenido el archivo *.inp* descrito anteriormente, se ejecuta el programa *um_pre_op* para generar el esqueleto del input para la simulación MCNP6. La estructura del input es la misma que la descrita en el apartado anterior, con la adición de una celda más referente al filtro implementado, el código desarrollado completo se encuentra en *Anexo II*. Posteriormente, se visualizan las curvas de dosis de las que se espera el cumplimiento del objetivo de este trabajo, la homogeneización de la dosis absorbida en el campo de radiación. Finalmente, una vez escogidas y comprobadas las dimensiones del filtro, a través de SpaceClaim se exporta el diseño del filtro en formato *.stl* para proceder la creación de un primer prototipo mediante impresión en 3D.

6. Resultados

6.1. Validación de la geometría implementada

En este apartado se muestran los resultados obtenidos tras el desarrollo de la metodología expuesta anteriormente. En primer lugar, debe verificarse la geometría del aplicador sin filtro implementada en SpaceClaim, para ello se realiza una comparación entre las curvas de dosis obtenidas experimentalmente y las realizadas mediante la simulación del transporte de partículas en MCNP6 con el aplicador diseñado.

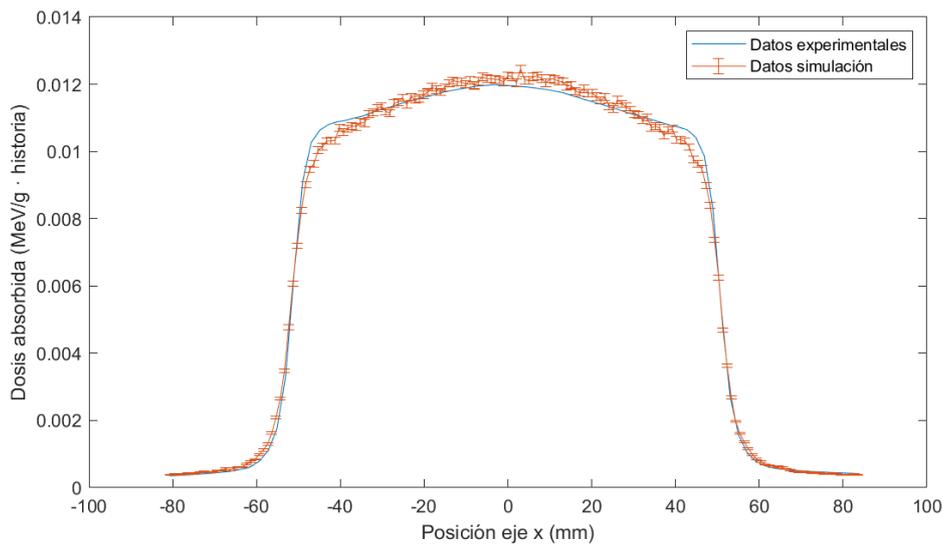


Ilustración 44. Comparación entre el perfil transversal de dosis experimental y simulado.

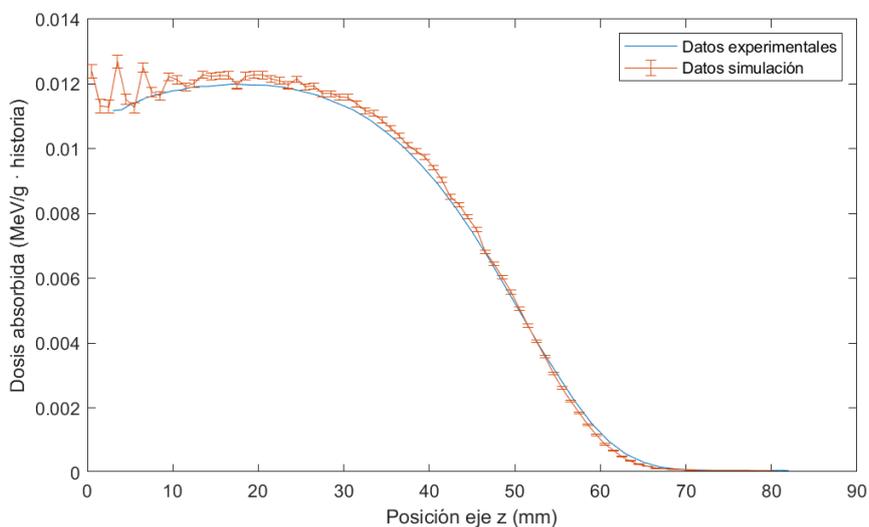


Ilustración 45. Comparación entre la curva de dosis en profundidad experimental y simulado.

Se puede observar en la *Ilustración 44 y 45* que los datos obtenidos con la simulación se ajustan a los datos experimentales medidos por el personal sanitario en La Fe. Los datos simulados tienen asociado un intervalo de error obtenido con MCNP, referido a la incertidumbre estadística de la simulación, se comprueba visualmente que los datos experimentales se encuentran dentro de ese intervalo. Además, se ha calculado el

porcentaje diferencia medio entre los datos experimentales y simulados obteniendo un 7,18% de diferencia entre ambos. Por ello, la geometría implementada en SpaceClaim, así como el espacio de fases y el input generado para MCNP6 quedan validados y se puede proceder al diseño y simulación con el filtro propuesto.

6.2. Diseño del filtro aplanador

El diámetro del filtro es de 80 mm, para ajustarse a la estructura del aplicador. Sin embargo, es necesario determinar la altura óptima del cono que aplane adecuadamente el perfil transversal de dosis. En primer lugar, se utiliza un filtro de 2 mm de altura, se observa en la *Ilustración 46* que se produce una excesiva atenuación del haz de radiación provocando que, a medida que se acerca al centro del campo, la dosis absorbida es menor. Por lo tanto, no se consigue el aplanamiento de la curva de dosis.

Posteriormente, se diseña un filtro de 1 mm de altura, en la *Ilustración 46* se puede ver que, a pesar de conseguir una atenuación considerable del haz, aún no está lo suficientemente homogeneizada. Por ello, se realizan pruebas con distintas alturas entre 1 y 2 mm. Finalmente, se concluye que la altura 1,3 mm es la óptima para la fabricación del filtro aplanador para el aplicador del dispositivo de radioterapia intraoperatoria.

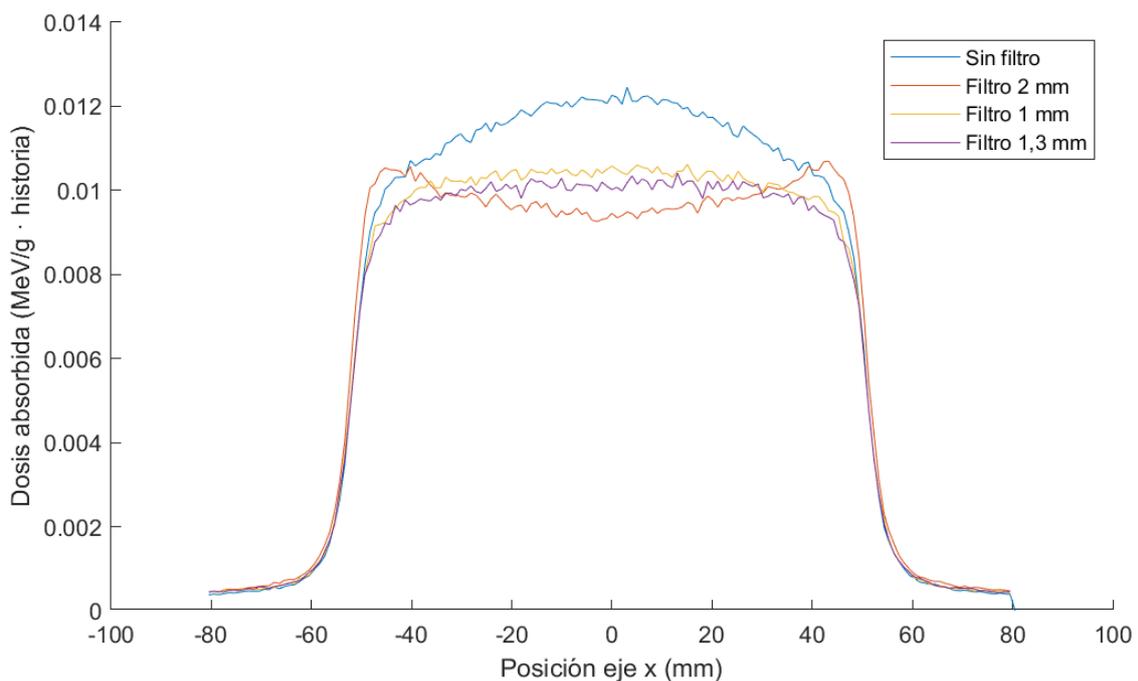


Ilustración 46. Comparación entre el perfil transversal de dosis absorbida obtenido sin filtro y con filtros simulados de distintas alturas.

En la *Ilustración 47*, se observa que el perfil de dosis absorbida ha conseguido aplanarse mediante la adición del filtro de 1,3 mm, la cantidad de dosis recibida es homogénea en el tejido irradiado, cumpliendo el principal objetivo de este trabajo. En la *Ilustración 48*, se visualiza una disminución de la dosis depositada en profundidad en presencia del filtro. En concreto, la reducción media de la curva es de un 18,05%.

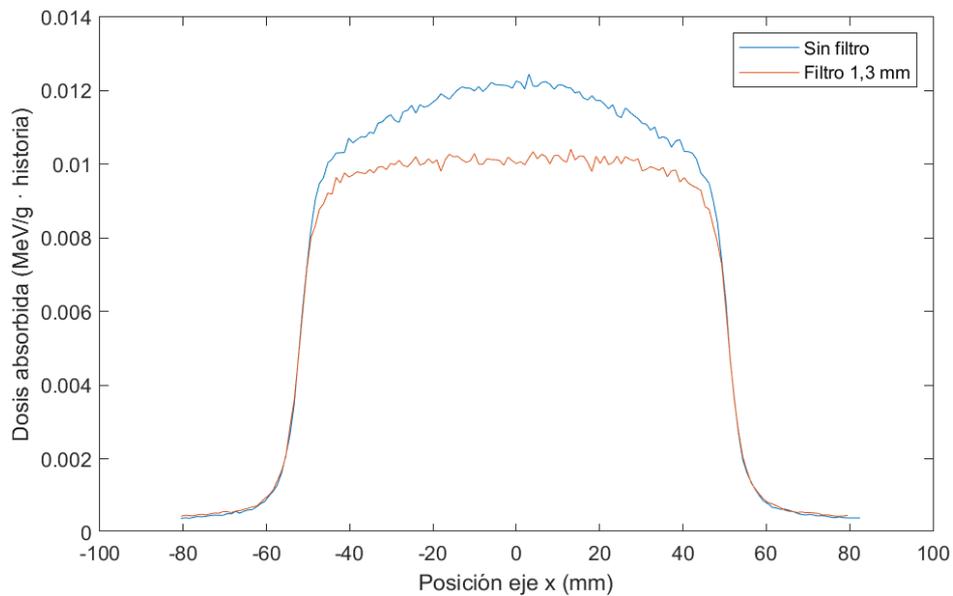


Ilustración 47. Comparación entre el perfil transversal de dosis absorbida obtenido sin filtro y con filtro de 1,3 mm de altura.

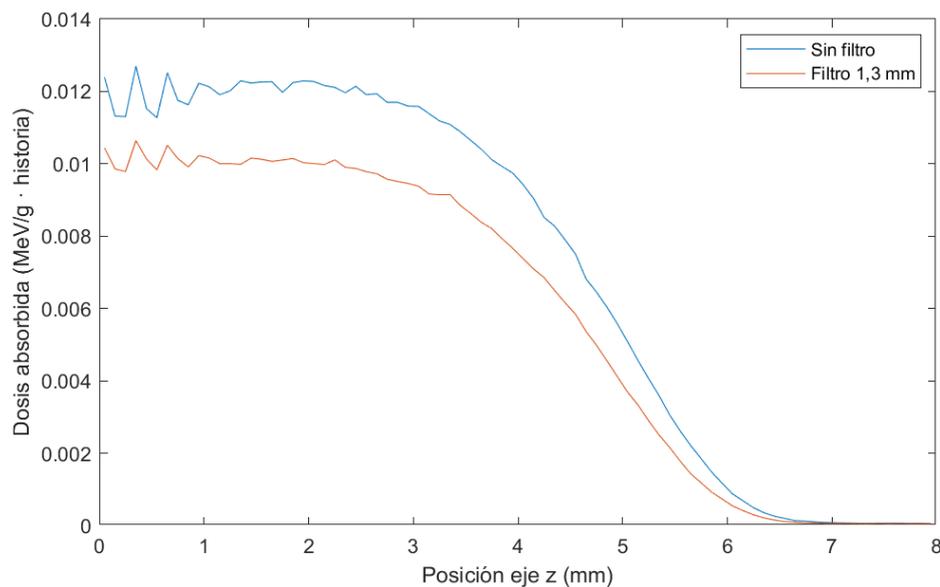


Ilustración 48. Comparación entre curva de dosis en profundidad obtenida sin filtro y con filtro de 1,3 mm de altura.

Para obtener una mejor visualización del flujo de fluencia en la estructura implementada, se utiliza el software Paraview, donde a través del archivo `.eeout` que proporciona MCNP6 se transforma a formato `.vtk`, compatible con el programa. En la *Ilustración 49 y 50*, se representan el flujo de electrones y fotones, respectivamente. Se comprueba que el alcance del haz de fotones en la cuba de agua es mayor que el del haz de electrones, esto se debe a que los fotones son partículas sin carga y sin masa. En ambas imágenes se puede observar que, sin la presencia del filtro, el campo de radiación sobre la cuba de agua no es homogéneo, sino que presenta un color rojo ligeramente más intenso en la zona central, mientras que, en la periferia el color se hace más claro. Esto quiere decir que se está absorbiendo menor cantidad de dosis en la periferia del campo de irradiación. Una vez se coloca el filtro, el color rojo se ve de una misma intensidad en

todo el campo de radiación, por tanto, la cuba de agua está recibiendo la misma cantidad de radiación a lo largo de la zona irradiada. Sin embargo, la intensidad del color rojizo es menor debido a la atenuación del 18%, comentada anteriormente, que tiene lugar tras la colocación del filtro.

También cabe destacar las características de este aplicador, se puede comprobar que las paredes del aplicador se ven levemente irradiadas. Además, la dosis proporcionada se encuentra muy localizada, por lo tanto, cuando el tumor se irradie se depositará toda la energía sobre él, protegiendo a los tejidos sanos circundantes.

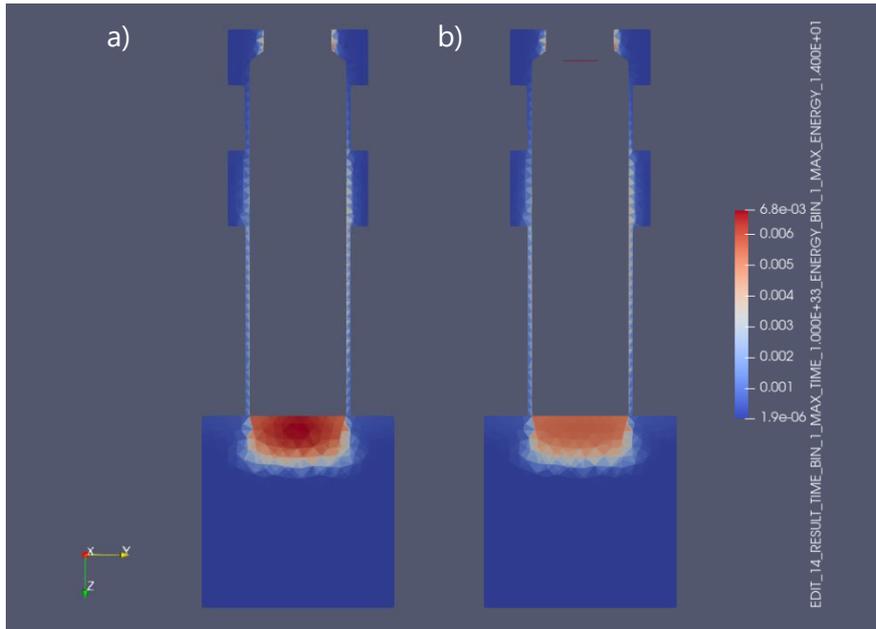


Ilustración 49. Representación de la fluencia de electrones sobre la geometría del problema sin filtro a) y con el filtro de 1,3 mm de altura b).

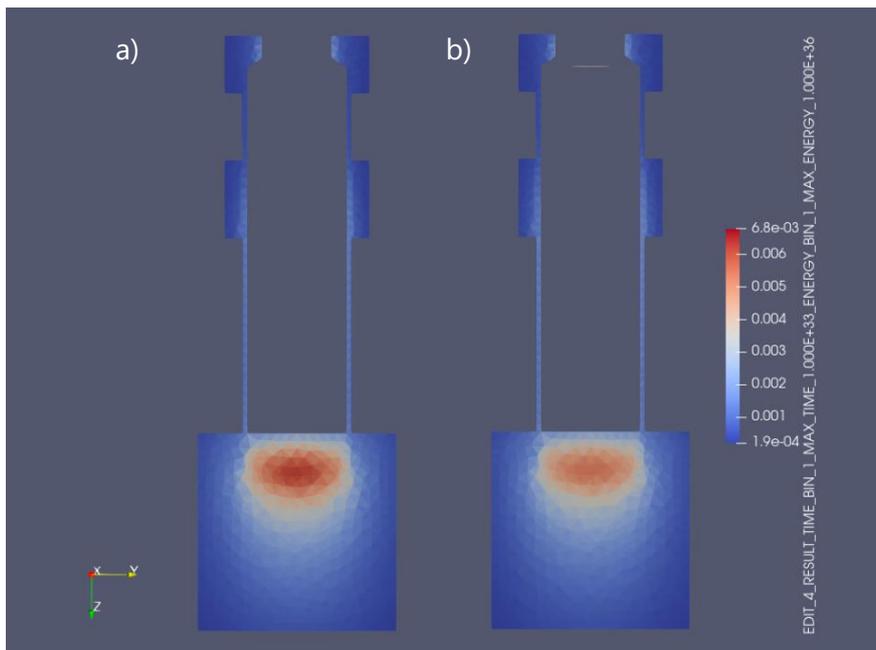


Ilustración 50. Representación de la fluencia de fotones sobre la geometría del problema sin filtro a) y con el filtro de 1,3 mm de altura b).

Una de las características más destacadas del dispositivo de radioterapia intraoperatoria LIAC de *Sordina* es la baja dosis periférica generada alrededor del equipo. Por ello, es importante garantizar que la inclusión del filtro aplanador en el aplicador no va a dispersar en gran medida el haz de electrones dando lugar a deposición de dosis periférica. En la *Ilustración 51*, se representa la fluencia total de partículas antes y después de la implementación del filtro, pudiendo observar que no se produce dispersión de electrones, conservándose esta propiedad del acelerador.

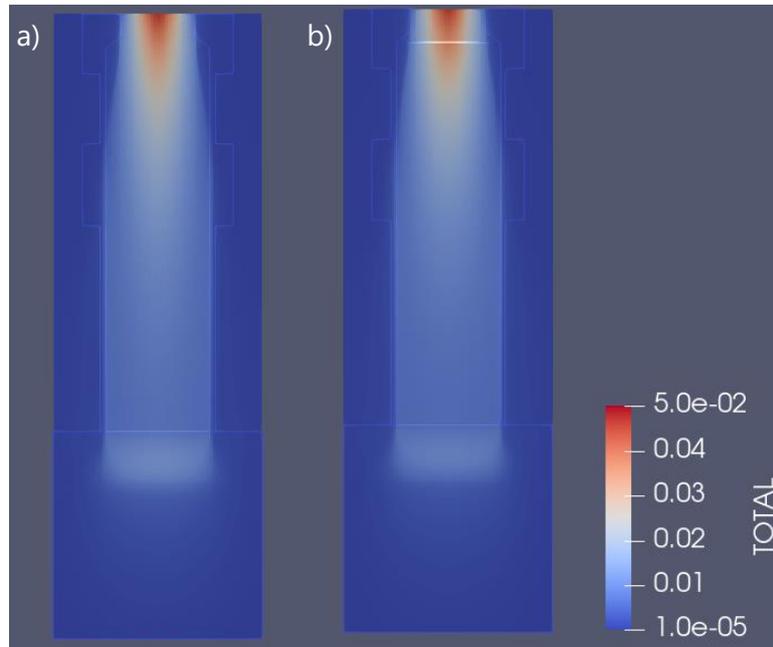


Ilustración 51. Representación de la fluencia total de partículas sobre la geometría del problema sin filtro a) y con el filtro de 1,3 mm de altura b).

Finalmente, se lleva a cabo la impresión en 3D del filtro cónico de 80 mm de radio y 1,3 mm de alto. El resultado obtenido no es muy satisfactorio debido a las pequeñas dimensiones de la altura del cono. Por tanto, deben contemplarse otros métodos de fabricación por mecanizado o la utilización de una impresora lo suficientemente precisa para trabajar con dimensiones tan bajas.



Ilustración 52. Filtro de 80 mm de radio y 1,3 mm de altura impreso en 3D.

7. Conclusiones

Tras la realización del Trabajo Final de Grado queda cumplido el principal objetivo propuesto. Mediante el filtro aplanador diseñado para el aplicador del dispositivo de radioterapia intraoperatoria LIAC de *Sordina* con aplicador de 10 cm, se consigue aplanar la curva de perfil de dosis, proporcionando la misma cantidad de dosis sobre toda la zona irradiada. De esta manera no se le proporcionará al paciente más dosis de la necesaria para tratar por igual todo el tumor, ni tampoco recibirá menos dosis de la requerida evitando los posibles efectos secundarios asociados. La dosis administrada será homogénea en todo el campo de radiación aumentando la eficacia del tratamiento, mejorando el pronóstico de la enfermedad y sin comprometer la seguridad y salud del paciente.

El desarrollo de este proyecto se ha servido del software CAD SpaceClaim, mediante el aprendizaje en el manejo de esta aplicación se ha implementado la geometría del aplicador y del volumen de agua. Después, se ha llevado a cabo su mallado con el software de elementos finitos Abaqus/CAE.

Por otro lado, se ha podido validar dicha geometría mediante la utilización del código MCNP6.2. El uso de la simulación de transporte de partículas supone un gran avance en el sector de radioterapia y protección radiológica, permitiendo simular la interacción de las partículas del haz de radiación con la materia. En concreto, para el desarrollo del filtro aplanador ha resultado vital el aprendizaje e implementación del código de Monte Carlo, evitando la realización de numerosos experimentos de prueba y error con el coste de personal, esfuerzo y dinero que eso conlleva. Una vez llevadas a cabo las simulaciones se representaban las gráficas de dosis absorbida para verificar el cumplimiento del objetivo de homogeneización de la radiación absorbida sobre la cuba de agua.

Se concluye que la geometría óptima para el diseño del filtro aplanador se trata de un cono de 80 mm de diámetro y 1,3 mm de altura, fabricado en polimetilmetacrilato (PMMA). Para valorar su efectividad experimentalmente se realiza un primer prototipo en impresión 3D, sin embargo, debido a las pequeñas dimensiones en la altura del cono, el resultado no es satisfactorio. Por tanto, sería conveniente la utilización de otras técnicas de fabricación o una impresora 3D con una precisión mayor.

En cuanto a líneas futuras de este proyecto, se propone la incorporación del filtro en el aplicador y obtener experimentalmente las curvas de dosis depositada y comprobar que, efectivamente, el filtro aplanador es efectivo y se puede incorporar en tratamientos de radioterapia intraoperatoria.

8. Referencias

- Cancer.Net. (2021). *Sarcoma de tejido blando: Estadísticas*. Obtenido de <https://www.cancer.net/es/tipos-de-cancer/sarcoma-de-tejido-blando/estadisticas>
- Ciencia Plus. (1 de Marzo de 2018). *Historia de la primera radiografía*. Obtenido de <https://www.europapress.es/ciencia/laboratorio/noticia-henry-becquerel-descubrio-radiactividad-hace-122-anos-20180301122250.html>
- Clínica Universidad de Navarra. (2020). *Radioterapia. Radioterapia Externa. Braquiterapia. Tratamientos*. Obtenido de <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/tratamientos/radioterapia>
- CSN. (2012). Tema 1. Introducción a las radiaciones ionizantes.
- DEA UNSJ. (s.f.). Capítulo 2. Magnitudes dosimétricas.
- Domínguez, M. A., Rico, M., & Vila, M. T. (2009). Papel de la radioterapia en el siglo XXI.
- Foro Nuclear. (2005). *Efectos biológicos de la radiación ionizante*. Obtenido de https://rinconeducativo.org/contenidoextra/radiacio/5efectos_biologicos_de_la_radiacin_ionizante.html
- Foro Nuclear. (4 de Mayo de 2020). *Historia de la primera radiografía*. Obtenido de <https://www.foronuclear.org/actualidad/a-fondo/historia-de-la-primer-radiografia/>
- Guinot, J. L. (2011). Resultados de implante de semillas de yodo-125 con sistema de preplanificación en 250 pacientes con carcinoma de próstata.
- Herranz, E. (2018). Simulaciones Monte Carlo para radioterapia intraoperatoria con haces de electrones. .
- IAEA NAPC. (s.f.). Obtenido de <https://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>
- Infocancer Mexico. (2019). *Tipos de radioterapia*. Obtenido de <https://www.infocancer.org.mx/?c=tratamiento&a=tipos-de-radioterapia>
- Juste, B. (2011). Aplicación del Método de Monte Carlo a la Planificación en Radioterapia y a la Reconstrucción de Espectros de Fotones de Aceleradores Lineales de Partículas (LinAc). .
- López, A. M. (2016). Las diferentes modalidades de la radioterapia: externa, braquiterapia e intraoperatoria. Indicaciones. .
- McConn, R. J., Gesh, C. J., Pagh, R. T., Rucker, R. A., & Williams, R. G. (2011). *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*.
- Muñoz, V. (1995). 100 años de radioterapia.

- Núñez, M. (2008). Efectos biológicos de las radiaciones.
- Pinillos, L. (2005). Evolución de la Radioterapia en el Perú, del siglo XX al XXI.
- S.I.T. (s.f.). *LIAC-HWL*. Obtenido de <https://www.soiort.com/liac-hwl/>
- Sebastiá, N., Rodrigo, R., & Hervás, D. (2014). Evaluación de la radiosensibilidad del personal sanitario en procesamientos de tratamiento o diagnóstico médico con radiaciones.
- Sendón del Río, J. R. (2014). Vista de Radioterapia intraoperatoria en quirófano con haces de electrones: descripción técnica y dosimétrica del acelerador dedicado Sordina LIAC.
- SEOM. (2021). *Las cifras del cáncer en España*.
- Soriano, A. (2020). Radiation protection measurements around a 12 MeV mobile dedicated IORT accelerator.
- Tovar, J. (25 de Marzo de 2019). Evidencia y experiencia del sarcoma, aumenta la supervivencia.
- Valencia Plaza. (24 de Octubre de 2018). *El nuevo acelerador de La Fe donado por Amancio Ortega comenzará a funcionar a finales de año*. Obtenido de <https://valenciaplaza.com/el-nuevo-acelerador-de-la-fe-donado-por-amancio-ortega-comenzara-a-funcionar-a-finales-de-ano>

II. PRESUPUESTO

1. Introducción

El desarrollo de esta sección tiene por objetivo la cuantificación y el desglose de los costes asociados a la realización de este Trabajo Final de Grado. Por ello, en primer lugar, se presentan los presupuestos parciales de los distintos recursos utilizados y, en segundo lugar, se calcula el presupuesto total requerido.

2. Presupuestos parciales

El presupuesto se puede dividir en tres grupos diferenciados, por un lado, se tiene el coste de personal, referido a los recursos humanos que han participado en la realización del Trabajo Final de Grado. En este caso, se incluye la participación de Rafael Miró Herrero, como tutor; Belén Jeanine Juste Vidal y Sandra Oliver Gil, como cotutoras y; por último, Carmen Campos García, como autora del proyecto. Por otro lado, se encuentra el coste de software, asociado al precio de las licencias de los programas utilizados. Para su correcto cálculo es importante tener en cuenta el tiempo de amortización de cada uno de ellos. Finalmente, se muestra el coste de las herramientas hardware, en él se incluye el precio del ordenador y la impresora 3D, teniendo en cuenta el tiempo amortizado.

2.1. Coste de personal

Tabla 2. Coste de personal.

| Perfil | Horas trabajadas (h) | Precio unitario (€) | Total (€) |
|--------------|----------------------|---------------------|--------------|
| Tutor | 50 | 70 | 3500 |
| Cotutor 1 | 50 | 70 | 3500 |
| Cotutor 2 | 50 | 70 | 3500 |
| Autor | 300 | 30 | 9000 |
| Total | | | 19500 |

2.2. Coste de software

Se describen las licencias utilizadas para el cumplimiento de los objetivos de este trabajo. Cabe destacar el coste de Matlab y Office 365, estas licencias son proporcionadas gratuitamente por la Universidad Politécnica de Valencia, por ello, el coste es nulo. Por otro lado, el programa Paraview es un software libre, por tanto, su utilización es gratuita.

Tabla 3. Coste de software.

| Licencia | Coste de la licencia (€) | Número de licencias | Tiempo de amortización (años) | Intervalo amortizado (meses) | Total (€) |
|--------------|--------------------------|---------------------|-------------------------------|------------------------------|-------------|
| SpaceClaim | 600 | 1 | 1 | 6 | 300 |
| Abaqus/CAE | 300 | 1 | 1 | 6 | 150 |
| MCNP6 | 1200 | 1 | 1 | 6 | 600 |
| Matlab | 0 | 1 | 1 | 6 | 0 |
| Paraview | 0 | 1 | 1 | 6 | 0 |
| Office 365 | 0 | 1 | 1 | 6 | 0 |
| Total | | | | | 1050 |

2.3. Coste de hardware

Tabla 4. Coste de hardware.

| | Precio unitario (€) | Tiempo de amortización (años) | Intervalo amortizado (meses) | Total (€) |
|----------------------|---------------------|-------------------------------|------------------------------|--------------|
| Ordenador ASUS R510V | 749 | 5 | 6 | 74,9 |
| Impresora 3D | 239 | 2 | 1 | 9,95 |
| Total | | | | 84,85 |

3. Presupuesto total

Finalmente, se describe el presupuesto total de Trabajo de Fin de Grado. Cabe destacar la suma del coste de la impresión 3D del filtro, la cual asciende a 20€ y, además, el 21% del IVA aplicado sobre los costes totales de cada sección descrita anteriormente.

Tabla 5. Presupuesto total.

| Coste | Importe (€) |
|-------------------------|-----------------|
| Coste de personal | 19500 |
| Coste de software | 1050 |
| Coste de hardware | 84,85 |
| Impresión 3D del filtro | 20 |
| IVA 21% | 4337,52 |
| Total | 24992,37 |

El presupuesto asciende a VEINTICUATRO MIL NOVECIENTOS NOVENTA Y DOS CON TREINTA Y SIETE EUROS.

III. ANEXOS

ANEXO I

No description for this unstructured mesh file

```

c
c Created from file      : apdensidad.inp
c Created on           : 5- 8-2021 @ 9:50:49
c
c
c PSEUDO CELLS
01      3      -1.19000      0 u=1 imp:P 1 imp:E 1
02      2      -1.00000      0 u=1 imp:P 1 imp:E 1
03      0              0 u=1 imp:P 1 imp:E 1
c
c LEGACY CELLS
04      1      -1.225E-03  -99 #6 fill=1 imp:P 1 imp:E 1
05      0              99 imp:P 0 imp:E 0
c LEGACY CELLS PSF
6       1      -1.225E-03  -99999 2 -3 4 -5 6 imp:P 1 imp:E 1
c

c
c SURFACES
99 sph  0.00000E+00  0.00000E+00  -1.01500E+01  1.5E+02
c SURFACES PSF (k=99999)
99999 pz -40.3
2 pz -40.5
3 px 50
4 px -50
5 py 50
6 py -50
c

c MATERIALS
c
c Aire
m1      7014      -0.755636
        8016      -0.231475
        18000     -0.012889
c
c Agua
m2      1001      -0.111894
        8016      -0.888106
c
c PMMA
m3      1001      -0.080538
        6000      -0.599848
        8016      -0.319614
c
mode P E
dbcn 48J 1
PRDMP 1E7 -1 1 2 0
RAND gen=2 STRIDE=150000
PHYS:P 14 0 0
PHYS:E 14 0 0

```

```

CUT:E J 0.2 3J
CUT:P J 0.01 3J
c
c DATA CARDS
embed1 meshgeo=abaqus
      mgeoin=apdensidad.inp
      meeout=apdensidad.eeout
      length= 1.00000E+00
      background=      3
      matcell= 1 1 2 2
c PSF SOURCE
SSR
c
c TALLIES
c
c Fluence values at water tank surface
fmesh14:p geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Fluence values at water tank surface
fmesh24:e geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Fluence values at water tank surface
*fmesh34:p geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Fluence values at water tank surface
*fmesh44:e geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Energy deposition (MeV/cm3 per source particle) TMESH tally type 3
c Energy deposition (MeV/cm3 per source particle) TMESH tally type 3
TMESH
RMESH3 total
CORA3 -0.05 0.05
CORB3 -8.05 159i 8.05
CORC3 1.65 1.75
RMESH23 total
CORA23 -0.05 0.05
CORB23 -0.05 0.05
CORC23 0.05 199i 20.05
ENDMD
c
NPS 5E8

```

ANEXO II

No description for this unstructured mesh file

```

c
c Created from file      : filtrocorregido.inp
c Created on            : 5-17-2021 @ 19:22:20
c
c
c PSEUDO CELLS
01      3      -1.19000      0 u=1 imp:P 1 imp:E 1
02      2      -1.00000      0 u=1 imp:P 1 imp:E 1
03      3      -1.19000      0 u=1 imp:P 1 imp:E 1
04      0
0 u=1 imp:P 1 imp:E 1
c
c LEGACY CELLS
05      1      -1.225E-03  -99 #7 fill=1 imp:P 1 imp:E 1
06      0
099 imp:P 0 imp:E 0
c LEGACY CELLS PSF
7      1      -1.225E-03  -99999 2 -3 4 -5 6 imp:P 1 imp:E 1

c
c SURFACES
99 sph  0.00000E+00  0.00000E+00  -1.01500E+01  1.5E+02
c SURFACES PSF (k=99999)
99999 pz -40.3
2 pz -40.5
3 px 50
4 px -50
5 py 50
6 py -50
c

c MATERIALS
c
c Aire
m1      7014      -0.755636
        8016      -0.231475
        18000     -0.012889
c
c Agua
m2      1001     -0.111894
        8016     -0.888106
c
c PMMA
m3      1001     -0.080538
        6000     -0.599848
        8016     -0.319614
c
mode P E
dbcn 48J 1
PRDMP 1E7 -1 1 2 0
RAND gen=2 STRIDE=150000
PHYS:P 14 0 0
PHYS:E 14 0 0

```

```

CUT:E J 0.2 3J
CUT:P J 0.01 3J
c
c
c DATA CARDS
embed1 meshgeo=abaqus
      mgeoin=filtrocorregido.inp
      meeout=filtrocorregido.eeout
      length= 1.00000E+00
      background=      4
      matcell= 1 1 2 2 3 3
c PSF SOURCE
SSR
c
c TALLIES
c
c Fluence values at water tank surface
fmesh14:p geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Fluence values at water tank surface
fmesh24:e geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Fluence values at water tank surface
*fmesh34:p geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Fluence values at water tank surface
*fmesh44:e geom=xyz origin=-10 -10 -40.3 &
imesh 10 iints 100 jmesh 10 jint 100 kmesh 20 kints 300 out=ij
c
c Energy deposition (MeV/cm3 per source particle) TMESH tally type 3
c Energy deposition (MeV/cm3 per source particle) TMESH tally type 3
TMESH
RMESH3 total
CORA3 -0.05 0.05
CORB3 -8.05 159i 8.05
CORC3 1.65 1.75
RMESH23 total
CORA23 -0.05 0.05
CORB23 -0.05 0.05
CORC23 0.05 199i 20.05
NPS 5E8

```