



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA DE LA ENERGÍA

CARACTERIZACIÓN DE LOS COEFICIENTES DE CALIBRACIÓN DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN UTILIZADA EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

AUTORA: PATRICIA CALERO GÓMEZ

TUTOR: RAFAEL MIRÓ HERRERO

COTUTORA: BELEN JEANNE JUSTE VIDAL
SANDRA OLIVER GIL

Curso Académico: 2020-21

AGRADECIMIENTOS

A lo largo de estos años de universidad han sido muchas las personas con las que he podido contar y que han estado a mi lado en todo momento. Por eso quiero agradecerles a todas ellas que hayan estado apoyándome en cada paso que he dado y hayan compartido conmigo tanto momentos de alegría y felicidad como los momentos más duros.

“A mi familia, que desde que era pequeña me ha estado animando para lograr todo lo que me proponía.”

“A todas las nuevas amistades que he hecho durante estos años de universidad, gracias a ellos ha sido mucho más divertida esta etapa.”

“A todos los profesores que he tenido y en especial a mis tutores, que han estado ayudándome en todo lo que he necesitado.”

A todos ellos, muchas gracias.

RESUMEN

En los tratamientos de radioterapia intraoperatoria se hace uso de aceleradores lineales de partículas para suministrar haces de electrones o Rayos X en el lecho tumoral durante la intervención quirúrgica de eliminación del tumor.

En este trabajo se va a trabajar con un acelerador *LIAC HWL* (donado por la fundación de Amancio Ortega), que el Hospital la Fe de Valencia utiliza sobre todo para realizar tratamientos de cáncer de mama. Una de sus características más relevantes y la que hace que se diferencie del resto que hay en el mercado actualmente es su movilidad y facilidad para ser transportado y su baja radiación de fuga, por ello es considerado uno de los mejores y más seguros.

En este tipo de terapias hay una tasa de emisión de electrones muy elevada y, cuando se necesita medir la dosis impartida, los detectores que se emplean se saturan. Es por ello que para realizar la medida de dosis del acelerador se va a hacer uso de una cámara *Advanced Markus* de la compañía PTW, la cual viene calibrada en agua y con un haz de Cobalto.

El problema que se plantea es que para esta combinación de acelerador y cámara no existe un factor de conversión entre la dosis y la carga y actualmente se están empleando aproximaciones basadas en el protocolo TRS398. De aquí que el objetivo principal de este proyecto se centre en la obtención de los coeficientes de calibración de la cámara mediante simulaciones Monte Carlo y de este modo conseguir mejorar la incertidumbre en el cálculo de la dosis de los pacientes tratados con este acelerador.

El trabajo hará uso del código de simulación Monte Carlo MCNP6 para simular el transporte de partículas desde el acelerador hasta el volumen sensible de la cámara de ionización y hasta un volumen igual de agua, y de esta manera obtener los factores de calibración de manera directa. Para ello, el modelo partirá de un espacio de fases como fuente de radiación que nos proporciona el fabricante, y de la geometría 3D de la cámara de ionización modelada y mallada con programas CAD.

Palabras clave: radioterapia intraoperatoria, dosis, acelerador, haz de electrones, cámara de ionización, código Monte Carlo, MCNP

RESUM

En els tractaments de radioteràpia intraoperatoria es fa ús d'acceleradors lineals de partícules per a subministrar feixos d'electrons o Raigs X en el llit tumoral durant la intervenció quirúrgica d'eliminació del tumor.

En aquest treball es treballarà amb un accelerador *LIAC HWL* (donat per la fundació d'Amancio Ortega), que l'Hospital la Fe de València utilitza sobretot per a realitzar tractaments de càncer de mama. Una de les seues característiques més rellevants i la que fa que es diferencie de la resta que hi ha en el mercat actualment és la seua mobilitat, facilitat per a ser transportat i la seua baixa radiació de fugida, per això és considerat un dels millors i més segurs.

En aquesta mena de teràpies hi ha una taxa d'emissió d'electrons molt elevada i, quan es necessita mesurar la dosi impartida, els detectors que s'empren se saturen. És per això que per a realitzar la mesura de dosi de l'accelerador es farà ús d'una cambra *Advanced Markus* de la companyia PTW, la qual ve calibrada en aigua i amb un feix de Cobalt.

El problema que es planteja és que per a aquesta combinació d'accelerador i cambra no existeix un factor de conversió entre la dosi i la càrrega i actualment s'estan emprant aproximacions basades en el protocol TRS398. D'ací que l'objectiu principal d'aquest projecte se centre en l'obtenció dels coeficients de calibratge de la cambra mitjançant simulacions Monte Carlo i d'aquesta manera aconseguir millorar la incertesa en el càlcul de la dosi dels pacients tractats amb aquest accelerador.

El treball farà ús del codi de simulació Monte Carlo MCNP6 per a simular el transport de partícules des de l'accelerador fins al volum sensible de la cambra de ionització i fins a un volum igual d'aigua, i d'aquesta manera obtindre els factors de calibratge de manera directa. Per a això, el model partirà d'un espai de fases com a font de radiació que ens proporciona el fabricant, i de la geometria 3D de la cambra de ionització modelada i mallada amb programes CAD.

Paraules clau: radioteràpia intraoperatoria, dosi, accelerador, fes d'electrons, cambra de ionització, codi Monte Carlo, MCNP

ABSTRACT

In intraoperative radiotherapy treatments, linear particle accelerators are used to deliver electron beams or X-rays to the tumour bed during the surgical intervention to remove the tumour.

In this project we will work with a *LIAC HWL* accelerator (donated by Amancio Ortega's foundation), which the Hospital la Fe in Valencia uses mainly for breast cancer treatments. One of its most relevant characteristics and the one that makes it different from the rest on the market today is its mobility, easy to transport and its low leakage peripheral dose, so it is considered one of the best and safest.

In this type of therapy there is a very high electron fluence and, when it is necessary to measure the given dose, the detectors used become saturated. For this reason, to measure the dose of the accelerator, an *Advanced Markus* camera from the PTW company will be used, which is calibrated in water and with a cobalt beam.

The problem is that for this combination of accelerator and camera there is no conversion factor between dose and charge deposited in the camera and currently approaches based on the TRS398 protocol are being used. Therefore, the main objective of this project is to obtain the calibration coefficients of the chamber by means of Monte Carlo simulations and to improve the uncertainty in the dose calculation of the patients treated with this accelerator.

This work will make use of the Monte Carlo simulation code MCNP6 to simulate the transport of particles from the accelerator to the sensitive volume of the ionisation chamber and to an equal volume of water and obtain the calibration factors directly. To do this, the model will start from a phase space as a radiation source provided by the manufacturer, and from the 3D geometry of the ionisation chamber modelled and meshed with CAD programmes.

Keywords: intraoperative radiotherapy, dose, accelerator, electron beam, ionisation chamber, Monte Carlo code, MCNP

ÍNDICE GENERAL

I. MEMORIA.....	págs. 7-54
II. PRESUPUESTO.....	págs. 55-59
III. ANEXOS.....	págs. 60-67

I. MEMORIA

ÍNDICE DE LA MEMORIA

1.	INTRODUCCIÓN.....	10
1.1.	OBJETIVOS	10
1.2.	JUSTIFICACIÓN	11
1.3.	ESTADO DEL ARTE	11
2.	RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA.....	13
2.1.	DEFINICIÓN	13
2.2.1.	TIPOS DE RADIOTERAPIA.....	13
2.3.	EQUIPAMIENTO	14
2.3.1.	Acelerador LIAC	14
2.3.2.	Cámara de ionización.....	19
3.	PROTOCOLO TRS-398	24
3.1.	DEFINICIÓN	24
3.2.	DOSIMETRÍA.....	24
3.2.1.	MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS.....	25
3.3.	FACTORES DE CORRECCIÓN	27
4.	SIMULACIÓN MONTE CARLO	31
4.1.	CÓDIGO MONTE CARLO.....	31
4.2.	SIMULACIÓN MCNP6.....	31
4.3.	ESPACIO DE FASES.....	32
5.	MÉTODO Y MATERIALES.....	33
5.1.	MODELADO DE LA CÁMARA	33
5.2.	MALLADO DE LA CÁMARA	36
5.3.	MODELO CON MCNP6.....	39
5.3.1.	METODOLOGÍA.....	39
5.3.2.	PROGRAMA UM_PRE_OP.....	40
5.3.3.	INPUT DE MCNP6.....	41
5.3.4.	EJECUCIÓN DE LA SIMULACIÓN.....	46
6.	RESULTADOS.....	47
6.1.	FLUENCIA DE LAS PARTÍCULAS.....	47
6.2.	CURVA DE DOSIS EN PROFUNDIDAD	51
6.3.	DOSIS OBTENIDA EN AIRE Y AGUA	51
6.4.	TIEMPOS DE CÁLCULO	52
7.	CONCLUSIONES.....	53
8.	REFERENCIAS	54

ÍNDICE DE FIGURAS DE LA MEMORIA

Figura 1. Representación de la forma de irradiación en RIO	14
Figura 2. Dimensiones del LIAC HWL	16
Figura 3. LIAC HWL.....	16
Figura 4. Acelerador en su posición inicial	17
Figura 5. Acelerador con su cabezal elevado.....	17
Figura 6. ángulo de inclinación alejando el cabezal 30º del cuerpo.....	17
Figura 7. Ángulo de inclinación acercando el cabezal 15º al cuerpo	17
Figura 8. Ángulo de giro del cabezal	18
Figura 9. Aplicadores del acelerador con sus diferentes ángulos de biselado.....	18
Figura 10. Cámara de ionización cilíndrica	20
Figura 11. Cámara de ionización plano-paralela.....	20
Figura 12. Cámara de ionización <i>Advanced Markus 34045</i>	21
Figura 13. Materiales de la cámara <i>Advanced Markus</i>	22
Figura 14. Detalle ampliado de los materiales de la cámara <i>Advanced Markus</i>	22
Figura 15. Esquema de la cámara de ionización <i>Advanced Markus</i>	33
Figura 16. Sección en 2D e imagen 3D de la tapa de la cámara de ionización	34
Figura 17. Sección en 2D e imagen 3D del volumen sensible de la cámara de ionización	35
Figura 18. Sección en 2D e imagen 3D del cuerpo de la cámara de ionización	35
Figura 19. Sección en 2D e imagen 3D de la cámara de ionización <i>Advanced Markus</i> completa	36
Figura 20. Cuerpo mallado de la cámara de ionización.....	37
Figura 21. Tapa mallada de la cámara de ionización.....	37
Figura 22. Cable auxiliar mallado.....	38
Figura 23. Anillo de guarda mallado	38
Figura 24. Volumen detector mallado	38
Figura 25. Imagen 3D de la cámara de ionización mallada	39
Figura 26. Imagen 3D y sección de la cámara de ionización en la cuba de agua	40
Figura 27. Imagen 3D y sección del detector en la cuba de agua	40
Figura 28. Fluencia de los fotones en el modelo de la cámara con aire en el volumen sensible.	47
Figura 29. Fluencia de los fotones en el modelo del volumen sensible con agua.	48
Figura 30. Fluencia de los electrones en el modelo de la cámara con aire en el volumen sensible.	48
Figura 31. Fluencia de los electrones en el modelo del volumen sensible con agua.	49
Figura 32. Fluencia de la suma de partículas para el modelo de la cámara con aire en el volumen sensible.	50
Figura 33. Fluencia de la suma de partículas en el modelo del volumen sensible con agua.	50
Figura 34. Curva de dosis en profundidad en la cuba de agua	51

ÍNDICE DE TABLAS DE LA MEMORIA

Tabla 1. Densidades de los materiales de cada una de las partes de la cámara de ionización.....	23
Tabla 2. Factores de ponderación de radiación (ICRP 103, 2007).....	26
Tabla 3. Factores de ponderación de tejidos y órganos (ICRP 103, 2007).....	26

1. INTRODUCCIÓN

La energía tiene múltiples definiciones y puede ser usada para realizar una gran variedad de trabajos. Una de las ramas más importantes de la energía es la nuclear, la cual no solo sirve para obtener energía eléctrica, sino que también puede aplicarse en el campo de la medicina.

Una de estas aplicaciones son los tratamientos de radioterapia con haces externos. Con este método se administra un haz de partículas de alta energía con el fin de irradiar la dosis necesaria para destruir las células cancerosas.

Dentro de la radioterapia se encuentra un caso especial, la radioterapia intraoperatoria. Esta técnica proporciona una mayor precisión en el tratamiento, ya que se realiza una única irradiación con elevada intensidad durante la cirugía. De este modo se eliminan los posibles restos que queden en el lecho tumoral.

El tratamiento de enfermedades mediante radiación nuclear ha ido evolucionando en las últimas décadas, perfeccionando su técnica y haciendo que cada uno de los tratamientos sean específicos y personalizados para cada paciente.

1.1. OBJETIVOS

El trabajo de fin de grado que se desarrolla a continuación tiene como objetivo dar solución a una situación real en el ámbito de la radioterapia intraoperatoria, concretamente se plantea a raíz de un problema que posee el Hospital Universitario y Politécnico la Fe de Valencia.

En octubre de 2018 la fundación de Amancio Ortega donó al hospital un acelerador lineal para realizar radiocirugía intraoperatoria. Dicho acelerador es de última generación y presenta múltiples ventajas frente a los anteriores que se empleaban. El único inconveniente es que no existe un coeficiente directo que convierta la energía emitida por el haz del acelerador en dosis administrada al paciente.

Actualmente se están empleando factores aproximados sacados del protocolo TRS-398, donde se reúnen diferentes coeficientes para obtener la dosis a administrar según el equipo y el tipo de radiación que se esté empleando. Este método crea una incertidumbre elevada ya que no se está usando la corrección exacta a la hora de calcular la dosis que se irradiará en un tratamiento, por ello es necesario obtener estos coeficientes.

Para conocer la dosis que llega al tejido del paciente es necesario utilizar una cámara de ionización para medirla. El volumen activo de las cámaras de ionización posee aire en su interior, mientras que el tejido humano se considera agua, esta diferencia de material hará necesaria una corrección del valor de la dosis para obtener la relación entre aire y agua.

Previamente a la realización de la simulación del transporte de partículas se ha de modelizar la cámara de ionización *Advanced Markus* y realizarle un mallado a la geometría para poder exportarla a MCNP. Una vez completado este proceso se procederá a simular las partículas emitidas desde la fuente de

radiación hasta la zona sensible de la cámara. Estas simulaciones se van a llevar a cabo mediante el modelo Monte Carlo con código MCNP6.

Se hará una primera simulación con el volumen sensible de aire y posteriormente se cambiará este aire por agua, de este modo se obtendrá el valor de dosis medida en ambos materiales y se podrá obtener el coeficiente de corrección aire-agua.

Esto va a permitir realizar tratamientos mucho más exactos y eficaces, ya que se está mejorando la incertidumbre que anteriormente se tenía al emplear valores aproximados.

1.2. JUSTIFICACIÓN

En los últimos años la radioterapia ha sufrido grandes avances tecnológicos y se han realizado multitud de investigaciones con el fin de mejorar las terapias de radiación. Gracias a todo esto se ha tenido la posibilidad de administrar los tratamientos aplicando nuevas técnicas y haciendo que sean mucho más eficaces que los tratamientos convencionales.

El avance de la tecnología ha hecho posible la aparición de nuevos tipos de aceleradores lineales mucho más precisos, consiguiendo que se reduzcan los efectos secundarios ya que los tratamientos son más cortos y existen técnicas especializadas para determinadas situaciones. Por ello, según el tipo de cáncer y la situación de cada paciente se emplea un equipo u otro, mejorando la administración del tratamiento para cada caso en específico.

Donde más ha impactado este avance tecnológico es en la calidad de vida del paciente, ya que las cirugías a las que son sometidos son mucho menos agresivas, reciben menor toxicidad en su organismo y se dañan en menor medida los tejidos sanos de las zonas cercanas.

En las últimas décadas ha habido especial interés en el desarrollo de la radioterapia intraoperatoria (RIO) haciendo uso de aceleradores lineales. Con esta técnica se reduce al máximo la zona de irradiación en el cuerpo del paciente ya que el haz emitido incide justamente en el lugar deseado.

A pesar de todos los estudios que se han hecho, aún siguen quedando problemas por resolver y áreas en las que mejorar. Por ello, con este trabajo se va a ayudar en la mejora de la incertidumbre a la hora de trabajar con un acelerador lineal móvil para su uso en tratamientos RIO.

1.3. ESTADO DEL ARTE

A lo largo de los últimos años se han estado realizando multitud de estudios e investigaciones con el fin de conocer mejor el comportamiento de los equipos destinados para su uso en radioterapia. Gracias a todos ellos se ha ido mejorando la calidad y eficiencia de los tratamientos en los pacientes.

Para poner en contexto este proyecto se ha recopilado información de estudios similares, tanto de caracterización de cámaras de ionización como del comportamiento dosimétrico del acelerador para radioterapia.

Uno de los estudios hace referencia al acelerador *LIAC HWL* que se emplea en nuestro proyecto. Con él se realizó un estudio en el Hospital General Universitario Gregorio Marañón de Madrid donde se analizaba su comportamiento dosimétrico y se comparaba con un acelerador convencional. Se realizó

un montaje experimental con el fin de acercarse al máximo a un caso real con paciente y se empleó una cámara de ionización calibrada de acuerdo con el protocolo TRS-398 para realizar las mediciones. Estuvieron repitiendo las medidas a lo largo de 6 meses para evaluar la estabilidad dosimétrica del LIAC y, tras obtener los resultados, se comprobó que con este equipo la dosis relativa en superficie era más alta y los tiempos de tratamiento se reducían. Además, la tasa de dosis irradiada al paciente aumentaba conforme el diámetro del aplicador disminuía. Por ello, con todos los resultados obtenidos se pudo afirmar que este acelerador realizada un trabajo mucho más preciso y eficaz.

También hay otros estudios que combinan los dos equipos, como por ejemplo el realizado por el Hospital La Fe de Valencia. En él se realizó un sistema de dosimetría para el *LIAC HWL* haciendo uso de la cámara de ionización *Advanced Markus*. Este estudio surgió por la necesidad de realizar controles diarios para asegurar que se mantienen intactas las características de los haces y que se siga realizando un tratamiento seguro a los pacientes. Para llevarlo a cabo se fijaron 6 cámaras en un maniquí que se encargaban de medir la radiación emitida y de identificar los valores de simetría y homogeneidad del haz.

Por otra parte, cabe destacar una serie de proyectos que están más relacionados con el objetivo de este trabajo, es decir, con la obtención del factor de corrección de la calidad de un haz.

Uno de ellos fue publicado en octubre de 2020, en él se realizaban simulaciones Monte Carlo para determinar la calidad de un haz de protones monoenergéticos. Estas simulaciones se encargaban de medir la perturbación de varias cámaras de ionización con el fin de obtener los valores de calidad del haz. Al obtener los resultados se demostró que se desviaban de la unidad, cosa que contradice las suposiciones que se plantean en los protocolos de dosimetría. Como consecuencia de estos resultados se plantea la necesidad de revisar los factores de corrección empleados hasta el momento para asegurar un buen funcionamiento.

Otro tipo de investigaciones surgen cuando se empieza a comercializar la cámara de ionización *Advanced Markus* y se necesita tener información dosimétrica sobre ella. Esta cámara se crea para solucionar algunos problemas que tenía la cámara *Markus*, su antecesora. En 2006 se realizó en Reino Unido la caracterización de esta nueva cámara para la dosimetría de electrones de un rango energético comprendido entre 4 y 19 MeV y se comparó con la *Markus* clásica. El diseño de ambas cámaras es diferente, por ejemplo, la *Advanced Markus* tiene un anillo de protección mucho mayor que la normal, garantizando que el punto efectivo de medición no se desplace. Este y otros cambios en la estructura de la cámara hacen que los valores que se miden varíen significativamente, llegando a la conclusión de que los valores de dosis medida son mucho más exactos para esta nueva cámara que para la *Markus*.

Todos estos estudios han servido de motivación para llevar a cabo este trabajo de fin de grado.

2. RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

2.1. DEFINICIÓN

La radioterapia como su propio nombre indica es un tipo de terapia que emplea la radiación como tratamiento médico. Es usada contra el cáncer para reducir y eliminar las células que se encuentran dañadas.

Hace uso de rayos X o partículas cargadas, como por ejemplo electrones, para destruir las células cancerígenas. Estas células se reproducen más rápido que las células normales del resto del cuerpo y, como la radiación produce más daños a las células de mayor crecimiento que a las de menor, gracias a la radioterapia se impide que aumenten dichas células frenando así el crecimiento del tumor.

A veces la radioterapia se emplea como único tratamiento, pero también puede ser utilizada en combinación con otras terapias, como puede ser la quimioterapia o la cirugía.

Es de gran ayuda para reducir lo máximo posible el tamaño del tumor antes de realizar una cirugía para extirparlo del todo y posteriormente también sirve para evitar que el cáncer reaparezca después de la operación.

Además, según algunos estudios de la Sociedad Estadounidense de Oncología Clínica, la radioterapia puede tener un uso paliativo. Es decir, puede ser usada para aliviar algunos síntomas causados por el tumor como por ejemplo dolores y mal estar.

2.2.1. TIPOS DE RADIOTERAPIA

Existen diferentes tipos de radioterapia, los más conocidos son la radioterapia interna, la externa y la intraoperatoria.

La radioterapia externa es la más común de todas y consiste en irradiar el tumor desde una máquina que se encuentra fuera del cuerpo. Con la ayuda de un acelerador lineal, también llamado LINAC, se crea un haz de partículas con la dirección y la energía que se necesita en cada caso. De este modo se consigue adaptar el tratamiento a cada paciente según sus necesidades y evitando así que el haz irradie parte de tejido sano que se encuentra alrededor de la zona.

En la radioterapia interna se trata el tumor desde dentro, para ello se introduce el material radiactivo dentro del cuerpo, en el tumor o en el tejido que lo rodea. A esta técnica se le denomina braquiterapia y es común usarla para tratar, por ejemplo, el cáncer de próstata.

Por último, la radioterapia intraoperatoria, también conocida con la abreviatura RIO, es un tipo especial de radioterapia externa que consiste en aplicar una elevada dosis de radiación en el área afectada justo en el momento de la cirugía, es decir, cuando se está extrayendo el tumor.

Realizar la irradiación en dicho momento ayuda a que los órganos y tejidos que se encuentran cerca de la zona no se vean tan afectados y reciban una cantidad mínima de exposición. Gracias a esto el tumor se encuentra expuesto al máximo de radiación, mientras que el resto de los tejidos sanos quedan protegidos de la misma.

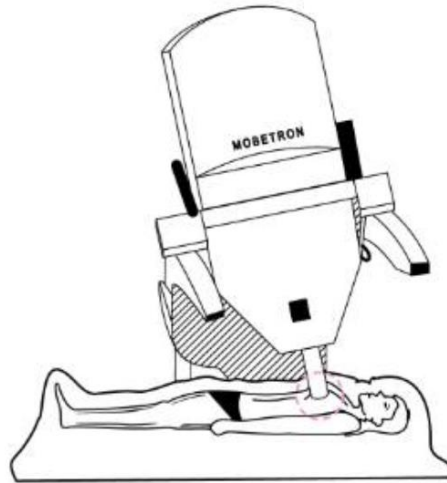


Figura 1. Representación de la forma de irradiación en RIO

[Imagen sacada de la *Referencia 15*]

Se utiliza para tratar los tipos de cáncer que son más difíciles de extirpar durante la cirugía y también cuando existe la posibilidad de que pueda quedar alguna célula cancerosa en el área.

El ámbito en el que más se emplea este tipo de radioterapia es en el cáncer de mama, pero también es aplicable a otro tipo de tumores como el de páncreas, colon y recto.

Con la radioterapia intraoperatoria se aplica una dosis más alta de radiación y por lo tanto el tratamiento es más eficaz que en el caso de la radioterapia externa convencional.

Esta modalidad se ha hecho posible gracias al desarrollo de nuevos equipos, como por ejemplo el LIAC de última generación de la compañía Sordina, que es el modelo que se ha empleado en este proyecto y posteriormente se describirán sus características más relevantes.

2.3. EQUIPAMIENTO

2.3.1. Acelerador LIAC

Un acelerador para el uso médico es un dispositivo que emplea un haz de partículas cargadas a una alta energía para dar tratamientos de radioterapia en enfermos de cáncer.

El acelerador lineal se llama comúnmente Linac y puede suministrar diferentes tipos de partículas, como rayos X o electrones, ajustando la forma y personalizando las características del haz con el fin de destruir las células cancerosas con la mayor eficacia posible.

Incorpora sistemas de seguridad para garantizar que el paciente reciba la dosis correcta y no haya ningún tipo de problema, además, su uso tiene que estar vigilado por un especialista que compruebe que todo funciona correctamente.

Existe otro tipo de acelerador lineal, el LIAC, que es móvil y más pequeño. Es capaz de realizar los tratamientos de radioterapia con mayor exactitud y reducir todo lo posible la zona de exposición a la radiación, haciendo que el nivel de toxicidad en las áreas cercanas sea el mínimo posible. Además, el tiempo de irradiación es mucho menor, únicamente se necesitan 2 minutos para destruir las células cancerígenas que hayan podido quedar.

La compañía Sordina cuenta con un acelerador de estas características y es en el que se va a centrar el trabajo, a continuación, describiremos sus características más relevantes.

Sordina cuenta también con el NOVAC11, que fue el primer acelerador lineal de electrones móvil que se diseñó en todo el mundo. Este acelerador cuenta con una tecnología bastante desarrollada y ha realizado miles de tratamientos de radioterapia intraoperatoria en todo el mundo.

Comenzó a usarse en 1997 y lo que le diferencia de su antecesor, el NOVAC7, es que se aumentó el rango de energía con el que es capaz de trabajar, llegando hasta los 10 MeV. Además, es el primer dispositivo de radioterapia que es flexible y fácil de usar, aparte de ser mucho más potente y seguro que otros.

Se fueron realizando evoluciones y mejorando el equipo hasta llegar a un nuevo modelo mucho más desarrollado y capaz de emitir mayores rangos de energía, este es el LIAC HWL.

El LIAC HWL de Sordina (*Referencia 9*) es un acelerador lineal móvil diseñado para su uso en radioterapia intraoperatoria, produce haces de electrones con cuatro niveles diferentes de energía (6, 8, 10 y 12 MeV). El acelerador posee un software, basado en simulaciones según el método Monte Carlo, para poder visualizar en 2D la dosis que emite al paciente

La característica que lo diferencia del resto es su gran movilidad, siendo capaz de llegar con gran facilidad a cualquier sitio y tratando al paciente de una forma mucho más rápida y sencilla, ya que en menos de 5 minutos irradia la zona donde se encontraba el cáncer y elimina los posibles restos que se hayan podido quedar en el lecho del tumor.

Gracias a su forma y a sus características es uno de los sistemas más fiables actualmente, ya que con él se consigue adaptar la dirección del haz y ajustar la dosis necesaria para cada caso en particular.

Como anteriormente se ha dicho, este acelerador se caracteriza por sus reducidas dimensiones, mide entre 180 y 280 cm de alto, según si el cabezal está elevado a su máxima altura o está bajado, 80 cm de ancho y 210 cm de largo. Pesa 400kg, que es bastante menos que otros, y posee un cable de 10 m de longitud con el que se conecta a la unidad de control.

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

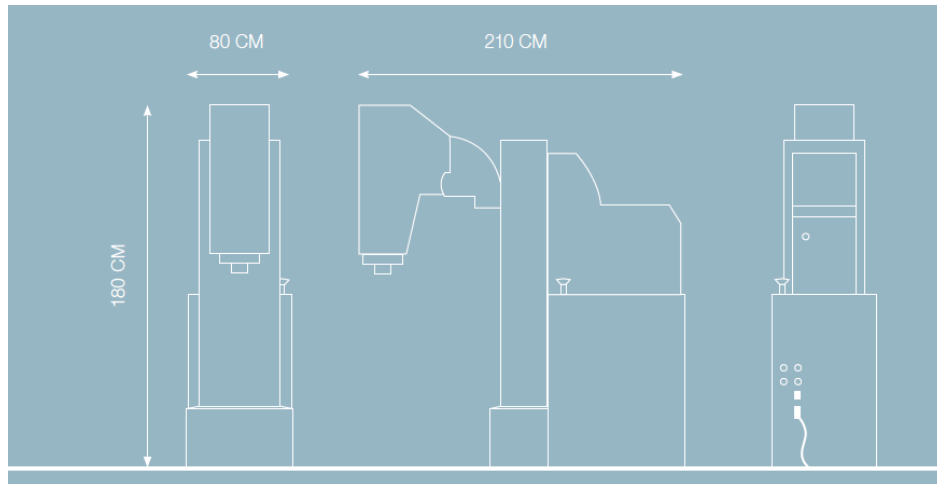


Figura 2. Dimensiones del LIAC HWL

[Imagen sacada del manual Sordina IORT Technologies, Referencia 9]

A continuación, se va a explicar con más detalle los grados de libertad que tiene el acelerador y los movimientos que es capaz de realizar.

En primer lugar, en el acelerador se diferencian dos partes, el estativo que es la que se encarga del desplazamiento de todo el equipo con 2 grados de libertad y el cabezal, que es la correspondiente a la emisión del haz, contando con 3 grados de libertad.

La primera parte es un bloque compacto que realiza los movimientos de avanzar, retroceder y girar, gracias a esto el acelerador puede moverse de un lugar a otro del hospital y no es necesario tener un quirófano habilitado únicamente con este equipo. La ventaja de este movimiento es que con un único equipo se puede operar en diferentes quirófanos y se podrían tratar a más pacientes en menos tiempo.

Por otra parte, tenemos el cabezal, el cual puede aumentar y disminuir su altura, acercar y alejar el brazo de irradiación de partículas y girar dicho brazo a izquierda y derecha.

Estos movimientos se visualizan mejor con las siguientes imágenes.



Figura 3. LIAC HWL

[Imagen sacada del manual Sordina IORT Technologies, Referencia 9]

Uno de los movimientos que realiza es el de subir el cabezal, llegando a una altura máxima de 90cm.

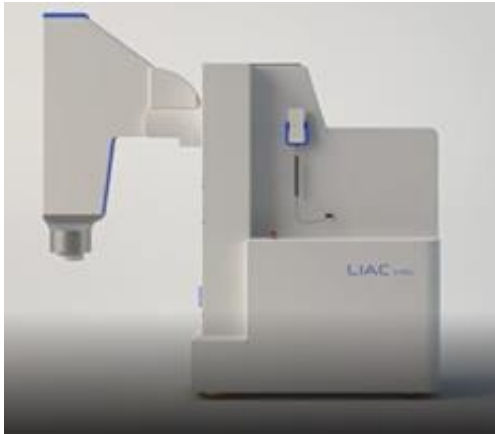


Figura 4. Acelerador en su posición inicial



Figura 5. Acelerador con su cabezal elevado

[Imágenes sacadas del manual Sordina IORT Technologies, *Referencia 9*]

Otro de los movimientos corresponde al ángulo de inclinación, siendo capaz de acercarse 15° al cuerpo del acelerador y alejarse hasta 30° .



Figura 6. ángulo de inclinación alejando el cabezal 30° del cuerpo

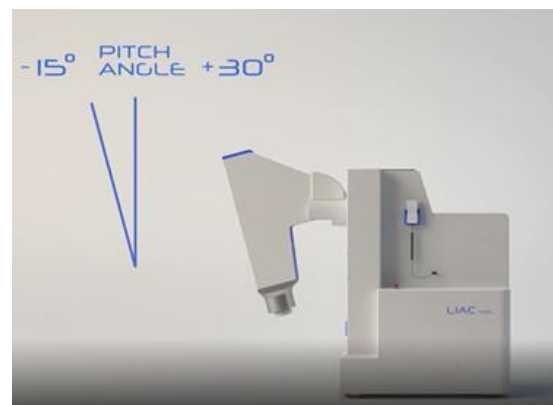


Figura 7. Ángulo de inclinación acercando el cabezal 15° al cuerpo

[Imágenes sacadas del manual Sordina IORT Technologies, *Referencia 9*]

Por último, se tiene el ángulo de giro, el cabezal puede girar 60° a cada lado.

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.



Figura 8. Ángulo de giro del cabezal

[Imagen sacada del manual Sordina IORT Technologies, *Referencia 9*]

Gracias a la combinación de todos estos movimientos y grados de libertad se hace posible la irradiación al paciente sin que se tenga que mover la mesa de operaciones, llevando a cabo una cirugía mucho más cómoda y rápida.

Este acelerador en concreto cuenta con una serie de accesorios que se introducen en el extremo del cabezal y ayudan a colimar el haz de electrones que se emite en dicho punto.

Los aplicadores tienen diferentes diámetros, entre 3 y 12 cm, y también diferentes ángulos de biselado, de 0°, 15°, 30° y 45°, permitiendo así aumentar o disminuir el tamaño del haz.

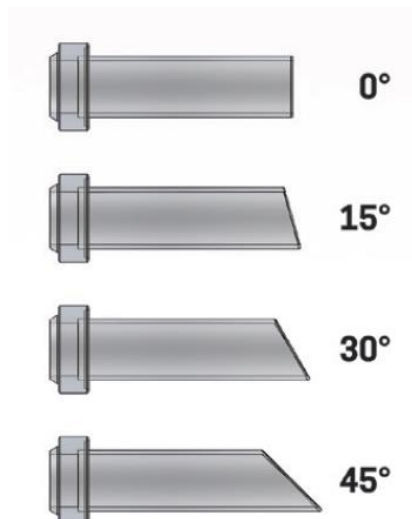


Figura 9. Aplicadores del acelerador con sus diferentes ángulos de biselado

[Imagen sacada del manual Sordina IORT Technologies, *Referencia 9*]

En el presente trabajo se van a realizar las simulaciones con el aplicador de 10 cm y de ángulo de biselado de 0° , para un haz inicial de electrones de 12MeV, que corresponde al caso de mayor energía y tamaño de campo, donde más dosis se imparte.

2.3.2. Cámara de ionización

Una cámara de ionización es el tipo de dosímetro que más se utiliza a la hora de medir la dosis absorbida y para realizar controles de calidad a los equipos de radioterapia. Es un dispositivo eléctrico capaz de detectar partículas cargadas o radiación ionizante en un medio determinado y medir la dosis que éstas poseen. Su principal uso es para medir dosis absolutas, relativas y tasas de dosis. Las ha de manipular una persona que tenga conocimientos sobre ellas, ya que son elementos muy frágiles y han de ser tratados con mucho cuidado.

Se ha de tener en cuenta el tiempo de estabilización de la cámara, que viene estipulado en el manual del fabricante, si no se tiene en cuenta es muy probable que la medición realizada sea errónea. De normal este tiempo es entre 15 minutos y 2 horas, en función de la cámara que se esté empleando.

Las cámaras han de ser calibradas periódicamente con una frecuencia mínima de 4 años en un laboratorio acreditado, ya que estas cámaras tienen una función muy importante a la hora de medir la dosis absorbida y se ha de verificar que siguen siendo estables y trabajando de una forma adecuada ante una fuente de radiación.

Las cámaras de ionización constan de una zona llena de aire u otro gas que está entre dos electrodos, en los que se aplica un voltaje y cuando la radiación atraviesa la cámara los iones que se han formado se ven atraídos por los electrodos y producen una señal eléctrica. Esta señal eléctrica viaja a través de unos cables y llega hasta un equipo donde es leída y normalmente amplificada para que el usuario pueda ver el valor de dosis que se ha medido.

En el volumen sensible se encuentra el punto efectivo de la cámara, el cual se suele situar en la ventana frontal a una cierta profundidad desde la superficie. Este punto coincide con el máximo de dosis absorbida cuando se emite un haz con una determinada energía. Es importante conocer la posición en la que se encuentra para evitar errores en la medida y fluencias dentro de la cavidad de la cámara.

El resto de la estructura de la cámara ha de ser de un material con características similares a las del medio donde se está realizando la medida y ha de estar envuelto de material aislante, de forma que no se produzcan corrientes de aire que afecten en la medida.

Este sistema de medición es bastante exacto y preciso, sirve para calibrar el haz y su lectura es instantánea, pero tiene alguna desventaja como por ejemplo que necesita una fuente de energía de alta tensión y se han de aplicar factores de corrección en cada medición.

Existen dos tipos de cámaras de ionización, las cilíndricas y las plano-paralelas.



Figura 10. Cámara de ionización cilíndrica



Figura 11. Cámara de ionización plano-paralela

[Imágenes sacadas de la web de PTW-dosimetry, Referencia 13]

Cada cámara de ionización está calibrada bajo unas condiciones de referencia determinadas, pero si la cámara se usa en otras condiciones se han de realizar correcciones.

Hay diferentes factores de corrección según la magnitud que varíe, algunas de ellas hacen referencia a las condiciones atmosféricas, como la presión, temperatura y humedad y otras a la polaridad de la tensión que se le ha aplicado y a corrientes de fuga que puedan existir.

2.3.2.1. Advanced Markus

La cámara de ionización que se va a emplear es un modelo de la compañía PTW, en concreto una *Advanced Markus tipo 34045 (Referencia 7)*. Es una cámara plano-paralela con tapa de protección y abierta al aire, cuyo volumen sensible es de 0.02 cm^3 y que está calibrada en agua y con un haz de Cobalto 60.

Este tipo de detector se emplea para medir la dosis relativa y la tasa de dosis absorbida de un haz de electrones, determinando así las características del haz que se está analizando.

El haz incide en dirección perpendicular a la ventana de entrada hasta llegar al volumen sensible a la radiación. El punto efectivo de la cámara se encuentra a una profundidad de 1.3 mm por debajo de la superficie de la tapa de protección.

Cuenta con un anillo de guarda, que cierra el volumen sensible. Es un electrodo auxiliar cuya función es reducir la corriente de fuga entre el electrodo colector y el resto de los electrodos que hay en la cámara de ionización. Gracias a este sistema el potencial es igual que en el electrodo central, haciendo las fugas prácticamente nulas.

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

Los detectores son elementos que no son impermeables, pero es posible utilizar esta cámara bajo el agua cuando se coloca debidamente la tapa de protección. Con ella se impermeabilizará el interior de la cámara y será capaz de realizar mediciones sumergida en agua.

A parte de para permitir su uso en agua, la tapa también tiene función protectora, ya que cierra la cámara cuando no está en uso y evita que se dañe el detector.

Para comenzar a trabajar con la cámara hay que conectar el dosímetro y comprobar que esté bien ajustada la alta tensión. Primero hay que hacer una irradiación al detector para comprobar la corriente de fuga y una vez ajustada a cero, ya se realizará la medición.

Como esta cámara está abierta y en contacto con el aire será necesario aplicar el factor de corrección de la densidad del aire k_{TP} para poder medir dosis absoluta.

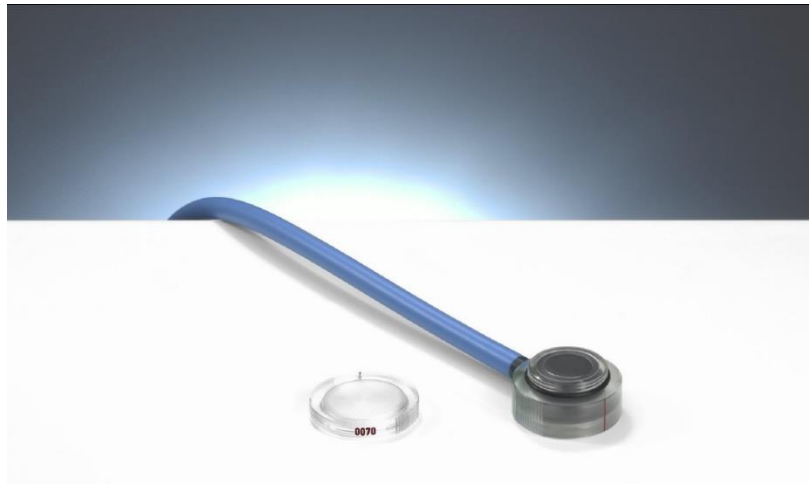


Figura 12. Cámara de ionización *Advanced Markus 34045*

[Imagen sacada del Manual del usuario *Advanced Markus*, Referencia 7]

2.3.2.1.1. MATERIALES ADVANCED MARKUS:

La cámara de ionización se compone de diversos materiales, es importante conocer el material en cada una de las partes para que la simulación que se realice se asemeje al máximo con la realidad.

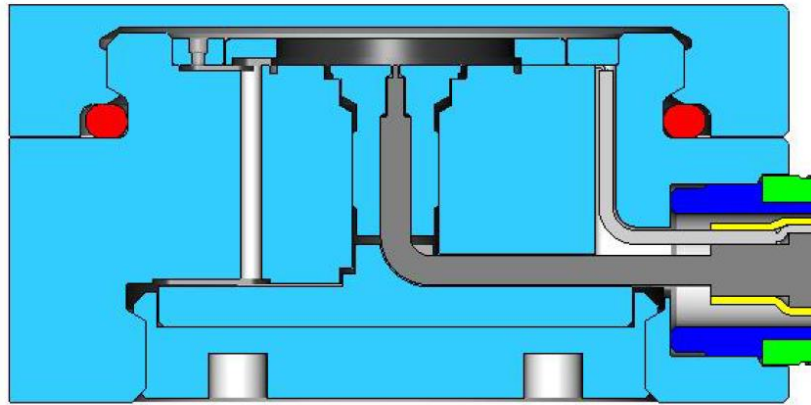


Figura 13. Materiales de la cámara *Advanced Markus*

El material principal es el PMMA o metacrilato, uno de los plásticos más empleados en la industria de la ingeniería y que tiene como función proteger el equipo. Además, hace que sea mucho más ligero y resistente frente a cualquier tipo de golpe o impacto. Por ello, la tapa y el cuerpo de la cámara están hechas con él.

El anillo de guarda se compone de una goma de caucho o nitrilo (NBR), garantizando la estanqueidad de la cámara a la vez que hace de aislante y evita corrientes de fuga.

El cable que se encarga de recoger la dosis en el detector de la cámara y transportar la información hasta el equipo de visualización de las medidas es de cobre. Este material es uno de los metales con mejores características de conductividad eléctrica por lo que garantiza una gran precisión a la hora de transportar la corriente de un punto a otro.

Como se puede ver en la figura 14, hay una capa que protege al detector y cuyo espesor es muy pequeño pero que aun así se ha tenido en cuenta a la hora de diseñar la cámara. Esta capa es de polietileno (PE) que se encarga de proteger el detector ante golpes o sustancias que puedan dañarlo.

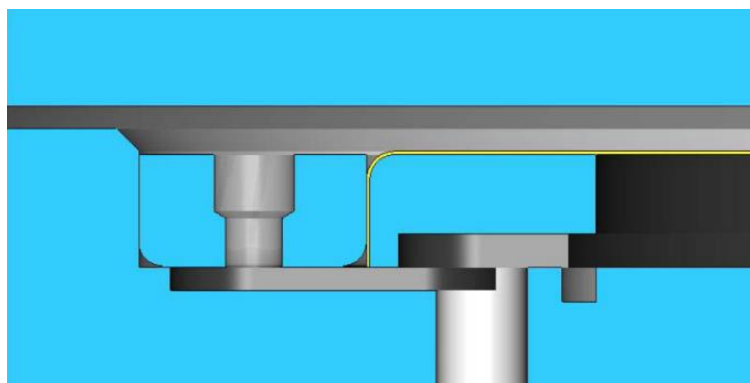


Figura 14. Detalle ampliado de los materiales de la cámara *Advanced Markus*

Por último, tendríamos el volumen sensible, que es un espacio lleno de aire, ya que es el mejor medio para realizar la medición de las partículas de ionización.

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

La magnitud que más nos interesa conocer de cada uno de estos materiales es su densidad, ya que es un valor que se ha de introducir en el programa a la hora de hacer la simulación.

Las densidades son:

Tabla 1. Densidades de los materiales de cada una de las partes de la cámara de ionización

MATERIAL	DENSIDAD (g/cm^3)	PARTE
PMMA	1,18	Cuerpo y Tapa
NBR	1,46	Anillo de guarda
Cobre	8,96	Cable
PE	0,91	Capa protectora
Aire	0,0012	Detector

3. PROTOCOLO TRS-398

3.1. DEFINICIÓN

La IAEA (Agencia Internacional de Energía Atómica) publicó el Protocolo TRS-398 en el año 2000 (*Referencia 1*). Está compuesto por una serie de informes que recogen y describen los procedimientos específicos para la determinación de dosis absorbida en agua con haces externos de fotones, electrones de alta energía, rayos X de media y baja energía y haces de protones e iones pesados.

En la actualidad, este y el resto de los protocolos de dosimetría se basan en la determinación de la dosis absorbida en agua a partir de medidas de carga eléctrica realizadas con una cámara de ionización calibrada en un laboratorio. Se emplea este patrón ya que dicha magnitud es de gran interés en radioterapia debido a que está relacionada con los efectos de las radiaciones.

En el año 2001 la Sociedad Española de Física Médica recomendó el uso de protocolos como el TRS-398 ya que disponen de grandes ventajas, como por ejemplo la reducción de la incertidumbre y la homogeneización de patrones y métodos a emplear.

Anteriormente se empleaban métodos basados en coeficientes de calibración de dosis absorbida en aire y para pasar a dosis absorbida en agua se empleaban factores teóricos, pero gracias a estos protocolos se consigue un coeficiente de calibración de la cámara de ionización para condiciones similares a las del hospital, lo que implica una mejora en la incertidumbre.

A pesar de todo esto, aún siguen existiendo conversiones sin realizar, lo cual implica que no se están empleando los valores exactos a la hora de determinar la dosis. Esto supone una motivación para realizar estudios como el planteado en este trabajo con el fin de obtener los coeficientes exactos y no tener que emplear las aproximaciones de este protocolo, mejorando la incertidumbre y los tratamientos en pacientes.

3.2. DOSIMETRÍA

La dosimetría engloba diversos procesos físicos y clínicos, ambos necesarios para la caracterización de tratamientos de radioterapia ya que se complementan entre sí.

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

Por otra parte, la dosimetría clínica hace referencia al cálculo de la distribución de dosis absorbida bajo condiciones de tratamiento del paciente, es decir, teniendo en cuenta que el medio en el que se emite esta radiación no es homogéneo. Además de realizar cálculos para la optimización de la entrega de dosis al paciente.

Existen múltiples magnitudes en dosimetría y todas ellas son necesarias para caracterizar de forma precisa las radiaciones ionizantes y los efectos físicos y biológicos que puedan tener. Hay magnitudes radiométricas y dosimétricas. Las radiométricas definen el haz de radiación, haciendo referencia a su fluencia y a la tasa de partículas o energía que posee, mientras que las dosimétricas proporcionan información de una medida física sobre los efectos que realiza el haz en un cuerpo o en un medio determinado, o lo que es lo mismo, la dosis absorbida.

El estudio de la dosis sirve además para investigar las consecuencias que puede tener la radiación y para determinar cuál es el límite de exposición para no causar daños.

3.2.1. MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS

Las magnitudes dosimétricas y sus unidades están descritas en informes del Organismo Internacional de Energía Atómica, algunas de ellas son:

- Dosis absorbida(D): es el cociente de la energía media ($d\bar{E}$) impartida por la radiación ionizante a una masa o cuerpo (dm). Se expresa en J/kg y en el Sistema Internacional su unidad es el Gray (Gy)

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (1)$$

Es la magnitud dosimétrica de mayor interés ya que es válida para cualquier tipo de radiación ionizante, especificando el material al que se cede la energía.

- Tasa de dosis absorbida (\dot{D}): es la variación de dosis absorbida (dD) en un intervalo de tiempo (dt), expresada en J/kg.s o Gy/s.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2)$$

- Dosis equivalente: tiene en cuenta la eficacia biológica relativa en cada tipo de tejido u órgano de las radiaciones ionizantes. La dosis equivalente (H) es el producto:

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (3)$$

Donde:

$D_{T,R}$: es la dosis absorbida para la radiación R en el órgano o tejido T .

w_R : es el factor de ponderación para el tipo de radiación R.

Este factor de ponderación (w_R) presenta diferentes valores según el tipo de radiación ionizante:

Tabla 2. Factores de ponderación de radiación (ICRP 103, 2007).

Tipo de radiación	w_R
Fotones	1
Electrones	1
Protones	2
Partículas alfa y núcleos pesados	20
Neutrones	Viene determinado por una curva en función de la energía

- Dosis efectiva: aparte de tener en cuenta el tipo de radiación, también considera el órgano al que se está emitiendo la radiación. No todos los órganos y tejidos del cuerpo tienen la misma sensibilidad ante una radiación, por ello se define esta magnitud.

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_{T,R} w_T \cdot w_T \cdot D_{T,R} \quad (4)$$

Estos factores de ponderación en tejidos y órganos representan la proporción de riesgo que existe, según las últimas recomendaciones de ICRP 103, los valores son los siguientes:

Tabla 3. Factores de ponderación de tejidos y órganos (ICRP 103, 2007).

Tejido/Órgano	w_T
Gónadas	0,8
Médula ósea, colon, pulmón, estómago, mama y resto del organismo	0,12
Vejiga, esófago, hígado y tiroides	0,04
Superficie ósea, cerebro, glándulas salivales, piel	0,01

- Dosis absorbida en agua ($D_{w,Q}$): es de especial interés definir esta magnitud ya que es la empleada para determinar la dosis que se va a impartir en radioterapia. Se determina a partir de la medida de la carga realizada con una cámara de ionización, siguiendo la fórmula:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (5)$$

Donde:

M_Q : lectura del dosímetro.

N_{D,w,Q_0} : coeficiente de calibración de la cámara de ionización en el laboratorio.

k_{Q,Q_0} : factor de corrección por la diferencia de calidad entre la referencia y la calidad de en la que se realiza la medida.

3.3. FACTORES DE CORRECCIÓN

Si las condiciones en las que se va a usar la cámara de ionización no son las mismas que las condiciones en las que se calibró dicha cámara, se han de aplicar factores de corrección para que la medida obtenida sea correcta. Existen varios factores de corrección, entre los más destacados se encuentran los siguientes.

CORRECCIÓN POR CONDICIONES ATMOSFÉRICAS ($k_{P,T}$): Presión, temperatura y humedad

Como la mayoría de las cámaras destinadas a uso de radioterapia son abiertas al aire, se han de tener en cuenta las condiciones en las que se realizó la calibración, ya que pueden variar con respecto a las que hay a la hora de realizar la medida.

Los laboratorios de calibración suelen estar bajo las condiciones de 101,325 kPa y a 0°C, por lo que, si empleamos la cámara en condiciones de temperatura y presión diferentes, la densidad del aire variará y vendrá dada por la siguiente ecuación:

$$\rho_{aire}(P, T) = \rho_{aire}(101,325kPa, 0^\circ C) \frac{P}{101,325} \cdot \frac{273,2}{273,2+T} \quad (6)$$

Por lo general, los laboratorios de calibración corrigen la lectura de la cámara para condiciones normales de presión 101,325kPa y de temperatura 20°C. Aunque si el usuario emplease la cámara en otras condiciones se tiene el llamado coeficiente de calibración o factor de corrección:

$$k_{P,T} = \frac{101,325}{P} \cdot \frac{273,2+T}{293,2} \quad (7)$$

Con respecto a la humedad, existen muchos laboratorios que no aplican ninguna corrección siempre que a la hora de la calibración la humedad se mantenga entre el 45% y el 55%. Si se mantiene en este rango, no sería necesario ningún factor de corrección de la humedad mientras que el usuario trabaje entre el 20% y el 70% de humedad relativa, ya que se considera que no afectaría en gran medida a la medición.

FACTOR DE POLARIDAD (k_{pol}).

La carga que mide la cámara de ionización puede cambiar el signo de la tensión eléctrica aplicada, lo que se conoce como polaridad. Si se trabaja con haces de fotones de alta energía, este efecto es despreciable, pero no ocurre lo mismo en el caso de estar trabajando con electrones o rayos X, sobre todo si son de baja energía, aquí sí que puede llegar a ser importante.

Si el efecto de la polaridad no lo consideramos despreciable, se tomará como valor de la carga como la media entre las dos lecturas que se han obtenido con ambas polaridades.

El factor de corrección sería:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (8)$$

M_+ lectura obtenida con la polaridad positiva.

M_- lectura obtenida con la polaridad negativa.

M lectura del electrómetro con la polaridad usada habitualmente.

Si dicho valor es superior al 3%, la cámara no debería de ser utilizada para determinar la dosis absorbida.

Es importante tener el certificado de calibración de la cámara que estamos empleando, ya que nos informa de las condiciones bajo las que se ha calibrado la cámara y nos indica si se ha de aplicar algún factor de corrección o no.

Existen dos posibilidades cuando al efecto de la polaridad no ha sido corregido en el Laboratorio. Una de ellas es que no se aplique ningún factor siempre y cuando se trabaje en las mismas condiciones de calidad del haz, tensión y polaridad que en el Laboratorio. Sin embargo, si alguna de estas magnitudes cambia, el usuario deberá calcular el factor de corrección que el Laboratorio no ha calculado.

$$k_{pol} = \frac{k_{pol}}{(k_{pol})_{Q_0}} \quad (9)$$

FACTOR DE CALIDAD DEL HAZ (k_{Q,Q_0}).

Para calcular la dosis en agua a partir de la dosis medida en la cavidad de aire de la cámara de ionización es necesario aplicar correcciones en la calidad del haz para determinadas cámaras y energías. Estos factores están determinados en el protocolo TRS-398 y son fundamentales para poder calcular la dosis absorbida en agua, que es la magnitud dosimétrica empleada en radioterapia.

Este factor es válido para todo tipo de haces de alta energía y es comúnmente empleado hoy en día y por definición, k_Q puede escribirse como:

$$k_Q = \left(\frac{D_w}{D_{det}} \right)_Q / \left(\frac{D_w}{D_{det}} \right)_{Co-60} \quad (10)$$

Donde:

D_{det} es la dosis en el detector promediada sobre el volumen activo.

D_w es la dosis medida en agua.

El numerador hace referencia a las condiciones en las que mide el usuario, con la calidad del haz Q con su fuente de energía en particular, mientras que el denominador corresponde a las medidas de dosis realizadas con un haz normalizado de referencia de Cobalto 60.

Esta corrección de la calidad del haz se puede expresar también en función de la energía media en aire y la corrección de perturbación de la cámara de ionización.

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,W,Q}}{N_{D,W,Q_0}} \cdot \frac{D_{W,Q}/M_Q}{D_{W,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (11)$$

Q – Calidad del usuario.

Q_0 – Calidad de referencia, medida en Cobalto 60.

M_{Q_0} – lectura del dosímetro en condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración.

N_{D,W,Q_0} – coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua del dosímetro obtenido en el laboratorio.

La ecuación anterior es equivalente a:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(S_{W,air})_Q}{(S_{W,air})_{Q_0}} \cdot \frac{(W_{air})_Q}{(W_{air})_{Q_0}} \cdot \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \quad (12)$$

Donde:

$S_{W,air}$ – frenado de agua con relación al aire.

$\frac{p_Q}{p_{Q_0}}$ – factor de perturbación global, depende de la cámara de ionización.

W_{air} – Energía necesaria para producir un par de iones en el aire

Para terapia de electrones y de haces de fotones se asume que las energías son iguales $(W_{air})_Q = (W_{air})_{Q_0}$. Haciendo que el factor de corrección dependa únicamente de la relación de frenado de agua con relación al aire y de un parámetro que depende de la cámara a emplear.

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(S_{W,air})_Q}{(S_{W,air})_{Q_0}} \cdot \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \quad (13)$$

El protocolo TRS-398 establece un rango entre el 0 % y el 2 %, dependiendo de la energía y el tipo de cámara, en la desviación de las correcciones de la calidad del haz.

4. SIMULACIÓN MONTE CARLO

4.1. CÓDIGO MONTE CARLO

En la actualidad, una de las mejores elecciones para resolver un problema de transporte de la radiación en la materia es la simulación por Método Monte Carlo, sobre todo cuando las geometrías que se quieren emplear son complejas. Su objetivo es determinar el flujo que poseen las partículas en cada instante de tiempo y en cada punto del espacio, dada una geometría y una fuente de radiación. Además, también se pueden obtener otras magnitudes como la dosis absorbida o la carga.

Este método emplea números aleatorios para designar los procesos que se desean realizar. Para el caso concreto de la radioterapia, estos números se usan para simular la historia de las partículas que se emiten, como por ejemplo de fotones o electrones, y también de partículas secundarias creadas al interactuar con un material.

Cada simulación de una partícula que incide en un medio viene determinada por muchos aspectos, como por ejemplo la composición y la geometría de ese medio, el tipo de partícula, su energía, su composición inicial y los procesos físicos que puede llegar a sufrir la partícula. Esto se selecciona de forma aleatoria según la función de distribución de probabilidad de cada uno de ellos y el algoritmo del código recoge todos los datos físicos que componen el transporte de cada partícula.

Existen varios códigos que se basan en Monte Carlo, el que se va a emplear en este trabajo es el código MCNP, que se va a comentar a continuación.

4.2. SIMULACIÓN MCNP6

Monte Carlo N-Particle Transport Code (MCNP) es un código que simula el transporte de partículas, como fotones, neutrones y electrones, ya sean de forma separada o conjunta. Fue desarrollado en el Laboratorio Nacional de los Álamos en 1957 y desde ese momento ha estado en constante mejora.

Las áreas de aplicación son muy amplias, entre ellas se encuentran la física médica, la dosimetría y protección radiológica, la seguridad nuclear y el diseño y calibración de detectores.

En este trabajo se ha empleado el código MCNP6 (*Referencia 5*), que es una fusión de las versiones anteriores MCNP5 y MCNPX, para realizar la simulación del haz de electrones del LIAC y los procesos físicos que ocurren en el interior del detector. Una de las ventajas de las que se dispone al hacer uso de esta versión es que es posible importar la geometría mallada de forma no estructurada a través de un mallador de un programa de elementos finitos que genera *Abaqus*.

4.3. ESPACIO DE FASES

La IAEA detalla con exactitud en qué consiste un espacio de fases y qué tipo de información contiene (*Referencia 6*).

Un PSF o "*Phase Space File*" define un conjunto de partículas que se emiten desde una fuente de energía y recoge todas las propiedades del haz. En él se registra la energía y el tipo de partícula del haz emitido, la posición y dirección que posee cada una de dichas partículas en cada momento y el peso estadístico. El PSF puede adoptar la forma de un archivo informático, el cual contiene toda la información detallada.

El "*Phase Space File*" contiene el número original de historias que fueron emitidas en la simulación experimental del acelerador de partículas y también posee el número de cada tipo de partículas que hay en el archivo. Da información de los parámetros de corte de energía y de los parámetros de transporte de las partículas, conociendo en todo momento la energía y la trayectoria que posee cada una de las partículas. Realiza estadísticas y proporciona el valor de la energía media, máxima y mínima para cada tipo de partícula. En cuanto al haz emitido, en el PSF se registra el valor de la energía nominal que irradia, el tamaño de campo y la distancia a la que se encuentra de la fuente.

También tiene una descripción espacial, indicando el sistema de coordenadas y la posición exacta del origen. Conocer el origen es importante para que al simularlo se puedan colocar el resto de los elementos en referencia a la posición del PSF.

Además de todos estos datos, el PSF ha de contener información referenciada al tipo de máquina empleado y su modelo exacto y también de la compañía que los comercializa.

Para este trabajo se va a emplear un PSF que el Hospital La Fe ha proporcionado a la universidad para la caracterización de la cámara de ionización y para otros trabajos de investigación en los que la UPV colabora con ellos. Este PSF tiene un número de partículas iniciales de $5 * 10^7$ y se encuentra situado justo en la salida del aplicador de diámetro 10 cm del LIAC, simulando un haz de electrones de energía 12 MeV.

El PSF tiene el formato estándar de la IAEA (*Referencia 6*), el problema es que MCNP6 no puede leer ese tipo de fichero directamente, por ello, los investigadores de la universidad han programado una herramienta llamada IAEA2MCNP para poder pasar ese fichero a formato MCNP en versión 6.2.

En MCNP6 existen dos tipos de tarjetas que hacen referencia a estos archivos de almacenamiento de datos, éstas son la SSW (*Surface Source Write*) y la SSR (*Surface Source Read*). La tarjeta SSW se utiliza para escribir y registrar la información referente a la fuente de radiación, escribiéndola en un fichero *wssa*. Este fichero ha de ser renombrado y llamado *rssa* para que pueda ser leído por la tarjeta SSR. En este caso solo se va a hacer uso de la tarjeta SSR, que se encarga de leer el archivo y lo introduce en la simulación como la fuente de partículas de nuestro problema.

El motivo por el que se parte de un espacio de fases es porque el fabricante del acelerador no quiere que se conozca su geometría interna ni el espectro energético de la fuente, únicamente proporciona su espacio de fases, por eso se emplea como la fuente de energía de este proyecto.

5. MÉTODO Y MATERIALES

5.1. MODELADO DE LA CÁMARA

Se ha reconstruido la cámara de ionización en 3D empleando un programa de diseño en CAD. La compañía PTW proporcionó los planos y medidas de la *Advanced Markus*, así como los diferentes materiales de los que está hecha. Gracias a esto ha sido más fácil su recreación.

Por motivos de confidencialidad no se puede mostrar el plano con las medidas de la cámara de ionización, pero del manual técnico del usuario se ha extraído la siguiente imagen (Figura). En ella se observa el esquema general de la cámara *Advanced Markus tipo 34045*, con alguna de sus dimensiones en mm.

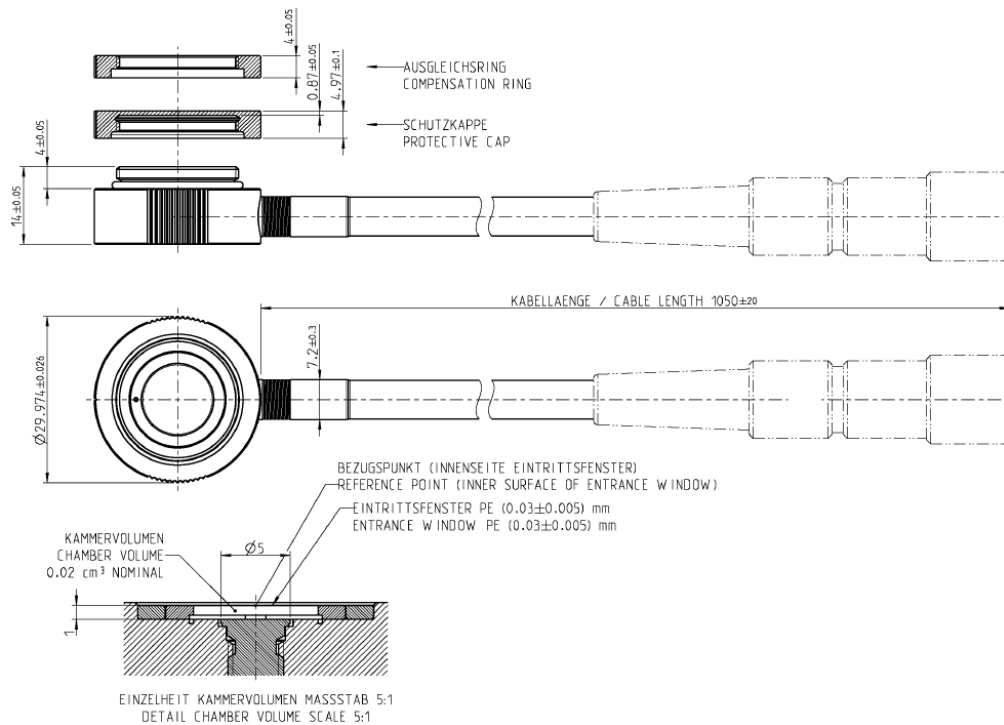


Figura 15. Esquema de la cámara de ionización *Advanced Markus*

[Imagen sacada del Manual del usuario *Advanced Markus*, Referencia 7]

El programa que se va a emplear para el modelado de la cámara es *SpaceClaim*, un software de diseño por ordenador que fue desarrollado por *SpaceClaim Corporation*. Esta compañía se fundó en 2005 con el fin de desarrollar programas de modelado de sólidos en 3D para su uso en ingeniería, pero no fue hasta 2007 cuando consiguió sacar su primera aplicación en CAD al mercado.

Sus principales herramientas son cuatro: extraer, mover, rellenar y combinar, pero también cuenta con múltiples funciones que permiten diseñar y recrear con la mayor exactitud posible un sólido en 3D.

La versión empleada en este trabajo ha sido la ANSYS *SpaceClaim* 2015, que fue la primera versión que se sacó después de que la empresa ANSYS adquiriera el software ideado por *SpaceClaim*. En esta versión se ven ampliadas muchas de las funciones ya existentes y también se implementaron nuevas operaciones.

A la hora de crear el modelo en CAD se han decidido simplificar algunas partes de la geometría de la cámara ya que no influyen en el cálculo de la dosis ni suponen un problema a la hora de realizar la simulación y obtener los resultados.

Se ha dividido la estructura de la cámara en tres partes bien diferenciadas, la tapa, el detector y el resto del cuerpo, de este modo va a ser mucho más sencillo dibujarla. A continuación, se muestra la sección de cada una de las partes, así como su visión en 3D.

Como primera parte se tiene la tapa, que es el elemento más sencillo, ya que consta de una única pieza entera.

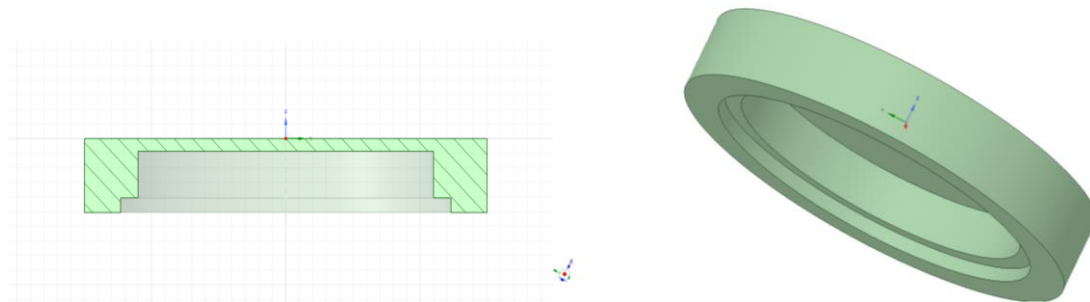


Figura 16. Sección en 2D e imagen 3D de la tapa de la cámara de ionización

El siguiente elemento es el detector de la cámara, que como se aprecia en las imágenes, corresponde al volumen sensible.

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

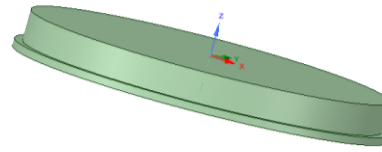
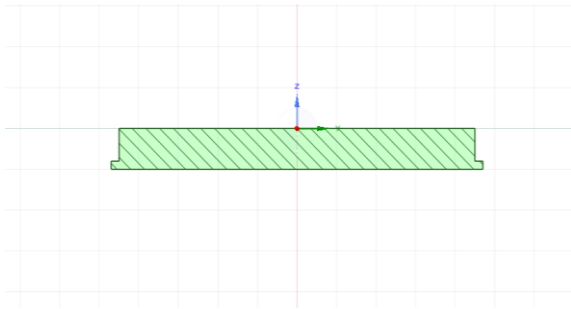


Figura 17. Sección en 2D e imagen 3D del volumen sensible de la cámara de ionización

La última pieza es la más compleja de todas ya que posee diferentes partes. Está compuesta por el anillo de guarda, el cable de conexión y el resto del cuerpo de la cámara de ionización.

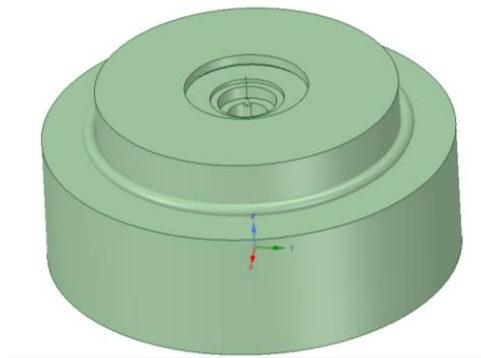
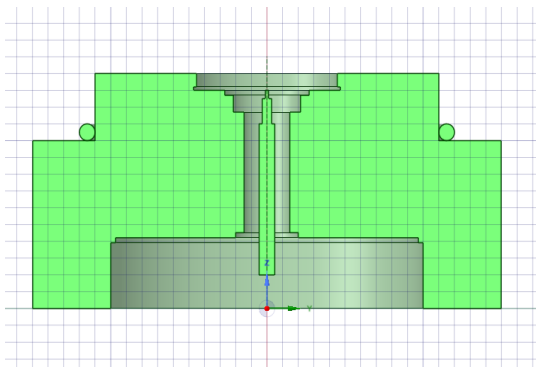


Figura 18. Sección en 2D e imagen 3D del cuerpo de la cámara de ionización

Una vez construidas cada una de las piezas por separado, se ha procedido a ensamblarlas. El conjunto de todas ellas queda de la siguiente forma:

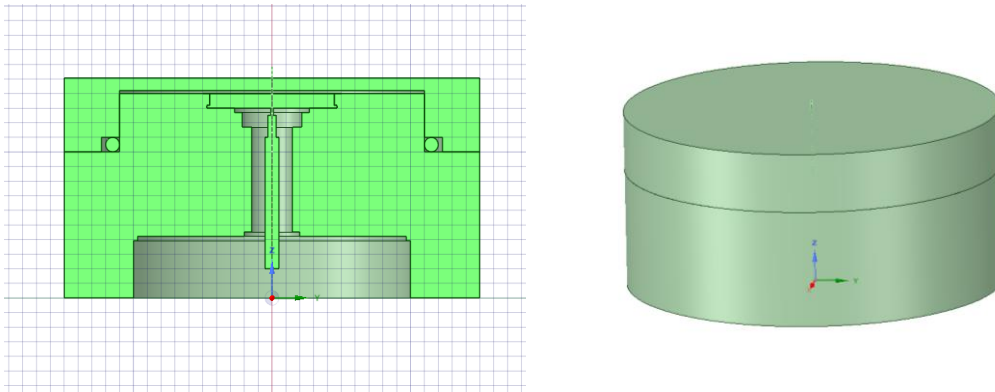


Figura 19. Sección en 2D e imagen 3D de la cámara de ionización Advanced Markus completa

Para finalizar con el diseño en 3D se ha de exportar el archivo en formato ACIS (.sat) en su versión V23, para posteriormente importarlo en el software de mallado Abaqus CAE con una mayor facilidad y evitar que haya algún tipo de problema o alteración en la estructura de la cámara.

5.2. MALLADO DE LA CÁMARA

Una vez exportado el archivo en CAD se va a generar el mallado de la geometría de la cámara *Advanced Markus*. Se ha empleado el software *Abaqus CAE*, el cual es capaz de crear la malla en formato “.inp”, que es el idóneo para realizar la simulación con el software MCNP6.

Abaqus CAE permite realizar cálculos de resistencia de materiales por elementos finitos y posee gran variedad de funciones. Con él se puede crear y modelar una geometría o importar una ya creada en CAD para mallarla, que es lo que se va a hacer en este caso.

A la hora de importar las piezas se ha empleado la opción de escalado, multiplicando cada una de ellas por el valor 100 para aumentar su tamaño y que al trabajar con MCNP6 las unidades sean cm, que es la unidad de medida con la que trabaja la simulación.

Primero de todo, se ha desplazado el origen de coordenadas para tenerlo en la parte superior de la cámara. Además, el eje Z se ha de colocar con las Z positivas hacia abajo, por lo que habrá que rotar la cámara 180° para que gire y el eje se coloque en la posición deseada. Estos cambios harán más sencillo el proceso de creación del código que se introducirá para la simulación.

A continuación, se inicia el proceso de mallado, que consiste en dividir el modelo en un número finito de pequeñas regiones con el fin de poder aproximar al máximo con la realidad y que la geometría esté lo mejor definida posible. Para crear la malla se han de definir una serie de parámetros que se van a ir explicando a lo largo del proceso. La malla que se va a definir es de tipo no estructurada C3D4. Que la malla sea no estructurada quiere decir que se pueden crear celdas de diferente tipo o tamaño en una misma pieza y C3D4 significa que está compuesta de tetraedros de primer orden. Se hace uso de tetraedros ya que es el tipo de figura que mejor se adapta a cualquier geometría.

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

La cámara de ionización se ha mallado por partes para poder dar un tamaño de malla diferente a cada una de las piezas y poder definirla con mayor exactitud y precisión. De este modo se han empleado valores globales de mallado entre 0.1 y 0.3 correspondiendo el 0.1 a las piezas más pequeñas y el 0.3 a las más grandes.

En las siguientes capturas de pantalla se puede ver el resultado obtenido después de mallar:

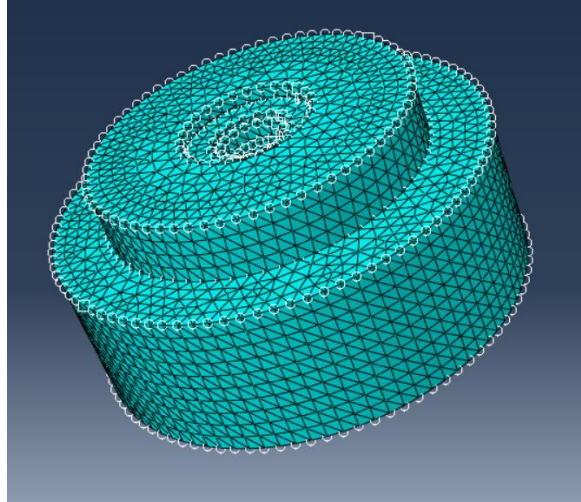


Figura 20. Cuerpo mallado de la cámara de ionización

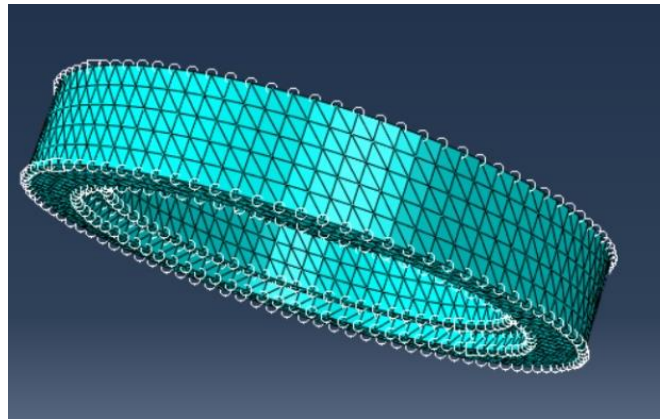


Figura 21. Tapa mallada de la cámara de ionización

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

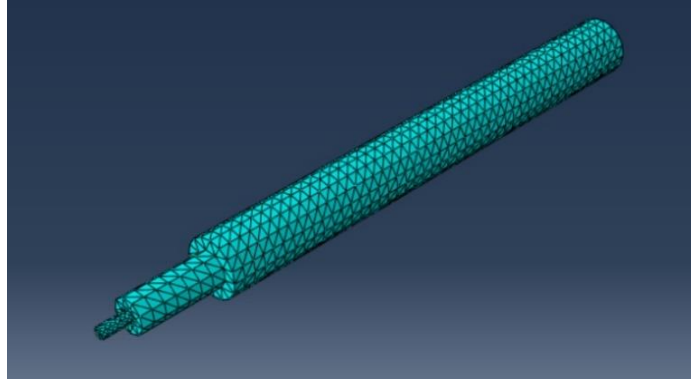


Figura 22. Cable auxiliar mallado

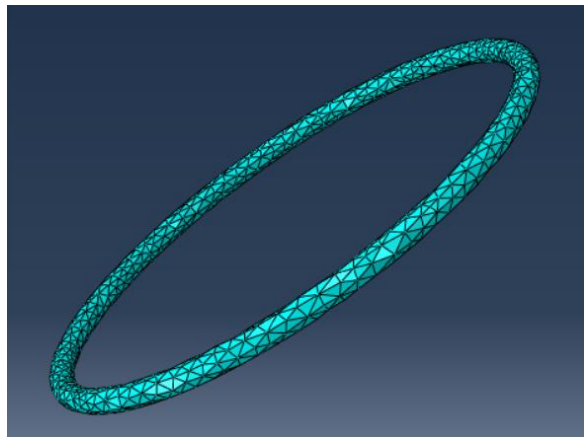


Figura 23. Anillo de guarda mallado

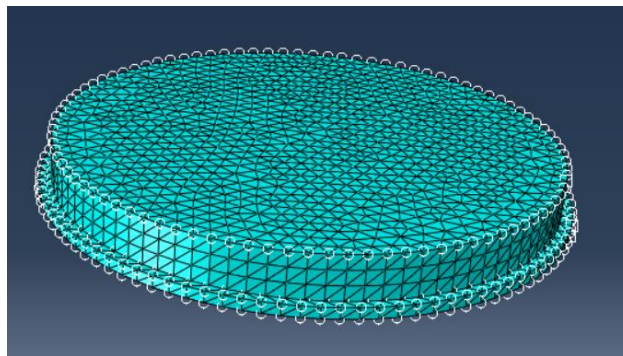


Figura 24. Volumen detector mallado

Finalmente, con todos los elementos ensamblados en su sitio correspondiente, la pieza se ve de la siguiente forma:

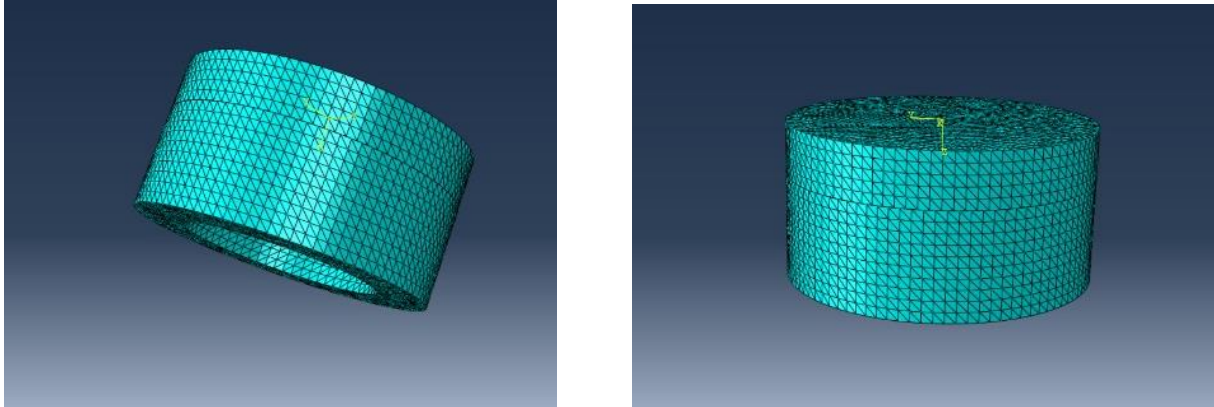


Figura 25. Imagen 3D de la cámara de ionización mallada

5.3. MODELO CON MCNP6

5.3.1. METODOLOGÍA

Todo lo que se ha realizado hasta ahora sirve para poder introducir la cámara dentro de la simulación en MCNP6, con el objetivo de calcular el factor de calidad del haz del acelerador. Para ello es necesario obtener el valor de dosis medida por el detector (D_{det}) y el valor de la dosis medida en agua (D_w), ya que el detector mide dosis en un volumen de aire, pero la dosis se irradia a un tejido, el cual se considera agua. Se han de sacar estos dos valores de dosis bajo la misma fuente de energía para obtener el factor de corrección de calidad del haz.

Con estos valores y siguiendo la ecuación $k_Q = \left(\frac{D_w}{D_{det}}\right)_Q$ se conseguirá el factor de calidad del haz Q, cuyas características son las descritas en el apartado 4.3.

Para obtener los valores de dosis se van a realizar dos simulaciones diferentes. En la primera se va a meter la cámara de ionización en una cuba de agua y se medirá la dosis en su volumen sensible (D_{det}), el cual está lleno de aire. Y, en segundo lugar, se va a introducir en la cuba de agua únicamente el volumen sensible (sin el resto de los componentes de la cámara) y se medirá la dosis en él. La diferencia se encuentra en que, en este caso, en vez de aire, se va a introducir agua en el volumen. De este modo se obtendrá la dosis medida en agua (D_w).

Para ver la comparativa de ambos casos de una forma más visual se han representado en 3D ambas situaciones:

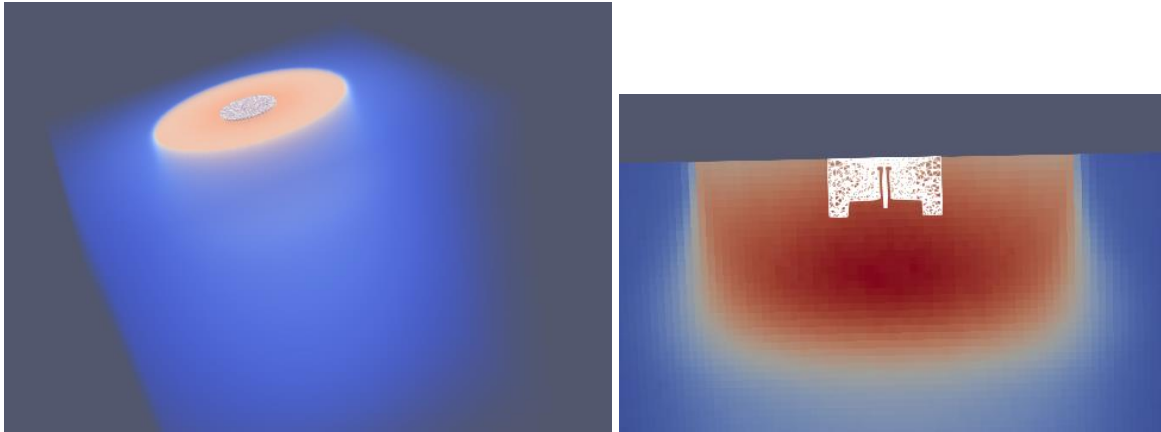


Figura 26. Imagen 3D y sección de la cámara de ionización en la cuba de agua

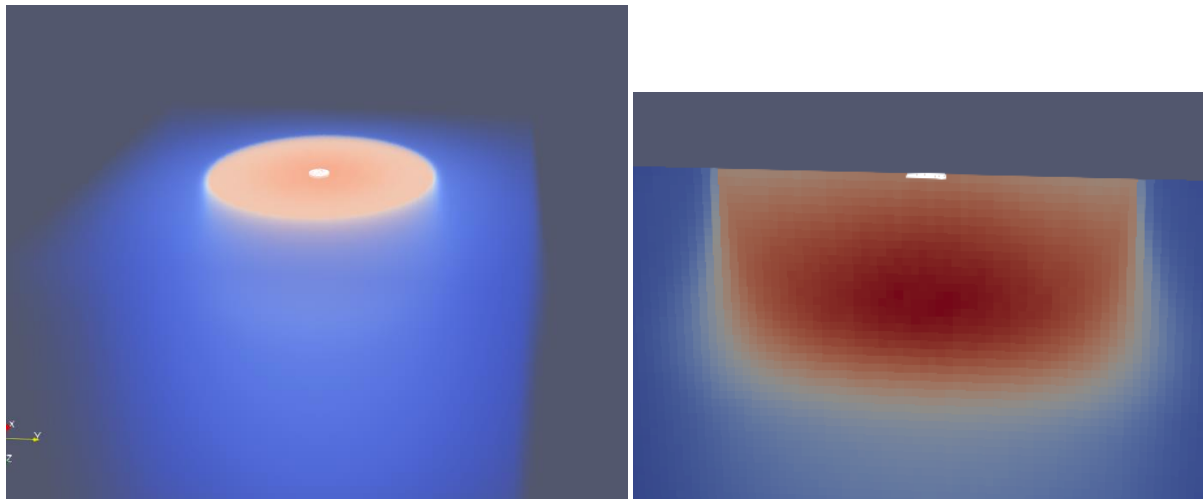


Figura 27. Imagen 3D y sección del detector en la cuba de agua

En estas imágenes se diferencian 3 zonas significativas: el cubo azul es la cuba de agua, el círculo de color anaranjado corresponde al haz de radiación emitido por el acelerador con el aplicador de diámetro 10 cm y la pieza de color blanco es la geometría introducida. Esta geometría en la primera imagen es más grande ya que es la cámara completa y en la segunda imagen es menor porque únicamente es el volumen sensible.

5.3.2. PROGRAMA UM_PRE_OP

Una vez completado todo el mallado e introducidos los diferentes materiales que lo componen, se procede a crear el archivo con extensión *.inp* que se usará para obtener el input en formato MCNP6. A este archivo se le ha llamado "*Job-camara.inp*" para el primer caso y "*Job-detector.inp*" para el segundo.

En estos archivos se encuentra toda la información acerca de la geometría, del mallado y de los materiales empleados. Con todos estos datos se procederá a crear un código en formato MCNP

aplicando técnicas de reducción de varianza para obtener una respuesta lo más precisa posible empleando menores tiempos de simulación, como por ejemplo el muestreo por importancia y el cut-off de los electrones.

Primeramente, se usa el programa `um_pre_op` (*unstructured mesh pre operations*) para pasar el archivo `.inp` obtenido en *Abaqus* a la estructura característica del input de MCNP. Concretamente se van a emplear las opciones:

```
um_pre_op -m -o "admakus" "Job-camara.inp"
```

```
um_pre_op -m -o "detector" "Job-detector.inp"
```

La primera para transformar la cámara completa y la segunda para el detector solo.

5.3.3. INPUT DE MCNP6

El archivo generado por el programa `um_pre_op` proporciona la base sobre la que se va a crear el input de MCNP6. Este input consta de tres partes separadas por un espacio en blanco, el cual se ha de mantener para que todo funcione correctamente. Las partes son: la zona de implementación de celdas, zona de definición de superficies y zona de datos.

A continuación, se van a explicar estas zonas, pero en el anexo se encuentran los inputs completos para ambas simulaciones.

ZONA DE IMPLEMENTACIÓN DE CELDAS

En este bloque se definen las celdas, indicando el material del que están hechas, su densidad (en valor negativo para indicar que se está midiendo en unidades de g/cm^3) y la importancia que tienen cada una de las celdas. Poner importancias a las celdas supone una ventaja a la hora de simular, ya que se multiplican los efectos que se dan en esa célula. Por ello, contra más importancia tenga la celda donde queremos medir un valor, más exacto será el resultado.

Una celda es la forma que tiene MCNP6 de definir un volumen. En total hay 12 celdas diferentes en este trabajo y se encuentran separadas en "*pseudo-cells*", "*legacy-cells*" y "*legacy-cells PSF*".

Las "*pseudo-cells*" son las celdas correspondientes a cada uno de los elementos mallados procedentes del archivo creado en *Abaqus*. Para la primera simulación se tienen 7 celdas diferentes porque la cámara se ha mallado en 7 partes.

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

```
c PSEUDO CELLS
01      1      -1.18000      0 u=1 imp:p=4 imp:e=4 $cuerpo
02      2      -8.96000      0 u=1 imp:p=2 imp:e=2 $cable
03      3      -1.200000E-03 0 u=1 imp:p=16 imp:e=16 $detector
04      4      -0.910000      0 u=1 imp:p=2 imp:e=2 $PE
05      3      -1.200000E-03 0 u=1 imp:p=4 imp:e=4 $huecoair
06      1      -1.18000      0 u=1 imp:p=4 imp:e=4 $tapa
07      5      -1.46000      0 u=1 imp:p=2 imp:e=2 $anillo
08      0
```

Mientras que para la segunda simulación solo se ha creado una celda, ya que solo hay un elemento, el detector.

```
c PSEUDO CELLS
01      1      -1.00000      0 u=1 imp:p=4 imp:e=4 $detector
02      0
```

En los dos casos se ha creado por defecto una celda adicional que representa el “background” del problema.

Todas estas celdas tienen una superficie de valor 0 debido a que ya están definidas en el archivo “.inp” y MCNP6 lo leerá directamente de este archivo. Además, hay que introducir la importancia que tienen cada una de las celdas, dando más valor a la celda correspondiente al detector y menos según se van alejando de ella.

Las “legacy cells” son celdas que se crean para poder definir una superficie en el propio input, en el siguiente apartado se verá cómo se ha hecho. Estas celdas son las mismas para las dos simulaciones.

La celda 9 corresponde a la esfera que engloba todo el problema a simular, donde se encuentran metidas la cámara de ionización, la cuba de agua y el espacio de fases, mientras que la celda 10 es el espacio exterior que hay fuera de esa esfera. Hay que crear la celda 11 que hará referencia al volumen de la cuba de agua.

```
c LEGACY CELLS
09  3  -1.200000E-03  -99 #11 #12  fill=1  imp:p=2 imp:e=2
10      0                      99  imp:p=0 imp:e=0
11  6  -1          7 -8 9 -10 11 -12  imp:p=2 imp:e=2
```

Por último, se ha de crear la celda donde se encuentra situado el espacio de fases:

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

```
c LEGACY CELLS PSF
12 7 -1.225E-03 -99999 2 -3 4 -5 6 imp:p=1 imp:e=1
```

ZONA DE DEFINICIÓN DE SUPERFICIES

A continuación, se han de definir las superficies para las celdas del apartado anterior correspondientes a las "legacy cells" y la "legacy cell PSF".

La primera superficie (sph) es esférica y es donde se encuentra metida la geometría de la cámara de ionización, la cuba de agua y el archivo correspondiente a la fuente de radiación, esta esfera se encuentra en las coordenadas (0, 0, 1) y posee un radio de 1E02.

```
c SURFACES
99 sph 0.00000E+00 0.0000E+00 1.0000E+01 1.00000E+02
```

También se definen las dimensiones en cm de las superficies correspondientes a la fuente de emisión de partículas (SURFACES PSF) y de la cuba de agua (*Water phantom surfaces*).

```
c SURFACES PSF (k=99999)      c Water phantom surfaces
99999 pz 0.0                  7 px -10
2 pz -0.2                    8 px 10
3 px 50                      9 py -10
4 px -50                     10 py 10
5 py 50                      11 pz 0.0
6 py -50                     12 pz 20.0
```

Como se puede observar, la celda del espacio de fases es una superficie de 100 cm x 100 cm con una altura de 0,2 cm. En cuanto a la cuba de agua, es un cubo de 20 cm x 20 cm x 20 cm.

ZONA DE DATOS

Por último, quedaría introducir los datos necesarios para introducir la geometría mallada de la cámara de ionización y la fuente de energía, definir los materiales que componen cada parte y definir los *tallies*, es decir, las variables que se van a medir en simulación y de las cuales se va a obtener un resultado.

La malla se introduce de la siguiente manera:

```
c DATA CARDS
embed1 meshgeo=abaqus
      mgeoin=Job-camara.inp
      meeout=Job-camara.eeout
      length= 1.00000E+00
      background=      8
      matcell= 1 1 2 2 3 3 4 4 5 5 6 6 7 7
```

La tarjeta EMBED (*embedded geometry specification*) indica el universo donde se encuentra la malla, que en este caso es el universo 1 (embed1). El parámetro *Meshgeo* indica que la malla procede del software *Abaqus* CAE y que al realizar la simulación MCNP6 tendrá que leer un archivo con extensión “.inp”.

Definición de materiales

Es necesario definir los materiales que componen la geometría indicando su composición según la fracción de peso atómico de cada elemento químico. Para ello, al definir un material se introduce el peso atómico de todos los elementos químicos que lo componen, acompañado del porcentaje que hay de ese elemento en el material.

Los materiales quedan definidos en el input de MCNP6 de la siguiente manera:

```
c MATERIALES
c
c MATERIAL 1 (PMMA)
m1 1001 -0.080538 6000 -0.599848 8016 -0.319614
c MATERIAL 2 (COBRE)
m2 29000 -1.00000
c MATERIAL 3 (AIRE)
m3 6000 -0.000124 7014 -0.755268 8016 -0.231781 18000 -0.012827
c MATERIAL 4 (PE)
m4 1001 -0.143716 6000 -0.85628
c MATERIAL 5 (NBR)
m5 1001 -0.143711 6000 -0.856289
c MATERIAL 6 (AGUA)
m6 1001 -0.111894 8016 -0.888106
c MATERIAL 7 (AIRE)
m7 6000 -0.000124 7014 -0.755268 8016 -0.231781 18000 -0.012827
```

En el input de la segunda simulación solamente se tendrán que definir el agua y el aire.

Definición de la fuente

Aquí es donde hay que introducir la tarjeta SSR comentada en el apartado 4.3. que es la encargada de buscar el archivo *rssa* donde se encuentra toda la información de la fuente de energía del problema, es decir, se encargará de introducir en MCNP6 el espacio de fases del acelerador.

```
c PSF source  
SSR
```

Además, se incluyen otros parámetros como:

```
mode P E
```

Que indica el tipo de partículas que se simulan, que en este caso son fotones (P) y electrones (E).

```
PRDMP 1E7 -1 1 2 0
```

Introduciendo esta tarjeta se imprimen información acerca de cómo va la simulación y los resultados que se van obteniendo. Cada 1E7 partículas simuladas se registrará en el archivo de salida los valores obtenidos para el tally que se quiere calcular.

```
PHYS:P 12 0 1
```

Aquí se hace referencia a la caracterización de la física de las partículas, en este caso de los fotones. El 12 indica el límite superior de energía para los fotones, superado este valor no se tendrán en cuenta para la simulación. El 0 activa el control de la generación de electrones creados por fotones y el 1 desactiva el control de las partículas formadas por el efecto de dispersión.

```
CUT:E J 0.2 3J
```

Con esta tarjeta se indica que no se siga simulando el transporte de electrones por debajo de 0,2 MeV, ya que sino la simulación sería casi infinita.

Definición de los *tallies*

Los *tallies* son los registros de las variables que queremos obtener de la simulación, siguiendo el manual de MCNP6 se ha decidido hacer uso de los siguientes.

Para la obtención de la dosis hay que hacer uso del *tally* *F8, que se encarga de medir la energía depositada en una celda. Se introduce de la siguiente forma:

```
*F8:P,E 3
```

Esto quiere decir que va a recoger la energía tanto de los fotones (P) como de los electrones (E) en la celda número 3, que es la celda definida para el volumen sensible de la cámara.

El valor que se obtendrá estará en unidades de MeV/g por partícula simulada y segundo, obteniendo así la dosis, que se define como la energía que hay en una determinada masa.

También se han introducido dos *tallies* más, uno de ellos es el "fmesh4" con el que se ha definido una malla adicional cuyas dimensiones engloban toda la cuba de agua. Con él se permite realizar registros del flujo de partículas por cm^2 en las celdas de la malla creada. Se ha definido un *tally* para cada tipo

de partícula, es decir, uno para fotones y otro para electrones y luego se han sumado ambos para obtener el total, de este modo se podrá ver la diferencia de cada caso.

El otro *tally* es un *"fmesh3"* que también define una malla adicional, pero en este caso se encarga de medir la energía que depositan las partículas en cada una de las celdas creadas por esta malla y por consiguiente su dosis, ya que para pasar de energía a dosis hay que dividir entre la densidad y en este caso la densidad del agua es 1 g/cm^3 . Esta función será de ayuda para poder construir una curva de dosis y visualizar mejor cómo esta evoluciona.

5.3.4. EJECUCIÓN DE LA SIMULACIÓN

Una vez elaborados los dos inputs se procede a lanzar las simulaciones y obtener los resultados, para ello se va a emplear un sistema con múltiples procesadores. La Universidad Politécnica de Valencia posee un grupo de investigación que dispone de la instalación del código MCNP en el conjunto de ordenadores o clúster Quasar, el cual contiene 54 nodos y 152 CPUs.

El input se ejecuta introduciendo en la ventana de comandos la función:

```
nohup mpirun -np 25 mcnp62_100_000_upv.mpi inp="nombre del input" &
```

Esta orden hace referencia a que se van a emplear 25 procesadores, empleando la versión 6.2 de MCNP y que el archivo de entrada en el primer caso se llamará *"admarkus"* y en el segundo *"detector"*. Cuando finalicen las dos simulaciones se crearán los archivos de salida: *"outadmarkus"* y *"outdetector"*, en ellos estará el valor de la dosis que se necesita para calcular el factor de corrección de calidad del haz.

6. RESULTADOS

6.1. FLUENCIA DE LAS PARTÍCULAS

Con la salida obtenida por la función fmesh4 se ha podido representar el campo de partículas creado al simular la fuente de radiación sobre la cuba de agua para los dos casos. Se ha separado por tipo de partícula para ver cuál es el alcance que tienen por separado los fotones y los electrones y además también se ha hecho con la suma de todas las partículas en total. Las unidades de los resultados obtenidos en este caso son partículas/cm² por partícula simulada y segundo.

La fluencia de los fotones para la cámara completa y para el detector es:

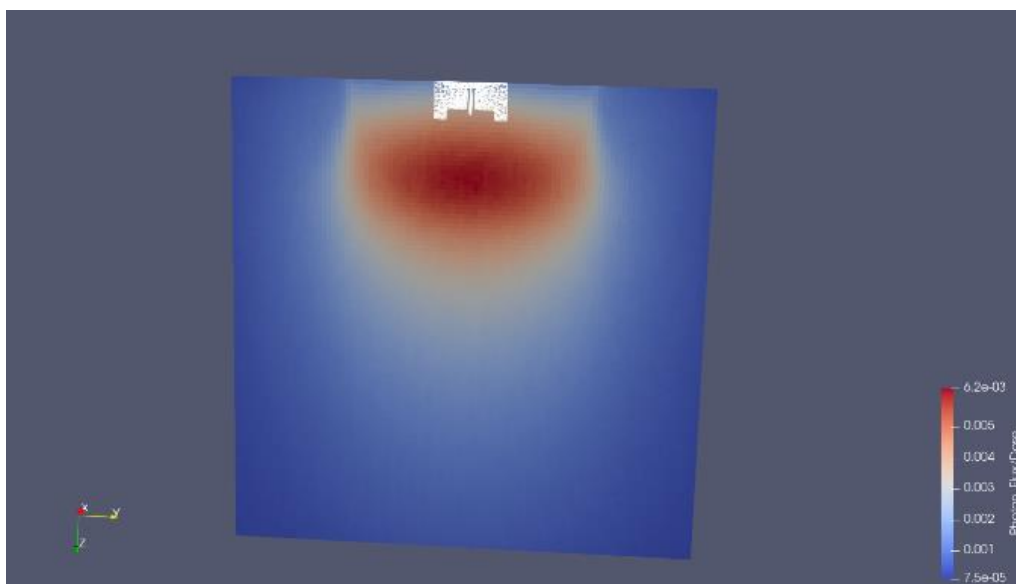


Figura 28. Fluencia de los fotones en el modelo de la cámara con aire en el volumen sensible.

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

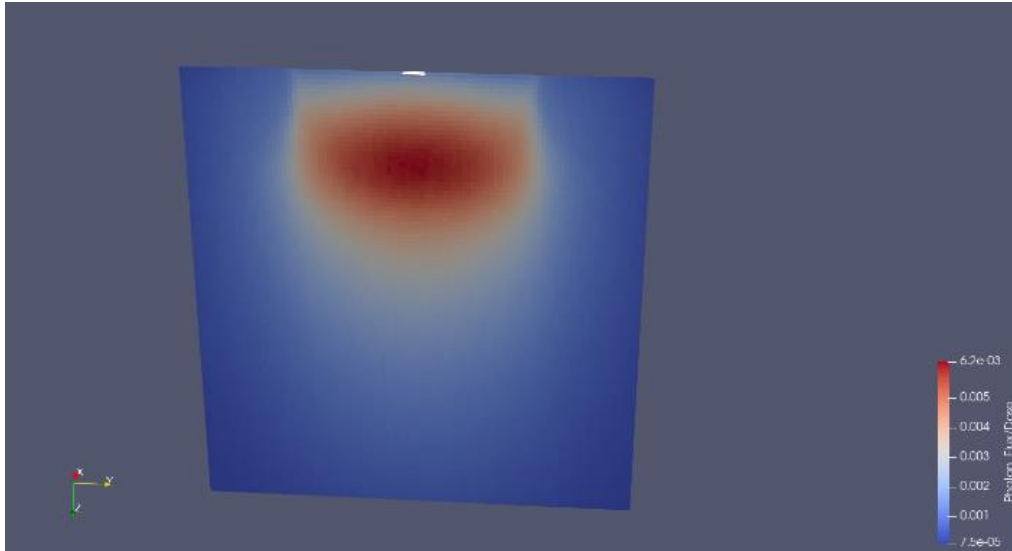


Figura 29. Fluencia de los fotones en el modelo del volumen sensible con agua.

En estas imágenes se puede ver como en la superficie no hay fotones y conforme se va aumentando la profundidad en la cuba se van creando. Esto es porque la fuente de irradiación es de electrones y los fotones se crean posteriormente cuando un electrón interactúa con la materia.

Los fotones llegan hasta una profundidad de unos 9 cm, no continúan su camino debido a la atenuación que sufren los fotones en agua, es decir, se va disminuyendo progresivamente el número de fotones que se transportan debido a interacciones como la absorción y la dispersión.

A continuación, se van a poder comparar los resultados anteriores con los obtenidos para los electrones.

La fluencia de los electrones para la cámara completa y para el detector es:

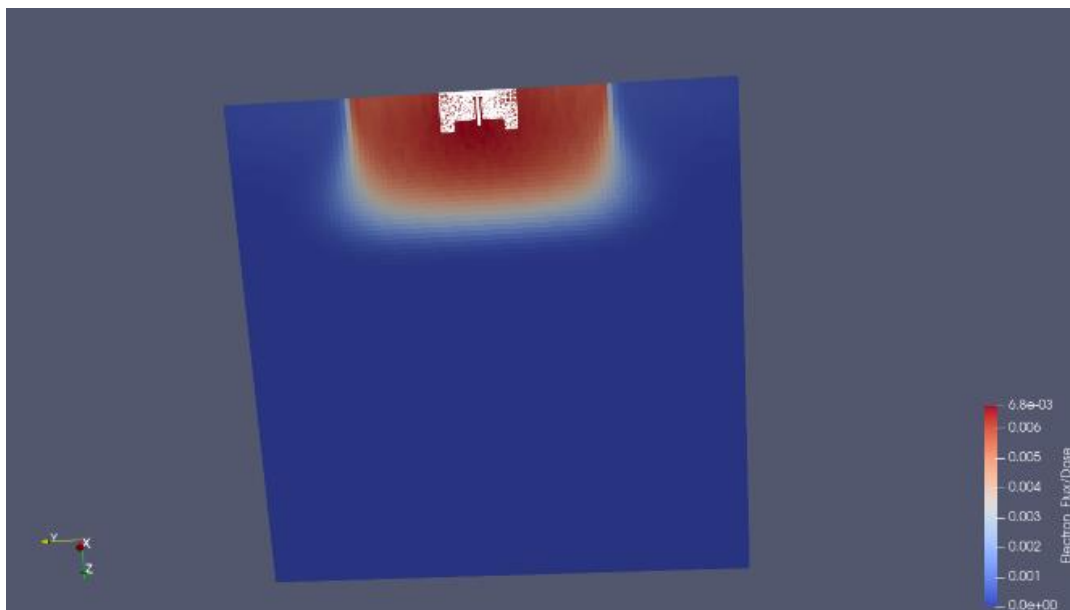


Figura 30. Fluencia de los electrones en el modelo de la cámara con aire en el volumen sensible.

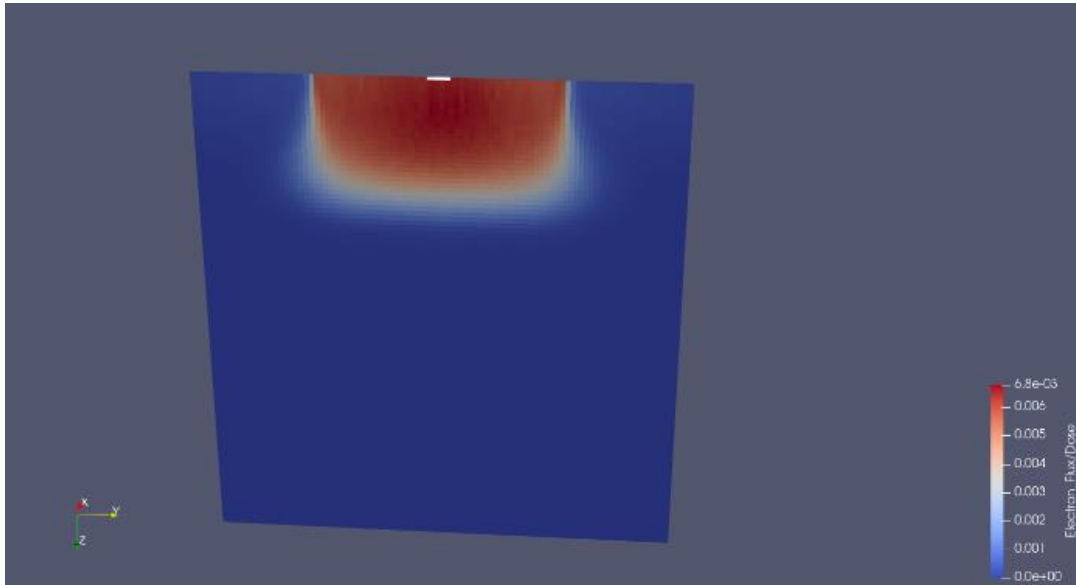


Figura 31. Fluencia de los electrones en el modelo del volumen sensible con agua.

En este caso ocurre al contrario, en la parte superficial de la cuba es cuando más electrones hay y conforme se aumenta la profundidad van disminuyendo su energía y atenuándose. También se puede ver como el alcance de los electrones es menor que el de los fotones, llegando solo hasta los 6 cm de profundidad en la cuba de agua.

Tomando como referencia la profundidad de 3 cm en la cuba de agua, se observa cómo existe una mayor cantidad de electrones que de fotones, lo cual es coherente ya que la fuente de emisión es de electrones.

La fluencia de la suma de los electrones y los fotones simulados para la cámara completa y para el detector es:

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

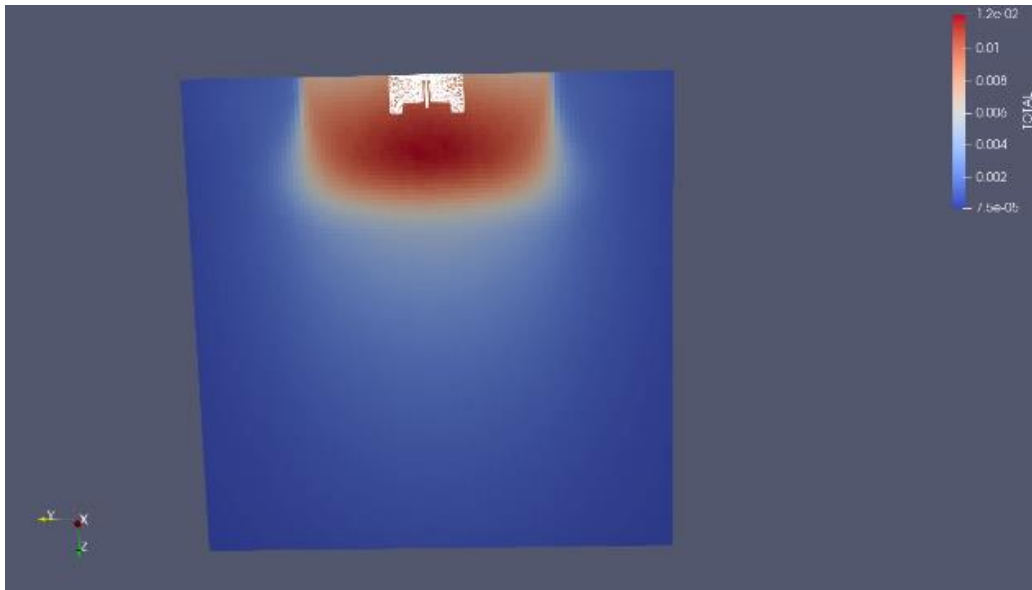


Figura 32. Fluencia de la suma de partículas para el modelo de la cámara con aire en el volumen sensible.

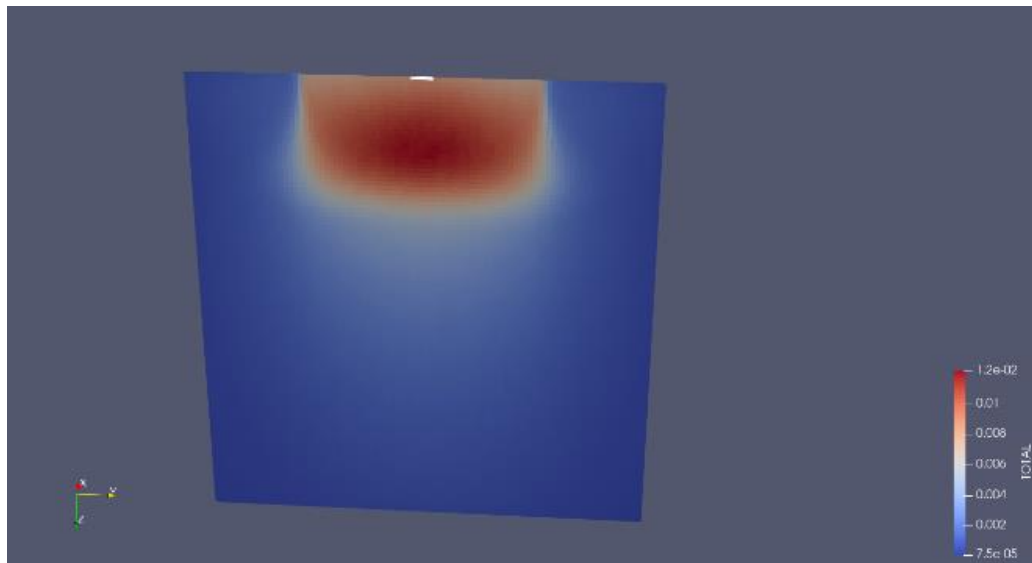


Figura 33. Fluencia de la suma de partículas en el modelo del volumen sensible con agua.

En estas imágenes se puede observar cómo la fluencia total máxima se alcanza a una profundidad de 3,5 cm y cómo a partir de los 5 cm de profundidad el nivel de fluencia se va atenuando.

También se puede ver cómo más allá de los 10 cm del diámetro del aplicador el tamaño del campo de la fluencia en el agua diverge un poco debido a la dispersión que sufren las partículas y, por ello, existe fluencia en esa zona.

6.2. CURVA DE DOSIS EN PROFUNDIDAD

La simulación del *tally fmesh type 3* ha servido para poder representar gráficamente la dosis en función de la profundidad a lo largo de los primeros 8 cm de la cuba de agua.

El valor que se obtiene es de energía y está expresado en MeV/cm^3 por partícula simulada y segundo. En este caso en concreto, el valor obtenido de la energía es igual al de dosis, ya que:

$$D = \text{Energía} \left(\frac{\text{MeV}}{\text{cm}^3} \right) \cdot \frac{1}{\rho_{\text{agua}} \left(\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right)} \quad \text{Y } \rho_{\text{agua}} = 1 \text{ g/cm}^3 \quad (14)$$

Con los resultados se ha representado la siguiente gráfica:

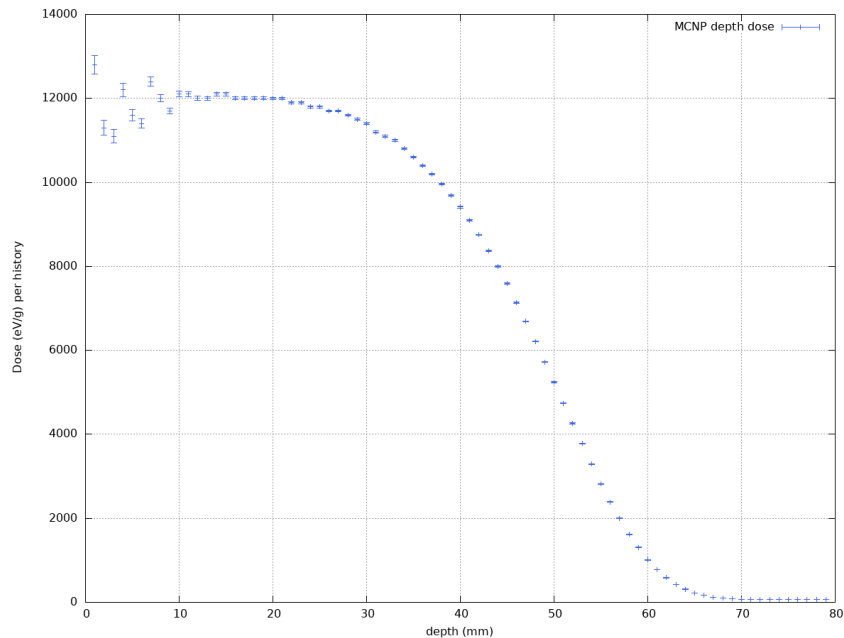


Figura 34. Curva de dosis en profundidad en la cuba de agua

La dosis máxima se alcanza entre 1,4 y 1,9 cm de profundidad y a partir de este punto se observa cómo las partículas van perdiendo energía conforme se aumenta en la profundidad de la cuba de agua.

6.3. DOSIS OBTENIDA EN AIRE Y AGUA

De los archivos de salida generados tras las simulaciones se leen los valores de dosis en la celda del volumen sensible.

De la primera simulación realizada, se ha obtenido el valor de la dosis en aire en el volumen sensible de la cámara de ionización D_{det} .

$$D_{det} = 1,0866 \cdot 10^{-11} \text{MeV/g}$$

En la segunda simulación, en la que se ha medido la dosis en un volumen equivalente al volumen sensible, pero relleno de agua, se ha obtenido el valor de dosis en agua D_w .

$$D_w = 9,3955 \cdot 10^{-4} \text{MeV/g}$$

Con estos dos valores se procede a calcular el factor de corrección de la calidad del haz k_Q :

$$k_Q = \frac{9,3955 \cdot 10^{-4}}{1,0866 \cdot 10^{-11}} = \mathbf{8,6467 \cdot 10^7}$$

Este es el valor obtenido para el numerador de la ecuación (10) con el que se saca el valor del factor de corrección para el haz de electrones de 12 MeV del *LIAC HWL*. Dicho valor es adimensional, ya que es una relación entre dos valores de dosis.

6.4. TIEMPOS DE CÁLCULO

El tiempo de cálculo que se ha necesitado para realizar las simulaciones oscila entre las 72 y las 120 horas, correspondiendo el primer valor a la simulación donde solo se encontraba el volumen sensible y el segundo con la cámara completa. Esto supone una ventaja, ya que, a más tiempo de simulación, mayor es la exactitud de los resultados obtenidos y menor es la incertidumbre.

Cabe destacar que si estas simulaciones se hubieran realizado en un ordenador común no habrían sido tan exactas y habrían tardado mucho más tiempo. Por ello, ha sido de gran ayuda poder simular con el *cluster Quasar* y poder simular con 25 procesadores y 152 CPUs en paralelo.

7. CONCLUSIONES

Actualmente se emplean protocolos de dosimetría como el Protocolo-TRS-398 para determinar los valores de corrección de calidad de diferentes haces de partículas y calcular la dosis para los tratamientos de radioterapia, pero en determinadas situaciones no existe un valor exacto y se emplean aproximaciones. Para poner solución a este hecho se propone evitar seguir el protocolo y calcular un factor exacto que mejore la incertidumbre del cálculo de la dosis. Para ello el primer paso es obtener un coeficiente que pase la dosis en aire medida por un detector a dosis en agua, ya que se considera que el tejido del paciente es equivalente al agua.

Una vez desarrollado el presente trabajo se ha obtenido el factor de corrección de la calidad del haz de electrones de 12 MeV para el acelerador lineal de última generación *LIAC HWL*.

Para obtener el valor total de este factor habría que dedicar futuros trabajos a la obtención del denominador de la ecuación mencionada anteriormente. Para ello sería necesario realizar las mismas simulaciones utilizando una fuente de emisión de radiación de Cobalto-60, en lugar de la fuente de electrones empleada.

En este trabajo se ha cumplido con los objetivos específicos fijados. Se ha conseguido modelizar y mallar la geometría detallada de la cámara *Advanced Markus* para poder simular el transporte de electrones y fotones de un haz de tratamiento de radioterapia de 12 MeV hacia la cámara con un aplicador de 10 cm de diámetros. Con este modelo se ha conseguido realizar la simulación de partículas mediante Monte Carlo y obtener los resultados de dosis en los volúmenes sensibles de la cámara de ionización tanto en aire como en agua. Estos resultados han permitido calcular el coeficiente de calidad para pasar de aire a agua para este haz en particular.

En cuanto al tiempo invertido en este trabajo, una gran parte se ha destinado a realizar múltiples simulaciones con el fin de obtener el caso idóneo y de poder medir la dosis con la mayor exactitud. Cabe destacar el tiempo que tarda el ordenador en realizar las simulaciones, ya que es bastante significativo, llegando a tardar días en realizar una sola simulación. Aun así, ha sido una gran ventaja poder trabajar con grandes equipos como es el grupo de computación en paralelo *Quasar* que posee el Instituto de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental (ISIRYM) de la Universidad Politécnica de Valencia.

8. REFERENCIAS

1. *IAEA TRS 398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Dosimetry and Medical Radiation Physics Section. IAEA, Wagramer Strasse 5, Vienna, Austria.*
2. *Beam quality corrections for parallel-plate ion chambers in electron reference dosimetry.*
3. *The characterization of the Advanced Markus ionization chamber for use in reference electron dosimetry in the UK.*
4. *Monte Carlo simulated beam quality and perturbation correction factors for ionization chambers in monoenergetic proton beams.*
5. *Manual del usuario MCNP6 versión 6.1.1beta.*
6. *IAEA: Phase-Space Database for External Beam Radiotherapy.*
7. *Manual del usuario Cámara Advanced Markus tipo 34045.*
8. *IORT with mobile linacs: the Italian experience.*
9. *Manual Sordina IORT Technologies: LIAC HWL mobile IOERT Accelerator.*
10. *SEFM; Fundamentos de Física Médica Volumen 3, Radioterapia externa.*
11. *Página web de Radioterapia para tratar cáncer cancer.gov.*
12. *Página web de Radioterapia cancer.net.*
13. *Página web de la compañía PTW-The dosimetry company.com.*
14. *Página web de Radioterapia intraoperatoria MayoClinic.org.*
15. *Página web de Radioterapia intraoperatoria móvil QuironSalud.es.*
16. *Página web de cámara de ionización radiation-dosimetry.org.*
17. *Página web del Consejo de Seguridad Nuclear, csn.ciemat.es.*

II. PRESUPUESTO

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1. PRESUPUESTO DESGLOSADO	57
1.1. COSTES PERSONAL	57
1.2. COSTES SOFTWARE	58
2. PRESUPUESTO TOTAL.....	58

ÍNDICE DE TABLAS DEL PRESUPUESTO

Tabla 1. Costes del personal.....	57
Tabla 2. Costes Software	57
Tabla 3. Costes Hardware.....	58
Tabla 4. Presupuesto total del TFG	58

1. PRESUPUESTO DESGLOSADO

En este apartado se van a presentar los costes de este proyecto desglosándolos en tres secciones bien diferenciadas.

1.1. COSTES PERSONAL

Este proyecto ha sido realizado por un ingeniero técnico de la energía, que se ha encargado de modelar y mallar una cámara de ionización mediante softwares de diseño y posteriormente ha realizado simulaciones para obtener los resultados del proyecto.

Las horas totales de trabajo han sido 360 h.

Tabla 4. Costes del personal

Puesto	Horas trabajadas (h)	Precio/hora (€/h)	Coste total (€)
Ingeniero de Energía	360	30	10.800

Teniendo en cuenta las horas trabajadas y el valor por hora, el coste del personal asciende a 12.000 €.

1.2. COSTES SOFTWARE

Han sido necesarias diversas herramientas para realizar el desarrollo del trabajo.

Tabla 5. Costes Software

Programa	Coste licencia anual (€)	Uso (%)	Coste total (€)
SpaceClaim	26.400	16	4.224
Abaqus CAE	21.950	18	3.951
Microsoft Office 365	69,00	33	22,77
Código MCNP6	1.250	33	412,5
Total			8.610,27

Justificación del uso de los programas:

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

- Paquete Office: necesario para poder redactar el TFG con Microsoft Office Word.
- SpaceClaim: para diseñar y modelar la cámara de ionización en 3D.
- Abaqus CAE: para realizar el mallado del modelo en 3D de la cámara.

El resto de los programas empleados, como por ejemplo el Paraview, son softwares libres y por lo tanto no influyen en estos cálculos.

1.3. COSTES HARDWARE

Para la realización de todo el trabajo se ha necesitado un ordenador, cuyo modelo y precio de compra fue el siguiente:

Tabla 6. Costes Hardware

		Coste unidad (C)	Tiempo de amortización (T)	Tiempo de uso del equipo (t)	Amortización (A=t*C/T)	Coste total (€)
Portátil	HP Probook 450 G8	1.020,03 €	72 meses	4 meses	56,67 €	56,67€

Características del ordenador portátil:

- Procesador Intel Core i5 de 8ª generación con 4 núcleos de procesador.
- Pantalla Full HD de 15,6''
- Memoria 16 GB
- Almacenamiento de 128 GB
- Sistema operativo Windows 10 Pro-64

2. PRESUPUESTO TOTAL

Una vez detallados los costes por separado, se procede a realizar la suma de todos ellos y obtener el coste total de este Trabajo de Fin de Grado. Este coste asciende a: **19.466,64 €**

Tabla 7. Presupuesto total del TFG

	Importe (€)
Coste personal	10.800
Coste software	8.610,27

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

Coste hardware	56,67
Coste total	19.466,64

El presupuesto total asciende a DIECINUEVE MIL CUATROCIENTOS SESENTA Y SEIS CON SESENTA Y CUATRO euros.

III. ANEXOS

ÍNDICE DEL ANEXO

1. INPUT DOSIS EN AIRE	62
2. INPUT DOSIS EN AGUA.....	64
3. INPUT TALLY TMESH TYPE3	66
4. INPUT TALLY TMESH4	66
5. PLANO ADVANCED MARKUS	67

1. INPUT DOSIS EN AIRE

```
c Created from file      : Job-camara.inp
c Created on            : 2- 1-2021 @ 18: 7:25
c
c
c PSEUDO CELLS
01      1      -1.18000      0 u=1 imp:p=4 imp:e=4 $cuerpo
02      2      -8.96000      0 u=1 imp:p=2 imp:e=2 $cable
03      3      -1.200000E-03 0 u=1 imp:p=16 imp:e=16 $detector
04      4      -0.910000      0 u=1 imp:p=2 imp:e=2 $PE
05      3      -1.200000E-03 0 u=1 imp:p=4 imp:e=4 $huecoair
06      1      -1.18000      0 u=1 imp:p=4 imp:e=4 $tapa
07      5      -1.46000      0 u=1 imp:p=2 imp:e=2 $anillo
08      0
c
c LEGACY CELLS
09 3 -1.200000E-03 -99 #11 #12 fill=1 imp:p=2 imp:e=2
10 0 99 imp:p=0 imp:e=0
11 6 -1 7 -8 9 -10 11 -12 imp:p=2 imp:e=2
c
c LEGACY CELLS PSF
12 7 -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 1.00000E+01 1.00000E+02
c SURFACES PSF (k=99999)
99999 pz 0.0
2 pz -0.2
3 px 50
4 px -50
5 py 50
6 py -50
c Water phantom surfaces
7 px -5
8 px 5
9 py -5
10 py 5
11 pz 0.0
12 pz 10.0
c
c DATA CARDS
embed1 meshgeo=abaqus
      mgeoin=Job-camara.inp
      meeout=Job-camara.eeout
      length= 1.00000E+00
      background= 8
      matcell= 1 1 2 2 3 3 4 4 5 5 6 6 7 7
```

Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia
intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

c MATERIALES

c

c MATERIAL 1 (PMMA)

m1 1001 -0.080538 6000 -0.599848 8016 -0.319614

c MATERIAL 2 (COBRE)

m2 29000 -1.00000

c MATERIAL 3 (AIRE)

m3 6000 -0.000124 7014 -0.755268 8016 -0.231781 18000 -0.012827

c MATERIAL 4 (PE)

m4 1001 -0.143716 6000 -0.85628

c MATERIAL 5 (NBR)

m5 1001 -0.143711 6000 -0.856289

c MATERIAL 6 (AGUA)

m6 1001 -0.111894 8016 -0.888106

c MATERIAL 7 (AIRE)

m7 6000 -0.000124 7014 -0.755268 8016 -0.231781 18000 -0.012827

c

mode P E

dbcn 48J 1

PRDMP 1E7 -1 1 2 0

RAND gen=2 STRIDE=150000

PHYS:P 12 0 1

CUT:E J 0.2 3J

c

c PSF source

SSR

c

c TALLIES

*F28:P,E 3

c

NPS 1E11

2. INPUT DOSIS EN AGUA

```
c Created from file      : Job-detector.inp
c Created on            : 2- 1-2021 @ 18:55:12
c
c
c PSEUDO CELLS
c 01      1      -1.00000      0 u=1 imp:p=4 imp:e=4 $detector
c 02      0              0 u=1 imp:p=2 imp:e=2
c
c LEGACY CELLS
03  2  -1.200000E-03  -99 #5 #6 #7 fill=1  imp:p=2 imp:e=2
04      0              99 imp:p=0 imp:e=0
05  1  -1          7 -8 9 -10 11 -12 #7  imp:p=4 imp:e=4
c
c LEGACY CELLS PSF
06  3  -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  1.0000E+01  1.00000E+02
c SURFACES PSF (k=99999)
99999 pz 0.0
2 pz -0.2
3 px 50
4 px -50
5 py 50
6 py -50
c Water phantom surfaces
7 px -5
8 px 5
9 py -5
10 py 5
11 pz 0.0
12 pz 10.0

c
c DATA CARDS
embed1 meshgeo=abaqus
      mgeoin=Job-detector.inp
      meeout=Job-detector.eeout
      length= 1.00000E+00
      background=      2
      matcell= 1 1

c
c
c MATERIALES
c
c MATERIAL 1 (AGUA)
m1 1001 -0.111894 8016 -0.888106
```


Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia
intraoperatoria mediante simulación Monte Carlo.

```
c MATERIAL 2 (AIRE)
m2 6000 -0.000124 7014 -0.755268 8016 -0.231781 18000 -0.012827
c MATERIAL 3 (AIRE)
m3 6000 -0.000124 7014 -0.755268 8016 -0.231781 18000 -0.012827
c
mode P E
dbcn 48J 1
PRDMP 1E6 -1 1 2 0
RAND gen=2 STRIDE=150000
PHYS:P 12 0 1
CUT:E J 0.2 3J
c
c PSF source
SSR
c
c TALLIES
*F28:P,E 1
c
NPS 1E11
```

3. INPUT TALLY TMESH TYPE3

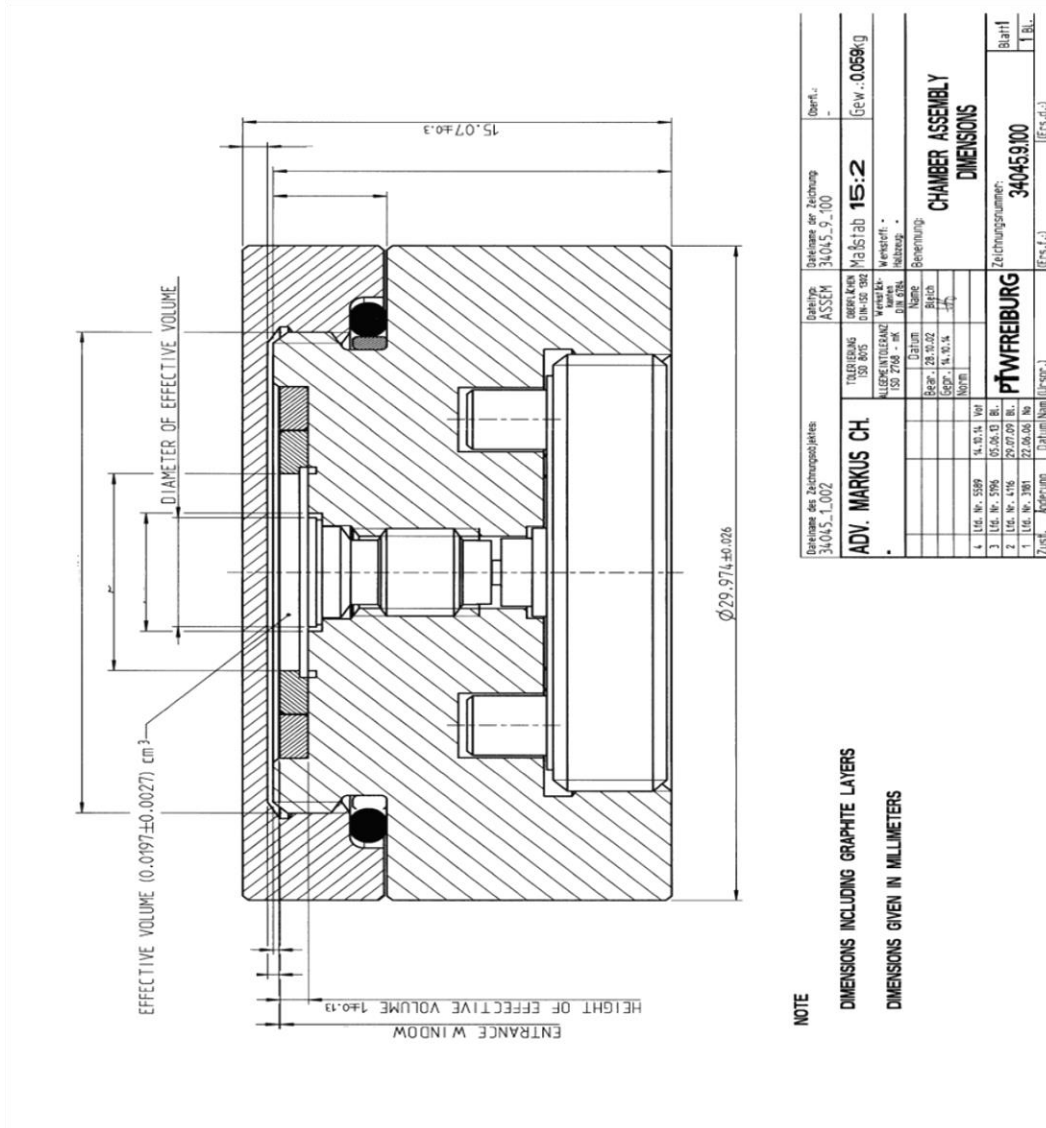
```
Energy deposition (MeV/cm3 per source particle) TMESH tally type 3
TMESH
RMESH3 total
COR3 -0.05 0.05 $dimensión del voxel/celda en x
CORB3 -0.05 0.05 $dimensión del voxel/celda en y
CORC3 0.05 202i 20.35 $conjunto de vóxeles/celdas en z (profundidad de la cuba)
ENDMD
```

4. INPUT TALLY TMESH4

```
fmesh14:p geom=xyz origin=-10.0 -10.0 0.0 &
imesh 10.0 iints 100 jmesh 10.0 jint 100 kmesh 20.0 kints 100 out=ij
fmesh24:e geom=xyz origin=-10.0 -10.0 0.0 &
imesh 10.0 iints 100 jmesh 10.0 jint 100 kmesh 20.0 kints 100 out=ij
```

5. PLANO ADVANCED MARKUS

Han sido borradas algunas de las medidas de este plano por motivos de confidencialidad.



Plano dado por la empresa PTW.