



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIOACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

AUTOR: JESÚS CASES HURTADO
TUTORA: BELÉN JEANNE JUSTE VIDAL
COTUTOR: RAFAEL MIRÓ HERRERO

Curso Académico: 2021-22

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría agradecer a Belén y a Sandra todo lo que me han enseñado, tanto en lo humano como en lo académico, a lo largo del desarrollo de este trabajo. Así como su paciencia e implicación en los problemas. Su ayuda ha sido fundamental.

En segundo lugar, dar las gracias a Rafa por abrirme las puertas del mundo de la física médica y que me concediera la oportunidad de realizar mi TFG en el departamento de Ingeniería Química y Nuclear.

Creo que no se han inventado las palabras que expliquen lo agradecido que estoy a mis padres, gracias por todos los valores que me habéis inculcado desde pequeño. Gracias a mis abuelos, que los quiero con locura y son las personas con la sonrisa más bonita del mundo. Gracias a mis padrinos y a mis primos, sin vosotros nada sería lo mismo.

Gracias a mis compañeros de clase, a todos los profesores y a toda la gente maravillosa que he conocido en Valencia.

Gracias Pepe, Guille, Jaime y Pachu. Gracias Gonzalo. Gracias Tano. Gracias Joaquín.

Gracias Carmen por todo tu apoyo.

Finalmente, no me puedo olvidar de mi hermana, o lo que es lo mismo, mi ejemplo a seguir en el día a día. Gracias Andrea, conseguirás todo lo que te propongas.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

RESUMEN

El I-131 es un radioisótopo muy utilizado en medicina nuclear para el tratamiento de patologías como el cáncer de tiroides o el hipertiroidismo.

En el presente Trabajo Final de Grado (TFG), se realiza un estudio de las dosis recibidas por los distintos órganos y tejidos del cuerpo en un tratamiento de tiroides tras la ingesta de una pastilla de I-131. Para llevar a cabo dicha tarea, se utiliza un maniquí computacional antropomórfico de alta resolución, realizado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) conocido como Fantoma Computacional de Referencia de Tipo de Malla (MRCP).

Además, se utiliza programación en MatLab para el análisis biocinético del yodo. Por último, se ha hecho uso de técnicas de simulación Monte Carlo (en concreto con el código MCNP) para estudiar el transporte de la radiación en el interior del maniquí.

Como resultado, se obtiene la dosis que recibe cada órgano afectado en un tratamiento de estas características. Con la validación de estos resultados se demuestra que este método de simulación puede resultar adecuado para realizar los estudios dosimétricos en tratamientos de tiroides obteniendo resultados fiables.

Palabras Clave: Monte Carlo; Cáncer de tiroides; Hipertiroidismo; I-131; Dosimetría Interna; Medicina Nuclear.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

RESUM

El I-131 és un radioisòtop molt utilitzat en medicina nuclear per al tractament de patologies com el càncer de tiroides o l'hipertiroïdisme.

En el present Treball Final de Grau (TFG), es realitza un estudi de les dosis rebudes pels diferents òrgans en un tractament de tiroides després de la ingesta d'una pastilla d'I-131. Per dur a terme aquesta tasca, s'utilitza un maniquí computacional antropomòrfic d'alta resolució, realitzat per la Comissió Internacional de Protecció Radiològica (ICRP) conegut com a Fantoma Computacional de Referència de Tipus de Malla (MRCP).

A més, s'utilitza programació MatLab per a l'anàlisi biocinètica del iode i per últim, tècniques de simulació Monte Carlo (en concret amb el codi MCNP) per estudiar el transport de la radiació a l'interior del maniquí.

Com a resultat, s'obté la dosi que rep cada òrgan afectat en un tractament d'aquestes característiques. Amb la validació d'aquests resultats es demostra que aquest mètode de simulació pot resultar adequat per realitzar els estudis dosimètrics en tractaments de tiroides obtenint resultats fiables.

Paraules Clau: Monte Carlo; Càncer de tiroides; Hipertiroïdisme; I-131; Dosimetria Interna; Medicina Nuclear.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

ABSTRACT

I-131 is a radioisotope widely used in nuclear medicine for the treatment of pathologies such as thyroid cancer or hyperthyroidism.

In the present Final Degree Project, a study of the doses received by the different organs in a thyroid treatment after the intake of an I-131 pill is carried out. To carry out this task, a high-resolution anthropomorphic computational mannequin, made by the International Commission on Radiological Protection (ICRP) known as the Mesh Type Reference Computational Phantom (MRCP), is used.

In addition, programming in MatLab is used for the biokinetic analysis of iodine and finally, Monte Carlo simulation techniques (specifically with the MCNP code) to study the transport of radiation inside the mannequin.

As a result, the dose received by each affected organ is obtained in a treatment of these characteristics. With the validation of these results, it is demonstrated that this simulation method can be suitable for performing dosimetric studies in thyroid treatments obtaining reliable results.

Keywords: Monte Carlo; thyroid cancer; hyperthyroidism; I-131; Internal Dosimetry; Nuclear Medicine.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

I. MEMORIA

II. PRESUPUESTO

III. ANEXOS

Índice de la Memoria

CAPÍTULO 1. OBJETIVO DEL TRABAJO	27
CAPÍTULO 2. INTRODUCCIÓN	28
2.1 Tiroides.....	28
2.1.1 Hipertiroidismo	28
2.1.2 Problemática del cáncer en la población. El cáncer de tiroides.....	29
2.2 Medicina nuclear.....	31
2.2.1 Tratamientos con yodo-131.....	33
2.3 Antecedentes	34
2.4 Efectos de la radiación ionizante a nivel molecular	37
2.5 Motivación y justificación	38
CAPÍTULO 3. FUNDAMENTOS FÍSICOS	40
3.1 Interacción de la radiación con la materia.....	40
3.2 Tipos de radiactividad	40
3.3 Clasificación de las radiaciones ionizantes.....	41
3.3.1 Interacción de las partículas cargadas con la materia	42
3.3.2 Interacción de los fotones con la materia.....	44
3.4 Magnitudes y unidades radiológicas.....	47
3.4.1 Magnitudes de radiactividad y radiometría.....	47
3.4.2 Magnitudes de dosimetría	49
3.4.3 Magnitudes de radioprotección.....	50
CAPÍTULO 4. MÉTODO MONTE CARLO	52
4.1 Breve historia del método Monte Carlo.....	53
4.2 Fundamentos básicos del Método de Monte Carlo.....	53
4.3 Monte Carlo en física médica.....	54
4.4 Código MCNP	55
CAPÍTULO 5. MATERIALES Y MÉTODOS	56
5.1 Modelo biocinético	57
5.1.1 UPV_Indose (MatLab)	57
5.2 Modelo dosimétrico	60

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

5.2.1 Fantoma MRCP.....	60
5.2.2 Programas utilizados	61
5.3 Inputs y outputs en las simulaciones	64
5.3.1 Input	64
5.3.2 Outputs.....	69
5.4 Reducción del fantoma	70
5.5 Definición de fuentes	70
5.6 Simulaciones con MCNP6.....	72
CAPÍTULO 6. RESULTADOS	73
6.1 Validación de la simplificación del fantoma.....	73
6.2 Resultados obtenidos con el programa UPV_Indose (MatLab)	74
6.3 Resultados obtenidos con MCNP6	76
6.4 Resultados de dosis.....	80
6.5 Validación del valor de dosis absorbida por unidad de actividad acumulada (s)	80
6.6 Cálculo de la dosis efectiva y la dosis efectiva comprometida en tiroides	81
6.7 Visualización de los resultados en 3D con Paraview.....	82
CAPITULO 7. CONCLUSIONES	86
CAPÍTULO 8. REFERENCIAS	88

Índice del presupuesto

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	96
CAPÍTULO 2. PRESUPUESTOS PARCIALES	97
2.1 Coste de personal.....	97
2.2 Coste de Software	97
2.3 Coste de Hardware.....	98
CAPÍTULO 3. PRESUPUESTO TOTAL	99

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Índice del anexo

ANEXO I	103
ANEXO II	113

Índice de Figuras

Figura 1. Número de casos de tirotoxicosis registrados en España de 2011 a 2019 [7].....	29
Figura 2. Incidencia estimada del número de casos de cáncer en la población mundial, dividida en continentes, desde 2020 a 2040. Fuente: Global Cancer Observatory. Datos: GLOBOCAN [9].	30
Figura 3: estimación de la prevalencia en 5 años desde 2020 de cáncer en la población mundial. Fuente: Global Cancer Observatory. Datos: GLOBOCAN [9].....	30
Figura 4. Esquema de la clasificación de los radionucleidos en función de su tipo emisión y el posterior funcionamiento [19].	33
Figura 5. Diagrama de la cadena de desintegración del I-131. Extraída del programa Janis de la Nuclea Energy Agency (NEA). Base de datos: JENDL/DDF-2015.	34
Figura 6. Imagen de la mano de la esposa de Roentgen (Anna Bertha) [24].	35
Figura 7. Serie radiactiva del torio. La dirección vertical muestra el número de protones. Las flechas verdes muestran el decaimiento alfa y las amarillas el beta. Los elementos en rojo son emisores alfa, los azules emisores beta, los púrpura ambos y el amarillo es el estable [25].	36
Figura 8. Esquema de las consecuencias de la interacción de la radiación ionizante con las células [30].	38
Figura 9. Esquema de la radiación ionizante y sus partículas.	42
Figura 10. Dispersión inelástica con los electrones atómicos [32].	43
Figura 11. Dispersión elástica con los electrones atómicos [32].	43
Figura 12. Dispersión inelástica con los núcleos atómicos [32].	44
Figura 13. Aniquilación electrón-positrón [32].	44
Figura 14. Efecto fotoeléctrico [32].	45
Figura 15. Efecto Compton [32].	45
Figura 16. Efecto Rayleigh [32].	45
Figura 17. Producción de pares.[32]	46
Figura 18. Gráfica de cuál de las tres interacciones de los fotones que producen ionización sucede para una determinada energía y número atómico [53].	46
Figura 19. Factor de ponderación w_R para neutrones [33].	50
Figura 20. Tiempo para llegar a la solución según aumenta la complejidad del problema entre los métodos deterministas y Monte Carlo [34].	52
Figura 21. Diagrama de bloques de la forma de resolver los problemas por Monte Carlo [32].	54
Figura 22. Esquema de materiales y métodos de los modelos biocinéticos y dosimétricos.	57
Figura 23. Biocinética del yodo para los distintos órganos y tejidos del cuerpo.[54].	59
Figura 24. Salida del programa UPV_Indose en la que se muestran las gráficas de la cantidad de radionucleido en heces, orina y esófago con el paso del tiempo.	59
Figura 25. A la izquierda se observa el fantoma de tipo vóxel de la publicación 110 de la ICRP y a la derecha el fantoma de adulto de referencia tipo malla (MRCP) [49].	60
Figura 26. Interfaz de Abaqus/CAE con modelo MRCP-af.	61
Figura 27. Entorno de trabajo de Paraview con el maniquí femenino reducido.	62
Figura 28. Pantalla de inicio del programa Janis versión 4.0.	63
Figura 29. Espectro de decaimiento beta (-) del I-131. Extraída del programa Janis de la Nuclea Energy Agency (NEA). Base de datos: JENDL/DDF-2015.	67
Figura 30. Espectro de decaimiento gamma del I-131. Extraída del programa Janis de la Nuclea Energy Agency (NEA). Base de datos: JENDL/DDF-2015.	67

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Figura 31. Maniquí MRCP femenino simplificado.....	70
Figura 32. Procedimiento para asignar como fuente a los órganos con Abaqus/CAE.....	71
Figura 33. Gráfica de la cantidad de I-131 en cada órgano para 0.01 días desde su ingestión. .	74
Figura 34. Gráfica de la cantidad de I-131 en cada órgano para 0.5 días desde su ingestión. ...	75
Figura 35. Gráfica de la cantidad de I-131 en cada órgano para 1.5 días desde su ingestión. ...	75
Figura 36. Comparación en el tiempo (hasta los 4 días) de la cantidad de I-131 en el tiroides, vejiga y estómago.....	76
Figura 37. Gráfica de la evolución de la dosis en el tiempo en el tiroides.....	78
Figura 38. Comparación de la dosis recibida por los órganos a lo largo del tiempo tras un tratamiento de I-131.....	78
Figura 39. Gráfica de la evolución de la dosis en el tiempo en el hígado.....	79
Figura 40. Gráfica de la evolución de la dosis en el tiempo en la tráquea.....	79
Figura 41. Comparación del flujo de electrones en el tiroides.....	82
Figura 42. Comparación del flujo de electrones en el tiroides y otros órganos.....	83
Figura 43. Comparación del flujo de fotones en el tiroides.....	84
Figura 44. Comparación del flujo de fotones en el tiroides y otros órganos.....	84

Índice de tablas

Tabla 1. Datos del I-131 [22].	34
Tabla 2. Factores de ponderación de la radiación [33].	50
Tabla 3. Factores de ponderación de los tejidos [33].	51
Tabla 4. Órganos utilizados como fuente de radiación y sus respectivas celdas.	71
Tabla 5. Comparación de los resultados de dosis entre el maniquí completo y el simplificado. 73	
Tabla 6. Correspondencia de cada órgano con su número en los resultados de UPV_Indose... 74	
Tabla 7. Cálculo de la dosis en el tiroides para un tiempo determinado.	77
Tabla 8. Resultados de la dosis acumulada en cada órgano.	80
Tabla 9. Cálculo del valor de dosis absorbida por unidad de actividad acumulada (s).	81
Tabla 10. Cálculo de la dosis efectiva en el tiroides.	82
Tabla 11. Presupuesto parcial: coste de personal.	97
Tabla 12. Presupuesto parcial: coste de software.	98
Tabla 13. Presupuesto parcial: coste de hardware (portátil).	98
Tabla 14. Presupuesto parcial: coste de hardware (cluster).	98
Tabla 15. Presupuesto total.	99

I. MEMORIA

CAPÍTULO 1. OBJETIVO DEL TRABAJO

El **objetivo principal** del presente Trabajo Final de Grado (TFG) es realizar un estudio dosimétrico y biocinético para obtener la dosis que reciben los órganos del cuerpo tras un tratamiento con I-131 hasta que es completamente eliminado del organismo. Para ello, se realizarán simulaciones con el método de Monte Carlo (MCNP6) y con un programa de dosimetría interna (UPV_INDOSE).

Los **objetivos específicos** que se deben conseguir para llevar a cabo el objetivo principal son:

1. Reducción del tamaño del fantoma original de última generación con un alto nivel de detalle anatómico creado por la ICRP y su validación.
2. Obtención de la tasa de transferencia entre los órganos y tejidos del cuerpo tras la ingesta de una pastilla de I-131 con el programa UPV_INDOSE.
3. Selección de los órganos que actúan como fuentes en las distintas simulaciones del tratamiento mediante el uso del programa UPV_INDOSE (MatLab) desarrollado por la Universitat Politècnica de València (UPV).
4. Elección de los espectros de energía de fotones y electrones del I-131, fuente en las simulaciones.
5. Análisis en el tiempo de los valores de dosimetría en cada órgano de interés para analizar el riesgo de este tipo de tratamientos.
6. Análisis de los resultados de dosis en los órganos

CAPÍTULO 2. INTRODUCCIÓN

2.1 Tiroides

El tiroides es una glándula endocrina con forma de mariposa situada en la base del cuello, justo delante de la tráquea. Su función principal es producir, almacenar y liberar hormonas en la sangre que se ocupan de regular los procesos del metabolismo del cuerpo, intervienen en el desarrollo del sistema nervioso y son indispensables para el control de la función de los órganos (como la frecuencia cardíaca, la temperatura corporal o la fuerza muscular). Estas hormonas son: T3 (triyodotironina), T4 (tiroxina) y calcitonina.

Se controla que la concentración en la sangre de hormonas tiroideas sea la adecuada gracias a la liberación de la hormona TSH (hormona estimulante de la tiroides) por parte de la hipófisis y de la hormona TRH (hormona liberadora de la tirotropina) por parte del hipotálamo. La TSH es importante ya que informa del nivel al que funciona el metabolismo y alerta de un posible cáncer de tiroides. En caso de que no haya un correcto funcionamiento de la glándula tiroidea, se pueden encontrar diferentes enfermedades como el bocio (agrandamiento), hipertiroidismo (producción de hormonas superior a la necesaria), hipotiroidismo (producción insuficiente de hormona) o nódulos (bultos), entre otras [1].

Para el diagnóstico de una enfermedad de tiroides, se suele visualizar el historial clínico del paciente para descartar o confirmar la existencia de antecedentes familiares y se realiza un examen físico junto con pruebas específicas en la glándula. En ocasiones, también se recurre a la biopsia. En cuanto al tratamiento, varía en función de la patología, pero suele incluir medicamentos, cirugía o terapia con yodo radiactivo [2].

Según la AECAT (Asociación Española de Cáncer de Tiroides), una de cada ocho personas presentará problemas de tiroides a lo largo de su vida, siendo más frecuente en las mujeres. Además, hay un 6,71 % de disfunción tiroidea no diagnosticada en España [3]. Por ello, es vital que la población esté concienciada sobre estas patologías y la importancia de esta glándula en nuestro cuerpo, así como la realización de cribados mediante ecografías tiroideas para conseguir un diagnóstico temprano [4].

2.1.1 Hipertiroidismo

El hipertiroidismo clínico, también conocido como tirotoxicosis, afecta a un 2% de la población de mujeres y un 0,2% de los hombres, siendo los mayores de 60 años el grupo más abundante con alrededor del 15% de los casos. El riesgo de sufrir esta enfermedad aumenta si el paciente tiene antecedentes familiares, anemia, diabetes o si se consume nicotina, entre otros [5].

La enfermedad de Graves es la principal causa del hipertiroidismo, con más del 70% de los casos. Se trata de un trastorno autoinmunitario que ocurre cuando los anticuerpos atacan al tiroides y eso provoca la secreción abundante de hormonas tiroideas. Es una enfermedad genética y es más común en las mujeres jóvenes. Otra causa de la tirotoxicosis son los bocios nodulares, que provocan un aumento de la cantidad de hormonas por razones aún desconocidas [6].

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

En la **figura 1**, se observa como el número de personas con hipertiroidismo en España ha aumentado casi un 5,4% desde 2011 a 2019, lo que supone un total de 330.000 nuevos casos. Este incremento se debe a la mejora de la tecnología necesaria para la detección y al envejecimiento gradual de la población, ya que esta enfermedad afecta, sobre todo, en edades avanzadas. Para el reducir el número de casos, es crucial una temprana detección y un tratamiento adecuado para cada individuo.

Los síntomas de esta enfermedad son el nerviosismo, irritabilidad, aumentos incontrolables de sudores, temblores en las manos, variaciones de la frecuencia cardíaca sin razón aparente, ansiedad o dificultad para dormir, entre otros. Además, en el caso de personas con la enfermedad de Graves, se observa lo que comúnmente se conoce como ‘ojos saltones’, en la que los ojos parecen estar fijos debido a la baja frecuencia de parpadeo de la persona [6].

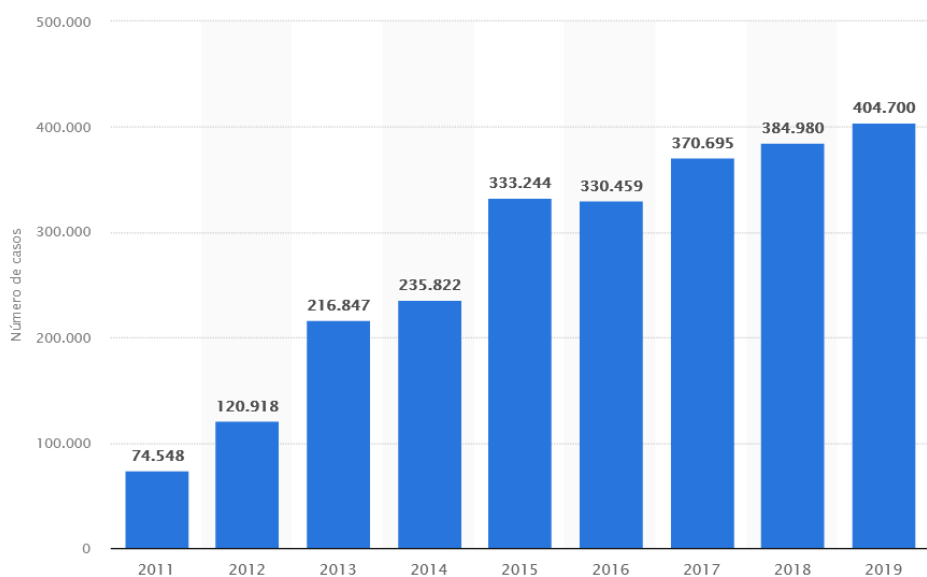


Figura 1. Número de casos de tirotoxicosis registrados en España de 2011 a 2019 [7].

Las opciones principales de tratamiento son la cirugía en personas con un gran tamaño de la glándula o mujeres embarazadas, los fármacos (beta bloqueantes) que provoca la reducción de los síntomas, pero no detiene la producción de la hormona tiroidea, y la terapia con yodo radiactivo (yodo-131) que destruye las células productoras de hormonas en el tiroides, pero no se puede usar en determinados casos, como en mujeres embarazadas. También, en ocasiones se utiliza la combinación de algunos de estos tratamientos [8].

2.1.2 Problemática del cáncer en la población. El cáncer de tiroides

El cáncer sigue siendo la causa que mayor número de muertes provoca en todo el mundo, y según estudios del *Global Cancer Observatory* (GCO), que es una subunidad de la Organización Mundial de la Salud (OMS), la incidencia de esta enfermedad aumentará con el paso de los años debido, sobre todo, al envejecimiento de la población y al aumento de hábitos poco saludables como el sedentarismo o el consumo de alimentos ultraprocesados. En la **figura 2**, se puede observar el número de casos de cáncer estimado entre 2020 y 2040. Se aprecia como la cantidad aumentará considerablemente, sobre todo en Asia que será el continente con un mayor número de afectados. En total, la población con cáncer pasará de 19 millones a, aproximadamente, 29 millones en apenas 20 años [9].

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Estimated number of new cases from 2020 to 2040, Both sexes, age [0-85+]
All cancers

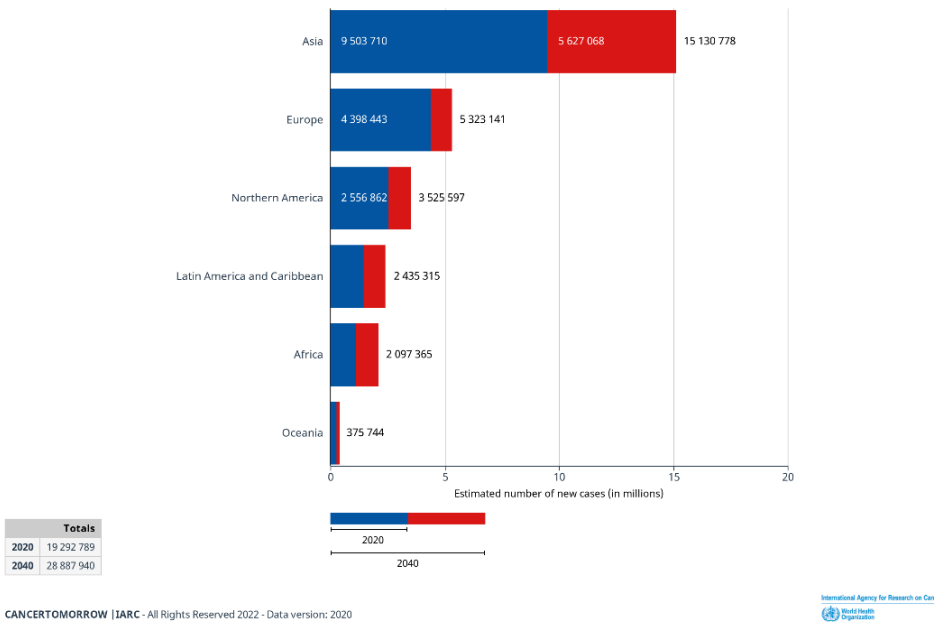


Figura 2. Incidencia estimada del número de casos de cáncer en la población mundial, dividida en continentes, desde 2020 a 2040. Fuente: Global Cancer Observatory. Datos: GLOBOCAN [9].

Según este estudio, se observa en la **figura 3** que, los tipos de cáncer con mayor prevalencia en 5 años desde 2020 son el cáncer de pulmón, colon, próstata y mama, seguido del cáncer de tiroides. Este último es difícil de detectar puesto que no presenta sintomatología en las primeras etapas, pero conforme va desarrollándose aumenta el dolor y el cuello empieza a hincharse. Algunos de los factores de riesgo son la exposición a niveles altos de radiación, los síndromes genéticos heredados y el sexo femenino [10].

Estimated number of prevalent cases (5-year) in 2020, worldwide, both sexes, all ages (excl. NMSC)

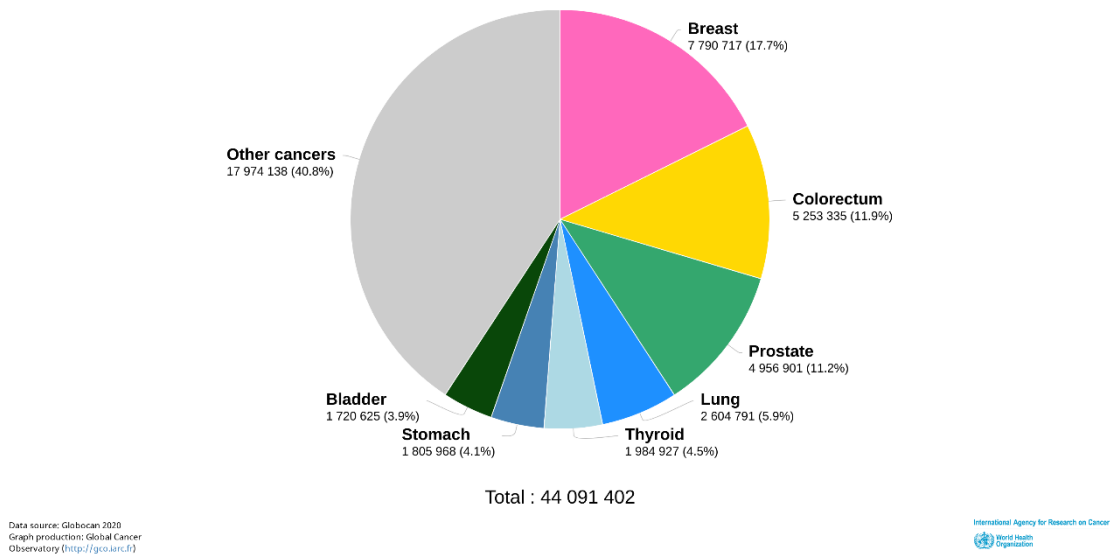


Figura 3: estimación de la prevalencia en 5 años desde 2020 de cáncer en la población mundial. Fuente: Global Cancer Observatory. Datos: GLOBOCAN [9].

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

La mayoría de los casos de cáncer de tiroides tienen una elevada tasa de curación si no se ha extendido por otras partes del cuerpo. Esto se debe a una temprana detección y a un adecuado tratamiento como puede ser la extracción o destrucción de la glándula o simplemente evitar una propagación de las células cancerígenas. En función del estadio del cáncer y de las condiciones de la persona enferma se recurre a uno u otro [11].

2.2 Medicina nuclear

La medicina nuclear es una especialidad médica que emplea radiofármacos dirigidos que contienen partículas radiactivas y sirven tanto para la evaluación de las funciones corporales (diagnóstico) como para el tratamiento de enfermedades. El principio fundamental de esta técnica se basa en la capacidad que tienen algunos tejidos del cuerpo (al estar afectados por una patología, como el cáncer) de absorber una cantidad de marcador diferente a la de los tejidos sanos circundantes. Para el estudio de la distribución del radionucleido por el cuerpo se utilizan cámaras especiales conocidas como gammacámaras. En función del tipo de marcador, se puede considerar como zona patológica la que muestre mucha o muy poca actividad [12].

La forma de introducción del radionucleido o radiosonda en el cuerpo se puede llevar a cabo por tres vías diferentes: inhalación, inyección e ingestión. Con el paso del tiempo (puede ir de segundos a días), el marcador se deposita en la zona que se quiere estudiar, se registra la actividad de las distintas zonas por medio de una gammacámara y tras el procesamiento de la señal se obtienen las imágenes que serán estudiadas posteriormente por los especialistas médicos [13].

Los estudios más comunes para obtener imágenes de la distribución del radionucleido por el cuerpo en medicina nuclear son el SPECT (Tomografía por Emisión de Fotón Único) y el PET (Tomografía por Emisión de Positrones). En el primero, el procedimiento es similar al de una radiografía, pero en esta ocasión, en vez de detectar los rayos X que pasan a través del cuerpo del paciente, la imagen se forma por la radiación que emite el paciente debido al radiofármaco.

En el caso del PET, la emisión de radiación se produce tras la formación de dos fotones con la misma energía y dirección, pero de sentidos opuestos que se generan tras la aniquilación de los positrones emitidos por los radionucleidos con los electrones de la materia. A continuación, gracias a los cristales de centelleo se capta la señal y se procesa para poder mostrar la imagen [14].

Estas dos técnicas, que proporcionan imagen funcional de los órganos y tejidos del cuerpo, en ocasiones se combinan con técnicas que den información morfológica como la resonancia magnética (RMN) o la tomografía computarizada (CT), obteniendo así una mayor resolución y percepción de lo que está ocurriendo en el paciente.

En cuanto a la parte de tratamiento con medicina nuclear, se fundamenta en que el radionucleido se adhiere a las células patológicas y las destruye. La principal ventaja de este tipo de tratamientos es que muchos radiofármacos son específicos de un órgano o tejido concreto, como es el caso del tiroides con el I-131 o de los huesos con el Sr-89 [15].

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Al ser radiaciones muy focalizadas en una determinada zona, se consigue minimizar la afección a los tejidos vecinos. Además, se puede dar este tratamiento en varias sesiones siempre y cuando no se supere unos valores de dosis en el paciente, establecidos en diferentes protocolos.

A la hora de la fabricación de estos radiofármacos es importante la protección del operador, del medio y las demás personas de la radiación ionizante. Por ello, el mantenimiento, transporte, almacenamiento, suministro y desecho tienen que estar regulados por los organismos nacionales competentes en protección radiológica. Así como la localización de la radiofarmacia tiene que ser cercana a las salas en las que se hacen las pruebas médicas. Estas salas deben proporcionar unas condiciones de aislamiento y de ventilación determinadas para que el paciente no ponga en peligro la vida de las demás personas, aunque habitualmente son técnicas muy seguras [16].

Los radionucleidos pueden ser producidos de tres formas distintas: en un reactor nuclear, en un ciclotrón o en un generador. Esto significa que, en muchas ocasiones, no se pueden producir en el hospital o el centro en el que se vaya a realizar el diagnóstico o tratamiento del paciente y tienen que ser transportados desde otros lugares, siendo crucial una buena logística [17].

La vida media determina como de rápido va a decaer la radiactividad del radionucleido. A mayor vida media, más tiempo durará la actividad. Por lo que es interesante que se sincronice el tiempo de vida media con el tiempo que va a durar la prueba médica para evitar que el paciente tenga que permanecer aislado en algunos casos.

Para obtener las imágenes, la radiación generada tiene que ser suficiente para que penetre por los distintos tejidos del cuerpo (huesos, músculos, tendones...). Cuanto mayor energía tenga la radiación más penetrará en el tejido, pero es importante reducir al máximo posible la dosis que reciban los órganos sanos del paciente. Debe mantenerse un compromiso entre la resolución de la imagen y la dosis recibida.

Las radiosondas se pueden clasificar en función de su forma de emisión radiactiva: alfa, beta o gamma. Por ejemplo, uno de los radionucleidos más usados en medicina nuclear es el flúor-18 (emisor de positrones), que se emplea principalmente para la obtención de imágenes PET. Este radionucleido, se junta con la desoxiglucosa para formar una radiosonda que se utiliza para el diagnóstico del cáncer, y que al ser una molécula parecida a la glucosa, las células cancerígenas absorben este tipo de compuestos en una proporción mayor a las sanas. Otro emisor beta es el yodo-131 que se utiliza tanto para diagnóstico como para tratamiento de patologías como el hipertiroidismo o el cáncer de tiroides [18].

En la **figura 4**, se puede observar que no todos los radionucleidos son aptos para tratamiento o terapia, que para cada acto médico es mejor unos u otros. Además, que en función de la característica o la zona a estudiar se suministra al paciente un tipo de radiofármaco distinto. Una vez llega a la zona de interés, se une a una molécula afín a ellos y gracias a ella pueden reaccionar en el lugar concreto, y mediante las imágenes proporcionadas por el dispositivo se podrá hacer un análisis de los resultados obtenidos [19].

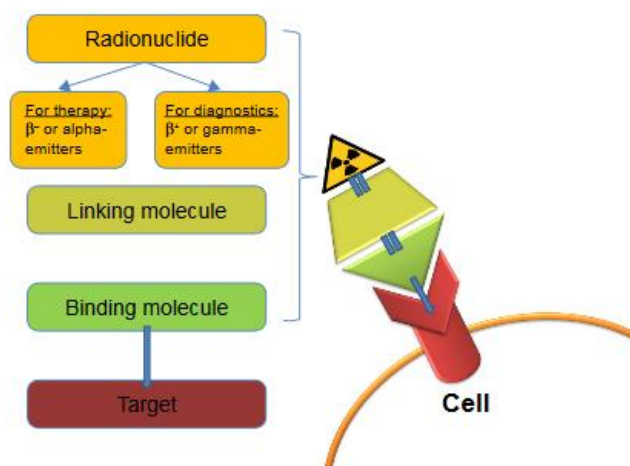


Figura 4. Esquema de la clasificación de los radionucleidos en función de su tipo emisión y el posterior funcionamiento [19].

2.2.1 Tratamientos con yodo-131

El yoduro ($I-131$) de sodio es un radiofármaco que se utiliza para el tratamiento de patologías tiroideas como el hipertiroidismo o el cáncer de tiroides. Se le suministra al paciente mediante la ingesta de cápsulas o pastillas [20].

Una vez ingerido el radioisótopo por vía oral, llega al estómago donde permanece unos minutos antes de pasar a la sangre. A la media hora de la ingestión, casi el 75% del yodo se encuentra difundido por el plasma sanguíneo y de ahí llega a los diferentes órganos, en los cuales permanecerá más o menos tiempo en función de su afinidad química. Realmente, solo se absorbe por el tiroides y el resto se elimina por la orina y heces, pero esto no evita que este elemento radiactivo entre en contacto con otros tejidos [21].

La forma que tiene el tiroides de captar el yoduro del plasma es mediante un transporte activo, actuando en contra del gradiente de concentración. La concentración de yodo en el tiroides irá aumentando hasta que la cantidad de yodo radiactivo obtenido del plasma sea igual a la de yodo producido en las hormonas, en ese momento se alcanzará el máximo. Esto suele ocurrir sobre las 36 horas en sujetos sanos, aunque en los pacientes hipertiroides el tiempo se ve disminuido considerablemente [21].

Para la obtención de este radioisótopo es necesario un reactor nuclear. El $I-131$ tiene dos modos de decaimiento, tal y como se observa en la **figura 5**, mediante la emisión de radiación β^- : uno a $Xe-131$ estable y otro a $Xe-131$ metaestable. La fracción del total, o *branching ratio*, que pasa al xenón estable es del 99 % [22].

Después del $Xe-131$ metaestable se produce una emisión de radiación gamma que provoca su cambio a estable. La energía de esta radiación es fundamentalmente de 364 keV (81%), 637 keV (7,3%) y 284 keV (6,1%), ya que las demás tienen probabilidades menores, debajo del 3%. Por otro lado, las radiaciones beta tienen una energía máxima de 630 keV [20].

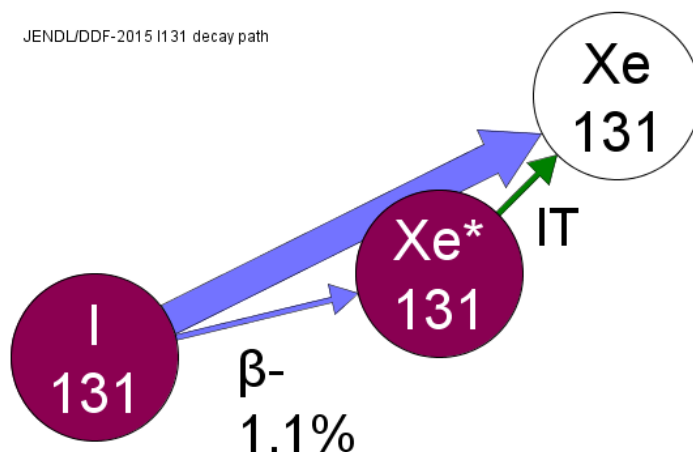


Figura 5. Diagrama de la cadena de desintegración del I-131. Extraída del programa Janis de la Nuclea Energy Agency (NEA). Base de datos: JENDL/DDF-2015.

En la **tabla 1** se recoge la información mencionada sobre el I-131.

Tabla 1. Datos del I-131 [22].

Padre	Producto	Branching Ratio	Modo de decaimiento	Energía
I-131	Xe-131	98,91%	Beta -	Máxima = 630 KeV
I-131	Xe-131m	1,09%	Beta -	Máxima = 630 keV
Xe-131m	Xe-131	100%	Gamma	364 keV (81%)
				637 keV (7,3%)
				284 keV (6,1%)

2.3 Antecedentes

Las primeras teorías sobre la composición de la materia se remontan sobre el año 460 A.C. debido al filósofo Democritus que, a pesar de las pocas herramientas existentes en la época para poder hacer estudios avanzados en la escala de los átomos, planteó la primera teoría atómica y presentó estudios sobre la existencia de estos elementos físicos, que siglos más tarde algunas de ellas se verificaron [23].

Wilhem Conrad Roentgen (1845-1923) descubrió los rayos X en 1895 gracias a que los rayos catódicos con los que estaba trabajando provocaron una extraña luminiscencia en un papel pintado con platinocianuro de bario. El físico alemán siguió estudiando el fenómeno observado y comprobó que estos rayos eran capaces de penetrar una gran cantidad de materiales distintos como la piel de la mano de su esposa, pero no los huesos, tal y como se puede apreciar en la **figura 6**. Por este descubrimiento, Roentgen recibió en 1901 el Premio Nobel de física [24].

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Al año siguiente, el conocido como el padre de la radiactividad, Henri Becquerel (1852-1908) descubrió que ciertos materiales fluorescentes, como las sales de uranio, emitían rayos X de forma espontánea. A este fenómeno se le dio el nombre de radiactividad natural. Y por ello compartió el Premio Nobel de física en 1903 con los Curie [25].



Figura 6. Imagen de la mano de la esposa de Roentgen (Anna Bertha) [24].

Marie Curie (1867-1934) y Pierre Curie (1859-1906) descubrieron en 1898 que no solo el uranio presentaba estas propiedades, sino que elementos como el torio también. Además, afirmaron que la cantidad de radiactividad emitida por estos materiales era proporcional a la cantidad del material presente en la muestra. Experimentando con *pechblenda*, el matrimonio descubrió dos elementos nuevos, el Polonio y el Radio, que eran 60 y 400 veces más radiactivos que el uranio. Esto significó el nacimiento de la radioquímica, es decir la clasificación de los materiales por su radiactividad. Marie Curie recibió en 1911 el Premio Nobel de química gracias a estos dos descubrimientos y se convirtió en la primera y única persona de la historia en tener dos Premio Nobel en dos disciplinas distintas.

En 1900, Paul Villard (1860-1934) publicó experimentos en los que estudiaba la desviación de los rayos en la penetración de una placa fotográfica bajo un campo magnético, ya que unos tenían la capacidad de atravesarla sin desviarse y otros no. Esto fue el nacimiento de los rayos gamma [25].

Realmente, el que completó el trabajo que había empezado Villard fue Ernest Rutherford (1871-1937) que fue el que describió los tres tipos de radiación: alfa (α), beta (β) y gamma (γ). Esto lo logró gracias a un experimento en el que afirmaba que una parte de la radiación era 100 veces menos penetrante que el resto que sí era capaz de pasar a través de láminas de aluminio, y ahí verificó la existencia de estos tres tipos de radiación. Además, postuló la estructura nuclear del átomo y asentó las leyes del decaimiento radiactivo, y por esto último recibió el Premio Nobel de química en 1908.

Pasaron los años y Frederick Soddy (1877-1956) recibió en 1921 el Premio Nobel de química por sus contribuciones en el conocimiento de la química de las sustancias radiactivas y sus investigaciones sobre el origen y naturaleza de los isótopos, gracias a que se dio cuenta de que

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

se producía un gas radiactivo a partir de una muestra de torio y luego resultó que había más sustancias envueltas en este proceso, que no era algo directo. Con todo esto, concluyó que el radio y el torio eran elementos químicamente idénticos, pero tenían valores de vida media y formas de desintegración distintas. Debido a esta información obtenida, pudo elaborar una tabla que contenía los decaimientos radiactivos de un elemento como el uranio [26]. En la **figura 7**, se observa la cascada de desintegración del torio tal y como se conoce hoy día y que fue descubierta entre 1902 y 1903 por Soddy y Rutherford.

En base a estas investigaciones, el matrimonio formado por Irène Joliet-Curie (1897-1956) y Frédéric Joliet (1900-1958) descubrieron el neutrón y el positrón, aunque en ese momento no sabían que se trataba de estas partículas. Además, en 1935 recibieron el Premio Nobel de química por sus investigaciones sobre la síntesis de nuevos elementos radiactivos mediante la irradiación de metales, creando así las primeras reacciones nucleares [27].

El premio Nobel de química en 1934 fue para George Hevesy (1885-1966) por su demostración en que ciertos isótopos se podían usar en las personas como trazadores biológicos abriendo así la posibilidad de poder darles una aplicabilidad médica. Y es a partir de este año, cuando comienza lo que conocemos hoy en día como medicina nuclear.

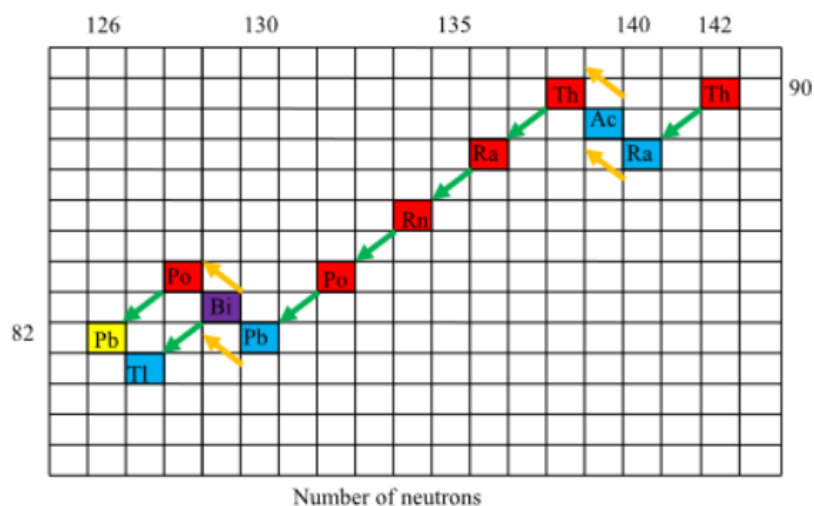


Figura 7. Serie radiactiva del torio. La dirección vertical muestra el número de protones. Las flechas verdes muestran el decaimiento alfa y las amarillas el beta. Los elementos en rojo son emisores alfa, los azules emisores beta, los púrpura ambos y el amarillo es el estable [25].

Los primeros estudios sobre la relación del radioyodo y el tiroides se llevaron a cabo en 1938 cuando Joseph Hamilton y Mayo Soley calcularon las curvas de captación y excreción del I-131 por parte de la glándula tiroidea, que desembocó en los primeros tratamientos médicos con radioyodo para tratar el hipertiroidismo. El primer reactor para producir radionucleidos se construyó en 1946 y provocó que se empezara a investigar elementos que pudieran servir para los distintos órganos. En 1962, Katherine Lathrop y Paul Harper incluyeron el ^{99m}Tc como trazador en medicina, que fue usado en un gran número de pruebas de esta especialidad [28].

Después de estos hechos, en los últimos años, los avances se han producido más en el campo de la maquinaria empleada para ver la distribución de los radioisótopos por el cuerpo del

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

paciente. Se trata de mejoras con las llegadas del SPECT o del PET, así como de las medidas de protección radiológica para pacientes y personal sanitario a la hora de hacer las intervenciones.

Hoy en día la medicina nuclear se centra en cuatro aspectos fundamentales: prevención, investigación, diagnóstico y terapia. Y tiene por objetivo que el paciente reciba la mejor intervención posible que le ayude a solucionar la patología con la menor dosis, es decir, se busca un compromiso resultado-dosis.

2.4 Efectos de la radiación ionizante a nivel molecular

La radiación ionizante se ha usado de forma habitual en la práctica médica desde su descubrimiento. Esta radiación produce efectos lesivos en el organismo, ya que con estos tipos de tratamientos se busca la destrucción de las células malignas.

Estos efectos se pueden clasificar en dos grupos: estocásticos y determinísticos. Los primeros ocurren de forma aleatoria y su probabilidad aumenta con la dosis. Para intentar reducirlos se sigue el principio de mínima dosis puesto que no hay un umbral mínimo y su principal problema es que pueden ser hereditarios. Por otro lado, los segundos ocurren a altas dosis y los daños aparecen al superar la dosis umbral. Los mecanismos de acción de la radiación se pueden clasificar en acción directa o acción indirecta [29].

- La acción directa sucede cuando se le cede energía (por medio del efecto Compton o fotoeléctrico) a una molécula biológica fruto de la interacción con un fotón provocando que quede ionizada o excitada.
- La acción indirecta se produce mayoritariamente por el agua. La absorción de la energía puede generar radicales libres (como el grupo OH[•]) que tienen un electrón externo desapareado y eso les confiere una alta reactividad química con los electrones desapareados de las moléculas cercanas.

La parte más sensible de las células es el núcleo, porque en él se encuentra el ADN que está formado por dos cadenas conectadas entre sí por uniones de puentes de hidrógeno de las cuatro bases oxigenadas generando una forma de doble hélice. Así, los daños que pueden ser causados en el ADN son: la pérdida de una base, la rotura de una o de las dos cadenas de la molécula o la eliminación de la unión entre bases. Estos cambios se llaman mutaciones y los efectos son muy variables en función de la persona [29].

En la **figura 8**, se observa un esquema que muestra como la radiación ionizante que llega a las células produce una acción directa y una acción indirecta por medio de los radicales libres y que ambas dañan al ADN. Si el daño es letal, la célula entra en necrosis y muere, que es lo que conocemos como efecto determinista. Si el daño es subletal, aparecen los mecanismos de reparación celular que puede lograr reparar la mutación generada y la célula seguirá como si no hubiera pasado nada o puede transformarse por medio de mutaciones y transmitir estas a su descendencia, aumentando la posibilidad de la inducción de un futura neoplasia o patología similar, esto es lo que se conoce como efecto estocástico. Finalmente, también podría ocurrir que en los mecanismos de reparación hagan a la célula entrar en apoptosis ocasionando la muerte celular [30].

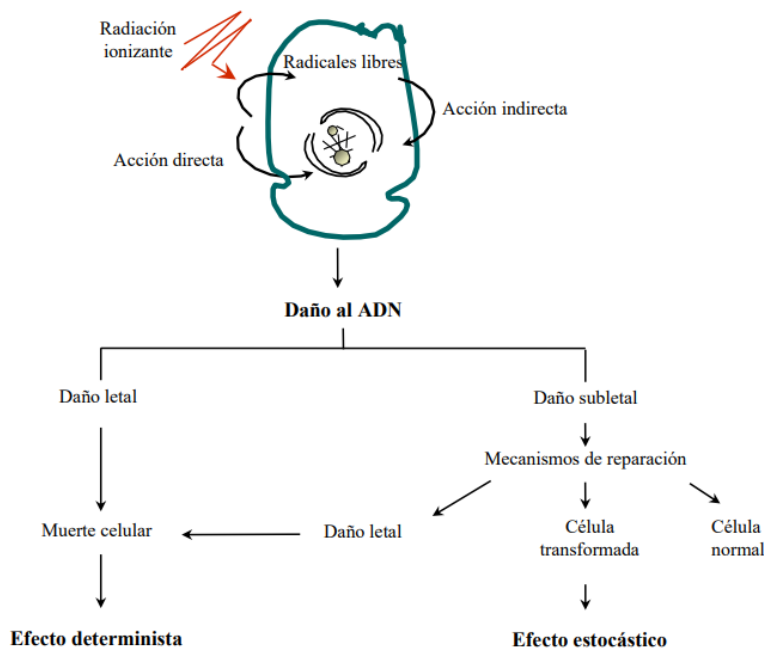


Figura 8. Esquema de las consecuencias de la interacción de la radiación ionizante con las células [30].

Según la OMS, la exposición a la radiación se puede producir por distintas vías como en casa, lugares públicos, el trabajo o en el entorno médico y se puede clasificar en: exposición planificada cuando es en un centro médico, exposición existente que es la que hay en el medio ambiente y en exposición de emergencia que ocurre cuando es un acto inesperado que requiere una respuesta rápida. Además, la exposición puede ser interna cuando el radionucleido es introducido en el cuerpo por inhalación, inyección en el torrente sanguíneo o por ingestión y cesa cuando es expulsado del mismo o puede ser exposición externa si el material radiactivo está en el aire [31].

2.5 Motivación y justificación

La principal motivación para la realización de este Trabajo de Fin de Grado (TFG) de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial (ETSII) es la finalización de mis estudios del Grado en Ingeniería Biomédica en la Universitat Politècnica de València (UPV). Con la presentación y defensa de este, quedan superadas las condiciones académicas necesarias para la obtención de la titulación.

Asimismo, otro aliciente surge de los conocimientos adquiridos en la asignatura “Radioterapia y protección radiológica” de segundo curso. En ella, se explicaron las nociones básicas de la aplicación de la radiación en la medicina, así como la importancia de una correcta protección, ya que los efectos secundarios pueden llegar a ser perjudiciales para la salud. Además, esta rama de la física ofrece salidas profesionales para mi grado, como la radiofísica hospitalaria y la posibilidad de hacer planificaciones de radioterapia o braquiterapia para ayudar a minimizar las dosis recibidas por los pacientes, entre otras funciones.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

El hecho de realizar el TFG sobre el estudio de la dosimetría de un tratamiento real, que se suministra a miles de personas por todo el mundo para tratar patologías como el hipertiroidismo o el cáncer de tiroides, significa que este trabajo tiene una aplicabilidad en el mundo real y está relacionado con las personas y la medicina.

De hecho, la medicina nuclear lleva utilizándose en la práctica médica desde finales de la década de los 40 y, a pesar de los riesgos a los que se expone, como posibles irradiaciones en zonas no deseadas, sigue utilizándose hoy en día. Esto se debe a que estos tratamientos son capaces de suministrar una elevada dosis en la zona deseada, destruir esas células, y afectar poco o nada al tejido circundante.

El tiroides es un órgano muy importante en el metabolismo humano, ya que regula una gran variedad de funciones como la temperatura corporal o la frecuencia cardíaca, por lo tanto, es crucial el buen funcionamiento de esta glándula. En caso de una patología que le afecte, una opción es recurrir a la ingesta de una pastilla de I-131. Para ayudar al estudio de estos tipos de tratamientos y de la dosis que se le suministra al paciente, y más en concreto al órgano diana y a los demás tejidos y órganos, se necesita un maniquí computacional.

En el presente trabajo, se realiza este estudio de la dosimetría tras un tratamiento con este radionucleido mediante un maniquí computacional antropomórfico de alta resolución, es decir, con características similares a la de los humanos. De hecho, está realizado por la ICRP (Comisión Internacional de Protección Radiológica). Recibe el nombre de Fantoma Computacional de Referencia de Tipo Malla (MRCP).

Para saber la cantidad de radionucleido que hay en cada instante de tiempo en cada órgano del cuerpo, se utiliza programación en MatLab. El modelo biocinético del yodo se logra con los datos proporcionados por las ICRPs en sus diferentes publicaciones.

Como se observa en el título, otro punto con una gran importancia es el uso de simulaciones Monte Carlo, en concreto con el código MCNP6, que permite el estudio del transporte de la radiación en el interior del maniquí. El uso de este código permite obtener resultados más realistas de la dosis que los obtenidos por técnicas deterministas.

El hecho de sufrir una patología como el cáncer de tiroides o el hipertiroidismo hace que la calidad de vida de esa persona se vea disminuida. Por ello, cualquier estudio que trate de minimizar su impacto o que trate de curar estas enfermedades, está totalmente justificado.

Por lo tanto, con el presente trabajo se pretende estudiar y calcular la dosimetría recibida por los diferentes órganos más afectados tras un tratamiento con I-131 para enfermedades como el cáncer de tiroides o el hipertiroidismo. Para lograrlo se emplean diferentes técnicas como el uso de un maniquí de última generación, un programa que simula la biocinética del yodo en el interior del cuerpo y técnicas de simulación Monte Carlo.

CAPÍTULO 3. FUNDAMENTOS FÍSICOS

3.1 Interacción de la radiación con la materia

La radiación se define como la emisión de energía por parte de determinados cuerpos y que se propaga a través del espacio. Se distinguen dos tipos: las radiaciones no ionizantes y las ionizantes. Las primeras son las que no poseen la energía mínima necesaria (como la luz visible o las ondas de radio) para romper o ionizar los enlaces químicos. Las radiaciones ionizantes tienen la energía suficiente para ionizar la materia del medio en el que pasan y producir en ella un efecto que dependerá de las propiedades de la radiación (masa, energía y carga eléctrica). Esta energía límite es la mínima necesaria para arrancarle un electrón a un átomo neutro y se conoce como energía de ionización. Además, durante la interacción se libera al medio la energía perdida por las partículas mediante distintos mecanismos de interacción que dependen del tipo de radiación, la energía asociada y el medio de propagación.

3.2 Tipos de radiactividad

La radiactividad, también conocida como decaimiento radiactivo, es un fenómeno físico que presentan ciertos cuerpos que consiste en la emisión de radiaciones o partículas, o de ambas, debido a la desintegración espontánea del átomo. Se presentan los tres tipos de decaimiento radiactivos:

- Decaimiento α :

Se produce la emisión de una partícula con dos protones y dos neutrones, que se conoce como partícula alfa y se trata de la emisión de un núcleo de helio (${}^4_2\text{He}$). Estas partículas tienen carga positiva y una masa relativamente grande por lo que no son capaces de viajar grandes distancias en el aire, afectando únicamente a las superficies.



Al variar el núcleo (número de neutrones y protones), el elemento de partida es completamente diferente al obtenido.

Los principales emisores alfa son los elementos con un número atómico (Z) superior a 83 y elementos como el neodimio (Z=60) y el lutecio (Z=71).

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

- Decaimiento β^- : se puede distinguir dos tipos:

- Decaimiento β^- :

Se produce en núcleos con exceso de neutrones respecto al isótopo estable y se caracteriza por la emisión de un antineutrino ($\bar{\nu}$) y un electrón (β^-). Cuando este decaimiento sucede, el número atómico del núcleo aumenta una unidad.



En este caso, el elemento obtenido es diferente al elemento padre porque varían las propiedades del núcleo.

El isótopo empleado en el presente TFG, el yodo-131 (I-131), presenta este tipo de decaimiento, tal y como se ha comentado en la sección 2.2.1.

- Decaimiento β^+ :

Ocurre en núcleos que presentan un exceso de protones respecto al isótopo estable. Un protón cambia a un neutrón junto con la emisión de un neutrino (ν) y un positrón (β^+). Al suceder este decaimiento, el número atómico del núcleo disminuye una unidad.



Al variar las propiedades del núcleo, el elemento padre es diferente al elemento obtenido.

- Decaimiento γ :

Se produce con la emisión de un fotón por parte de un isótopo excitado que pasa a un estado estable o metaestable. El número atómico y másico del núcleo hijo no varían respecto los del padre, solo varía entre ellos el estado de energía. Este tipo de decaimiento suele ocurrir en los isótopos hijos acompañando a un decaimiento α y β .



3.3 Clasificación de las radiaciones ionizantes

Las partículas que producen radiaciones directamente ionizantes están compuestas por partículas cargadas (electrones energéticos) que ceden directamente su energía al medio mediante fuerzas coulombianas al interactuar con otras partículas a lo largo de su trayectoria.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Mientras que las partículas neutras (fotones y neutrones) producen radiaciones indirectamente ionizantes. En este caso, los fotones interactúan, en primer lugar, con las partículas cargadas de forma estocástica donde la probabilidad de interacción es determinada por la sección eficaz, produciéndose una total o parcial cesión de su energía a estas partículas cargadas. Después, estos electrones o partículas cargadas son las que ceden la energía al medio.

En la **figura 9**, se observa un esquema de las radiaciones ionizantes. Tal y como se vio anteriormente, las radiaciones pueden ser directa o indirectamente ionizantes.

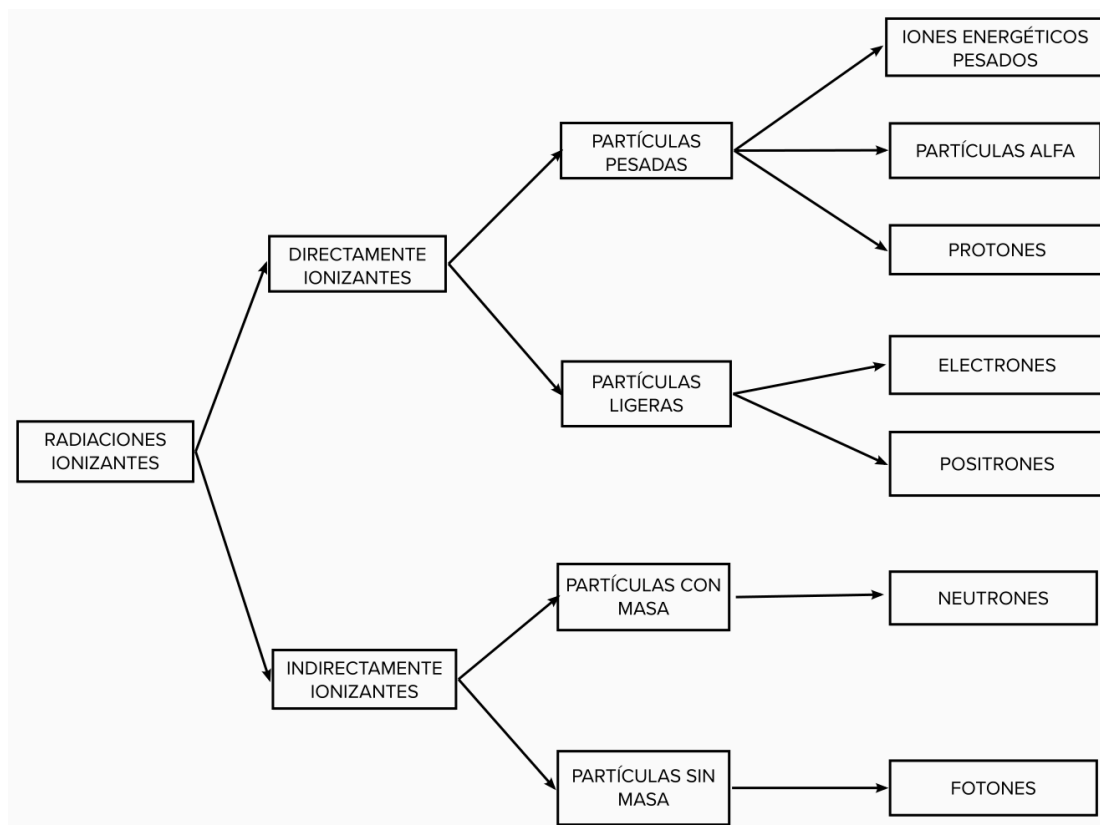


Figura 9. Esquema de la radiación ionizante y sus partículas.

3.3.1 Interacción de las partículas cargadas con la materia

Tras la interacción de los fotones con la materia se producen electrones que después son absorbidos por el medio. Por ello, para los electrones y otras partículas que producen radiación directamente ionizante se emplean teorías de dispersión múltiple en las que influye el poder de frenado y las secciones eficaces de los fotones.

Los poderes de frenado son una aproximación que explican cómo se deposita la energía en función de la energía recorrida dentro del material, asumiendo que esta energía depositada es bastante más pequeña que la energía cinética del electrón. Los electrones interactúan con la materia por medio de distintos procesos [32]:

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

- Dispersión inelástica con los electrones atómicos:

Un electrón de alta velocidad pasa a una distancia de un átomo suficiente para colisionar con un electrón atómico y expulsarlo de su órbita, se reduce la energía del primer electrón cediéndosela al segundo electrón. Puede que uno o ambos de estos electrones repita el proceso hasta que su energía sea inferior a la mínima capaz de producir cambios en la materia. Este proceso se conoce como ionización y la interacción se produce con todo el átomo como conjunto.

Las colisiones inelásticas son predominantes cuando se trabaja con energías bajas y medias. En la **figura 10**, se observa una representación de esta interacción, siendo E_e el electrón primario y E_s el secundario.

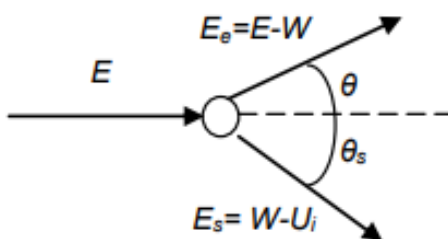


Figura 10. Dispersión inelástica con los electrones atómicos [32].

- Dispersión elástica con los electrones atómicos:

Esta dispersión es la causa de que los electrones tengan trayectorias tan discontinuas, puesto que, al interactuar con el átomo, se produce un desvío brusco de la trayectoria inicial del electrón. Esto se debe a que tras la colisión no se produce ninguna pérdida de energía, ni excitación del átomo ni emisión de fotones.

En la figura 11, se aprecia como el electrón incide con una energía E , y al colisionar con el átomo, varía su dirección, pero su energía sigue siendo E .



Figura 11. Dispersión elástica con los electrones atómicos [32].

- Dispersión inelástica con los núcleos atómicos (Bremsstrahlung):

Debido a la fuerza electrostática del núcleo del átomo, el electrón incidente desvía su trayectoria por esta fuerza de atracción. El electrón emite radiación de frenado o Bremsstrahlung, es decir, fotones (radiación electromagnética) con una energía asociada que puede variar entre 0 y la energía cinética de la partícula que lo ha generado. Este fenómeno ocurre en los casos que el electrón incidente pasa lo suficientemente cerca del núcleo, con distancias entre el radio atómico y el nuclear.

En caso de que el electrón choque frontalmente con el núcleo, toda la energía del electrón aparece como un único fotón de rayos X (radiación secundaria).

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

En la **figura 12** se observa como incide el electrón con una energía E y sale un fotón (línea curva) con una energía W y otro electrón con una energía $E-W$.

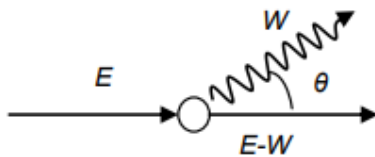


Figura 12. Dispersión inelástica con los núcleos atómicos [32].

- Dispersión elástica con los núcleos atómicos:

Con este tipo de reacciones se producen desviaciones grandes en la trayectoria de los electrones incidentes, pero al no perder energía ni generar fotones con energía apreciable, no tiene interés en dosimetría. Este fenómeno se conoce como la dispersión de Rutherford.

- Aniquilación electrón-positrón:

Este proceso produce dos fotones de direcciones iguales, sentidos opuestos y misma energía de tras la transformación de un positrón y un electrón. La probabilidad de que ocurra es muy baja (inferior al 1%).

Este tipo de interacciones son muy importantes en medicina nuclear puesto que son la base de algunas técnicas de imagen como el PET. En la **figura 13** se puede observar la aniquilación y como los dos fotones salen con la misma energía, pero sentidos opuestos.

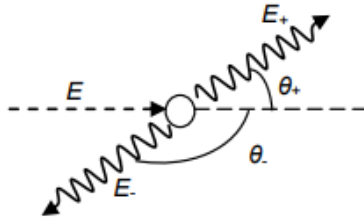


Figura 13. Aniquilación electrón-positrón [32].

3.3.2 Interacción de los fotones con la materia

Las interacciones de los fotones con la materia son de carácter aleatorio, pudiendo producirse una, alguna o ninguna interacción. Cuando sí que ocurre alguna interacción, se generan partículas ionizantes secundarias que pueden ser partículas sin carga (normalmente fotones), que pueden desplazarse una distancia antes de volver a interactuar, o partículas con carga (generalmente electrones), que depositan la energía en un lugar cerca del de la interacción. La energía de estos fotones secundarios depende de la energía de los fotones primarios [32].

Los fotones interactúan con la materia de diferentes formas:

- Efecto fotoeléctrico:

El fotón interactúa y le da su energía a un electrón ligado a un átomo, provocando la salida de este electrón con una energía igual a la del fotón primario menos la energía de ligadura necesaria para escapar de la atracción del núcleo atómico. Esta salida del electrón deja al átomo en un

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

estado excitado, provocando que el hueco dejado sea completado con otro electrón de la capas superiores, y esa energía que se pierde al bajar de capa se traduce en la liberación de un fotón con esa energía. Si este nuevo fotón, vuelve a interactuar con otro electrón del mismo átomo se producirá el mismo efecto, y este nuevo electrón liberado se conoce como electrón Auger.

Es el mecanismo que más veces ocurre en las interacciones de los fotones con la materia con fotones de baja energía (menos de 100 keV). En la **figura 14**, se observa el fotón incidente con una energía E y la liberación de un electrón y un fotón.

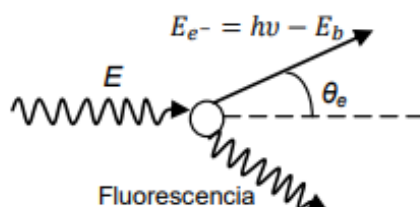


Figura 14. Efecto fotoeléctrico [32].

- Efecto Compton o dispersión inelástica (*inelastic scattering*):

El fotón incidente colisiona con un electrón del átomo al cual le transfiere parte de su energía, la suficiente para que sea arrancado. El fotón se desvía por esta interacción y queda con una energía que depende del ángulo de incidencia.

Es el mecanismo predominante en los casos en los que la energía del fotón está entre 0,1 y 10 MeV. En la **figura 15** se aprecia un esquema de este fenómeno.

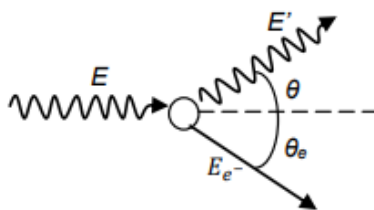


Figura 15. Efecto Compton [32].

- Dispersión coherente (Rayleigh):

Es la única forma de interacción de los fotones con la materia que no produce radiación, ya que no se produce ninguna transferencia de energía del fotón. La dispersión coherente ocurre cuando un fotón incidente interactúa con un electrón de la nube electrónica del átomo provocando únicamente un cambio en la trayectoria.

Este tipo de interacciones se produce en los casos en los que la energía del fotón incidente está en torno a los 10 keV. En la **figura 16** se puede observar cómo no se generan electrones secundarios y solo hay una dispersión del fotón primario.

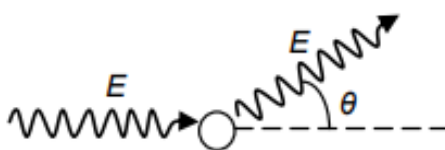


Figura 16. Efecto Rayleigh [32].

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

- Producción de pares:

El fotón interactúa con la fuerza coulombiana del núcleo atómico y cede toda su energía que se convierte en dos partículas: un electrón y un positrón. Ambas partículas salen con una energía de 511 keV, por lo que la energía mínima que debe tener el fotón incidente es de 1,022 MeV y la energía sobrante se transforma en energía cinética de estas nuevas partículas.

Además, el positrón generado puede interactuar con otros electrones del medio provocando una aniquilación de estas partículas y la generación de dos fotones. En la **figura 17**, se presenta un esquema de la producción de pares.

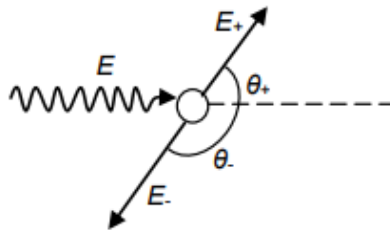


Figura 17. Producción de pares.[32]

En la **figura 18**, se puede observar a qué energías es más probable que suceda cada tipo de interacción para los distintos números atómicos. Como se ha mencionado anteriormente, el efecto fotoeléctrico ocurre en energías bajas (menores de 1,02 MeV), el Compton en energías entre 0,1 MeV a 10 MeV aproximadamente y la producción de pares sucede a partir de 1,02 MeV para elementos muy pesados y para la mayoría de los elementos a partir de los 10 MeV.

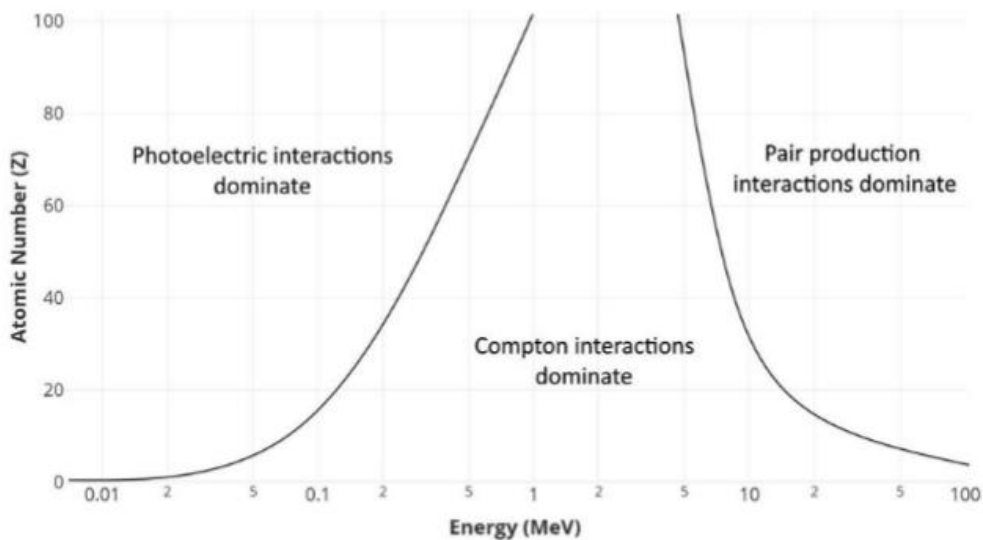


Figura 18. Gráfica de cuál de las tres interacciones de los fotones que producen ionización sucede para una determinada energía y número atómico [53].

3.4 Magnitudes y unidades radiológicas

Esta sección trata las ideas fundamentales y principios necesarios para la obtención de las magnitudes y unidades radiológicas que, además, son independientes del elemento que se utilice.

Ante la necesidad de obtener de forma cuantitativa y precisa las radiaciones ionizantes y sus posibles efectos en los seres vivos surgió en 1925 la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU). Esta comisión tiene como objetivos principales la cuantificación de la radiación y radiactividad y sus unidades, que estas medidas se hagan de forma adecuada y proveer de los datos físicos necesarios para la aplicación de estos procedimientos.

En un tratamiento de medicina nuclear, el paciente recibe altas cantidades de radiación ionizante en la zona de interés, pero en el resto de los órganos también recibe radiación. Hay tres formas de suministrar los radiofármacos: por medio de una inyección, por ingestión o por inhalación. En cualquiera de ellas, el radionucleido va a llegar al torrente sanguíneo, ya sea directamente, por el sistema digestivo o por las vías respiratorias, y se va a distribuir por todo el cuerpo, afectando en una mayor o menor medida a otros tejidos.

La dosimetría en medicina nuclear tiene su principio en la dosis que reciben los distintos órganos tras un tratamiento. Se distingue el grupo de las magnitudes basadas en la radiactividad y las de dosimetría.

3.4.1 Magnitudes de radiactividad y radiometría.

Son las magnitudes que se emplean para caracterizar la radiación del radionucleido.

- Actividad:

La actividad de una sustancia radiactiva se define como la velocidad de desintegración de dicha sustancia, es decir, es el número de núcleos que desaparecen por unidad de tiempo. Su unidad en el Sistema Internacional (SI) son los Bq que su valor coincide con el número de desintegraciones por segundo (dps).

Por un lado, la actividad es proporcional al número de núcleo presentes en las muestras en un cierto instante:

$$A = \lambda \cdot N \quad (7)$$

Por otro lado, se define la actividad como la velocidad de desintegración de los núcleos por unidad de tiempo según la siguiente ecuación:

$$A = \left| \frac{dN}{dt} \right| \quad (8)$$

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

La ley de la desintegración es la siguiente:

$$N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t} \quad (9)$$

La constante de desintegración (λ) es la probabilidad de desintegración de un radionucleido por unidad de tiempo y es la misma para todos los radionucleidos de una misma especie.

$$-\lambda \cdot N = \left| \frac{dN}{dt} \right| \quad (10)$$

Despejando:

$$\lambda = -\frac{\frac{dN}{dt}}{N} \quad (11)$$

Con la fórmula de la ley de la desintegración se llega al período de semidesintegración ($T_{1/2}$). Su valor indica el tiempo necesario para que la actividad de una muestra se reduzca a la mitad.

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (12)$$

El promedio de vida de los núcleos de un radionucleido antes de desintegrarse se conoce como vida media (τ):

$$\tau = \frac{1}{\lambda} \quad (13)$$

- Fluencia de energía:

La fluencia de energía (ψ) se define como el cociente entre la variación de energía incidente (dR) sobre una esfera con sección transversal (da). La unidad de la fluencia energética en el SI es el $J \cdot m^{-2}$. Se calcula con la siguiente ecuación:

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad (14)$$

La tasa de fluencia energética o densidad de flujo energético (Ψ) es la variación de esta fluencia de energía por unidad de tiempo. Su unidad en el SI es $J \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$.

$$\Psi = \frac{d\psi}{da} \quad (15)$$

- Fluencia de partículas:

La fluencia de partículas (Φ) se obtiene como el cociente entre el número de partículas (dN) que inciden sobre una esfera con sección transversal (da). La unidad en el Sistema Internacional es el m^{-2} . Según la siguiente ecuación:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (16)$$

Del mismo modo, la tasa de fluencia de partículas se define como el incremento de la fluencia de partículas en un intervalo de tiempo. La unidad en el SI es el $m^{-2}\cdot s^{-1}$.

$$\varphi = \frac{d\Phi}{da} \quad (17)$$

3.4.2 Magnitudes de dosimetría

Las magnitudes dosimétricas proporcionan información de los efectos reales o potenciales de la radiación.

- Kerma:

El kerma (del inglés, *Kinetic Energy Released per unit Mass*) es una magnitud dosimétrica que indica la energía transferida por unidad de superficie en un punto concreto de un material. Sus unidades son el gray (Gy), es decir, $J\cdot kg^{-1}$.

Es una magnitud que se emplea para caracterizar los campos de fotones y neutrones (partículas no cargadas). En condiciones de equilibrio de partículas cargadas, el valor del kerma es equivalente a los de dosis absorbida en materiales como el agua, el tejido blando o el aire.

$$K = \frac{dE_{rt}}{dm} \quad (18)$$

La tasa de kerma (\dot{K}) es la variación del kerma en un cierto intervalo de tiempo. Con unidades $Gy\cdot s^{-1}$.

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (19)$$

- Dosis absorbida:

La dosis absorbida (D) se define como el cociente entre la energía impartida media ($d\bar{\epsilon}$) entre la radiación ionizante a una masa de materia (dm). Sus unidades según el SI es el Gray (Gy). La dosis absorbida se calcula como:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (20)$$

La tasa de dosis absorbida se obtiene con la dosis absorbida por unidad de tiempo y sus unidades son $Gy\cdot s^{-1}$.

Para el cálculo de la energía transmitida media ($\bar{\epsilon}$), se mide la energía depositada a un volumen de masa centrada en un punto. Se trata de la energía incidente (E_{in}) menos la energía de salida (E_{sal}) y la suma de los equivalentes energéticos de las masas en reposo (Q):

$$\bar{\epsilon} = \sum E_{in} - \sum E_{sal} + \sum Q \quad (21)$$

3.4.3 Magnitudes de radioprotección

Se trata de magnitudes relacionadas con los efectos radiológicos de las magnitudes de dosimetría. Es importante la distinción del tipo de radiación y la naturaleza del medio irradiado.

- Dosis equivalente

Tiene en cuenta las propiedades de los distintos tipos de radiación debido a los efectos estocásticos. Cada uno de ellos tiene un factor de ponderación distinto, como se observa en la **tabla 2**.

Las unidades de la dosis equivalente son el $J \cdot kg^{-1}$, pero en este caso no se refiere a Gy, sino a sievert (Sv).

$$H_T = w_R \cdot D_{T,R} \quad (22)$$

Donde w_R es el factor de ponderación para la radiación R y $D_{T,R}$ es la dosis absorbida promedio en un tejido específico T por una radiación R.

Tabla 2. Factores de ponderación de la radiación recomendadas por la ICRP 103 [33].

Tipo de radiación	w_R
Fotones	1
Electrones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión, iones pesados	20
Neutrones	Véase en la figura 19

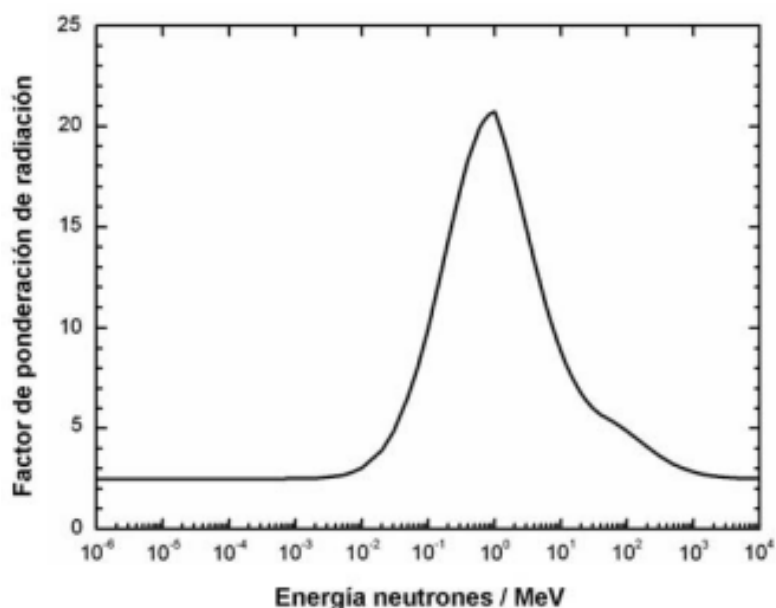


Figura 19. Factor de ponderación w_R para neutrones [33].

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

- Dosis efectiva

A parte del tipo de radiación, los efectos estocásticos también dependen del tipo de órgano o tejido que recibe la radiación, pues no todos se comportan igual.

Las unidades de la dosis efectiva también son el Sv.

$$E = \sum_T H_T \cdot w_T \quad (23)$$

Donde w_T es el factor de ponderación para el tejido T, se muestra en la **tabla 3**.

Tabla 3. Factores de ponderación de los tejidos recomendados por la ICRP 103 [33].

Tejido	w_T	$\sum w_T$
Gónadas	0,08	0,08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0,04	0,16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales y piel	0,01	0,04
Médula ósea, colon, pulmón, mama y el resto de los tejidos.	0,12	0,72

Además, como la suma tiene en cuenta todos los órganos y tejido sensibles a la inducción de los efectos estocásticos, se tiene que cumplir:

$$\sum_T w_T = 1 \quad (24)$$

CAPÍTULO 4. MÉTODO MONTE CARLO

En un tratamiento de medicina nuclear es importante conocer la distribución de dosis absorbida por el paciente. Para modelar las interacciones de la radiación con la materia y calcular este valor existen dos estrategias: la basada en el método de Monte Carlo (MC) y la determinística.

Por un lado, el modelo determinista se centra en la resolución de las ecuaciones lineales de transporte de Boltzmann, que en medios homogéneos a nivel macroscópico ofrece buenos resultados explicando el comportamiento del transporte de las partículas en un medio determinado [32].

Por otro lado, el método de Monte Carlo es un modelo estadístico utilizado para la resolución de problemas complejos mediante la generación de números aleatorios. Este método, proporciona soluciones cuantitativas a problemas que reflejan la evolución temporal de las interacciones de partículas (fotones, electrones, neutrones, protones, etc.) con la materia [34]. Para imitar el comportamiento aleatorio de los sistemas reales emplea técnicas de la estadística y la computación [35].

La principal ventaja del método Monte Carlo sobre el determinista es el tiempo para llegar a la solución del problema. En la **figura 20**, se puede apreciar como los problemas modelo se pueden resolver en poco tiempo con las ecuaciones deterministas, incluso en mucho menos tiempo que con Monte Carlo. No obstante, al aumentar la complejidad del problema con Monte Carlo se reduce el tiempo de ejecución de forma considerable.

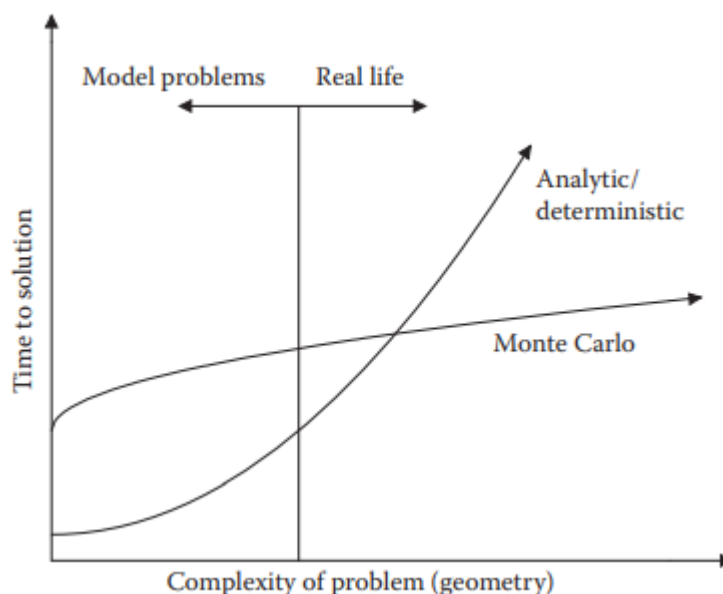


Figura 20. Tiempo para llegar a la solución según aumenta la complejidad del problema entre los métodos deterministas y Monte Carlo [34].

4.1 Breve historia del método Monte Carlo

La idea revolucionaria de usar la aleatoriedad de procesos para llegar a la solución de un problema apareció en el siglo XVIII, y se le atribuye al científico francés Comte de Buffon. El experimento consistió en lanzar una aguja sobre una hoja rayada y registrar las veces que la aguja cruzaba alguna de estas rayas. Tras repetir el proceso en múltiples ocasiones comprobó que había una relación de los resultados con el número π . Para llegar a esta solución multiplicó por dos la cantidad de veces que se había dejado caer la aguja y dividir ese resultado por el número de veces que esta cruzó alguna raya [36].

En el siglo XIX y principios del XX, se siguió investigando sobre simulaciones que pudieran simplificar los cálculos estadísticos matemáticos. Pero no fue hasta 1944, debido a la investigación para el desarrollo de armas nucleares en la Segunda Guerra Mundial, cuando Von Neumann y Ulam perfeccionaron la técnica para estudiar las propiedades de los neutrones viajando por un material. Decidieron llamar a este método Monte Carlo por la ciudad monegasca de Montecarlo, famosa por sus casinos y la relación de los juegos de azar con esta técnica.

A partir de esto, en los siguientes años diferentes científicos como Spencer, Fermi o Metropolis, entre otros, recurrieron a las técnicas de Monte Carlo para la resolución de problemas con cálculos complejos. En 1949, Ulam y Metrópolis publicaron el primer artículo de la técnica de Monte Carlo y su asociación con el muestreo estadístico.

Hoy día, el Método de Monte Carlo es una herramienta matemática utilizada para la resolución de problemas que requieren tiempos de cálculo elevado y son muy costosos computacionalmente. Tiene aplicaciones en distintos campos como en la economía, la física cuántica o la radiación.

4.2 Fundamentos básicos del Método de Monte Carlo

El uso de la estadística (número aleatorios y distribuciones de probabilidad) junto con la automatización de los cálculos permite resolver las ecuaciones de forma aproximada de cualquier sistema físico que tenga unas leyes en lenguaje matemático.

La principal aplicación de este Método es la resolución de problemas estocásticos o que son difíciles de resolver por técnicas numéricas determinísticas. El método Monte Carlo es capaz de reproducir las trayectorias de cada partícula individual gracias al conocimiento de parámetros obtenidos por las leyes de la física como las secciones eficaces de dispersión y absorción, los ángulos de dispersión o las energías, entre otros. Sin embargo, existe la condición necesaria de que los puntos para los cálculos tienen que estar uniformemente distribuidos y se necesita una gran cantidad de eventos o muestras para obtener resultados coherentes [32].

Los resultados de las técnicas MC tienen un cierto error asociado, el cual disminuye a medida que aumenta el número de historias simuladas, siguiendo la relación $1/\sqrt{N}$. Por lo que, a mayor número de historias simuladas, mayor precisión en el resultado, pero esto provoca un mayor coste material y temporal. Aunque, gracias a la mejora de la tecnología computacional, estos problemas se pueden dividir en secciones más pequeñas para así ahorrar costes, utilizando *clusters* de computación en paralelo.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

La interacción con la materia de un fotón, neutrón o una partícula cargada produce una serie de interacciones (dispersión, absorción, generación de partículas secundarias) de naturaleza aleatoria. No se puede conocer de forma exacta que interacción se va a generar en cada momento, pero si se puede asignar una probabilidad de sucesos que es lo que usa Monte Carlo para simular el transporte de partículas. Al emplear un gran número de historias al azar, aumenta la precisión del resultado obtenido, porque hay una mayor probabilidad de que los números aleatorios generados describan el comportamiento real de las partículas.

En la **figura 21**, se observa como las entradas necesarias para llevar a cabo el Método de Monte Carlo son una fuente de números aleatorios y las leyes de la distribución de probabilidad del problema a resolver. Tras los cálculos de las simulaciones, se obtiene el resultado final.

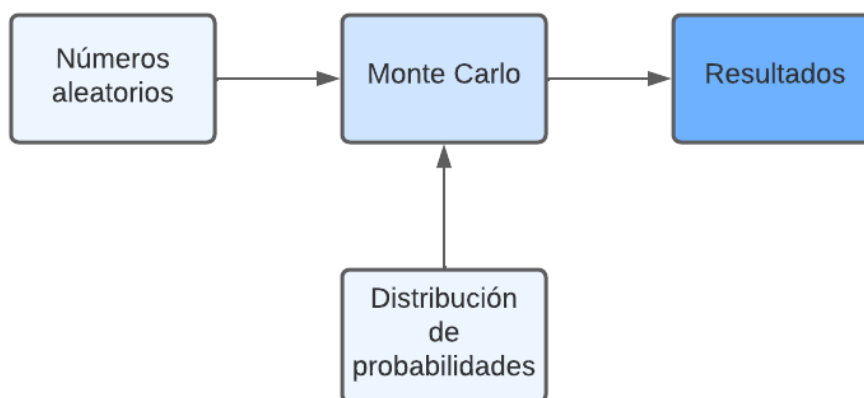


Figura 21. Diagrama de bloques de la forma de resolver los problemas por Monte Carlo [32].

En el caso del transporte de partículas, se trata de la producción numérica de trayectorias de las partículas gracias al muestreo aleatorio de las distribuciones de probabilidad obtenidas por las secciones eficaces. Una vez se tiene las características principales del sistema, se hacen simulaciones con un gran número de partículas obteniendo un resultado que proporciona la misma información que un modelo real.

Existen varios códigos de simulación Monte Carlo como el MCNP [37], EGS4 [38], PENELOPE [39] o GEANT4 [40]. Cada uno tiene unas propiedades determinadas, por lo que hay que ver qué sistema se adecua más al problema a resolver. Aunque, en ocasiones, para dar consistencia a algunos resultados se utiliza la combinación de diferentes códigos.

4.3 Monte Carlo en física médica

El uso de MC para resolver problemas relacionados con la medicina es muy amplio, algunos ejemplos son: caracterización de fuentes de alta y baja dosis, caracterización de dosímetros, reconstrucción de imágenes obtenidas con equipos digitales, o realizar la dosimetría en equipos como los aceleradores lineales o el *Gamma-knife* [41]. En estos casos de medición de dosis es crucial la definición del problema, ya que hay muchos órganos y tejidos y la composición química y la densidad es distinta en cada uno de ellos, provocando que la interacción de la radiación con ellos sea muy diferente [34].

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

En el presente trabajo se trata de resolver otro problema de física médica. Más en concreto, el transporte de partículas de un radionucleido en el interior de un paciente, que se ha introducido para el tratamiento de patologías en el tiroides.

La dosimetría se calcula con MC gracias a las librerías que almacenan las secciones eficaces de cada tejido diferente con sus respectivas probabilidades de interacción. Esto junto con un elevado número de partículas por historia simulada y unos cálculos matemáticos, hace que se obtenga resultados que calculan la dosimetría de tratamientos de radioterapia, ya sea braquiterapia o teleterapia, y de medicina nuclear.

4.4 Código MCNP

El código empleado en este trabajo es MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code) desarrollado por Los Alamos National Laboratory (Estados Unidos) [42].

Este código puede usarse para el transporte de neutrones, electrones, fotones o la combinación de ellos. Algunas de sus áreas de aplicación son la protección radiológica y la dosimetría, el diseño de reactores de fisión y fusión o el diseño y análisis de detectores, entre otros. El código consta de una configuración tridimensional arbitraria de materiales en celdas geométricas delimitadas por superficies de distintos grados [42].

Las características principales de MCNP son: una potente fuente general y de superficie, trazadores de conteo tanto de geometría como de salida, una colección de técnicas de reducción de varianza, una estructura de conteo flexible y una colección muy amplia de datos de secciones transversales [42].

La finalidad principal del código cuando surgió en 1977 fue la de simular el transporte de electrones y fotones de hasta 1 keV. Con el paso de los años no solo se ha implementado la física necesaria para la simulación de otro tipo de partículas, sino que se ha ampliado el rango de energías hasta 1 GeV. Respecto de las librerías, actualmente se emplea la EL03 para el transporte de electrones y la MCNPLIB04 para las secciones eficaces de los fotones [43].

CAPÍTULO 5. MATERIALES Y MÉTODOS

En caso de incorporación de material radiactivo al interior del organismo se produce una irradiación continua del individuo hasta que el radionucleido sea eliminado del cuerpo mediante la excreción o por decaimiento radiactivo. Esta irradiación se cuantifica mediante la evaluación de la dosis efectiva comprometida en un periodo de 50 años.

La metodología de estimación de la dosis efectiva comprometida como consecuencia de la incorporación al organismo de radiofármacos requiere de dos tipos de modelos:

- Modelos biocinéticos:

Describen como se absorbe, retiene, distribuye y expulsa los radionucleidos en el cuerpo, es decir, explican su comportamiento con el organismo. Los factores que más influyen son las características fisicoquímicas del material y la vía de entrada al organismo. En estos modelos los órganos y tejidos del cuerpo se modelizan como una serie de compartimentos conectados, entre ellos y con el exterior, mediante un flujo de transporte de radionucleidos. Esto hace que se conozca tanto la evolución temporal de la contaminación retenida en el organismo, como el patrón de excreción.

- Modelos dosimétricos:

Dependen del tipo de desintegración del radionucleido y tienen en cuenta las características radiológicas del material. Asimismo, considera la radiosensibilidad de los tejidos y órganos, y permiten estimar la dosis equivalente o comprometida en los diferentes órganos (H_T) y la dosis efectiva comprometida $E(50)$. Estos modelos explican los procesos de transporte de energía entre las regiones en las que se encuentra el radiofármaco y los lugares donde se deposita la energía, que serán el propio órgano o tejido fuente y los circundantes.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) publica guías y recomendaciones sobre los distintos aspectos de la protección radiológica. En concreto, el Comité de ICRP tiene entre como objetivos el desarrollo de modelos de referencia y de datos dosimétricos, incluyendo coeficientes de dosis, para la evaluación de la exposición a la radiación tanto desde fuentes externas como internas.

Antes de la explicación de los distintos programas que hay en cada uno de los modelos, en la **figura 22**, se presenta un esquema básico del uso de los modelos biocinéticos y dosimétricos en el presente trabajo.

En primer lugar, con el programa UPV_Indose se obtiene el modelo biocinético del yodo. Esto permite tener un conocimiento de cómo se distribuye el radionucleido por el interior del cuerpo, es decir, en qué órganos y tejidos se acumula una mayor cantidad en un instante de tiempo puntual.

Seguidamente, esta información obtenida se aplica para obtener los modelos dosimétricos, que se necesita un mayor número de programas y herramientas, como el fantoma de alta resolución proporcionado por la ICRP y que recibe el nombre de MRCP. Además, con la simulación en Monte Carlo con MCNP6 se obtienen los valores de dosis recibida por cada órgano en los distintos tiempos que se desee obtener datos.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Para hacer modificaciones en el fantoma original, se utiliza el programa Abaqus/CAE. Algunas de estos cambios son la reducción del maniquí y el cambio de fuentes de emisión de radiación.

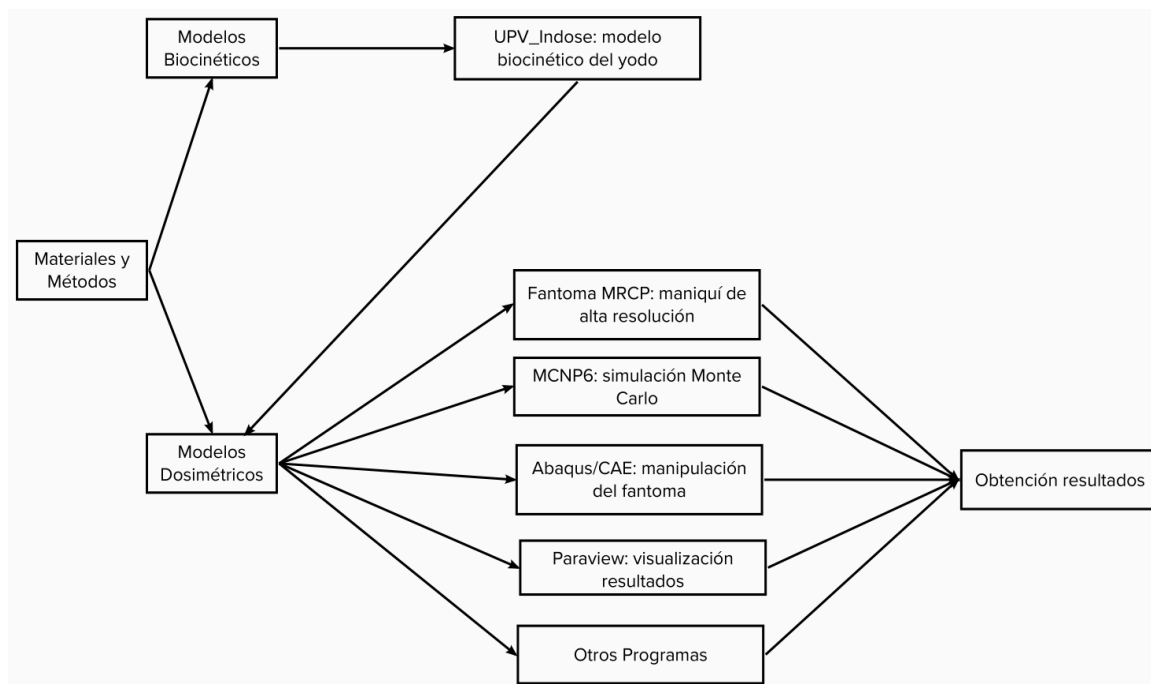


Figura 22. Esquema de materiales y métodos de los modelos biocinéticos y dosimétricos.

Los resultados obtenidos con las simulaciones en MCNP6 se pueden visualizar en el programa de libre distribución Paraview. También, se hace uso de otros programas como Janis, Putty o Winscp.

Finalmente, en el presente apartado también se comentan otras herramientas que han servido para la elaboración del trabajo y la obtención de resultados, como el input y los outputs de las simulaciones de Monte Carlo, las explicaciones de como se ha llevado a cabo la reducción del fantoma, la asignación de las fuentes al mismo y los códigos principales para lanzar las simulaciones en MCNP6.

5.1 Modelo biocinético

5.1.1 UPV_Indose (MatLab)

Desde la ingesta de una pastilla de yodo-131 hasta su llegada al tiroides o su excreción por orina y heces, el material radiactivo pasa por distintos órganos y tejidos del cuerpo humano. Es de especial interés localizar estas zonas y hacer un análisis dosimétrico a lo largo del tiempo que dura un tratamiento de este tipo.

Gracias a este programa, desarrollado en MatLab y basado en los coeficientes del modelo compartimental de la ICRP-137 se pueden obtener los valores de la tasa de transferencia entre órganos.

El primer documento de la serie OIR se ha publicado como ICRP-130 [44] y describe los modelos biocinéticos y dosimétricos en el marco de las recomendaciones de ICRP-103 [45]. Los siguientes

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

documentos de la serie OIR, publicaciones ICRP-134 [46], ICRP-137 [47] e ICRP-141 [48] proporcionan información específica para cada elemento con el objeto de representar adecuadamente la absorción y retención en cada órgano y tejido y la excreción del organismo. En ellos se muestra las formas químicas en las que se pueden encontrar los radioisótopos, sus modos de decaimiento, periodos de semidesintegración y los valores para los parámetros de los diferentes modelos biocinéticos.

En el presente trabajo se describe la implementación y resolución de los nuevos modelos propuestos por la ICRP para el yodo en la aplicación informática UPV_Indose que ha sido desarrollada en el programa MatLab. A partir de una serie de módulos se resuelve el sistema de ecuaciones diferenciales que describen el flujo de partículas por los compartimentos del modelo y dan como resultado soluciones numéricas y analíticas y representaciones gráficas de la cantidad de material presente en cada compartimento a lo largo del tiempo.

El movimiento de los radionucleidos a través de los órganos del cuerpo se describe mediante los modelos biocinéticos del tracto respiratorio, HRTM por sus siglas en inglés (*Human Respiratory Tract Model*), y el del tracto alimentario, HATM (*Human Alimentary Tract Model*). Además, para cada elemento se considera una absorción en sangre particular atendiendo a su forma fisicoquímica, lo que se representa con distintos modelos sistémicos que describen la distribución temporal al resto del organismo una vez alcanzan el sistema circulatorio y la retención del contaminante en órganos concretos. Todos estos modelos son de tipo compartimental, se componen de compartimentos que representan los órganos y tejidos (incluidos los fluidos), rutas de transferencia entre los compartimentos (incluidas las vías de eliminación) y las tasas de transferencia de dichas rutas.

En la **figura 23**, se observa un diagrama de bloques de la biocinética que sigue el yodo una vez entra en el cuerpo, por qué órganos pasa y en qué cantidad. Con ello, se pueden hacer cálculos a lo largo del tiempo que dura un procedimiento, que es lo que consigue hacer el programa en cuestión.

El comportamiento metabólico de los radionucleidos en el cuerpo es dinámico y su evolución puede representarse como una serie de compartimentos interconectados mediante un flujo de partículas entre ellos y con el exterior, y que sufren además un decaimiento radiactivo. El intercambio de materia entre compartimentos se cuantifica mediante un coeficiente de transferencia que se suele considerar constante y que será positivo cuando represente un aporte de material al compartimento y negativo cuando suponga una disminución del material presente en el mismo. Se considera que en cada compartimento la dilución del contaminante es instantánea y que la concentración es homogénea. La eliminación del organismo mediante excreción es una salida hacia el exterior que se representa como un compartimento desde el que no hay transferencia hacia el sistema.

Este programa calcula la cantidad de radionucleido presente en cada órgano para un instante de tiempo determinado, solamente es necesario tener el modelo biocinético y los valores de la tasa de transferencia entre órganos. Algunos de los parámetros a elegir en el programa son: la forma de entrada del radionucleido (ingestión, inyección o inhalación), si se trata de una dosis puntual, la cantidad en Becquerelios y los tiempos para los que queremos obtener los valores.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIOACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

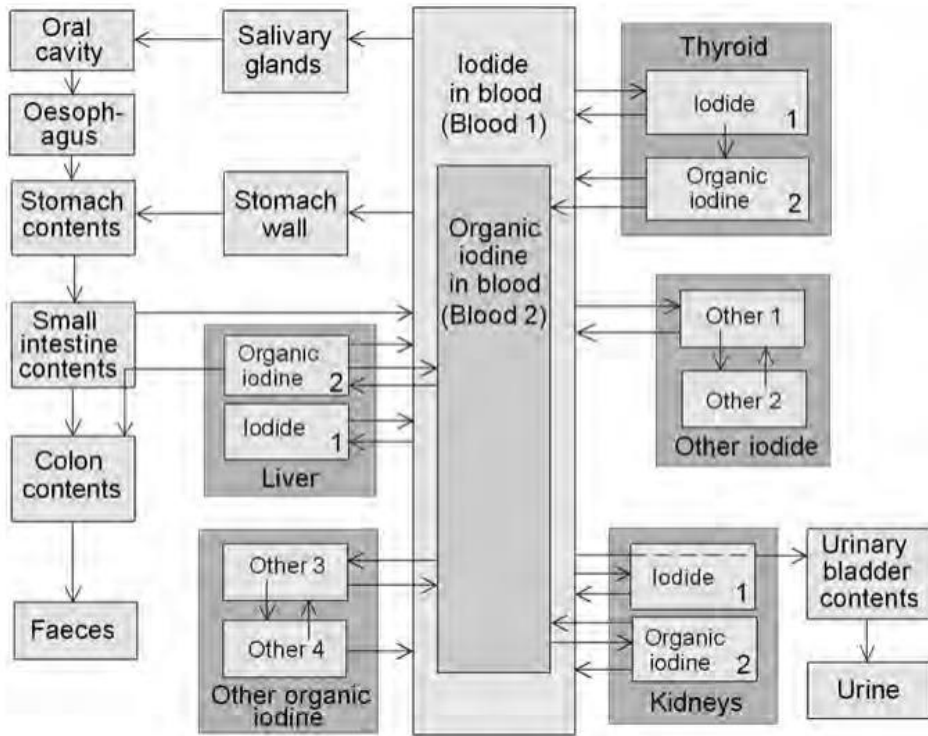


Figura 23. Biocinética del yodo para los distintos órganos y tejidos del cuerpo. [54]

Con todos estos datos, se obtienen dos tipos de salidas. La primera es una matriz con todos los órganos que participan en el proceso y los valores de cantidad de radionucleido en cada instante indicado anteriormente. La otra salida son los valores de la matriz, pero de forma visual mediante gráficas, tal y como se observa en la **figura 24** que es la gráfica para las heces, la orina y el esófago en un tratamiento con yodo-131 con una dosis puntual de 1 Bq.

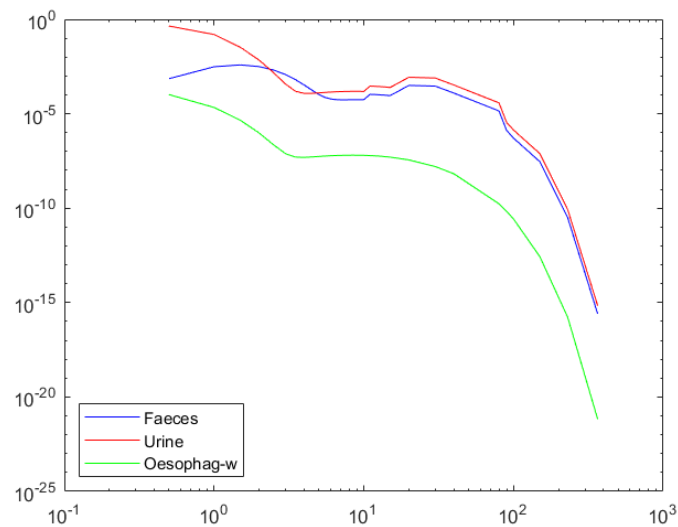


Figura 24. Salida del programa UPV_Indose en la que se muestran las gráficas de la cantidad de radionucleido en heces, orina y esófago con el paso del tiempo.

5.2 Modelo dosimétrico

5.2.1 Fantoma MRCP

A la hora de aplicar un tratamiento con radiofármacos a un paciente, es importante tener un control de la dosis de radiación que recibe, ya que debe haber un compromiso entre el beneficio y los posibles efectos secundarios ocasionados, derivados de dicho tratamiento. Debido a que no se puede hacer las estimaciones de dosis en los propios pacientes, es crucial el empleo de fantasmas computacionales que proporcionen resultados que reproduzcan los de un tratamiento en una persona.

Para ello, en el presente trabajo se utiliza un maniquí computacional antropomórfico de alta resolución, realizado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) conocido como Fantoma Computacional de Referencia de Tipo Malla (MRCP) que permite el cálculo de dosimetría interna.

En 2009, con la publicación 110 de la ICRP se presentaron unos fantasmas de tipo vóxel generados a partir de tomografías computarizadas (CT) de pacientes, tanto de hombres como de mujeres. Estos maniqués mejoraban a los de primera generación y sirvieron para obtener valores de dosimetría en exposiciones internas y externas. No obstante, las representaciones no eran del todo realistas, ya que no incluían los tejidos finos o pequeños y en algunos faltaba detalle por la baja resolución de los vóxeles a escala milimétrica. Con todo esto, se llegó a la conclusión en publicaciones posteriores que estos fantasmas no proporcionan valores de dosis fiables [49].

Debido a la necesidad de generar un fantoma que se asemejara a la realidad, se decidió sustituir el maniquí tipo vóxel por uno tipo malla de alta calidad, aumentando así el grado de detalle en general, y más en concreto en la escala micrométrica, que era uno de los caballos de batalla de los fantasmas antecesores. Este maniquí recibió el nombre de MRCP.

En la **figura 25**, se observa la clara diferencia entre el maniquí formado por vóxeles con el tipo malla que permite obtener valores más fiables de dosimetría y que incluye las regiones de interés a nivel radiológico.

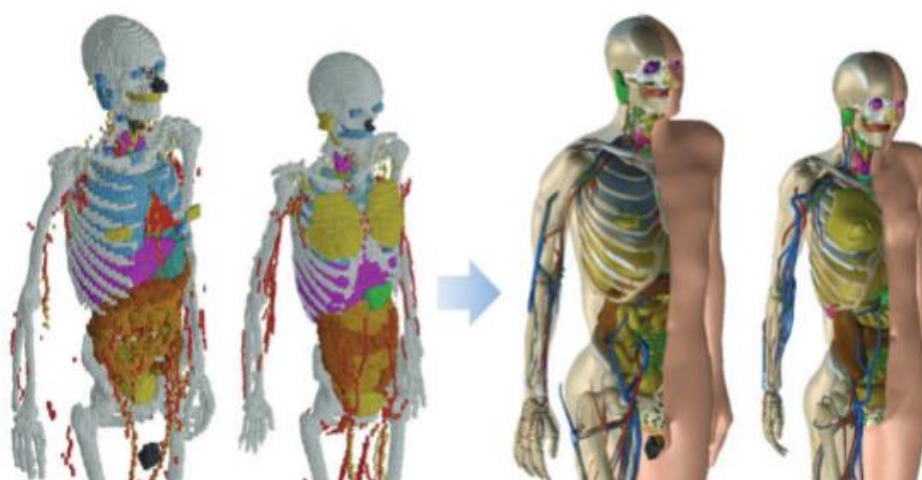


Figura 25. A la izquierda se observa el fantoma de tipo vóxel de la publicación 110 de la ICRP y a la derecha el fantoma de adulto de referencia tipo malla (MRCP) [49].

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Cabe destacar que el fantoma de referencia está construido por un formato de mallado en polígonos, pero al usarse en Monte Carlo cambia automáticamente a un formato de geometría de mallado tetraédrica. Esto hace que aumente la velocidad de computación, reduciendo el tiempo de ejecución de las simulaciones [49].

Los fantomas MRCP tienen unas características de: 163 cm y 60 kg para el fantoma femenino y de 176 cm y 73 kg para el masculino. Esto significa que el primero tiene 2.6 millones de caras triangulares de malla poligonal (PM) y 8.6 millones de tetraedros en la malla tetraédrica (TM), y el masculino presenta 2.5 millones de PM y 8.2 de TM [50].

En el presente TFG se podía utilizar indistintamente tanto el maniquí masculino como el femenino, pero por cuestiones de espacio y tiempo, se ha decidido emplear únicamente el femenino.

5.2.2 Programas utilizados

Para desarrollar este TFG no basta con una simple revisión bibliográfica ni con el uso de un único programa, por lo que en este apartado se pretende presentar aquellos softwares que han ayudado a la obtención de los resultados mediante una explicación de cada uno de ellos y las tareas realizadas. Además, debido al elevado coste computacional que tiene utilizar simulaciones Monte Carlo, estas han sido realizadas en el sistema operativo Linux y empleando computación en paralelo haciendo uso del clúster QUASAR del grupo SENUBIO del ISIRYM.

- Abaqus/CAE

Simulia es una plataforma de la empresa francesa *Dassault Systèmes*. Esta plataforma ofrece soluciones a los problemas ingenieriles mediante una serie de cálculos con elementos finitos. Abaqus /CAE (*Complete Abaqus Environment*) es un programa dentro de Simulia que permite crear, editar, monitorear y visualizar de manera rápida y eficiente los análisis avanzados de Abaqus. En este programa se puede crear geometrías o importar modelos y mallarlos [51].

En la **figura 26**, se observa la interfaz de Abaqus con el maniquí femenino (MRCP-af).

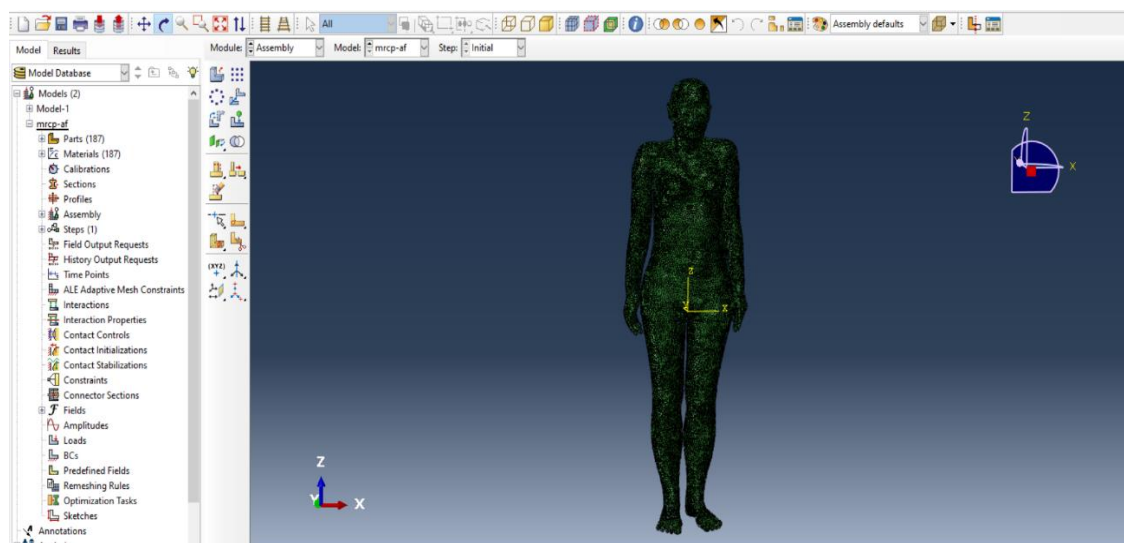


Figura 26. Interfaz de Abaqus/CAE con modelo MRCP-af.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

La versión del programa utilizada en el presente trabajo es la Abaqus/CAE es la 6.14-1. Su uso ha sido a modo de manipulación del fantoma MRCP, ya que se puede acceder desde este programa a todas las partes del maniquí y de su mallado.

Este programa ha servido para simplificar la geometría del maniquí y para poder establecer como fuentes de emisión de radiactividad a diferentes órganos dentro del cuerpo.

- MCNP6

En la sección 4.4 ha sido descrito el código MCNP (Monte Carlo N-Particle) como un programa capaz de simular el transporte de partículas como fotones, neutrones o electrones a través de la materia y de ofrecer unos resultados de dosimetría en base a unas distribuciones matemáticas y estadísticas aplicando las leyes físicas de las interacciones entre partículas.

En este trabajo, se ha usado MCNP6 (versión MCNP6.2) que es compatible con el código de elementos finitos del programa Abaqus puesto que permite la incorporación directa de sus geometrías malladas. Para ejecutar las simulaciones, MCNP6 necesita, a parte de la geometría mallada, definición de la geometría del sistema y los materiales que rellenan los volúmenes definidos, la fuente, los materiales, los registros de resultados o *tallies* para estimar las magnitudes dosimétricas, los parámetros relativos a la física del problema, las condiciones que caracterizan el medio y el número de historias que se quieren simular. Debido a la complejidad de la ejecución de este programa, se han usado tres procesadores para su ejecución, reduciendo así el coste temporal.

- Paraview

Paraview es una aplicación que permite el análisis y la visualización de datos multiplataforma de código abierto. Además, se pueden crear visualizaciones de los datos tanto con técnicas cualitativas como cuantitativas. Los datos se pueden explorar de forma interactiva en 3D o con programación con procesamiento por lotes [52].

En la **figura 27**, se aprecia el espacio de trabajo de esta aplicación, el cual es bastante intuitivo y fácil de usar.

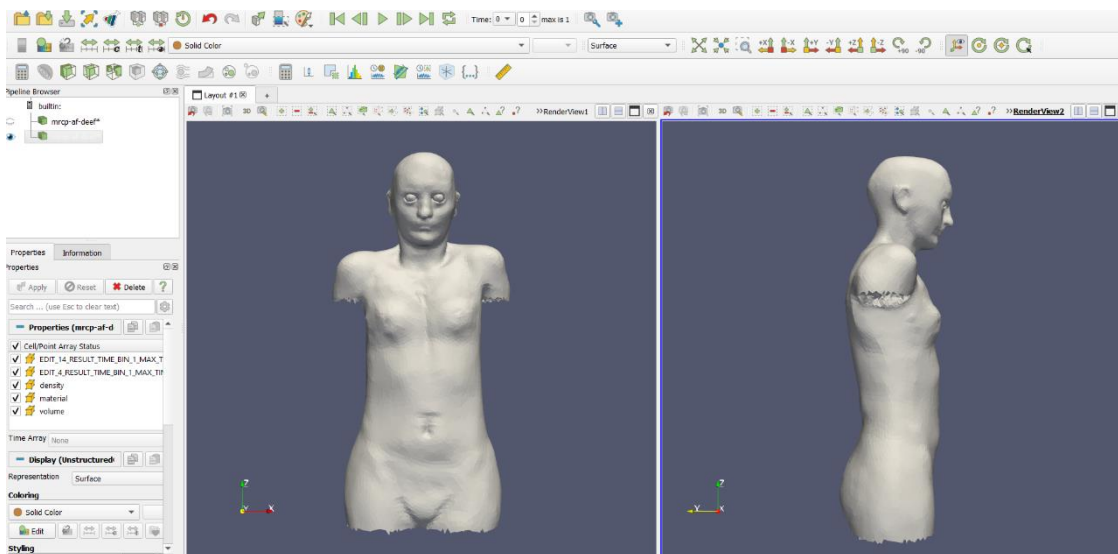


Figura 27. Entorno de trabajo de Paraview con el maniquí femenino reducido.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIOACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

La función principal para la que fue creada esta aplicación fue para el análisis conjunto de datos de gran tamaño mediante el uso de recursos informáticos de memoria distribuida. Debido a su gran versatilidad en el análisis de datos de distinto tamaño, Paraview ha recibido varios premios relacionados con la computación de alto rendimiento [52].

El propósito de este programa ha sido el de poder analizar los resultados de las simulaciones obtenidas con MCNP6 de una forma visual y cuantitativa mediante mapas de color. La versión utilizada ha sido la Paraview 5.9.0. Los archivos deben tener la extensión “.vtu” o “.vtk” para poder ser leídos por este programa.

- Otros programas de interés

El programa **JANIS** (versión 4.0) de la Agencia de Energía Nuclear (NEA) ha servido para obtener los valores de las distribuciones energéticas de la fuente de I-131 utilizadas en el presente TFG. Este programa cuenta con una gran cantidad de bases de datos de los distintos isótopos radiactivos, así como de sus energías y sus formas de desintegración.

En la **figura 28**, se observa la pantalla de inicio de este programa en la que se visualiza una gran cantidad de elementos y sus isótopos.

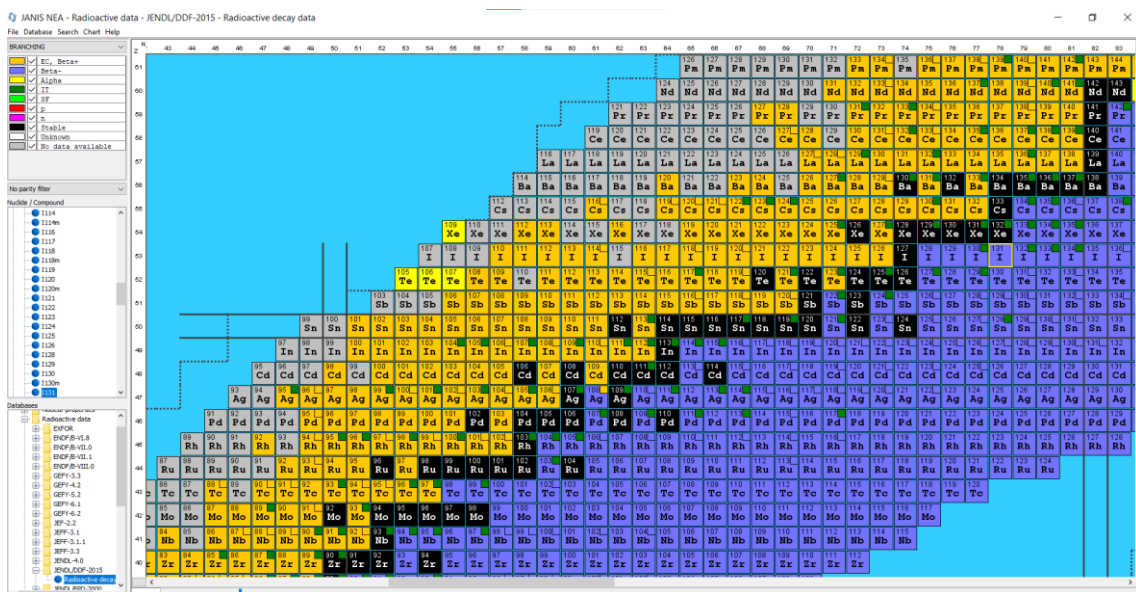


Figura 28. Pantalla de inicio del programa Janis versión 4.0.

Debido a los elevados tiempos de computación de las simulaciones, estas han sido realizadas de forma remota gracias a los programas **PUTTY** y **WINSXP**. El primero se trata de un cliente de ssh que permite la conexión entre plataformas Windows (local) y Linux (en remoto) de diferentes máquinas. Este programa se ha utilizado para conectarse al *cluster QUASAR* desde un ordenador de escritorio. Mediante la consola de comandos, permite la introducción de instrucciones como las de ejecución de las simulaciones. El segundo programa es el que transfiere los datos de la máquina local al ordenador en remoto y viceversa.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Con el objetivo de reducir el tiempo de ejecución de cada una de las simulaciones, antes del uso del MCNP6, se debe hacer una conversión de la geometría exportada de Abaqus que tiene extensión “.inp” a una preprocesada “.um” con el comando: **UM_CONVERT**. Esta conversión se hace en la consola de control de Linux.

Para poder visualizar las salidas de las simulaciones de MCNP6 en Paraview, es necesario convertir las salidas con extensión “.eeout” a “.vtk”. El programa que consigue esta conversión es **CONVERT_MCNP_EEOUT_TO_VTK_PY**, que también se ejecuta en la consola de Linux.

5.3 Inputs y outputs en las simulaciones

El código MCNP6 necesita varios parámetros de entrada para poder realizar de forma correcta las simulaciones (inputs), y al finalizarlas se obtiene unos archivos de salida (outputs).

5.3.1 Input

En este apartado se mostrará la estructura y componentes de los inputs en las simulaciones con MCNP6. Al ser simulaciones para medir la dosis interna en medicina nuclear el nombre general que se le ha asignado es **MRCP-AF-DEEF_internal_input**.

El archivo está ordenado por secciones llamadas *Data Card* y se separan con líneas de comentado.

Se procede a la presentación y comentario de cada una de las secciones:

MRCP FEMALE PHANTOM - INTERNAL

```
C -----  
C name      : MRCP PHANTOM  
C sex       : FEMALE  
C author    : Bangho Shin  
C -----
```

Esta sección es opcional, ya que como se puede observar, está entera comentada. Sirve para indicar el nombre del fantoma, el sexo y el autor, así como que se trata de dosimetría interna.

```
C *****  
C           CELL CARDS  
C *****  
C -----  
C PSUEDO CELLS FOR ABAQUS  
C -----  
read file=./phantoms/mrcp-af-def.cell  
C -----  
C LEGACY CELLS  
C -----  
666      0      -10 fill=2      $ Phantom box  
777      0      -99 10          $ Void in the world  
999      0      99              $ World
```

Mediante la instrucción ‘read file’ MCNP6 lee el archivo de celdas importadas de Abaqus, es decir, se importan los volúmenes mallados.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

```
C PSUEDO CELLS FOR ABAQUS
00100 100 -1.0350 0 u=2 vol=6.5860223745
00200 200 -1.0350 0 u=2 vol=8.3560907999
00300 300 -1.0310 0 u=2 vol=0.0083071216
00301 301 -1.0310 0 u=2 vol=0.0335120084
00302 302 -1.0310 0 u=2 vol=0.0105656479
00303 303 -1.0310 0 u=2 vol=4.2430444590
00400 400 -1.0000 0 u=2 vol=0.1041581236
(...)
```

La primera y segunda entrada de este archivo “. cell” son el número de celda y el material asignado a la misma, respectivamente. En la tercera columna se expresa el valor de la densidad en unidades de masa por unidad de volumen ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$), por ello tiene valor negativo, tal y como lo especifica el manual de MCNP6. El cero es un booleano que describe la superficie. Como dentro de MCNP6 hay varios universos (u), en este caso todas las celdas están en el universo 2. Finalmente, en la última entrada se presenta el volumen asignado a cada celda. Por lo tanto, en este archivo se halla el total de los volúmenes mallados que forman el maniquí.

Con las *LEGACY CELLS* se crean unas celdas de referencia para los cálculos. La primera celda es la 666 que su material es el 0, está contenida en el fantoma (signo negativo) y pertenece al universo 2. Las celdas 777 y 999 corresponden a la definición de espacio en el que se encuentran los datos. Ambas tienen asignado el material 0 y la primera se forma interior (-99) de una superficie y la segunda forma la superficie en sí.

```
C *****
C                               SURFACE CARDS
C *****
10 rpp -35.2695 35.2695 -23.60994 23.60994 -91.50872 91.50872    $ Phantom box
99 box -1000 -1000 -1000 2000 0 0 0 2000 0 0 0 2000    $ World boundary
```

Con esta entrada se indican las superficies necesarias para la formación de las *LEGACY CELLS* mencionadas. La primera entrada es el número de superficie (10 y 99). El tipo de superficie se representa con la siguiente columna, una es un paralelepípedo rectangular (rpp) y la otra es una caja ortogonal (box). Los números que siguen a estas letras son los coeficientes de las respectivas ecuaciones simplificadas necesarias para formar estas geometrías.

```
C *****
C                               DATA CARDS
C *****
dbcn 48j 1          $ Debug information
mode p e          $ Track photons and electrons
mphys on          $ Turn on model physics
imp:p,e 1 153r 0   $ Importance
prdmp 10000000 10000000 -1 $ Print and dump cycle
rand seed=RNSEED   $ Random seed
nps 10000000       $ Number of particles
```

La tarjeta de datos es una de las partes más importantes puesto que contiene la información para que MCNP6 ejecute la simulación. En primer lugar, se observa *dbcn* que es simplemente un comando para la depuración del sistema y del código. El apartado *mode* indica el tipo de

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

partículas que estarán presentes tras las distintas interacciones, fotones (p) y electrones (e). El modelo de control físico (*mphys*) puede estar activado (ON) o desactivado (OFF). El siguiente punto indica que cuando una partícula, fotones o electrones, entren en un espacio de importancia 0, se produce el fin de la historia de dicha partícula.

El apartado *prdmp* sirve para controlar la frecuencia en la que se muestran los *tallies* en el output. El valor positivo indica que se hace referencia en las partículas simuladas (en el output y en el *runtp*) y el valor negativo señala los minutos de computación. El *rand seed* indica la semilla de generación de partículas aleatorias. Finalmente, *nps* indica el número de partículas de la simulación.

A continuación de estos parámetros, aparece en el input la definición de la fuente mediante el comando *sdef*:

```
sdef par=e pos=fcel=d1 cel=d2 erg=d3 $ General source definition
ds1 L volumer volumer volumer volumer volumer volumer volumer (...)
si2 L 12000 12100 13200 9500 8900 9000 9100 (...)
sp2 0.00232 0.00232 0.22944 0.00671 0.00130 0.00130 0.00130 (...)
```

La variable *par* indica el tipo de partículas emitidas por la fuente, que en este caso son electrones. *Pos* se refiere a la posición de la fuente y con *d1* se indica que este valor se expresa mediante una distribución especificada en *ds1*, *cel* señala las celdas en las que está la fuente (*si2*) y su probabilidad de emisión (*sp2*). Finalmente, *erg* indica la energía de las partículas, que en este caso también se ha introducido como una distribución, correspondiente al espectro del I-131.

En *ds1* hay tantos *volumer* como órganos se utilicen como fuente. En el presente trabajo hay 10 órganos que actúan como fuente y no todos tienen una única correspondencia en el MRCP, hay un total de 20 *volumer* (véase en la **tabla 4**, como en la parte de celdas correspondientes a MRCP hay 20 valores). En *si2* se pone el número de estas celdas correspondientes a los órganos y tejidos. La L que enuncia ambas líneas significa que sigue una distribución lineal. Por último, *sp2* indica la probabilidad normalizada de cada una de las fuentes.

En cuanto a las distribuciones de energía, en este trabajo se han modelado para electrones y fotones. Puesto que, aunque el yodo-131 es un emisor beta (electrones), se producen interacciones con los fotones de su estado metaestable.

El espectro de energía utilizado para electrones se ha obtenido a partir de la **figura 29** y se han escrito en el input de la siguiente forma:

```
si3 H 0.00195 0.0133 0.02817 0.0430 0.0567 &
0.0757 0.0912 0.10401 0.11625 0.1201 0.149 &
0.1658 0.1798 0.19021 0.20908 0.2221 0.232 &
0.2413 0.2570 0.2884 0.30165 0.3161 0.331 &
0.3497 0.3569 0.38441 0.39563 0.4131 0.4272 &
0.4426 0.4597 0.473 0.48313 0.4979 0.5192 &
0.5334 0.55 0.5666 0.58721 0.6
sp3 0 0.0068 0.0456 0.0952 0.1432 0.1854 0.2407 &
0.2837 0.3152 0.3441 0.3542 0.4098 0.4362 &
```

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIOACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

0.4566 0.4704 0.4830 0.4931 0.4961 0.4995 &
 0.5013 0.4987 0.4932 0.4857 0.4710 0.4601 &
 0.4406 0.4104 0.3921 0.3719 0.3347 0.3076 &
 0.2744 0.2390 0.2081 0.1836 0.1494 0.1090 0.0693 &
 0.0495 0.0283

En el que si3 indica la energía y sp3 la probabilidad de emisión. La H significa que la distribución es mediante un histograma.

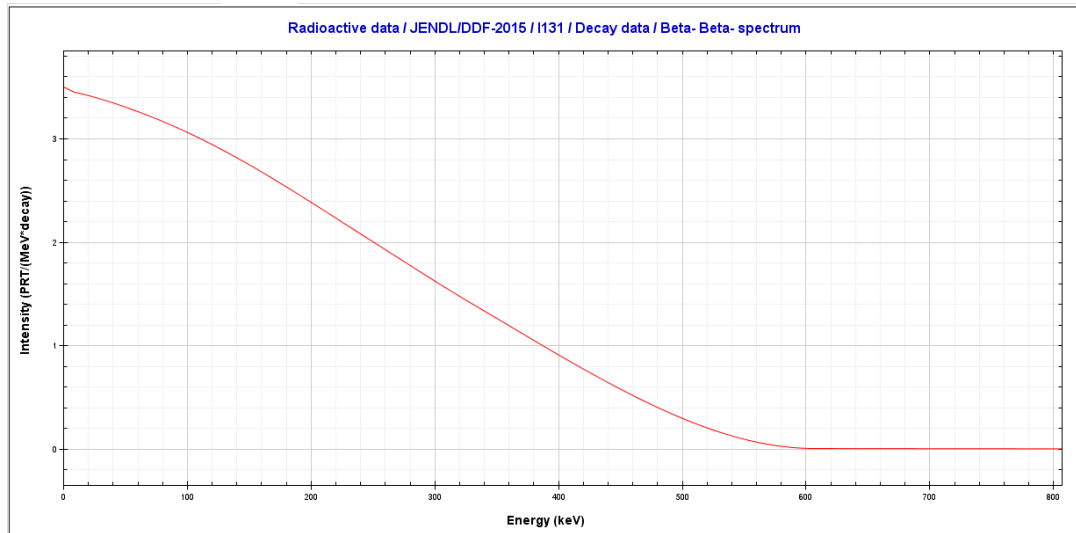


Figura 29. Espectro de decaimiento beta (-) del I-131. Extraída del programa Janis de la Nuclea Energy Agency (NEA). Base de datos: JENDL/DDF-2015.

Por otro lado, la distribución de energía empleada para fotones ha sido extraída de la **figura 30** y es el siguiente:

si3 L 0.0802 0.2843 0.36449 0.63699
 sp3 0.026 0.06120 0.815 0.0715

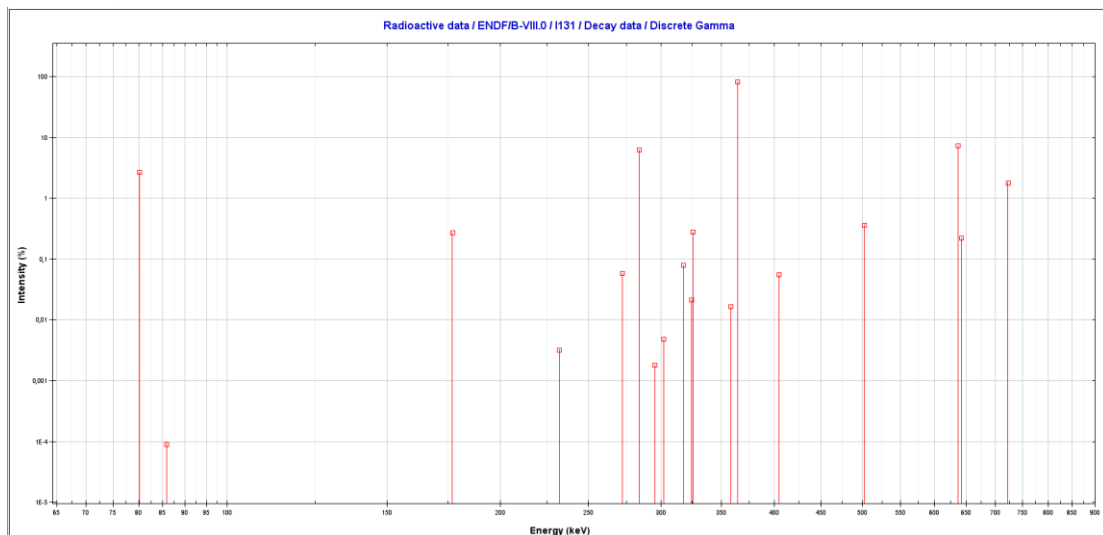


Figura 30. Espectro de decaimiento gamma del I-131. Extraída del programa Janis de la Nuclea Energy Agency (NEA). Base de datos: JENDL/DDF-2015.

En el que si3 vuelve a indicar la energía y sp3 la probabilidad de emisión. Y la L es que la distribución es lineal.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

```
C -----  
C TALLIES FOR EACH ORGAN/TISSUE  
C -----  
read file=./phantoms/mrcp-af-def.tally
```

En esta sección, la instrucción 'read file' lee el archivo de *tallies*. Esto permite al usuario seleccionar que información quiere extraer de la simulación MCNP6.

```
C TALLIES FOR EACH ORGAN/TISSUE  
+f1006 ( 100 ) $Adrenal_left  
+f2006 ( 200 ) $Adrenal_right  
+f3006 ( 300 ) $ET1(0-8)  
+f3016 ( 301 ) $ET1(8-40)  
(...)
```

En la primera entrada aparece el número de *tally* seguido de la celda correspondiente. Para facilitar el trabajo al usuario aparece en comentario el órgano o tejido al que se refiere. Los valores de dosis de las salidas de las simulaciones tienen valores de MeV/g, debido a que se está trabajando con un *tally* del tipo +F6. Esto se observa en la primera entrada con el símbolo positivo, la 'f' y el 6 al final de cada valor de esa columna. Este tipo de *tally* permite medir la energía promedio depositada por unidad de masa de la celda.

```
C -----  
C MATERIAL DATA FOR EACH ORGAN/TISSUE  
C -----  
read file=./phantoms/mrcp-af-def.material  
C -----
```

El input continúa con la sección de lectura de materiales. Se trata de un archivo que contiene los materiales para cada elemento de la geometría del fantoma.

```
C MATERIALS FOR EACH ORGAN/TISSUE  
C Adrenal_left 1.035 g/cm3  
m100  
  1000 -0.104  
  6000 -0.233  
  7000 -0.028  
  8000 -0.625  
 11000 -0.001  
 15000 -0.002  
 16000 -0.003  
 17000 -0.002  
 19000 -0.002  
(...)
```

A modo de comentario se tiene el nombre del órgano o tejido y su densidad. En la siguiente línea, se indica con la letra m el número del material. Después se tiene dos columnas. La primera sirve para la identificación del radionucleido (ZAID) mediante un sistema ZZAAA. Los dos primeros números (ZZ) indican su número atómico y los siguientes (AAA) el número másico (si se trata de elementos naturales es igual a cero). La segunda columna aporta la información de la fracción másica.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

```
C EMBED is required for embedding a mesh geometry into MCNP6 input
embed2 meshgeo=mcnpum          $ Format specification
    meeout=mrCP-af-deef1.eeout
    mgeoin=./phantoms/mrcp-af-def.um  $ Name of the input file
    background=15000             $ Cell number of the background
    matcell= 1 100  2 200  3 300  4 301  5 302
           6 303  7 400  8 401  9 402 10 403
```

Esta es la última sección del input. En ella, se solicita en la referencia del universo en el que se trabaja (*embed*), es este caso el universo 2. El formato de creación de malla se indica con *meshgeo* y se le pasa un archivo *mcnpum*. La orden *meeout* sirve para obtener un fichero de salida con extensión “. eeout”, que sirve para poder visualizar la salida en el programa Paraview. El archivo de entrada se introduce en *mgeoin* y le pasamos un “. um”. Finalmente, el *background* indica el número de pseudo celdas y el *matcell* indica qué celdas forman el maniquí.

En el **ANEXO I** se puede visualizar los archivos “.cell”, “.tally” y un ejemplo de input completo.

5.3.2 Outputs

Tras la ejecución de las simulaciones se obtienen varios archivos de salida, pero en este trabajo solo se utilizarán dos de ellos. Uno es el de extensión “. eeout” que con una orden en la consola de PUTTY será convertido en “.vtk” para poder ser visualizado en la aplicación Paraview.

El otro archivo, es el que verdaderamente es importante puesto que es el que muestra los resultados de las simulaciones con MCNP6. El nombre que recibe este tipo de archivos es **MRCP-AF-DEEF_internal_o** y es un archivo muy pesado debido al gran volumen de información que contiene. Ofrece mucha información sobre los *tallies* y las propiedades de los distintos elementos de la simulación. Sin embargo, la parte que se va a analizar en el TFG se recoge al final del archivo:

```
tally 132006
      nps   mean   error  vov slope
1000000 1.3694E-02 0.0005 0.0000 10.0
2000000 1.3698E-02 0.0004 0.0000 10.0
3000000 1.3703E-02 0.0003 0.0000 10.0
4000000 1.3700E-02 0.0003 0.0000 10.0
5000000 1.3704E-02 0.0002 0.0000 10.0
6000000 1.3702E-02 0.0002 0.0000 10.0
7000000 1.3701E-02 0.0002 0.0000  7.6
8000000 1.3701E-02 0.0002 0.0000  7.6
9000000 1.3701E-02 0.0002 0.0000  7.6
10000000 1.3703E-02 0.0002 0.0000  7.6
```

(...)

En este caso se ha decidido mostrar el *tally* del tiroides (número 13200) que es uno de los más relevantes para este trabajo. En cuanto a los resultados para cada número de partículas lanzadas (*nps*) se muestra el valor de dosis (*mean*) en MeV/g-historia, el error relativo (será aceptado el resultado si este valor es menor de un 5%) y dos columnas que aportan información sobre la bondad de los resultados obtenidos.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

En este output se registran estos valores para cada uno de los *tallies* introducidos. El valor que se utilizará como resultado es el último valor puesto que es el que se ha hecho con un mayor número de partículas y eso significa que es el más fiable.

5.4 Reducción del fantoma

Para reducir costes computacionales a la hora de lanzar las simulaciones con MCNP6, se decidió simplificar el maniquí. Para ello se eliminaron, en el programa Abaqus/CAE, las partes de este que carecían de importancia (piernas y brazos) en un tratamiento con una pastilla de yodo-131 por ingestión.

El proceso de eliminar las partes es muy sencillo, puesto que solo hace falta cargar el modelo en el programa y seleccionar las partes (que están numeradas) que se quieren eliminar. Para saber la correspondencia de qué número equivale a cada parte hay varios archivos como el de *tallies* (que se recogen en el **ANEXO I**) o el de materiales.

En la **figura 31**, se observa el maniquí MRCP femenino simplificado, es decir, sin las extremidades. Además, a pesar de estas modificaciones, no se ha modificado el mallado lo que hace que no se pierda calidad.

Una vez simplificado el modelo en Abaqus, hay que borrar las partes eliminadas de los otros ficheros: los de *tallies*, materiales y de estructura. Si esto no se hace, las simulaciones darán error puesto que se está leyendo algo que no existe.

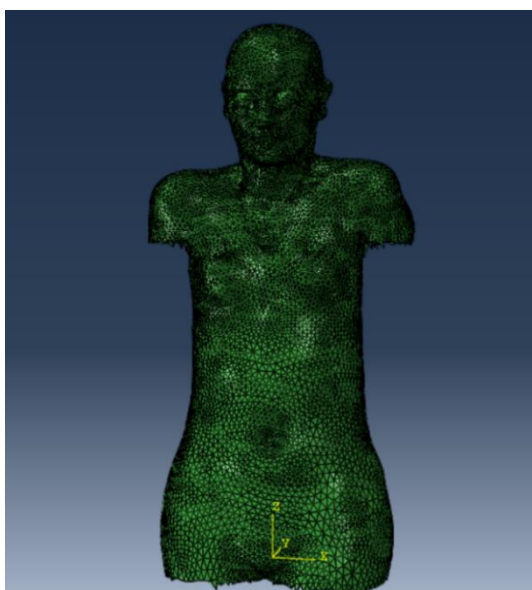


Figura 31. Maniquí MRCP femenino simplificado.

5.5 Definición de fuentes

La fuente del MRCP es el órgano o tejido emisor de la radiación. En el presente TFG, no hay una única fuente, puesto que, al ser un tratamiento de ingestión, la pastilla de I-131 pasa al estómago y de ahí a la sangre y llega a casi todos los órganos y tejidos del cuerpo. A unas zonas llega más o menos cantidad de radionucleido en función de sus componentes químicos.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Tras los datos proporcionados por la ICRP-137, se decidió poner como fuentes todos los órganos que aparecen en este documento y que se pueden observar en la **figura 23**.

Para poner como fuentes cada uno de estos órganos hay que encontrar su equivalente en el fantoma MRCP y en el programa Abaqus/CAE seleccionar en el número de ese órgano la opción **SET** y a continuación pulsamos **Create**, tal y como se puede ver en la **figura 32**.

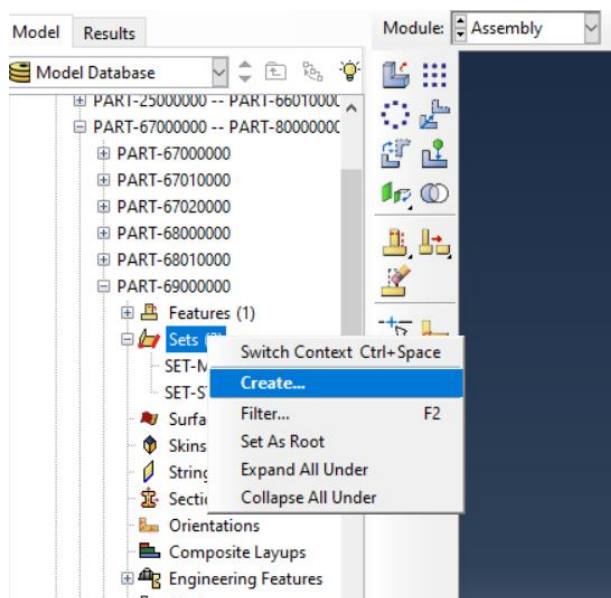


Figura 32. Procedimiento para asignar como fuente a los órganos con Abaqus/CAE.

Una vez entremos en *Create*, solo hay que poner **SET-SOURCE [Número del órgano]** y confirmar la operación.

Los órganos seleccionados como fuente en el presente TFG se pueden ver en la **tabla 4**. Hay que destacar que algunos órganos tienen su equivalencia en el fantoma en varias celdas:

Tabla 4. Órganos utilizados como fuente de radiación y sus respectivas celdas.

ÓRGANO	NÚMERO DE CELDA EN MRCP
Glándulas Salivales	12000, 12100
Tiroides	13200
Hígado	9500
Riñones	8900, 9000, 9100, 9200, 9300, 9400
Paredes Estómago	7200, 7201, 7202, 7203
Colon	8500
Vejiga	13800
Esófago	11003
Intestino Delgado	7500, 7501
Estómago	7300

5.6 Simulaciones con MCNP6

El grupo de investigación *SENUBIO ISIRYM* posee un clúster, **QUASAR**, con el que se puede hacer simulaciones en paralelo del código MCNP6 para obtener un menor tiempo de computación. Este clúster cuenta con 32 procesadores disponibles que siguen el protocolo MPI.

En este apartado se pretende presentar los comandos utilizados en el programa PUTTY para poder llevar a cabo determinadas acciones, tanto en las simulaciones Monte Carlo como para el posterior procesamiento de los resultados.

Como se ha comentado anteriormente, el fantoma MRCP-af fue simplificado para ahorrar costes computacionales. Además, el archivo de salida del programa Abaqus/CAE tiene una extensión “.inp” y para simplificar este archivo se cambia la extensión a “.um” mediante el comando UM_CONVERT:

```
>> nohup time um_convert -b -a mrcp-af-def.inp -o mrcp-af-def.out -um mrcp-af-def.um -t 8 &
```

Una vez se tenga la geometría definitiva del fantoma no hace falta volver a ejecutar esta orden puesto que se puede reutilizar en todas las sucesivas simulaciones. En la sentencia **nohup** (*no hang up*) sirve para que el programa sigue ejecutándose en *QUASAR*, aunque el ordenador local no esté encendido, al igual que el comando **&** del final. *Time* se pone para que diga el tiempo que ha tardado en hacer la ejecución. Como se pretende que se genere un output (-o) con terminación “.um” se pone **-um** y a continuación el nombre que recibe este archivo de salida. Por otro lado, **-t** sirve para indicar el número de tareas en paralelo, que en este caso son 8. Los comandos **-b** y **-a** indican que el archivo “.um” es en binario y que el input es de Abaqus, respectivamente.

Para obtener los resultados de las simulaciones, una vez se tenga listo el input comentado en apartados anteriores se escribe lo siguiente en la ventana de comandos:

```
>> nohup time mpirun -np 3 mcnp62_100_000_upv.mpi inp=MRCP-AF-DEEF_internal_input out=MRCP-AF-DEEF_internal_o &
```

En esta sentencia aparece **mpirun** que es un programa que permite la comunicación entre varios procesadores. El número de procesadores se indica tras el comando **-np**, que en este caso son 3 procesadores. Los demás componentes de la sentencia son bastante intuitivos puesto que **inp** es el archivo de entrada y **out** el de salida, **mcnp62_100_000** es la versión utilizada de MCNP6 y los demás ya han sido explicados.

El último comando es el que se necesita para convertir el archivo “.eeout” en “.vtk” que se realiza con la siguiente orden:

```
>> python3 Convert_MCNP_eeout_to_vtk.py mrcp-af-def.eeout
```

Se indica que el lenguaje es la versión 3 de python y se utiliza el programa **Convert_MCNP_eeout_to_vtk** para hacer el cambio de extensión del fichero.

CAPÍTULO 6. RESULTADOS

6.1 Validación de la simplificación del fantoma

El motivo principal de la simplificación del fantoma es la reducción de costes tanto computacionales como temporales. Sin embargo, antes de su uso es necesario verificar que los resultados no se ven afectados por la simplificación.

El procedimiento ha sido el siguiente: realizar una simulación en MCNP6 con el fantoma completo y otra con el fantoma simplificado. En estas simulaciones el único parámetro diferente es la cantidad de órganos, tejidos y estructuras que tenía un fantoma y otro, por lo que los demás factores eran comunes. El objetivo principal de este procedimiento es comprobar que los valores de dosis depositada en los órganos son compatibles estadísticamente. Para ello, se ha obtenido el error relativo entre los valores de dosis de ambas simulaciones.

Se ha realizado la comprobación en todos los órganos con la fuente colocada en el hígado, pero por simplificación, en la **tabla 5**, se muestran los de mayor interés en este trabajo: hígado, vejiga, estómago y tiroides. Asumiendo que si en estos se verifica que el error es menor de un 1% se puede extrapolar al resto de celdas del MRCP.

El número de partículas (Nps) ha sido el mismo en todas las simulaciones (10^7 partículas) y para obtener el valor del error relativo entre la dosis obtenida con cada maniquí, se ha calculado de la siguiente forma:

$$\text{Error relativo (\%)} = \frac{|Dosis\ completo - Dosis\ simplificado|}{Dosis\ completo} \cdot 100$$

Dosis completo significa que es la dosis obtenida para un cierto órgano usando el fantoma completo en la simulación, mientras que la dosis simplificado es la que se obtiene tras hacer la simulación con el fantoma simplificado. Las celdas que se han eliminado se pueden consultar en el **ANEXO II**.

Tabla 5. Comparación de los resultados de dosis entre el maniquí completo y el simplificado.

Órgano	Nps	Dosis completo (MeV/g·historia)	Dosis simplificado (MeV/g·historia)	Error relativo (%)
Hígado	10000000	8,3318E-05	8,3268E-05	6,0011E-02
Vejiga	10000000	6,0970E-05	6,0958E-05	1,9682E-02
Estómago	10000000	2,1870E-05	2,1857E-05	5,9442E-02
Tiroides	10000000	2,6299E-06	2,6251E-06	1,8252E-01

Tras los resultados presentados en la **tabla 5**, se observa que estos son compatibles para ambos fantomas con un error relativo por debajo del umbral que se había propuesto (1%). Por lo tanto, se puede considerar que el procedimiento de simplificación del fantoma ha sido correcto y válido.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

6.2 Resultados obtenidos con el programa UPV_Indose (MatLab)

Con este programa se realiza la biocinética del yodo y se calcula la cantidad de radionucleido que hay en cada órgano en el instante de tiempo que se elija. Por ello, se presenta una serie de gráficas que muestran que órgano tiene más yodo-131 en un instante de tiempo determinado.

En la **tabla 6**, se presenta la relación de los órganos con su código:

Tabla 6. Correspondencia de cada órgano con su número en los resultados de UPV_Indose.

Órgano	Número
Glándulas salivales	1
Tiroides	2
Hígado	3
Riñones	4
Paredes del estómago	5
Colon	6
Vejiga	7
Heces	8
Orina	9
Esófago	10
Intestino delgado	11
Estómago	12
Cavidad oral	13

A continuación, se van a presentar las gráficas para los tiempos de 0.01 días (aproximadamente 15 minutos) en la **figura 33**, 0.5 días (**figura 34**) y 1.5 días (**figura 35**), ya que son tiempos en los que el I-131 aún no se ha depositado en su mayoría en el tiroides.

Tal y como se observa en la **figura 33**, a los 15 minutos de la ingestión de la pastilla de I-131, la mayor cantidad del radionucleido se encuentra en el estómago, ya que no ha dado tiempo a que pase a la sangre y pueda llegar al resto de órganos.

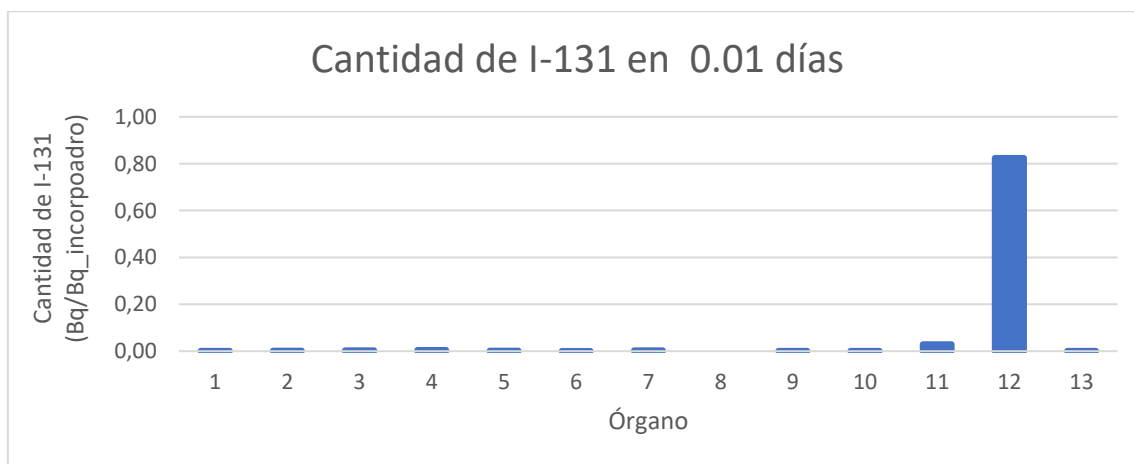


Figura 33. Gráfica de la cantidad de I-131 en cada órgano para 0.01 días desde su ingestión.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Una vez la sangre transporta el radiofármaco por el cuerpo, este se distribuye por los distintos órganos y se queda en mayor cantidad en aquellos que tengan una química más afín. Este es el caso de la glándula tiroidea, que a los 0.5 días de la ingestión aglutina la mayor cantidad del I-131. En la **figura 34**, también se observa como la cantidad de yodo en el estómago ha disminuido casi un 95 % en este tiempo. Como la mayoría de la eliminación del radiofármaco se hace por la orina, la vejiga a los 0.5 días posee una cantidad de yodo considerable, un 25 % de la que tiene el tiroides.

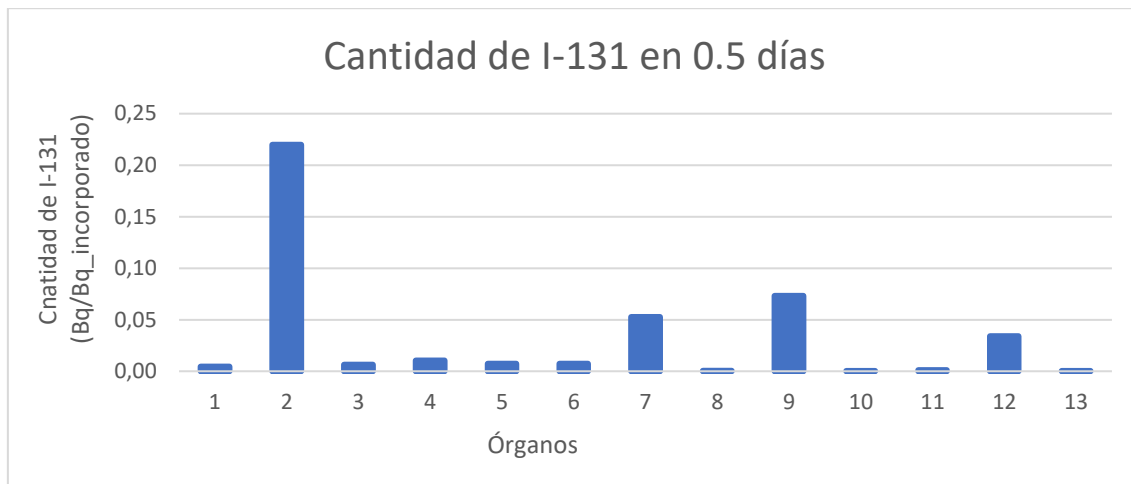


Figura 34. Gráfica de la cantidad de I-131 en cada órgano para 0.5 días desde su ingestión.

A los 1.5 días, el I-131 ya se ha acumulado en el tiroides, tal y como se pretende en este tipo de tratamiento. Como se observa en la **figura 35**, el resto de los órganos no tienen una cantidad significativa de yodo, y conforme se avanza en el tiempo se obtienen los mismos resultados, la mayor cantidad del radiofármaco está depositada en el tiroides.

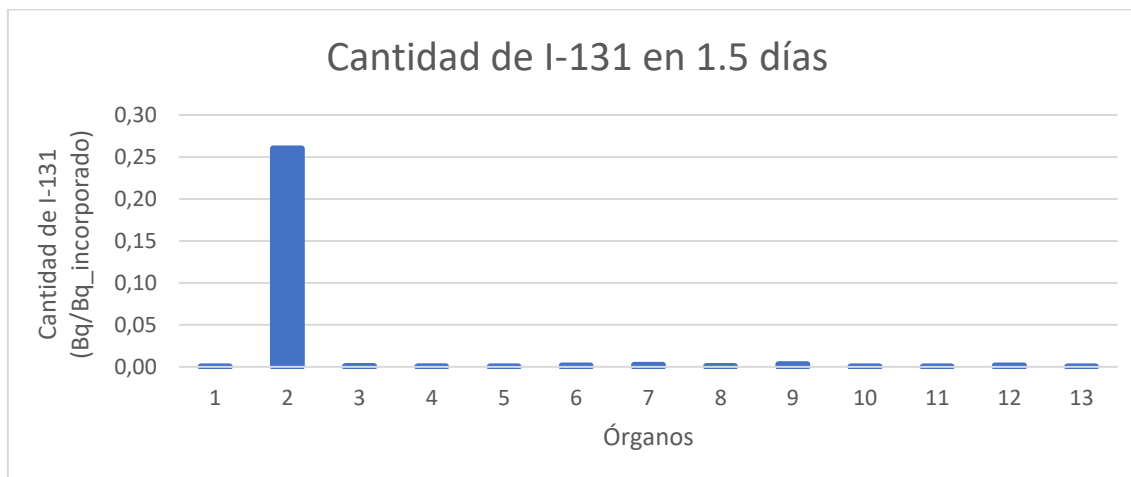


Figura 35. Gráfica de la cantidad de I-131 en cada órgano para 1.5 días desde su ingestión.

En cada uno de los tiempos analizados, se ha visto que este isótopo del yodo se acumula en tres zonas principalmente (tiroides, vejiga y estómago). En la **figura 36**, se puede observar esta comparación en el tiempo.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

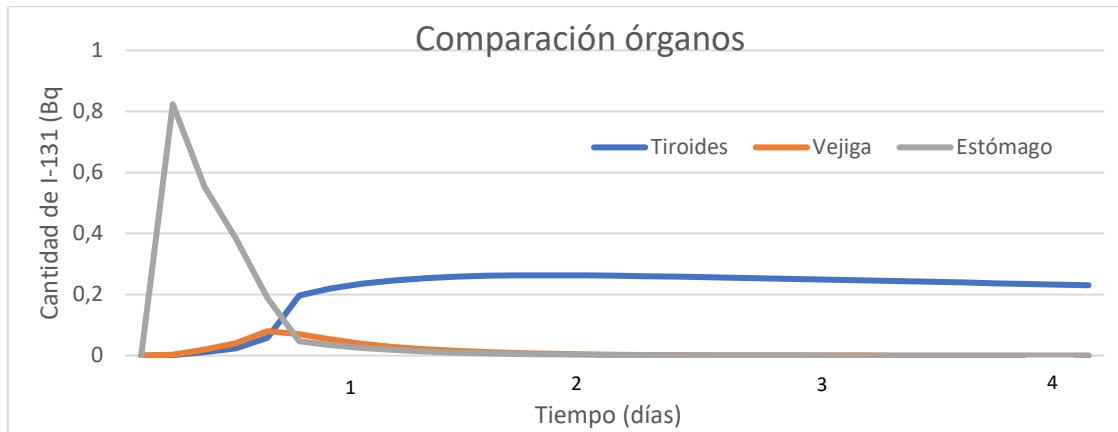


Figura 36. Comparación en el tiempo (hasta los 4 días) de la cantidad de I-131 en el tiroides, vejiga y estómago.

Se aprecia perfectamente como en los primeros minutos la mayoría del radionucleido está en el estómago. Una vez se digiere, pasa a la sangre que lo transporta a todos los órganos del cuerpo y se queda principalmente en dos: el tiroides y la vejiga. El primero de ellos es el foco principal de este tipo de tratamientos, y se debe a la composición química de esta glándula que es muy afín al yodo 131. Por eso, aunque pase el tiempo, se aprecia como su valor apenas va disminuyendo en estos cuatro días que se analiza en la **figura 36**. La vejiga recibe a las 10-12 horas de la ingestión una gran cantidad de I-131 para que sea expulsado, y después ya excreta este yodo por la orina, pero en menores cantidades.

Estos resultados demuestran que el tiroides es el tejido principal al que va el I-131 tras su ingestión, pero también llega a otros órganos, aunque sea en menores cantidades en comparación con el tiroides.

6.3 Resultados obtenidos con MCNP6

Con los datos obtenidos con UPV_Indose se puede calcular el porcentaje de radionucleido en cada órgano respecto del total, y esta probabilidad es la que se incluye en el input de MCNP6 para cada órgano fuente y que varía según el instante de tiempo.

Los resultados proporcionados por las simulaciones tienen unidades de dosis en MeV/(g·historia). En el ámbito clínico, las dosis se presentan en unidades de Gy, por lo que hay que hacer una serie de operaciones usando factores de conversión.

En primer lugar, hay que calcular la actividad de la pastilla de I-131 para cada instante de tiempo, por ello se presenta el vector de tiempo utilizado y que sus unidades son días:

[0,5, 1, 1,5, 2, 2,5, 3, 3,5, 4, 4,5, 5, 5,5, 6, 6,5, 7, 7,5, 8, 8,5, 9, 10, 20, 80, 150, 365]

A esta pastilla ingerida de I-131 se le ha asignado una actividad inicial de 100 mCi. Este valor, junto con el tiempo de semidesintegración del yodo (8 días) y los tiempos utilizados, nos sirve para calcular la actividad del radionucleido en cada instante.

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t} \quad (25)$$

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Los valores obtenidos tienen unidades de mCi. Por lo tanto, con un factor de conversión se pasa a Bq (desintegraciones por segundo) para facilitar los cálculos posteriores. Debido a que los resultados de la simulación están normalizados por historia inicial, el siguiente paso es multiplicar la actividad en un tiempo determinado por el resultado de la simulación en ese mismo instante de tiempo, obteniendo un resultado en MeV/g.

Finalmente, para obtener la dosis, cuyas unidades son los Gy (J/Kg), hay que multiplicar el valor obtenido por $1,602177 \cdot 10^{-13}$, que es el factor de conversión de MeV a Julios. A continuación, se multiplica este resultado por 1000 para conseguir los kilogramos en el denominador y ya se tendría el resultado en unidades de Gy. En la **ecuación 26**, se observa el proceso descrito. Debido a que estos valores son pequeños, se calcula la dosis en cGy.

$$\frac{MeV}{g \cdot historia} \cdot \frac{Actividad(Bq)}{1} \cdot \frac{1000 g}{1 kg} \cdot \frac{1,602177 \cdot 10^{-13} J}{1 MeV} = Gray(Gy) \quad (26)$$

En la **tabla 7**, se puede observar cómo se han realizado los cálculos para obtener la dosis en el tiroides para cada instante de tiempo:

Tabla 7. Cálculo de la dosis en el tiroides para un tiempo determinado.

Tiroides					
Tiempo (días)	A (mCi)	A (Bq)	MeV/(g·historia)	MeV/g	cGy
0,5	9,58E+01	3,54E+09	9,16E-03	3,24E+07	5,19E-01
1	9,17E+01	3,39E+09	1,31E-02	4,43E+07	7,09E-01
1,5	8,78E+01	3,25E+09	1,38E-02	4,49E+07	7,18E-01
2	8,41E+01	3,11E+09	1,41E-02	4,37E+07	6,99E-01
2,5	8,05E+01	2,98E+09	1,42E-02	4,22E+07	6,75E-01
3	7,71E+01	2,85E+09	1,41E-02	4,02E+07	6,44E-01
3,5	7,38E+01	2,73E+09	1,41E-02	3,85E+07	6,16E-01
4	7,07E+01	2,62E+09	1,41E-02	3,69E+07	5,90E-01
4,5	6,77E+01	2,51E+09	1,41E-02	3,53E+07	5,64E-01
5	6,48E+01	2,40E+09	1,41E-02	3,37E+07	5,40E-01
5,5	6,21E+01	2,30E+09	1,41E-02	3,23E+07	5,17E-01
6	5,95E+01	2,20E+09	1,40E-02	3,09E+07	4,94E-01
6,5	5,69E+01	2,11E+09	1,40E-02	2,96E+07	4,73E-01
7	5,45E+01	2,02E+09	1,39E-02	2,80E+07	4,48E-01
7,5	5,22E+01	1,93E+09	1,40E-02	2,71E+07	4,33E-01
8	5,00E+01	1,85E+09	1,40E-02	2,59E+07	4,15E-01
8,5	4,79E+01	1,77E+09	1,40E-02	2,48E+07	3,97E-01
9	4,59E+01	1,70E+09	1,40E-02	2,37E+07	3,80E-01
10	4,20E+01	1,56E+09	1,40E-02	2,17E+07	3,48E-01
20	1,77E+01	6,54E+08	1,39E-02	9,09E+06	1,45E-01
30	7,43E+00	2,75E+08	1,39E-02	3,81E+06	6,10E-02
80	9,77E-02	3,61E+06	1,38E-02	5,00E+04	8,01E-04
150	2,27E-04	8,39E+03	1,38E-02	1,16E+02	1,86E-06
365	1,84E-12	6,82E-05	1,39E-02	9,45E-07	1,51E-14

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Como se aprecia en la **tabla 7**, el máximo valor de dosis se registra a los 1.5 días de la ingestión de la pastilla de I-131 y a partir de ese instante empieza a decaer lentamente. En la **figura 37**, se puede comprobar visualmente como empieza a decrecer a partir de este día y cómo a partir del día 30 la dosis ya es muy baja en comparación con los otros, siendo su valor un 86% menor que el octavo día.

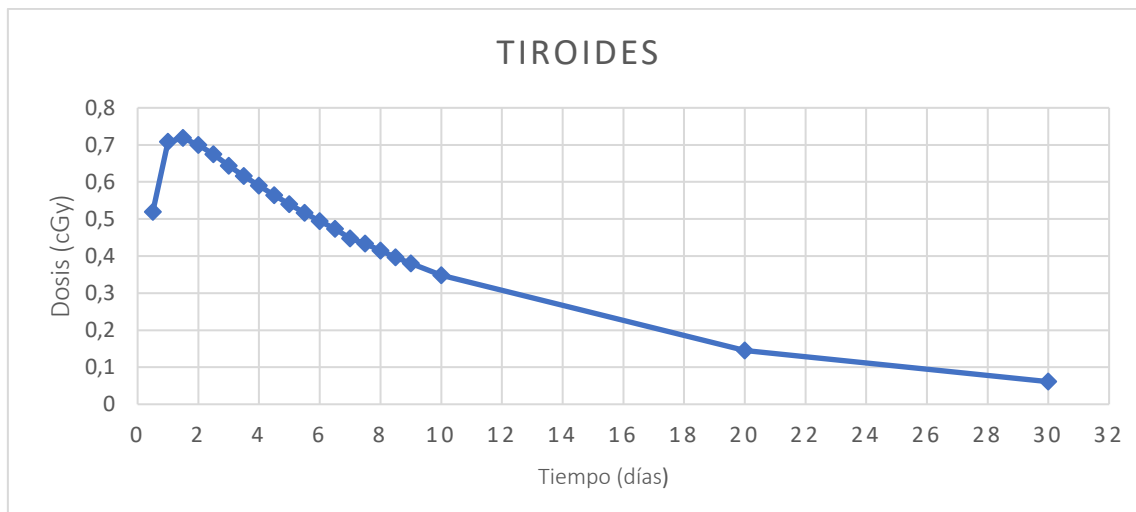


Figura 37. Gráfica de la evolución de la dosis en el tiempo en el tiroides.

Tal y como se ha calculado la dosis en la **tabla 7** con el tiroides, se ha hecho con el resto de los órganos de la **tabla 4**, junto con los pulmones y la tráquea. Estos órganos no aparecen en la ICRP-137 como afectados por el I-131. No obstante, debido a la proximidad de la tráquea con la glándula tiroidea se ha decidido analizar esta estructura. En el caso de los pulmones, se ha considerado que podría ser de interés por si recibía altas dosis de radiación en este tipo de tratamiento. Sin embargo, las dosis que recibe son prácticamente insignificantes.

Para analizar la dosis de los otros órganos se ha decidido agrupar aquellos que tengan valores de dosis similares. Se puede observar, en la **figura 38**, la comparación de dosis desde el día 0.5 hasta los 10 días en los riñones, el estómago y la vejiga.

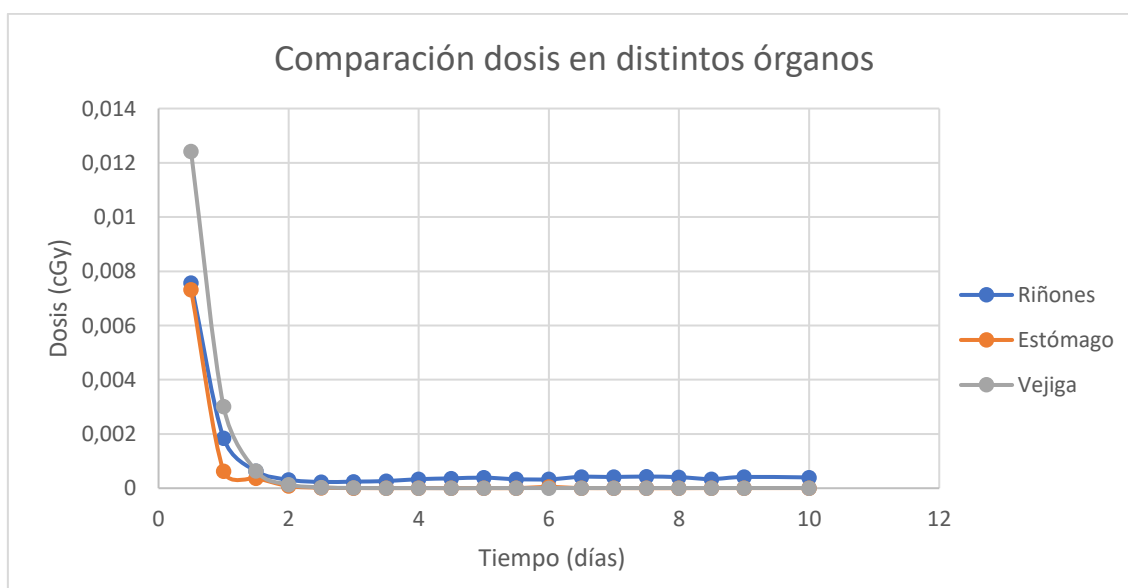


Figura 38. Comparación de la dosis recibida por los órganos a lo largo del tiempo tras un tratamiento de I-131.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Tal y como se presenta en la **figura 38**, a los 0.5 días la vejiga tiene prácticamente el doble (primer punto de la figura) de dosis que los otros dos órganos. Esto se debe a su función de excreción de la orina. Se puede apreciar perfectamente como la pendiente en los tres órganos, entre las primeras 12 y 24 horas, es muy pronunciada. De hecho, la dosis en los riñones decrece un 76% aproximadamente, al igual que en la vejiga. En el caso del estómago decrece hasta un 92% su valor en solo medio día, provocando que a las 24 horas del suministro de I-131 su valor de dosis sea cercano a cero, mientras que a los riñones y vejiga le ocurre esto a las 36 horas.

En la **figura 39**, se presenta el caso peculiar del hígado que, aunque sus valores de dosis son muy pequeños en comparación con los de los riñones o el estómago, a partir de los dos días del suministro del I-131, la curva aumenta paulatinamente. Sin embargo, al pasar el octavo día vuelve a disminuir.



Figura 39. Gráfica de la evolución de la dosis en el tiempo en el hígado.

En la **figura 40**, se observa la tráquea que es de especial interés por su proximidad al tiroides. De hecho, la curva de dosis es muy parecida a la descrita por esta glándula (**figura 37**), aunque con valores menores. En el máximo, es decir, a los 1.5 días la dosis en el tiroides es de 0.71839 cGy mientras que en la tráquea en ese mismo instante es de 0.00101 cGy, esto es, un valor 100 veces menor.

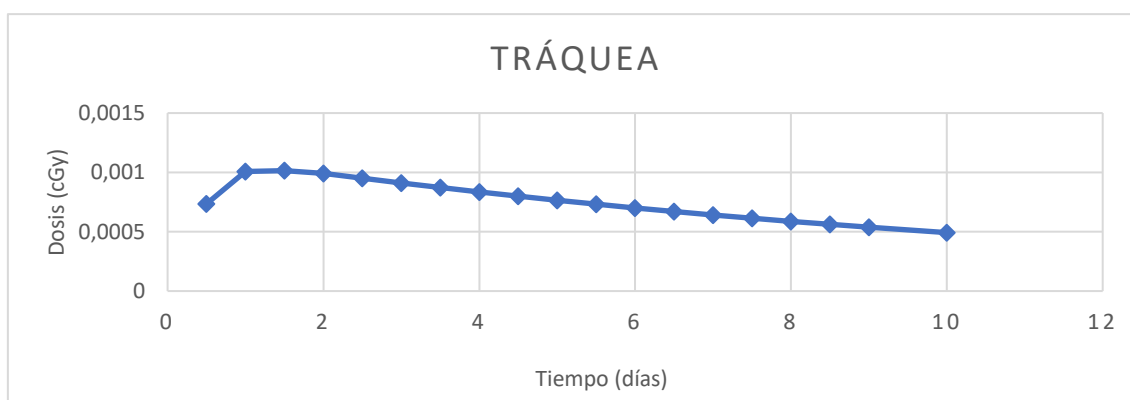


Figura 40. Gráfica de la evolución de la dosis en el tiempo en la tráquea.

El resto de los órganos presentes en la **tabla 4**, como el colon, no se representan gráficamente en el presente trabajo porque sus valores de dosis son pequeños (un 92 % menores que en la tráquea) en comparación con los graficados. No obstante, señalar que siguen una curva como la de los riñones o la vejiga, es decir, que al llegar a las 24-36 horas su valor ya es muy cercano a cero.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

6.4 Resultados de dosis

Una vez se han obtenido las dosis puntuales en cada órgano para cada instante de tiempo, se procede a calcular la dosis total que ha recibido cada órgano a lo largo de un año desde el comienzo del tratamiento. Para ello, hay que realizar la integral en el tiempo con los valores de dosis acumulada obtenidos en cada órgano.

En la **tabla 8**, se presentan los resultados obtenidos:

Tabla 8. Resultados de la dosis acumulada en cada órgano.

ÓRGANO	DOSIS ACUMULADA EN 1 AÑO (cGy)
Tiroides	10,13
Hígado	9,26 e-04
Riñones	0,0121
Vejiga	0,0101
Estómago	0,0049
Tráquea	0,0143
Pulmones	9,59 e-06

Se observa claramente como el tiroides es el que más dosis recibe al cabo de un año de la toma del I-131 ya que es el objeto de tratamiento. Después, se halla valores muy parecidos en tres órganos: los riñones, la vejiga y la tráquea. En el caso de los dos primeros, probablemente sea por su función de excreción, que, al retener la orina con el radionucleido, esto les haga recibir una mayor dosis que otros órganos. En el caso de la tráquea, se debe a su proximidad a la glándula tiroidea.

El estómago es el siguiente órgano en la lista, pero tan solo recibe una dosis de 0,0049 cGy, un valor muy bajo y que se debe fundamentalmente a los primeros minutos que es cuando tiene una elevada cantidad de radionucleido, antes de que este pase a la sangre.

En el caso del hígado o de los pulmones, los valores son mínimos, prácticamente despreciables, al igual que el resto de los órganos que no se han representado en la gráfica, como el colon.

6.5 Validación del valor de dosis absorbida por unidad de actividad acumulada (s)

La dosis absorbida por unidad de actividad acumulada (s) es un valor que permite relacionar directamente la dosis que absorbe un órgano concreto independientemente de la actividad inicial del radionucleido.

En la tabla B13 de la publicación MIRD 15 [21], se expone el valor para el tiroides que es: $s=1,61 \cdot 10^{-3} \text{ mGy}/(\text{MBq} \cdot \text{s})$.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Según los cálculos realizados en la **tabla 9**, que son dividir la dosis en cGy entre la actividad de la fuente en Bq y después multiplicar ese valor por el factor 10^7 , se obtiene un valor de dosis absorbida por unidad de actividad acumulado de: $s=2,20 \cdot 10^{-3}$ mGy/(MBq·s).

Aparentemente son valores muy parecidos. Sin embargo, la diferencia se debe a que en el presente trabajo se emplea un maniquí computacional antropomórfico tipo malla (MRCP) que tiene una mayor resolución y fidelidad que el MIRD, que de la década de los 70 y usa superficies de revolución.

Tabla 9. Cálculo del valor de dosis absorbida por unidad de actividad acumulada (s).

Tiroides			
Tiempo (días)	A (Bq)	cGy	S (mGy/(MBq·s))
0,5	3,54E+09	5,19E-01	1,47E-03
1	3,39E+09	7,09E-01	2,09E-03
1,5	3,25E+09	7,18E-01	2,21E-03
2	3,11E+09	6,99E-01	2,25E-03
2,5	2,98E+09	6,75E-01	2,27E-03
3	2,85E+09	6,44E-01	2,26E-03
3,5	2,73E+09	6,16E-01	2,26E-03
4	2,62E+09	5,90E-01	2,25E-03
4,5	2,51E+09	5,64E-01	2,25E-03
5	2,40E+09	5,40E-01	2,25E-03
5,5	2,30E+09	5,17E-01	2,25E-03
6	2,20E+09	4,94E-01	2,25E-03
6,5	2,11E+09	4,73E-01	2,25E-03
7	2,02E+09	4,48E-01	2,22E-03
7,5	1,93E+09	4,33E-01	2,24E-03
8	1,85E+09	4,15E-01	2,24E-03
8,5	1,77E+09	3,97E-01	2,24E-03
9	1,70E+09	3,80E-01	2,24E-03
10	1,56E+09	3,48E-01	2,24E-03
20	6,54E+08	1,45E-01	2,22E-03
30	2,75E+08	6,10E-02	2,22E-03
80	3,61E+06	8,01E-04	2,22E-03
150	8,39E+03	1,86E-06	2,22E-03
365	6,82E-05	1,51E-14	2,22E-03
		PROMEDIO	2,20E-03

6.6 Cálculo de la dosis efectiva y la dosis efectiva comprometida en tiroides

Para el cálculo de la dosis efectiva (E) en el tiroides hay que multiplicar la dosis en este órgano calculada para un año por el valor del factor de ponderación de la radiación (W_R) y el factor de ponderación del órgano (W_T). Se obtiene el resultado que se muestra en la **tabla 10**.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIOACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Tabla 10. Cálculo de la dosis efectiva en el tiroides.

Órgano	Dosis (Sv)	W_R	W_T	E (Sv)
Tiroides	0,1013	1	0,04	0,004052

Para el cálculo de la dosis en 50 años, es decir, la dosis efectiva comprometida, se hace la integral en ese tiempo. En este caso, se obtiene el mismo valor que en un año, ya que la cantidad en ambos momentos es prácticamente la misma. El resultado se obtiene con la **fórmula 27** y es: $E(50) = 4,052$ mSv.

$$E(50) = \int_0^{50} E(t) \cdot dt \quad (27)$$

6.7 Visualización de los resultados en 3D con Paraview

En el presente apartado se analizan los resultados obtenidos en el programa Paraview. Estos se encuentran en unidades de partícula/(cm²·segundo) ya que se han introducido los resultados de MCNP6 directamente.

Debido a la gran cantidad de tiempos en los que se ha realizado las simulaciones, se ha decidido presentar una comparación de los resultados de las 1.5 días y los 8 días desde la ingesta de la pastilla de I-131. Esta decisión se debe a que en 1.5 días es cuando se produce el máximo de dosis en el tiroides y a los ocho días es el tiempo de semidesintegración del yodo.

En primer lugar, se presenta en la figura 41 se presenta una comparación del flujo de electrones en el tiroides.

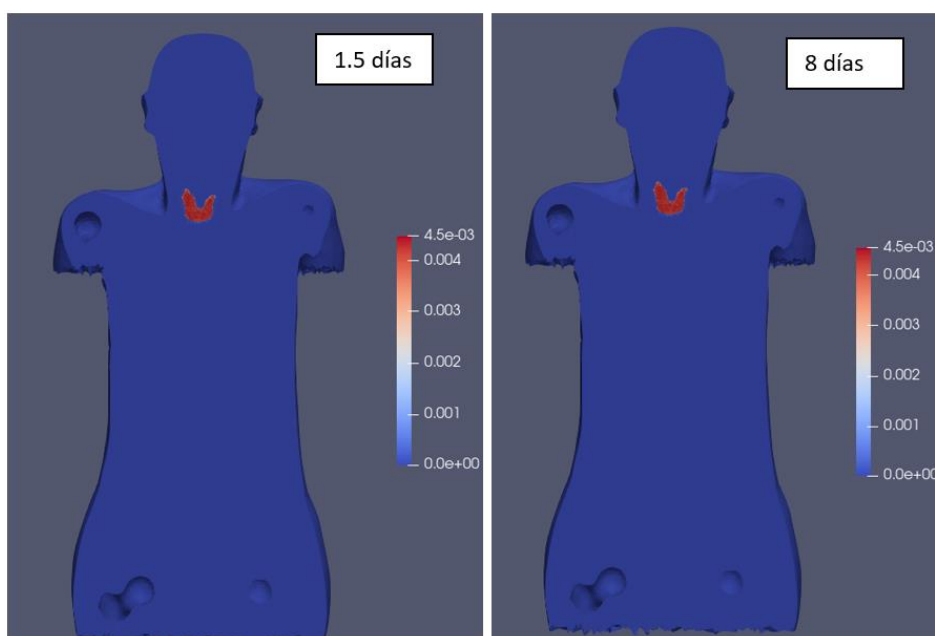


Figura 41. Comparación del flujo de electrones en el tiroides.

Se aprecia como no hay diferencia entre ambos instantes de tiempo, esto se debe a que el tiroides en estos instantes de tiempo sigue teniendo una elevada fluencia de partículas. En la simulación MC, los resultados de malla tridimensional sobre el fantoma, se han obtenido para la magnitud de flujo de fluencia de partículas y no se ha tenido en cuenta la energía de estas

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

partículas, solo la cantidad que llega a los órganos o tejidos. Esto hace que, aunque en el octavo día haya menos dosis que a los 1.5 días, como llega aproximadamente el mismo número de partículas no se aprecia una diferencia clara en esta imagen.

No obstante, sí que puede observarse como los electrones se distribuyen a lo largo de toda la tiroides con una elevada fluencia, verificando la correcta colocación de la fuente del tratamiento que estamos estudiando en este trabajo.

En la **figura 42**, se cambia la escala del flujo de partículas, manteniendo el corte, y en este caso sí que se observa las diferencias de fluencia de electrones en otros órganos.

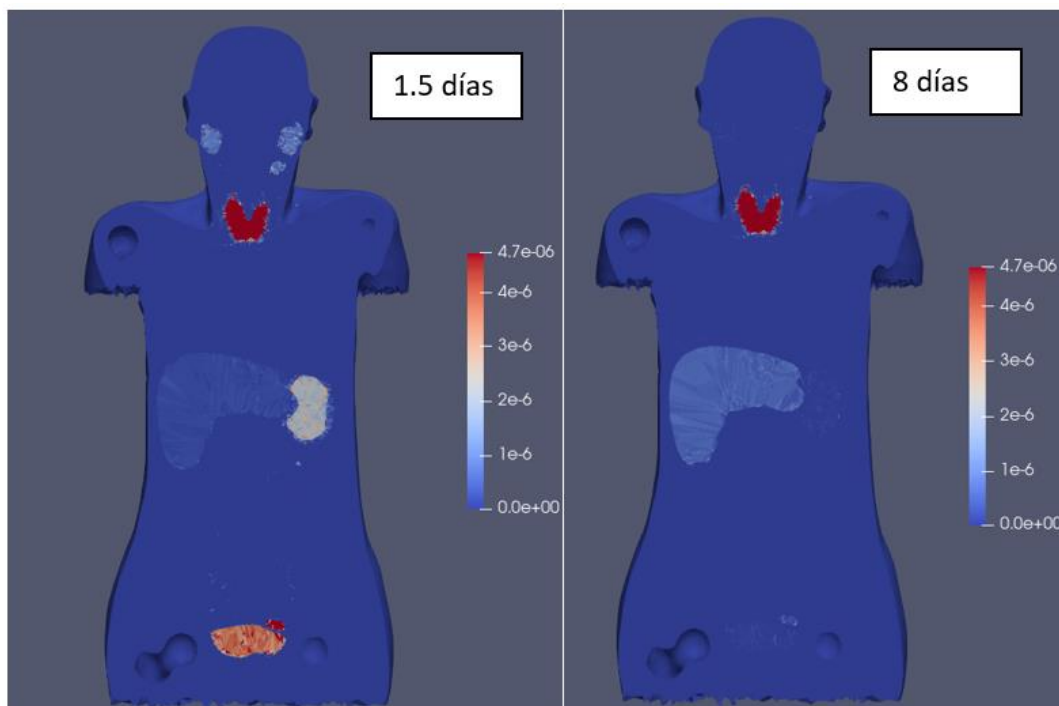


Figura 42. Comparación del flujo de electrones en el tiroides y otros órganos.

Por un lado, a los 1.5 días, además de la glándula tiroidea, se aprecian otras estructuras como la vejiga, el estómago, el hígado o las glándulas salivales. Estos resultados van en sintonía con los obtenidos en la **figura 38** del apartado anterior en este mismo instante de tiempo, ya que después del tiroides, el estómago y la vejiga son los que más dosis recibían junto con los riñones, que en este corte no se aprecian.

Por otro lado, a los 8 días solo se observa el contorno del hígado y, obviamente del tiroides, pero ya no se aprecia ni la vejiga ni el estómago. Estos resultados son totalmente compatibles con los obtenidos en la **figura 38**. En ella, se observa como a partir de 1.5 días desde el inicio del tratamiento los valores de vejiga y estómago son prácticamente nulos.

El estómago se observa más detallado conforme transcurre el tiempo, acorde con la **figura 39**, ya que en el octavo día, el valor de dosis es superior al del primer día y medio.

A continuación, se procede a la presentación de los resultados obtenidos con el flujo de fotones. Para obtener una mejor visualización de los mismo, se ha cambiado la escala de representación respecto de los resultados obtenidos para el flujo de electrones.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

En la **figura 43**, se observa algo parecido a lo que ocurre en la **figura 41**. No hay a penas diferencia en el tiroides en cuanto al flujo de fluencia, en este caso de fotones. Si se visualiza de forma muy detallada sí que hay un poco más de intensidad en el color rojo en la parte izquierda del tiroides a los 1.5 días.

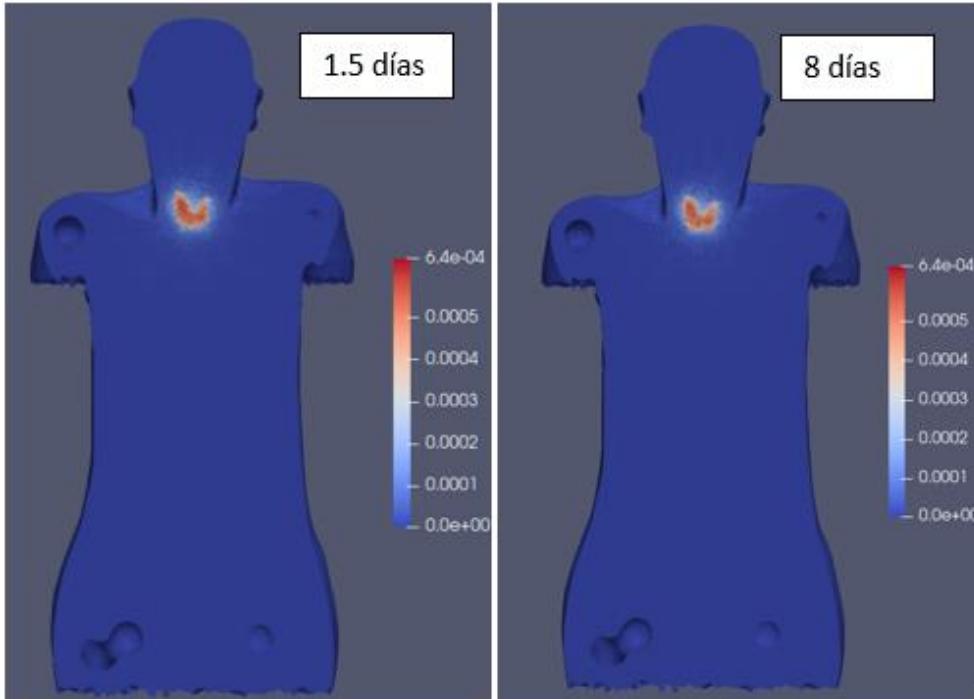


Figura 43. Comparación flujo de fotones en el tiroides.

Finalmente, en la **figura 44**, se aprecia cómo afecta el flujo de fotones al cambiar la escala. Aunque parezca que ocurre lo mismo en ambos casos, se puede apreciar las diferencias en la vejiga que a los 1.5 días se observa que tiene más flujo de fotones que a los 8 días. Esto mismo ocurre en el estómago.

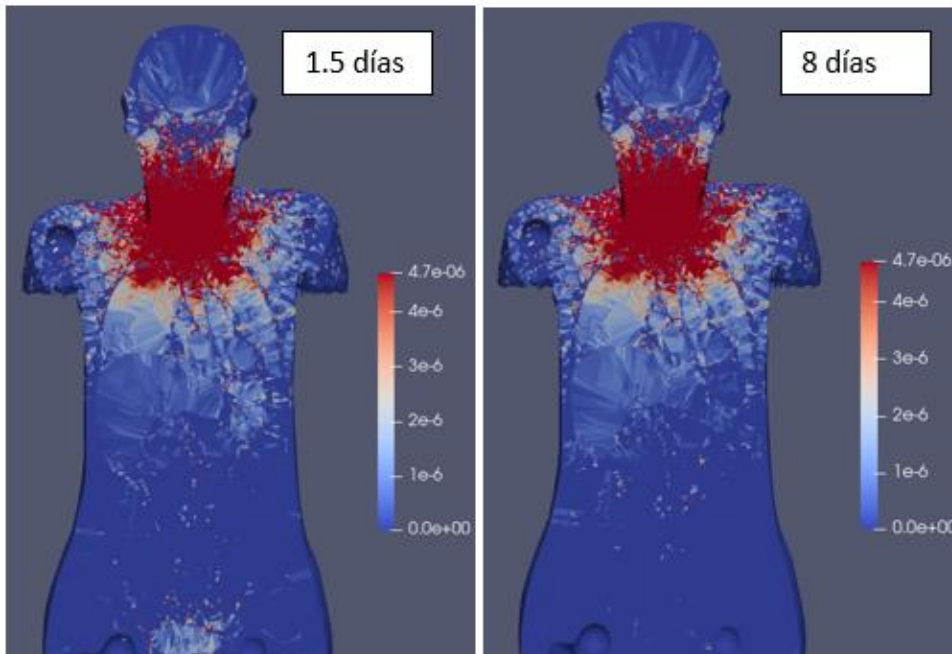


Figura 44. Comparación flujo de fotones en el tiroides y otros órganos.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Entre las figuras obtenidas con el flujo de fotones y de electrones hay una diferencia muy notable, y es que los electrones recorren distancias menores que los fotones y por ello, se quedan en el órgano. Esto se debe a que estas partículas cargadas tienen un menor recorrido que los fotones, que son capaces de recorrer mayores distancias y por ello se observa, por ejemplo, en la **figura 44**, la zona de la garganta con una alta intensidad de fluencia de fotones.

CAPITULO 7. CONCLUSIONES

Con el estudio realizado en el presente Trabajo Final de Grado queda completado el principal objetivo propuesto. Además, sirve para demostrar la validez de la simulación Monte Carlo en estudios dosimétricos previos a tratamientos en medicina nuclear. El programa utilizado para dichas simulaciones es MCNP6, en la versión 6.2. El fantoma empleado para los cálculos es el fantoma antropomórfico de tipo malla de alta resolución, MRCP, de la ICRP. El tratamiento del estudio de dosimetría consiste en la administración de un radiofármaco para tratar el cáncer de tiroides o el hipertiroidismo, en este caso, se ha empleado I-131.

Con la realización de lo mencionado, se ha cumplido con los objetivos propuestos, llegando a las siguientes conclusiones:

- Se ha logrado una correcta simplificación del fantoma, ya que los resultados obtenidos no difieren en exceso de los obtenidos con el fantoma completo. Con ello, queda demostrado que el fantoma puede ser modificado y adaptado a las diferentes variantes y condiciones del estudio. Gracias a esta simplificación, se han reducido los tiempos de computación y el almacenamiento necesario, considerablemente.
- Con el programa UPV_Indose y con las distintas ICRPs se ha logrado obtener los valores de tasa de transferencia del yodo entre órganos. Con ello, se ha creado un modelo biocinético del yodo al ser introducido en un paciente por ingestión, obteniendo así, la cantidad de radionucleido en cada órgano o tejido en el momento puntual deseado.
- Gracias a la obtención de las cantidades puntuales en cada órgano, se ha seleccionado los órganos que actuarán de fuente en el fantoma. Estas fuentes, son la que reciben una cantidad considerable de radionucleido. En las simulaciones, se les ha asignado una probabilidad que ha hecho que emitan una mayor o menor radiación tanto a ellos, como al tejido circundante. Por lo que gracias a la elevada resolución del fantoma, la simulación Monte Carlo y el conocimiento de la biocinética del yodo, los resultados obtenidos presentan una elevada precisión.
- El isótopo I-131, se ha modelizado satisfactoriamente gracias a la introducción de la energía y probabilidad de emisión de partículas con los datos obtenidos del programa JANIS. Estos valores se han introducido en los inputs de las simulaciones. Esto ha permitido obtener unos resultados de dosis coherentes.
- Este estudio a lo largo del tiempo de la dosimetría en los órganos durante un tratamiento con I-131, ha servido para comprobar que la mayor dosis la recibe el tejido al que va dirigido, en este caso el tiroides, y que los valores de dosis de los demás órganos y tejidos son bastante inferiores, disminuyendo el riesgo de producir efectos adversos en estos. Sin embargo, a pesar de que la dosis que reciben es baja, no es nula, por lo que sí que hay un riesgo. Pero, en este caso, el beneficio es bastante superior a ese posible perjuicio.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

- El hecho de poder visualizar los resultados de forma tridimensional es una gran ventaja y facilidad a la hora de interpretar los datos. Además, ver estos resultados de forma visual agiliza el análisis e interpretación de los resultados.
- Las líneas de trabajo futuras deberían de ir enfocadas hacia la medicina personalizada, y realizar este tipo de análisis para cada paciente antes de aplicar el tratamiento, generando un fantoma de alta calidad acorde a su anatomía exacta mediante el uso de la tomografía computarizada y la resonancia magnética. Además, se tendría que analizar cuál es el modelo biocinético del yodo en su organismo, qué forma tiene de comportarse y qué tiempo tarda en llegar al tiroides y de ser excretado. Esto permitiría un estudio dosimétrico perfectamente individualizado para cada paciente.

CAPÍTULO 8. REFERENCIAS

- [1] “La glándula tiroides - AECAT.” https://www.aecat.net/el-cancer-de-tiroides/la-glandula-tiroides/?gclid=CjwKCAiAg6yRBhBNEiwAeVyL00cyZkIDsqsrDhhZOAoHTewgzEXbqZjvyyjm9MaLJM9g-TiFauhyJBoCV7IQAvD_BwE (accessed Mar. 13, 2022).
- [2] “Enfermedades de la tiroides | Enfermedades tiroideas | MedlinePlus en español.” <https://medlineplus.gov/spanish/thyroiddiseases.html> (accessed Mar. 13, 2022).
- [3] “El 10% de la población en España sufre alguna alteración del tiroides, pero la mitad lo desconoce - AECAT.” <https://www.aecat.net/2019/05/24/el-10-de-la-poblacion-en-espana-sufre-alguna-alteracion-del-tiroides-pero-la-mitad-lo-desconoce/> (accessed Mar. 13, 2022).
- [4] J. C. Galofré, “Incidencia de cáncer de tiroides: el descubrimiento del iceberg oculto,” *Endocrinología, Diabetes y Nutrición*, vol. 64, no. 6, pp. 285–287, Jun. 2017, doi: 10.1016/J.ENDINU.2017.04.001.
- [5] “Hyperthyroidism: Diagnosis and Treatment - American Family Physician.” <https://www.aafp.org/afp/2005/0815/p623.html> (accessed Mar. 14, 2022).
- [6] “Hyperthyroidism | American Thyroid Association.” <https://www.thyroid.org/hyperthyroidism/> (accessed Mar. 14, 2022).
- [7] “• hipertiroidismo o tirotoxicosis: número de casos en España | Statista.” <https://es.statista.com/estadisticas/1046209/numero-de-casos-de-hipertiroidismo-o-tirotoxicosis-en-espana/> (accessed Mar. 14, 2022).
- [8] “Hyperthyroidism (Overactive Thyroid) | NIDDK.” <https://www.niddk.nih.gov/health-information/endocrine-diseases/hyperthyroidism#radioiodine-therapy> (accessed Mar. 14, 2022).
- [9] “Global Cancer Observatory.” <https://gco.iarc.fr/> (accessed Mar. 15, 2022).
- [10] “Cáncer de tiroides - Síntomas y causas - Mayo Clinic.” <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/thyroid-cancer/symptoms-causes/syc-20354161> (accessed Mar. 15, 2022).
- [11] “Tratamiento del cáncer de tiroides.” <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-tiroides/tratamiento.html> (accessed Mar. 15, 2022).
- [12] “Medicina Nuclear.” <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/medicina-nuclear> (accessed Mar. 16, 2022).
- [13] “Estudios de medicina nuclear y el cáncer.” <https://www.cancer.org/es/tratamiento/como-comprender-su-diagnostico/pruebas/estudios-de-medicina-nuclear-y-el-cancer.html> (accessed Mar. 16, 2022).

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIATIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

- [14] J. Borrajo-Sánchez and F. J. Cabrero-Fraile, "Tomografía por emisión de positrones (PET): fundamentos y limitaciones tecnológicas," *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología*, vol. 85, no. 4, pp. 129–130, Apr. 2010, doi: 10.1016/S0365-6691(10)70035-6.
- [15] L. W. Brady, H.-P. Heilmann, M. Molls, C. Nieder, and R. P. Baum Editor, "Medical Radiology Radiation Oncology Therapeutic Nuclear Medicine." [Online]. Available: <http://www.springer.com/series/4353>
- [16] J. Doherty and D. Graham, "The Radiopharmacy," *Practical Nuclear Medicine*, pp. 113–141, Oct. 2005, doi: 10.1007/1-84628-018-4_7.
- [17] P. F. Sharp and K. A. Goatman, "Nuclear Medicine Imaging," *Practical Nuclear Medicine*, pp. 1–19, 2005, doi: 10.1007/1-84628-018-4_1.
- [18] A. I. Kassis and S. J. Adelstein, "Radiobiologic Principles in Radionuclide Therapy," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 46, no. 1 suppl, 2005.
- [19] A. Yordanova *et al.*, "Theranostics in nuclear medicine practice," *OncoTargets and Therapy*, vol. 10, pp. 4821–4828, Oct. 2017, doi: 10.2147/OTT.S140671.
- [20] "FICHA TECNICA IODURO (I131) DE SODIO CURIUM PHARMA SPAIN 37-7400 MBq CAPSULAS."
https://cima.aemps.es/cima/dochtml/ft/70427/FichaTecnica_70427.html#1-nombre-del-medicamento (accessed May 02, 2022).
- [21] R. Barquero Sanz *et al.*, "Procedures for use in dosimetry of patients undergoing 131 I therapy of benign thyroidal disease. Report of the SEFM. Working group on radiation dose estimations after administration of radiopharmaceuticals," 2017.
- [22] "Nuclear Energy Agency (NEA) - JANIS." https://www.oecd-nea.org/jcms/pl_39910/janis (accessed May 02, 2022).
- [23] "Democritus (Stanford Encyclopedia of Philosophy)."
<https://plato.stanford.edu/entries/democritus/?fbclid=IwAR0SNhml-SNNO6> (accessed Mar. 20, 2022).
- [24] U. Busch, "Wilhelm Conrad Roentgen. El descubrimiento de los rayos X y la creación de una nueva profesión médica," *Revista Argentina de Radiología*, vol. 80, no. 4. Elsevier Doyma, pp. 298–307, Oct. 01, 2016. doi: 10.1016/j.rard.2016.08.003.
- [25] P. Radvanyi and J. Villain, "The discovery of radioactivity," *Comptes Rendus Physique*, vol. 18, no. 9–10, pp. 544–550, Nov. 2017, doi: 10.1016/J.CRHY.2017.10.008.
- [26] R. R. Festa and M. C. Nagel, "Frederick Soddy: From Alchemy to Isotopes." [Online]. Available: <https://pubs.acs.org/sharingguidelines>
- [27] M. Leone and N. Robotti, "Frédéric Joliot, Irène Curie and the early history of the positron (1932–33)," *European Journal of Physics*, vol. 31, no. 4, pp. 975–987, Jul. 2010, doi: 10.1088/0143-0807/31/4/027.
- [28] A. Peñafiel Ramírez, "Historia de la Medicina Nuclear Aspectos Generales."

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

- [29] J. A. Puerta-Ortiz and J. Morales-Aramburo, "Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes," *Revista Colombiana de Cardiología*, vol. 27, pp. 61–71, Mar. 2020, doi: 10.1016/J.RCCAR.2020.01.005.
- [30] "Curso de SUPERVISORES de instalaciones radiactivas (IR) MÓDULO BÁSICO TEMA 7: ASPECTOS GENERALES DE LA INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON EL MEDIO BIOLÓGICO."
- [31] "Radiaciones ionizantes: efectos en la salud y medidas de protección." <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures> (accessed May 02, 2022).
- [32] B. J. Juste Vidal, "Aplicación del Método de Monte Carlo a la Planificación en Radioterapia y a la Reconstrucción de Espectros de Fotones de Aceleradores Lineales de Partículas (LinAc)," Universitat Politècnica de València, Valencia (Spain), 2011. doi: 10.4995/Thesis/10251/11110.
- [33] "Publicación 103 Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica."
- [34] J. Seco and F. Verhaegen, "Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy," *Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy*, pp. 1–334, Apr. 2016, doi: 10.1201/B13961.
- [35] D. J. Earl and M. W. Deem, "Monte Carlo simulations," *Methods Mol Biol*, vol. 443, pp. 25–36, 2008, doi: 10.1007/978-1-59745-177-2_2.
- [36] R. L. Harrison, "Introduction to Monte Carlo simulation," in *AIP Conference Proceedings*, 2009, vol. 1204, pp. 17–21. doi: 10.1063/1.3295638.
- [37] "Los Alamos National Laboratory: MCNP Home Page." <https://mcnp.lanl.gov/> (accessed May 10, 2022).
- [38] "EGS4, Electron Photon Shower Simulation by Monte-Carlo." <https://www.oecd-neo.org/tools/abstract/detail/ccc-0331/> (accessed May 10, 2022).
- [39] "Welcome — pyPENELOPE." <http://pypenelope.sourceforge.net/> (accessed May 10, 2022).
- [40] J. Allison *et al.*, "Geant4 developments and applications," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 53, no. 1, pp. 270–278, Feb. 2006, doi: 10.1109/TNS.2006.869826.
- [41] E. Leticia and R. Calderón, "Aplicaciones de la simulación Monte Carlo en dosimetría y problemas de física médica."
- [42] "Los Alamos National Laboratory: MCNP Home Page." <https://mcnp.lanl.gov/> (accessed Apr. 18, 2022).
- [43] J. L. Conlin *et al.*, "Listing of Available ACE Data Tables," Jun. 2014, doi: 10.2172/1068959.
- [44] F. Paquet *et al.*, "Annals of the ICRP Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1".
- [45] "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103," *Ann ICRP*, vol. 37, no. 2–4, pp. 1–332, 2007, doi: 10.1016/J.ICRP.2007.10.003.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

- [46] F. Paquet *et al.*, "ICRP Publication 134: Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2," *Ann ICRP*, vol. 45, no. 3–4, pp. 7–349, Dec. 2016, doi: 10.1177/0146645316670045.
- [47] F. Paquet *et al.*, "ICRP Publication 137: Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3," *Ann ICRP*, vol. 46, no. 3–4, pp. 1–486, Dec. 2017, doi: 10.1177/0146645317734963.
- [48] F. Paquet *et al.*, "ICRP Publication 141: Occupational Intakes of Radionuclides: Part 4," *Ann ICRP*, vol. 48, no. 2–3, pp. 9–501, Dec. 2019, doi: 10.1177/0146645319834139.
- [49] C. H. Kim *et al.*, "New mesh-type phantoms and their dosimetric applications, including emergencies." [Online]. Available: <https://www.biodigital.com>
- [50] Y. S. Yeom *et al.*, "Dose coefficients of mesh-type ICRP reference computational phantoms for idealized external exposures of photons and electrons," *Nuclear Engineering and Technology*, vol. 51, no. 3, pp. 843–852, Jun. 2019, doi: 10.1016/J.NET.2018.12.006.
- [51] "Abaqus CAE - SIMULA™ by Dassault Systèmes®." <https://www.3ds.com/products-services/simulia/products/abaqus/abaquscae/> (accessed Apr. 20, 2022).
- [52] "ParaView." <https://www.paraview.org/> (accessed Apr. 21, 2022).
- [53] J. H. L. Mott and J. M. Daniel, "Interactions of Electromagnetic Radiation and Subatomic Particles with Matter – Part 1," *Clinical Oncology*, vol. 33, no. 7, pp. 451–454, Jul. 2021, doi: 10.1016/J.CLON.2021.02.004.
- [54] *ICRP PUBLICATION 137 : occupational intakes of radionuclide*. SAGE PUBLICATIONS, 2018.

II. PRESUPUESTO

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

A la hora de realizar un proyecto es crucial valorar de forma económica los recursos que se van a emplear. Por ello, en el presente apartado se va a presentar los costes asociados al desarrollo del TFG.

Para su presentación, se procede a la explicación de los presupuestos parciales, que constan de los costes de personal, de software y de hardware, y del presupuesto total.

CAPÍTULO 2. PRESUPUESTOS PARCIALES

2.1 Coste de personal

En la **tabla 9**, se detalla los costes del personal encargado en el desarrollo y realización del presente proyecto en su totalidad. En este caso, han participado cuatro personas: Belén Jeanne Juste Vidal y Rafael Miró Herrero como tutora y cotutor, respectivamente. Y Jesús Cases Hurtado como alumno de Ingeniería Biomédica y autor.

Tabla 11. Presupuesto parcial: coste de personal.

Descripción	Unidades	Horas Trabajadas (h)	Precio Unitario (€)	Coste Total (€)
Tutora	h	50	24,47	1.223,50
Cotutor	h	50	17,14	857,00
Autor TFG	h	300	35	10.500,00
TOTAL				12.580,50

2.2 Coste de Software

En la **tabla 10**, se presentan los distintos costes de las licencias de los programas empleados para el desarrollo del TFG. La duración total del proyecto ha sido de ocho meses, desde el planteamiento y comienzo de las primeras simulaciones hasta su defensa.

El fantoma de la ICRP se ha considerado como un material de cuantía única. Además, la licencia de algunos de los programas utilizados ya la poseía el instituto ISIRYM, por lo que es interesante el concepto de amortización que relaciona la vida útil del software y el tiempo que se ha utilizado. Esto mismo ocurre con otros programas que se han utilizado con licencia gratuita gracias a la Universidad Politècnica de València.

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

Tabla 12. Presupuesto parcial: coste de software.

Descripción	Unidades	Cantidad	Precio Unitario (€)	Tiempo de amortización (meses)	Coste Total (€)
Office Microsoft 365	Mes	8	0,00	12	0,00
Abaqus/CAE	Mes	8	1.764,77	12	1.176,51
Paraview	Mes	8	0,00	12	0,00
MatLab	Mes	8	0,00	12	0,00
Fantoma MRCP	Ud.	1	-	-	247,00
Putty	Mes	8	0,00	12	0,00
WinSCP	Mes	8	0,00	12	0,00
MCNP6	Mes	8	1526,43	12	1.017,62
TOTAL					2.441,13

2.3 Coste de Hardware

Todos los programas mencionados en el apartado anterior necesitan un equipo para interactuar con el usuario. Se trata de un ordenador portátil con procesador Intel Core i7-1165G7 memoria RAM de 16 GB, disco duro de 1 TB SSD y tarjeta gráfica NVIDIA. Asimismo, en este apartado se incluye el uso del *cluster* de 32 nodos que pertenece al instituto ISIRYM y que ha servido para la ejecución en paralelo de las simulaciones.

En la **tabla 11** y en la **tabla 12**, se presentan los costes asociados al hardware.

Tabla 13. Presupuesto parcial: coste de hardware (portátil).

Descripción	Unidades	Cantidad	Precio Unitario (€)	Tiempo de amortización (años)	Coste Total (€)
Ordenador portátil	Mes	8	1.245,98	4	207,66
TOTAL					207,66

Tabla 14. Presupuesto parcial: coste de hardware (cluster).

Descripción	Unidades	Cantidad	Precio (€/h)	Tiempo de cómputo (h)	Coste Total (€)
Cluster QUASAR	Número	32	0,11	186,40	596,48
TOTAL					596,48

CAPÍTULO 3. PRESUPUESTO TOTAL

Por último, se procede a la descripción del presupuesto total del Trabajo de Fin de Grado. Este se calcula con la suma total de los presupuestos parciales del apartado anterior y con los incrementos de un 10 % en concepto de gastos generales, un 5% por el beneficio industrial y el 21% correspondiente al IVA.

En la **tabla 13**, se muestra el presupuesto total.

Tabla 15. Presupuesto total.

Coste	Importe (€)
Personal	12.580,50
Software	2.441,13
Hardware	207,66
	596,48
Presupuesto de ejecución material	15.825,77
10% de gastos generales	1.582,58
5% de beneficio industrial	791,29
Suma	18.199,64
IVA (21%)	3.821,92
Presupuesto total	22.021,56

El presupuesto total, incluido el IVA y los gastos generales y de beneficio industrial, asciende a la cantidad de **VEINTIDÓS MIL VEINTIUNO EUROS CON CINCUENTA Y SEIS CÉNTIMOS**.

III. ANEXOS

ANEXO I

A. Archivo .CELL

```
C PSUEDO CELLS FOR ABAQUS
00100 100 -1.0350 0 u=2 vol=6.5860223745
00200 200 -1.0350 0 u=2 vol=8.3560907999
00300 300 -1.0310 0 u=2 vol=0.0083071216
00301 301 -1.0310 0 u=2 vol=0.0335120084
00302 302 -1.0310 0 u=2 vol=0.0105656479
00303 303 -1.0310 0 u=2 vol=4.2430444590
00400 400 -1.0000 0 u=2 vol=0.1041581236
00401 401 -1.0310 0 u=2 vol=0.2792021263
00402 402 -1.0310 0 u=2 vol=0.0701327051
00403 403 -1.0310 0 u=2 vol=0.0351422639
00404 404 -1.0310 0 u=2 vol=0.0703011119
00405 405 -1.0310 0 u=2 vol=13.7539583151
00500 500 -1.0500 0 u=2 vol=0.0629945782
00501 501 -1.0500 0 u=2 vol=0.0153500757
00600 600 -1.0500 0 u=2 vol=0.0179283414
00700 700 -1.0310 0 u=2 vol=7.9545323172
00800 800 -1.0000 0 u=2 vol=0.0102339567
00801 801 -1.0310 0 u=2 vol=0.0122541229
00802 802 -1.0310 0 u=2 vol=0.0204685170
00803 803 -1.0310 0 u=2 vol=0.0514337142
00804 804 -1.0310 0 u=2 vol=0.0103305609
00805 805 -1.0310 0 u=2 vol=0.0207060184
00806 806 -1.0310 0 u=2 vol=0.0207663154
00807 807 -1.0310 0 u=2 vol=0.0208242128
00808 808 -1.0310 0 u=2 vol=1.1435583064
00900 900 -1.0600 0 u=2 vol=1.8010832928
00910 910 -1.0600 0 u=2 vol=2.8369693592
01000 1000 -1.0600 0 u=2 vol=111.1977623577
01010 1010 -1.0600 0 u=2 vol=226.2546205137
02400 2400 -1.9040 0 u=2 vol=17.2401524356
02500 2500 -1.1920 0 u=2 vol=32.5488427599
02600 2600 -1.9040 0 u=2 vol=214.1124068256
02700 2700 -1.2520 0 u=2 vol=312.5490939141
03900 3900 -1.9040 0 u=2 vol=23.8414390098
04000 4000 -1.1890 0 u=2 vol=28.1570706953
04100 4100 -1.9040 0 u=2 vol=137.8439435079
04200 4200 -1.1050 0 u=2 vol=412.3064093206
04300 4300 -1.9040 0 u=2 vol=86.3957078237
04400 4400 -1.0870 0 u=2 vol=255.1286935121
04500 4500 -1.9040 0 u=2 vol=63.8993676951
04600 4600 -1.1250 0 u=2 vol=85.9823456034
04700 4700 -1.9040 0 u=2 vol=37.6032017100
04800 4800 -1.1290 0 u=2 vol=66.9629936864
04900 4900 -1.9040 0 u=2 vol=108.1028359891
05000 5000 -1.0800 0 u=2 vol=251.7736060876
05100 5100 -1.9040 0 u=2 vol=82.0246439694
```

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

05200	5200	-1.1650	0	u=2	vol=227.4468467613
05300	5300	-1.9040	0	u=2	vol=42.1430979732
05400	5400	-1.0520	0	u=2	vol=147.1860118577
05500	5500	-1.9040	0	u=2	vol=0.8851345841
05600	5600	-1.0730	0	u=2	vol=47.8536445489
05700	5700	-1.0990	0	u=2	vol=38.1793209443
05800	5800	-1.0990	0	u=2	vol=63.1033339146
06100	6100	-1.0410	0	u=2	vol=1296.4150945482
06200	6200	-0.9520	0	u=2	vol=161.4110355230
06300	6300	-1.0210	0	u=2	vol=100.3834085430
06400	6400	-0.9520	0	u=2	vol=161.4110331302
06500	6500	-1.0210	0	u=2	vol=100.3834097851
06600	6600	-1.0600	0	u=2	vol=0.0366882055
06601	6601	-1.0600	0	u=2	vol=0.1785571388
06700	6700	-1.0870	0	u=2	vol=1.0120772916
06701	6701	-1.0140	0	u=2	vol=0.3000699335
06702	6702	-1.0190	0	u=2	vol=5.9379179177
06800	6800	-1.0600	0	u=2	vol=0.0366880338
06801	6801	-1.0600	0	u=2	vol=0.1785572283
06900	6900	-1.0870	0	u=2	vol=1.0120734173
06901	6901	-1.0140	0	u=2	vol=0.3000698431
06902	6902	-1.0190	0	u=2	vol=5.9379202648
07000	7000	-1.0310	0	u=2	vol=7.9545280582
07100	7100	-1.0300	0	u=2	vol=46.6019402504
07200	7200	-1.0360	0	u=2	vol=1.5067221763
07201	7201	-1.0360	0	u=2	vol=1.0074613751
07202	7202	-1.0360	0	u=2	vol=5.0735338880
07203	7203	-1.0360	0	u=2	vol=159.2780042791
07300	7300	-1.0400	0	u=2	vol=221.1538466847
07400	7400	-1.0360	0	u=2	vol=11.9123819746
07401	7401	-1.0360	0	u=2	vol=1.8548693174
07402	7402	-1.0360	0	u=2	vol=4.6631497662
07403	7403	-1.0360	0	u=2	vol=711.0634397526
07500	7500	-1.0400	0	u=2	vol=43.4872030633
07501	7501	-1.0400	0	u=2	vol=225.7435654475
07600	7600	-1.0360	0	u=2	vol=4.2961921805
07601	7601	-1.0360	0	u=2	vol=0.3107053241
07602	7602	-1.0360	0	u=2	vol=104.0385999917
07700	7700	-1.0400	0	u=2	vol=96.1605803001
07800	7800	-1.0360	0	u=2	vol=3.5522824398
07801	7801	-1.0360	0	u=2	vol=0.2570636562
07802	7802	-1.0360	0	u=2	vol=62.5940542125
07900	7900	-1.0400	0	u=2	vol=57.6874933954
08000	8000	-1.0360	0	u=2	vol=2.1196581297
08001	8001	-1.0360	0	u=2	vol=0.1544366129
08002	8002	-1.0360	0	u=2	vol=64.1196764868
08100	8100	-1.0400	0	u=2	vol=28.8509627843
08200	8200	-1.0360	0	u=2	vol=2.9158063003
08201	8201	-1.0360	0	u=2	vol=0.2119081769
08202	8202	-1.0360	0	u=2	vol=105.5216326024
08300	8300	-1.0400	0	u=2	vol=48.0798025283
08400	8400	-1.0360	0	u=2	vol=4.0753345157
08401	8401	-1.0360	0	u=2	vol=0.2952962613

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

08402	8402	-1.0360	0	u=2	vol=49.9622192369
08500	8500	-1.0400	0	u=2	vol=76.9163428909
08600	8600	-1.0360	0	u=2	vol=30.1811724260
08700	8700	-1.0510	0	u=2	vol=276.7744714246
08800	8800	-1.0600	0	u=2	vol=349.0566094032
08900	8900	-1.0520	0	u=2	vol=141.7215608431
09000	9000	-1.0520	0	u=2	vol=35.5904717952
09100	9100	-1.0520	0	u=2	vol=7.1238099011
09200	9200	-1.0520	0	u=2	vol=118.9607438480
09300	9300	-1.0520	0	u=2	vol=29.8857202069
09400	9400	-1.0520	0	u=2	vol=5.9809505288
09500	9500	-1.0600	0	u=2	vol=1707.5471717028
09700	9700	-0.4130	0	u=2	vol=1034.5172759536
09900	9900	-0.4130	0	u=2	vol=1265.1760523773
10000	10000	-1.0320	0	u=2	vol=12.3018124559
10100	10100	-1.0320	0	u=2	vol=12.3017854327
10200	10200	-1.0320	0	u=2	vol=4.2497026975
10300	10300	-1.0320	0	u=2	vol=100.4272608204
10600	10600	-1.0500	0	u=2	vol=423.8303897792
10700	10700	-1.0500	0	u=2	vol=7928.3989527459
11000	11000	-1.0360	0	u=2	vol=1.8060020783
11001	11001	-1.0360	0	u=2	vol=0.0971211088
11002	11002	-1.0360	0	u=2	vol=39.8133071633
11003	11003	-1.0400	0	u=2	vol=20.4230805314
11100	11100	-1.0510	0	u=2	vol=6.0116765888
11200	11200	-1.0510	0	u=2	vol=6.0116799129
11300	11300	-1.0430	0	u=2	vol=138.5921572385
11400	11400	-1.0310	0	u=2	vol=0.5965931999
11600	11600	-0.9460	0	u=2	vol=892.7482850254
11700	11700	-0.9460	0	u=2	vol=12170.5773588578
12000	12000	-1.0310	0	u=2	vol=34.8010504626
12100	12100	-1.0310	0	u=2	vol=34.8010461856
12200	12200	-1.0880	0	u=2	vol=142.9982338042
12201	12201	-1.0880	0	u=2	vol=5.8129446695
12300	12300	-1.0880	0	u=2	vol=801.0642952302
12301	12301	-1.0880	0	u=2	vol=29.7502497543
12600	12600	-1.0310	0	u=2	vol=18.5240603723
12700	12700	-1.0600	0	u=2	vol=176.7924476927
12800	12800	-2.6900	0	u=2	vol=15.0786029675
12801	12801	-1.0400	0	u=2	vol=0.0347003387
13100	13100	-1.0310	0	u=2	vol=19.8863155334
13200	13200	-1.0510	0	u=2	vol=18.5112339051
13300	13300	-1.0500	0	u=2	vol=19.9954181761
13301	13301	-1.0500	0	u=2	vol=38.4908239337
13400	13400	-1.0310	0	u=2	vol=2.9829436705
13500	13500	-1.0310	0	u=2	vol=7.4573697607
13600	13600	-1.0310	0	u=2	vol=7.4573700745
13700	13700	-1.0400	0	u=2	vol=37.9413970387
13701	13701	-1.0400	0	u=2	vol=1.2937248615
13800	13800	-1.0400	0	u=2	vol=192.3076907910
13900	13900	-1.0210	0	u=2	vol=80.3067272440
14000	14000	-0.0010	0	u=2	vol=36.0062617143
15000	0		0	u=2	

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

C -----

B. Archivo .TALLY

C TALLIES FOR EACH ORGAN/TISSUE
+f1006 (100) \$Adrenal_left
+f2006 (200) \$Adrenal_right
+f3006 (300) \$ET1(0-8)
+f3016 (301) \$ET1(8-40)
+f3026 (302) \$ET1(40-50)
+f3036 (303) \$ET1(50-surface)
+f4006 (400) \$ET2(-15-0)
+f4016 (401) \$ET2(0-40)
+f4026 (402) \$ET2(40-50)
+f4036 (403) \$ET2(50-55)
+f4046 (404) \$ET2(55-65)
+f4056 (405) \$ET2(65-surface)
+f5006 (500) \$Oral_mucosa_tongue
+f5016 (501) \$Oral_mucosa_mouth_floor
+f6006 (600) \$Oral_mucosa_lips_and_cheeks
+f7006 (700) \$Trachea
+f8006 (800) \$BB(-11--6)
+f8016 (801) \$BB(-6-0)
+f8026 (802) \$BB(0-10)
+f8036 (803) \$BB(10-35)
+f8046 (804) \$BB(35-40)
+f8056 (805) \$BB(40-50)
+f8066 (806) \$BB(50-60)
+f8076 (807) \$BB(60-70)
+f8086 (808) \$BB(70-surface)
+f9006 (900) \$Blood_in_large_arteries_head
+f9106 (910) \$Blood_in_large_veins_head
+f10006 (1000) \$Blood_in_large_arteries_trunk
+f10106 (1010) \$Blood_in_large_veins_trunk
+f24006 (2400) \$Clavicles_cortical
+f25006 (2500) \$Clavicles_spongiosa
+f26006 (2600) \$Cranium_cortical
+f27006 (2700) \$Cranium_spongiosa
+f39006 (3900) \$Mandible_cortical
+f40006 (4000) \$Mandible_spongiosa
+f41006 (4100) \$Pelvis_cortical
+f42006 (4200) \$Pelvis_spongiosa
+f43006 (4300) \$Ribs_cortical
+f44006 (4400) \$Ribs_spongiosa
+f45006 (4500) \$Scapulae_cortical
+f46006 (4600) \$Scapulae_spongiosa
+f47006 (4700) \$Cervical_spine_cortical
+f48006 (4800) \$Cervical_spine_spongiosa
+f49006 (4900) \$Thoracic_spine_cortical
+f50006 (5000) \$Thoracic_spine_spongiosa
+f51006 (5100) \$Lumbar_spine_cortical
+f52006 (5200) \$Lumbar_spine_spongiosa
+f53006 (5300) \$Sacrum_cortical

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

```

+f54006 ( 5400 ) $Sacrum_spongiosa
+f55006 ( 5500 ) $Sternum_cortical
+f56006 ( 5600 ) $Sternum_spongiosa
+f57006 ( 5700 ) $Cartilage_costal
+f58006 ( 5800 ) $Cartilage_discs
+f61006 ( 6100 ) $Brain
+f62006 ( 6200 ) $Breast_left_adipose_tissue
+f63006 ( 6300 ) $Breast_left_glandular_tissue
+f64006 ( 6400 ) $Breast_right_adipose_tissue
+f65006 ( 6500 ) $Breast_right_glandular_tissue
+f66006 ( 6600 ) $Eye_lens_sensitive_left
+f66016 ( 6601 ) $Eye_lens_insensitive_left
+f67006 ( 6700 ) $Cornea_left
+f67016 ( 6701 ) $Aqueous_left
+f67026 ( 6702 ) $Vitreous_left
+f68006 ( 6800 ) $Eye_lens_sensitive_right
+f68016 ( 6801 ) $Eye_lens_insensitive_right
+f69006 ( 6900 ) $Cornea_right
+f69016 ( 6901 ) $Aqueous_right
+f69026 ( 6902 ) $Vitreous_right
+f70006 ( 7000 ) $Gall_bladder_wall
+f71006 ( 7100 ) $Gall_bladder_contents
+f72006 ( 7200 ) $Stomach_wall(0-60)
+f72016 ( 7201 ) $Stomach_wall(60-100)
+f72026 ( 7202 ) $Stomach_wall(100-300)
+f72036 ( 7203 ) $Stomach_wall(300-surface)
+f73006 ( 7300 ) $Stomach_contents
+f74006 ( 7400 ) $Small_intestine_wall(0-130)
+f74016 ( 7401 ) $Small_intestine_wall(130-150)
+f74026 ( 7402 ) $Small_intestine_wall(150-200)
+f74036 ( 7403 ) $Small_intestine_wall(200-surface)
+f75006 ( 7500 ) $Small_intestine_contents(-500-0)
+f75016 ( 7501 ) $Small_intestine_contents(centre--500)
+f76006 ( 7600 ) $Ascending_colon_wall(0-280)
+f76016 ( 7601 ) $Ascending_colon_wall(280-300)
+f76026 ( 7602 ) $Ascending_colon_wall(300-surface)
+f77006 ( 7700 ) $Ascending_colon_content
+f78006 ( 7800 ) $Transverse_colon_wall_right(0-280)
+f78016 ( 7801 ) $Transverse_colon_wall_right(280-300)
+f78026 ( 7802 ) $Transverse_colon_wall_right(300-surface)
+f79006 ( 7900 ) $Transverse_colon_contents_right
+f80006 ( 8000 ) $Transverse_colon_wall_left(0-280)
+f80016 ( 8001 ) $Transverse_colon_wall_left(280-300)
+f80026 ( 8002 ) $Transverse_colon_wall_left(300-surface)
+f81006 ( 8100 ) $Transverse_colon_content_left
+f82006 ( 8200 ) $Descending_colon_wall(0-280)
+f82016 ( 8201 ) $Descending_colon_wall(280-300)
+f82026 ( 8202 ) $Descending_colon_wall(300-surface)
+f83006 ( 8300 ) $Descending_colon_content
+f84006 ( 8400 ) $Sigmoid_colon_wall(0-280)
+f84016 ( 8401 ) $Sigmoid_colon_wall(280-300)
+f84026 ( 8402 ) $Sigmoid_colon_wall(300-surface)
+f85006 ( 8500 ) $Sigmoid_colon_contents

```

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

+f86006 (8600) \$Rectum_wall
+f87006 (8700) \$Heart_wall
+f88006 (8800) \$Blood_in_heart_chamber
+f89006 (8900) \$Kidney_left_cortex
+f90006 (9000) \$Kidney_left_medulla
+f91006 (9100) \$Kidney_left_pelvis
+f92006 (9200) \$Kidney_right_cortex
+f93006 (9300) \$Kidney_right_medulla
+f94006 (9400) \$Kidney_right_pelvis
+f95006 (9500) \$Liver
+f97006 (9700) \$Lung(AI)_left
+f99006 (9900) \$Lung(AI)_right
+f100006 (10000) \$Lymphatic_nodes_ET
+f101006 (10100) \$Lymphatic_nodes_thoracic
+f102006 (10200) \$Lymphatic_nodes_head
+f103006 (10300) \$Lymphatic_nodes_trunk
+f106006 (10600) \$Muscle_head
+f107006 (10700) \$Muscle_trunk
+f110006 (11000) \$Oesophagus_wall(0-190)
+f110016 (11001) \$Oesophagus_wall(190-200)
+f110026 (11002) \$Oesophagus_wall(200-surface)
+f110036 (11003) \$Oesophagus_contents
+f111006 (11100) \$Ovary_left
+f112006 (11200) \$Ovary_right
+f113006 (11300) \$Pancreas
+f114006 (11400) \$Pituitary_gland
+f116006 (11600) \$RST_head
+f117006 (11700) \$RST_trunk
+f120006 (12000) \$Salivary_gland_left
+f121006 (12100) \$Salivary_gland_right
+f122006 (12200) \$Skin_head_insensitive
+f122016 (12201) \$Skin_head_sensitive(50-100)
+f123006 (12300) \$Skin_trunk_insensitive
+f123016 (12301) \$Skin_trunk_sensitive(50-100)
+f126006 (12600) \$Spinal_cord
+f127006 (12700) \$Spleen
+f128006 (12800) \$Teeth
+f128016 (12801) \$Teeth_retention_region
+f131006 (13100) \$Thymus
+f132006 (13200) \$Thyroid
+f133006 (13300) \$Tongue_upper(food)
+f133016 (13301) \$Tongue_lower
+f134006 (13400) \$Tonsils
+f135006 (13500) \$Ureter_left
+f136006 (13600) \$Ureter_right
+f137006 (13700) \$Urinary_bladder_wall_insensitive
+f137016 (13701) \$Urinary_bladder_wall_sensitive(69-116)
+f138006 (13800) \$Urinary_bladder_content
+f139006 (13900) \$Uterus
+f140006 (14000) \$Air_inside_body

C

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

C. Archivo .INPUT completo

MRCP FEMALE PHANTOM - INTERNAL

```
C -----  
-----  
C name           : MRCP PHANTOM  
C sex            : FEMALE  
C author         : Bangho Shin  
C -----
```

```
C  
*****  
*****
```

```
C CELL CARDS  
C  
*****  
*****
```

```
C -----  
-----
```

```
C PSUEDO CELLS FOR ABAQUS  
C -----
```

```
read file=../phantoms/mrcp-af-def.cell  
C -----  
-----
```

```
C LEGACY CELLS  
C -----  
-----
```

```
666    0      -10  fill=2          $ Phantom box  
777    0      -99  10             $ Void in the world  
999    0        99                $ World
```

```
C  
*****  
*****
```

```
C SURFACE CARDS  
C  
*****  
*****
```

```
10 rpp -35.2695 35.2695 -23.60994 23.60994 -91.50872 91.50872 $  
Phantom box  
99 box -1000 -1000 -1000 2000 0 0 0 2000 0 0 0 2000 $ World  
boundary
```

```
C  
*****  
*****
```

```
C DATA CARDS  
C  
*****  
*****
```

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

```

dbcn 48j 1          $ Debug information
mode p e          $ Track photons and electrons
mphys on         $ Turn on model physics
imp:p,e 1 153r 0  $ Importance
prdmp 10000000 10000000 -1 $ Print and dump cycle
rand seed=RNSEED $ Random seed
nps 10000000      $ Number of particles
sdef par=e pos=fcel=d1 cel=d2 erg=d3  $ General source definition
ds1 L volumer volumer volumer volumer volumer volumer volumer volumer
volumer volumer volumer volumer &
volumer volumer volumer volumer volumer volumer volumer volumer
si2 L 12000 12100 13200 9500 8900 9000 9100 9200 9300 9400 7200 7201
7202 7203 8500 13800 11003 7500 &
7501 7300
sp2 0.00232 0.00232 0.22944 0.00671 0.00130 0.00130 0.00130 0.00130
0.00130 0.00130 0.00194 0.00194 &
0.00194 0.00194 0.00758 0.05507 0.00011 0.00061 0.00061 0.03546
si3 H 0.00195 0.0133 0.02817 0.0430 0.0567 &
0.0757 0.0912 0.10401 0.11625 0.1201 0.149 &
0.1658 0.1798 0.19021 0.20908 0.2221 0.232 &
0.2413 0.2570 0.2884 0.30165 0.3161 0.331 &
0.3497 0.3569 0.38441 0.39563 0.4131 0.4272 &
0.4426 0.4597 0.473 0.48313 0.4979 0.5192 &
0.5334 0.55 0.5666 0.58721 0.6
sp3 0 0.0068 0.0456 0.0952 0.1432 0.1854 0.2407 &
0.2837 0.3152 0.3441 0.3542 0.4098 0.4362 &
0.4566 0.4704 0.4830 0.4931 0.4961 0.4995 &
0.5013 0.4987 0.4932 0.4857 0.4710 0.4601 &
0.4406 0.4104 0.3921 0.3719 0.3347 0.3076 &
0.2744 0.2390 0.2081 0.1836 0.1494 0.1090 0.0693 &
0.0495 0.0283
C -----
-----
C TALLIES FOR EACH ORGAN/TISSUE
C -----
-----
read file=../phantoms/mrcp-af-def.tally
C -----
-----
C MATERIAL DATA FOR EACH ORGAN/TISSUE
C -----
-----
read file=../phantoms/mrcp-af-def.material
C -----
-----
C EMBED is required for embedding a mesh geometry into MCNP6 input
embed2 meshgeo=mcnpum          $ Format specification
      meeout=mrcp-af-deef1.eeout
      mgeoin=../phantoms/mrcp-af-def.um      $ Name of the input file
      background=15000          $ Cell number of the
background
      matcell=   1   100   2   200   3   300   4   301   5
302

```

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

	6	303	7	400	8	401	9	402	10
403									
	11	404	12	405	13	500	14	501	15
600									
	16	700	17	800	18	801	19	802	20
803									
	21	804	22	805	23	806	24	807	25
808									
	26	900	27	910	28	1000	29	1010	30
2400									
	31	2500	32	2600	33	2700	34	3900	35
4000									
	36	4100	37	4200	38	4300	39	4400	40
4500									
	41	4600	42	4700	43	4800	44	4900	45
5000									
	46	5100	47	5200	48	5300	49	5400	50
5500									
	51	5600	52	5700	53	5800	54	6100	55
6200									
	56	6300	57	6400	58	6500	59	6600	60
6601									
	61	6700	62	6701	63	6702	64	6800	65
6801									
	66	6900	67	6901	68	6902	69	7000	70
7100									
	71	7200	72	7201	73	7202	74	7203	75
7300									
	76	7400	77	7401	78	7402	79	7403	80
7500									
	81	7501	82	7600	83	7601	84	7602	85
7700									
	86	7800	87	7801	88	7802	89	7900	90
8000									
	91	8001	92	8002	93	8100	94	8200	95
8201									
	96	8202	97	8300	98	8400	99	8401	100
8402									
	101	8500	102	8600	103	8700	104	8800	105
8900									
	106	9000	107	9100	108	9200	109	9300	110
9400									
	111	9500	112	9700	113	9900	114	10000	115
10100									
	116	10200	117	10300	118	10600	119	10700	120
11000									
	121	11001	122	11002	123	11003	124	11100	125
11200									
	126	11300	127	11400	128	11600	129	11700	130
12000									
	131	12100	132	12200	133	12201	134	12300	135
12301									

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

13100	136 12600	137 12700	138 12800	139 12801	140
13500	141 13200	142 13300	143 13301	144 13400	145
13900	146 13600	147 13700	148 13701	149 13800	150
	151 14000				

ANEXO II

+f11006 (1100) \$Blood_in_large_arteries_arms
+f11106 (1110) \$Blood_in_large_veins_arms
+f12006 (1200) \$Blood_in_large_arteries_legs
+f12106 (1210) \$Blood_in_large_veins_leg
+f28006 (2800) \$Femora_upper_cortical
+f29006 (2900) \$Femora_upper_spongiosa
+f30006 (3000) \$Femora_upper_medullary_cavity
+f31006 (3100) \$Femora_lower_cortical
+f32006 (3200) \$Femora_lower_spongiosa
+f33006 (3300) \$Femora_lower_medullary_cavity
+f34006 (3400) \$Tibiae_cortical
+f35006 (3500) \$Tibiae_spongiosa
+f36006 (3600) \$Tibiae_medullary_cavity
+f37006 (3700) \$Ankles_and_foot_cortical
+f38006 (3800) \$Ankles_and_foot_spongiosa
+f104006 (10400) \$Lymphatic_nodes_arms
+f105006 (10500) \$Lymphatic_nodes_legs
+f108006 (10800) \$Muscle_arms
+f109006 (10900) \$Muscle_legs
+f118006 (11800) \$RST_arms
+f119006 (11900) \$RST_legs
+f124006 (12400) \$Skin_arms_insensitive
+f124016 (12401) \$Skin_arms_sensitive(50-100)
+f125006 (12500) \$Skin_legs_insensitive
+f125016 (12501) \$Skin_legs_sensitive(50-100)
+f13006 (1300) \$Humeri_upper_cortical
+f14006 (1400) \$Humeri_upper_spongiosa
+f15006 (1500) \$Humeri_upper_medullary_cavity

ESTUDIO Y DETERMINACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS EN TRATAMIENTOS DE
TIROIDES CON YODO RADIACTIVO MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO

- +f16006 (1600) \$Humeri_lower_cortical
- +f17006 (1700) \$Humeri_lower_spongiosa
- +f18006 (1800) \$Humeri_lower_medullary_cavity
- +f19006 (1900) \$Ulnae_and_radrii_cortical
- +f20006 (2000) \$Ulnae_and_radrii_spongiosa
- +f21006 (2100) \$Ulnae_and_radrii_medullary_cavity
- +f22006 (2200) \$Wrists_and_hand_bones_cortical
- +f23006 (2300) \$Wrists_and_hand_bones_spongiosa