



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

**Curso Académico:**



## AGRADECIMIENTOS

“En primer lugar, me gustaría agradecer a mi tutor Rafael Miró Herrero y al departamento de INGENIERÍA QUÍMICA Y NUCLEAR por permitirme realizar el Trabajo de Fin de Grado con ellos.

En segundo lugar, me gustaría expresar también mi más sincero agradecimiento a Sergio Morató Rafet por su tiempo, dedicación y paciencia durante la realización de este trabajo.

Y por último, pero no menos importante, dar las gracias a mi familia por su inmenso apoyo, no solo durante la realización de este trabajo, sino durante todos estos años ayudándome a lograr mis metas.”



## RESUMEN

La braquiterapia es un tipo de tratamiento oncológico donde la fuente de radiación se coloca muy cerca o dentro del tumor. Este procedimiento se emplea para curar diferentes tipos de cáncer, entre ellos, el cáncer de próstata.

Los Sistemas de Planificación de Radioterapia que se utilizan actualmente en los hospitales contienen algoritmos de naturaleza determinista con una limitación importante, ya que no consideran correctamente el transporte lateral de los electrones en las zonas donde hay cambios de densidad, y como consecuencia, se producen predicciones erróneas en presencia de heterogeneidades. Este trabajo propone el uso del método de Monte Carlo, que podría impactar de forma positiva en la planificación de los tratamientos, debido a que proporciona resultados más realistas y tiene en cuenta las inhomogeneidades.

Por este hecho, este trabajo trata sobre el cálculo de dosis en órganos mediante simulación de Monte Carlo para un caso concreto de braquiterapia de próstata con semillas de I-125. Para ello se crea un modelo 3D de la anatomía de un paciente, a partir de imágenes de Tomografía Computarizada y mediante el empleo de un software que permite la segmentación de los órganos de interés. Se simula el tratamiento sobre este modelo 3D y se obtiene la dosis que recibe cada órgano.

Una vez obtenidos los resultados, se comprueba que la dosis que recibe cada parte de la geometría se ajusta a la prescrita y se obtienen una serie de conclusiones que demuestran la eficacia de este método en tratamientos de braquiterapia, no solo por la validez de los resultados sino también por un adecuado tiempo de computo si se segmentan solo la estructuras necesarias.

**Palabras clave:** Dosimetría, código de Monte Carlo, segmentación, modelo 3D, braquiterapia, fotones.



## RESUM

La braquiteràpia és un tipus de tractament oncològic on la font de radiació es col·loca molt prop o dins del tumor. Aquest procediment s'empra per a curar diferents tipus de càncer, entre ells, el càncer de pròstata.

Els Sistemes de Planificació de Radioteràpia que s'utilitzen actualment als hospitals contenen algorismes de naturalesa determinista amb una limitació important, ja que no consideren correctament el transport lateral dels electrons en les zones on hi ha canvis de densitat, i com a conseqüència, es produeixen prediccions errònies en presència d'heterogeneïtats. Aquest treball proposa l'ús del mètode de Monte Carlo, que podria impactar de forma positiva en la planificació dels tractaments, degut a que proporciona resultats més realistes i té en compte les inhomogeneïtats.

Per aquest fet, aquest Treball de Fi de Grau tracta sobre el càlcul de dosi en òrgans mitjançant simulació de Monte Carlo per a un cas concret de braquiteràpia de pròstata amb llavors de I-125. Per aconseguir-ho, es crea un model 3D de l'anatomia d'un pacient, a partir d'imatges de Tomografia Computeritzada i mitjançant l'ús d'un programa que permet la segmentació dels òrgans d'interès. Se simula el tractament sobre aquest model 3D i s'obté la dosi que rep cada òrgan.

Una vegada obtinguts els resultats, es comprova que la dosi que rep cada part de la geometria s'ajusta a la prescrita, i s'obtenen una sèrie de conclusions que demostren l'eficàcia d'aquest mètode en tractaments de braquiteràpia, no sols per la validesa dels resultats sinó també per un adequat temps de còmput si se segmenten només les estructures necessàries.

**Paraules clau:** Dosimetria, codi Monte Carlo, segmentació, braquiteràpia, model 3D, fotons.



## ABSTRACT

Brachytherapy is a kind of cancer treatment in which the source of radiation is placed near or into the tumour. This process is used to treat different types of cancer, including prostate cancer.

The Radiotherapy Planning Systems currently used in hospitals are based on deterministic algorithms and they have an important limitation. These algorithms don't correctly consider the lateral transport of electrons in areas where density changes, so, wrong predictions are produced when there are heterogeneities in the matter. This work proposes the use of Monte Carlo method, that could positively impact on the treatments planning, because their results are more realistic and because this method takes into account the inhomogeneities.

Therefore, this work is about the dose calculation in organs through Monte Carlo simulation for a specific case of prostate brachytherapy with I-125 seeds. To achieve this, a 3D model with the anatomy of the patient is created from Computed Tomography images and through the use of a software which allows segmentation of different organs. The simulation of the treatment on the 3D model is performed and the dose that each organ receives is obtained as a result.

Once the results are obtained, it is checked that the dose received by each part of the geometry fits with the prescribed. And finally, a list of conclusions is obtained to show the effectiveness of this method in brachytherapy treatments, not only because the results are valid, also because of the reduced computer time when only the strictly necessary structures are segmented.

**Key words:** Dosimetry, Monte Carlo code, segmentation, brachytherapy, photons



## ÍNDICE GENERAL

I.	MEMORIA.....	Pags. 1-68
II.	PRESUPUESTO.....	Pags. 69-71
III.	ANEXOS.....	Pags. 71-75



# I. MEMORIA



## ÍNDICE DE LA MEMORIA

<b>1.</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
1.1	OBJETIVO DEL PROYECTO	1
1.2	MOTIVACIÓN	1
1.3	JUSTIFICACIÓN	2
<b>2.</b>	<b>BRAQUITERAPIA</b>	<b>3</b>
2.1	EVOLUCIÓN HISTÓRICA	3
2.1.1	DESCUBRIMIENTO DE LA RADIOACTIVIDAD	3
2.1.2	PERIODO ENTRE LOS AÑOS 1917-1940	4
2.1.3	PERIODO 1945-1990	5
2.1.4	SIGLO XXI	6
2.2	DEFINICIÓN	7
2.3	USOS Y APLICACIONES DE LA BRAQUITERAPIA	8
2.4	BENEFICIOS Y RIESGOS	10
2.4.1	BENEFICIOS	10
2.4.2	RIESGOS	11
<b>3.</b>	<b>MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS</b>	<b>13</b>
3.1	INTRODUCCIÓN A LAS MAGNITUDES	13
3.2	EXPOSICIÓN Y TASA DE EXPOSICIÓN	13
3.3	DOSIS ABSORBIDA Y KERMA	13
3.4	RELACIÓN ENTRE DOSIS ABSORBIDA Y EXPOSICIÓN	14
3.5	DOSIS EQUIVALENTE	15
3.6	DOSIS EFECTIVA	15
<b>4.</b>	<b>INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA</b>	<b>16</b>
4.1	INTRODUCCIÓN	16
4.2	INTERACCIÓN DE FOTONES CON LA MATERIA	17
4.2.1	PROCESOS DE INTERACCIÓN	17
4.2.2	ATENUACIÓN DE LOS RAYOS X Y RAYOS GAMMA	20
4.3	INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS CARGADAS CON LA MATERIA	23
4.3.1	TIPOS DE COLISIÓN	23
4.3.2	PODER DE FRENADO	25
4.3.3	ALCANCE	26
<b>5.</b>	<b>CÓDIGO MONTE CARLO</b>	<b>26</b>
<b>6.</b>	<b>MATERIALES</b>	<b>27</b>
6.1	PROGRAMAS UTILIZADOS	27
6.1.1	MATERIALISE MIMICS	27
6.1.2	ABAQUS	28
6.1.3	PARAVIEW	28
6.1.4	MCNP	28
6.1.5	PÁGINA OFICIAL DEL NIST (INSTITUTO NACIONAL DE ESTÁNDARES I TECNOLOGÍA)	29
6.2	INFORMACIÓN SOBRE EL TRATAMIENTO DEL PACIENTE	29
<b>7.</b>	<b>MÉTODOS</b>	<b>29</b>
7.1	SEGMENTACIÓN CON MIMICS	29
7.2	MALLADO CON ABAQUS/CAE	36
7.3	LOCALIZACIÓN DE LAS FUENTES	42

<b>7.4</b>	<b>SIMULACIÓN CON MCNP</b> .....	<b>44</b>
7.4.1	PROGRAMA UM_PRE_OP .....	44
7.4.2	INPUT DE MCNP.....	44
7.4.3	EJECUCIÓN DE LA SIMULACIÓN.....	53
7.4.4	OUTPUTS .....	53
<b>8.</b>	<b>ANÁLISIS DE RESULTADOS</b> .....	<b>53</b>
<b>8.1</b>	<b>CONVERSIÓN DE LOS OUTPUTS</b> .....	<b>54</b>
8.1.1	PROGRAMA DOSIS TOTAL.....	54
8.1.2	PROGRAMA UM_POST_OP.....	55
<b>8.2</b>	<b>CONVERSIÓN A DOSIS ABSOLUTA</b> .....	<b>55</b>
<b>8.3</b>	<b>RESULTADOS DE LOS TALLIES</b> .....	<b>58</b>
8.3.1	COMPARACIÓN CON LAS DOSIS PRESCRITAS .....	60
<b>8.4</b>	<b>VISUALIZACIÓN CON PARAVIEW</b> .....	<b>61</b>
<b>8.5</b>	<b>COMPARACIÓN DE LOS TIEMPOS DE SIMULACIÓN</b> .....	<b>64</b>
<b>9.</b>	<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>65</b>
<b>10.</b>	<b>LÍNEAS FUTURAS</b> .....	<b>66</b>
<b>11.</b>	<b>REFERENCIAS</b> .....	<b>66</b>



## ÍNDICE DE FIGURAS DE LA MEMORIA

FIGURA 1 PIERRE Y MARIE CURIE EN SU LABORATORIO .....	3
FIGURA 2 PACIENTES SUJETÁNDOSE LAS PLACAS DE RADIUM SOBRE SUS LESIONES. MELBOURNE 1905. ....	4
FIGURA 3 SISTEMAS DE CARGA DIFERIDA EN TUMORES DE ÚTERO Y MAMA .....	6
FIGURA 4 SEMILLAS DE I-125 INSERTADAS EN LA PRÓSTATA .....	6
FIGURA 5 APLICADOR VAGINAL DE BRAQUITERAPIA .....	8
FIGURA 6 APLICADORES SUPERFICIALES DE BRAQUITERAPIA .....	9
FIGURA 7 DIBUJO DE APLICADORES INTERSTICIALES PARA CÁNCER DE MAMA .....	9
FIGURA 8 COLOCACIÓN DE LAS SEMILLAS RADIATIVAS EN BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA.....	10
FIGURA 9 ESQUEMA DE LOS TIPOS DE PARTÍCULAS .....	17
FIGURA 10 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL EFECTO FOTOELÉCTRICO .....	18
FIGURA 11 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL EFECTO COMPTON .....	18
FIGURA 12 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA PRODUCCIÓN DE PARES .....	19
FIGURA 13 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DISPERSIÓN COHERENTE O RAYLEIGH.....	20
FIGURA 14 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL EXPERIMENTO DE TRANSMISIÓN DE RADIACIONES.....	21
FIGURA 15 CURVA DE ATENUACIÓN TÍPICA.....	21
FIGURA 16 COEFICIENTE DE ATENUACIÓN MÁSICO DEL PLOMO.....	22
FIGURA 17 COEFICIENTE DE ATENUACIÓN MÁSICO DEL AGUA .....	22
FIGURA 18 ESQUEMA COLISIÓN ELÁSTICA .....	23
FIGURA 19 ESQUEMA COLISIÓN INELÁSTICA.....	24
FIGURA 20 ESQUEMA COLISIÓN RADIATIVA.....	24
FIGURA 21 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL CONCEPTO DE ALCANCE. EN EL CASO (A) EL VALOR $R_0$ REPRESENTARÍA EL ALCANCE EN EL MEDIO MATERIAL, PERO EN EL CASO (B), QUE ES EL CASO REAL, $R_0$ ES EL PUNTO DE INFLEXIÓN DONDE COMIENZA EL TRAMO DESCENDENTE. ....	26
FIGURA 22 RESULTADO DE LA SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA SIN CORRECCIONES. ....	31
FIGURA 23 RESULTADO DE LA MÁSCARA DEL HUESO TRAS LA SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA Y LAS CORRECCIONES NECESARIAS.....	31
FIGURA 24 CORTE DEL CONJUNTO DE IMÁGENES DE TC DONDE SE VISUALIZAN LOS ÓRGANOS SEGMENTADOS.....	33
FIGURA 25 CORTE DEL CONJUNTO DE IMÁGENES DE TC DONDE SE VISUALIZA LA MÁSCARA CREADA A PARTIR DE OPERACIONES BOOLEANAS .....	33
FIGURA 26 OBJETOS 3D DE LOS HUESOS, LA URETRA, LA PRÓSTATA Y EL RECTO .....	34
FIGURA 27 OBJETO 3D DE TODO EL VOLUMEN DEL PACIENTE MENOS LOS ÓRGANOS SEGMENTADOS.....	34
FIGURA 28 MODELADO 3D DE TODO EL VOLUMEN CON TODAS LAS PARTES .....	35
FIGURA 29 GEOMETRÍAS VISUALIZADAS CON 3-MATIC .....	36
FIGURA 30 GEOMETRÍAS IMPORTADAS EN ABAQUS EN FORMATO ".STEP" .....	36
FIGURA 31 DEFINICIÓN DE LOS ELSETS: MATERIAL Y ESTADÍSTICA PARA LA PARTE IMPORTADA NUMERO 1.....	37
FIGURA 32 DEFINICIÓN DEL MATERIAL PARA LA PARTE IMPORTADA NÚMERO 1 .....	37
FIGURA 33 PARTES MALLADAS EN ABAQUS/CAE .....	38
FIGURA 34 ENSAMBLAJE DE TODAS LAS PARTES: HUESO, PRÓSTATA, URETRA Y RECTO .....	39
FIGURA 35 ENSAMBLAJE DE TODAS LAS PARTES.....	39
FIGURA 36 REPRESENTACIÓN DE LAS COORDENADAS DEL ARCHIVO ".VOX" DESPUÉS DE REALIZAR EL AJUSTE DE PROPORCIÓN A LA IMAGEN DE TC .....	43
FIGURA 37 DOCUMENTO DE EXCEL DONDE SE HAN REALIZADO TODOS LOS CÁLCULOS DE ESTE APARTADO .....	43
FIGURA 38 ENERGÍA Y PROBABILIDAD DE EMISIÓN DE LOS RAYOS X CARACTERÍSTICOS. FUENTE: LABORATOIRE NATIONAL HENRI BECQUEREL. TABLA DE RADIONUCLIDES.....	50
FIGURA 39 ENERGÍA Y PROBABILIDAD DE RAYOS GAMMA. FUENTE: LABORATOIRE NATIONAL HENRI BECQUEREL. TABLA DE RADIONUCLIDES.....	50
FIGURA 40 GRÁFICA DE LAS ENERGÍAS DISCRETAS DE FOTONES QUE EMITE EL I-125 Y SU PROBABILIDAD DE EMISIÓN. FUENTE: JANIS 4.0 .....	51
FIGURA 41 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL MÉTODO DOSIS TOTAL .....	54
FIGURA 42 EVOLUCIÓN DE LA ACTIVIDAD DEL I-125.....	56
FIGURA 43 GRÁFICA QUE MUESTRA LA EVOLUCIÓN DE LA ACTIVIDAD DE LA FUENTE EN EL TIEMPO .....	56
FIGURA 44 GRÁFICA CON LA DOSIS ABSOLUTA RECIBIDA POR CADA PARTE.....	59
FIGURA 45 HISTOGRAMA DE DOSIS-VOLUMEN .....	60
FIGURA 46 GRADIENTE DE DOSIS EN 3D .....	62

FIGURA 47 CORTES EN LOS TRES EJES DE COORDENADAS SOBRE EL GRADIENTE DE DOSIS EN 3D .....	63
FIGURA 48 CURVAS DE ISODOSIS .....	64



## ÍNDICE DE TABLAS DE LA MEMORIA

TABLA 1 PRINCIPALES CARACTERÍSTICAS DE LOS EFECTOS ESTOCÁSTICOS Y DETERMINISTAS .....	12
TABLA 2 EJEMPLOS DE COEFICIENTES DE CONVERSIÓN .....	14
TABLA 3 FACTORES DE PONDERACIÓN DE LA RADIACIÓN .....	15
TABLA 4 FACTORES DE PONDERACIÓN DE TEJIDOS .....	16
TABLA 5 EXTREMOS DE LAS COORDENADAS DEL ARCHIVO ".VOX" .....	42
TABLA 6 EXTREMOS DEL VOLUMEN QUE OCUPAN LAS SEMILLAS EN LA IMAGEN DE TC .....	42
TABLA 7 COMPOSICIÓN DE LOS MATERIALES .....	48
TABLA 8 RESULTADOS DE LOS TALLIES: DOSIS RECIBIDA EN CADA ÓRGANO, POR PARTÍCULA EMITIDA Y SEGUNDO .....	58
TABLA 9 DOSIS TOTAL DE CADA ÓRGANO .....	59
TABLA 10 TIEMPOS DE SIMULACIÓN .....	65



# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1 OBJETIVO DEL PROYECTO

La radioterapia es un tipo de tratamiento oncológico donde se usa radiación ionizante con el objetivo de destruir células tumorales.

La Directiva 97/43/Euratom del Consejo de 30 de Junio de 1997 relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas, estableció en el Artículo 4, apartado 1.b que “para todas las exposiciones médicas de personas por razones radioterapéuticas, las exposiciones del volumen blanco (tumor) se planificarán individualmente; teniendo en cuenta que los volúmenes y tejidos fuera del blanco deberán ser tan bajas como razonablemente pueda alcanzarse”. Es decir, el tratamiento ideal sería aquel en el cual toda la dosis de la radiación se depositara en las células tumorales y nada en el tejido sano. Pero esto no es posible ya que en la realidad siempre se daña de alguna forma el tejido sano de alrededor del tumor. Aun así, con el objetivo de proporcionar tratamientos de calidad a los pacientes, se utilizan sistemas de planificación de tratamientos que permiten el cálculo de la cantidad de dosis que va a recibir el tumor y los demás tejidos, de forma que se puedan optimizar estos parámetros.

El caso concreto que se va a abordar en este trabajo es un tratamiento de braquiterapia (radioterapia interna) en un paciente con un tumor de próstata y al cual se le han introducido semillas de I-125. El objetivo principal es mostrar el método de Monte Carlo como una herramienta eficaz para los cálculos dosimétricos en radioterapia y en concreto en braquiterapia de próstata.

Para poder cumplir con el objetivo principal será necesario cumplir una serie de tareas o sub-objetivos. En primer lugar, crear a partir de imágenes DICOM obtenidas al realizar una prueba de Tomografía Computarizada, una reconstrucción 3D de la anatomía del paciente, mediante la segmentación de los diferentes cortes axiales de la imagen. En segundo lugar, localizar de la forma más exacta posible cada una de las semillas introducidas en el paciente para poder indicar en el código su posición y realizar una simulación lo más parecida al caso real, mediante el uso de Código Monte Carlo MCNP6.1. Y por último, interpretar de forma correcta los resultados obtenidos, analizando las dosis que recibe cada parte de la geometría, y centrándose en el órgano objetivo (próstata) y los órganos de riesgo (uretra y recto), comprobando que las dosis calculadas son similares a las que recibe el paciente, según la planificación real del tratamiento realizada en el hospital.

## 1.2 MOTIVACIÓN

La motivación inicial para la realización de este trabajo de Fin de Grado es el cumplimiento del requisito académico necesario para finalizar los estudios del Grado en Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Valencia.

El motivo de la elección del departamento de Ingeniería Química y Nuclear para llevar a cabo este proyecto es que muchas líneas de investigación en este departamento están relacionadas con la Física

Médica. Además, este trabajo en concreto, como se ha comentado en el punto anterior, se centra en el cálculo de la estimación de dosis en órganos debido a tratamiento de braquiterapia con el objetivo de proponer este método como herramienta de uso clínico en un futuro. Por tanto, poder contribuir, aunque sea a pequeña escala, a que se puedan mejorar la planificación y los tratamientos de una enfermedad tan prevalente como es el cáncer, resulta muy satisfactorio.

### 1.3 JUSTIFICACIÓN

A pesar de los grandes progresos sucedidos en los últimos años tanto en prevención, como en detección y tratamiento del cáncer, todavía se está lejos de conseguir los resultados deseados, pues en 2012, solo en España se detectaron 215.534 nuevos casos, y la predicción es que en 2020 esta cifra aumentará a 246.713 diagnosticados. Además, cabe destacar que el cáncer de próstata, del cual trata este trabajo, fue el segundo tumor más frecuente en 2012.

La radioterapia suele aplicarse como tratamiento a un gran porcentaje de pacientes con cáncer, ya sea solo o combinado con otros procedimientos como es la cirugía o la quimioterapia. Como se ha comentado anteriormente, la radioterapia, tanto externa como interna, consiste en exponer la zona afectada a una fuente de radiación ionizante que dañará el ADN de las células cancerosas provocando que estas mueran o dejen de proliferar. Aunque es inevitable dañar parte del tejido sano, y es por esta razón que se utilizan sistemas de planificación que minimicen la cantidad de células sanas dañadas.

Cuando se realiza un tratamiento de radioterapia este se compone de varias etapas. En primer lugar se debe localizar y señalar el volumen o volúmenes que precisan tratamiento y también los órganos y estructuras de alrededor que se desean proteger de la radiación. Se prescribe una dosis absorbida para el tumor y unos límites de dosis absorbida para los órganos de riesgo. Posteriormente se planifica el tratamiento con los sistemas de planificación correspondientes, para, en último lugar, realizar la simulación de dicho tratamiento que es el que se le realizará finalmente al paciente.

Los Sistemas de Planificación de Radioterapia que se utilizan actualmente en los hospitales contienen algoritmos de naturaleza determinista, basados en aproximaciones de la solución de la ecuación de transporte. La principal limitación que presentan estos métodos es que no consideran correctamente el transporte lateral de los electrones en las zonas donde hay cambios de densidad, es decir, en los lugares donde se pasa de un material a otro. En consecuencia, se producen predicciones erróneas en presencia de heterogeneidades en los medios materiales, debido a la alta dispersión de electrones que se produce en estas áreas.

El uso del método de Monte Carlo podría impactar de forma positiva en la planificación de los tratamientos, ya que proporciona resultados más realistas y tiene en cuenta las inhomogeneidades, que suponen un problema para los métodos deterministas. Sin embargo, el tiempo de cálculo significa un obstáculo para su empleo en el ámbito clínico. Pero cada vez se está mas cerca de conseguir este objetivo gracias al rápido aumento de la velocidad y la memoria en los procesadores.

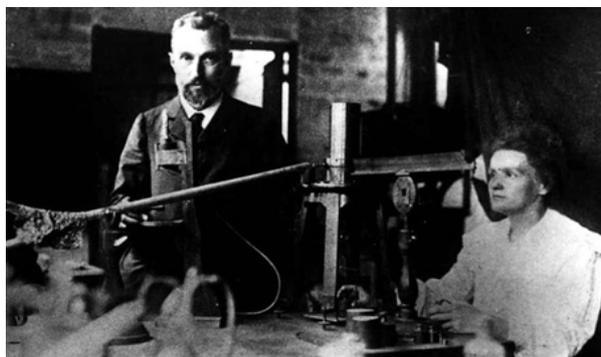
Por tanto, con este trabajo se pretende demostrar la utilidad del método de Monte Carlo como procedimiento para el cálculo de dosis en braquiterapia, superando las limitaciones que presentan los algoritmos convencionales y presentando un tiempo de cómputo asumible clínicamente debido a la simplicidad de las fuentes y los modelos, en comparación con la radioterapia externa.

## 2. BRAQUITERAPIA

### 2.1 EVOLUCIÓN HISTÓRICA

#### 2.1.1 DESCUBRIMIENTO DE LA RADIOACTIVIDAD

El físico francés Henri Bequerel fue quien descubrió la radiactividad natural a finales del siglo XIX. Pierre y Marie Curie continuaron con la investigación de Bequerel con el objetivo de determinar la naturaleza de la radiación emitida por el uranio que Bequerel había utilizado en sus demostraciones. Tras muchos trabajos sobre la pechblenda (mineral de uranio) consiguieron aislar un nuevo material 400 veces más radiactivo que el propio uranio, al cual nombraron polonio; y al poco tiempo, otro material dos millones de veces más radiactivo que el uranio, denominado radio. Fue entonces cuando se utilizó por primera vez la palabra “radiactividad”.



*Figura 1 Pierre y Marie Curie en su laboratorio*

El hecho de que el contacto del radio con la piel provocaba lesiones fue descrito en 1900 y fue por aquel entonces cuando se planteó la utilización de este material para el tratamiento de algunos procesos dermatológicos. Durante los primeros años del siglo XX la radiumterapia se utilizaba más para alteraciones cutáneas no malignas o cánceres cutáneos no infiltrantes, que a tumores malignos. Aunque posteriormente, debido a sus capacidades, comenzó a aplicarse en tumores infiltrantes cutáneos y otras estructuras como son el cuello uterino y el recto. A pesar de todo esto, el cáncer volvía a reproducirse en muchos casos, de forma que el tratamiento era básicamente paliativo y con efectos secundarios en tejidos sanos.



*Figura 2 Pacientes sujetándose las placas de radium sobre sus lesiones. Melbourne 1905.*

En 1903, Hernam Stebell se realizó por primera vez una braquiterapia intersticial con radio, sugerida por Graham Bell que proponía insertar el radio en el tumor y así conseguir aumentar la dosis. El objetivo era tratar a un paciente con lupus al cual ya se le había aplicado un tratamiento superficial, pero había fracasado. También en ese mismo año se propuso la aplicación de radio en tumores uterinos.

Años más tarde Marie Curie, tratando de identificar el radio, descubrió el radón, un gas que se producía con la desintegración del radio y que tenía un periodo de semidesintegración (T) de 3,82 días. Se planteó la posibilidad de utilizar este gas con fines terapéuticos ya que era menos costoso y más fácil de obtener que el propio radium. Además, el radón se podía almacenar en granos o semillas e implantarse en el tumor permanentemente debido a su corto T.

Cabe destacar que durante los primeros años del siglo XX, las aplicaciones terapéuticas del radio se realizaban sin filtración alguna, de forma que no se eliminaba la radiación alfa y beta (o radiación blanda) y los tejidos que contactaban con la fuente recibían una alta dosis de radiación. A este hecho se le sumaba la dificultad de medir la dosis de radiación.

### 2.1.2 PERIODO ENTRE LOS AÑOS 1917-1940

Tras descubrir que mediante filtración con algunos metales se podían eliminar las radiaciones blandas de forma que solo se emitiese la radiación gamma, aumentó el uso de la radioterapia, ya que de esta forma se podrían tratar tumores más profundos y de mayor espesor.

El metal elegido para realizar el filtrado fue el platino iridiado, en forma de tubo para introducirlo en cavidades naturales o de aguja para insertarlo en los tejidos tumorales. Se consiguió mejorar el tratamiento de tumores cutáneos infiltrantes y las técnicas endocavitarias e intersticiales.

Fue en 1904 cuando el urólogo Hugh Hampton Young desarrollo una técnica endocavitaria bastante compleja para tratar el cáncer de próstata con el uso del radio encapsulado con platino. El encapsulado

se introducía en la uretra, el recto y la vejiga. Además, también se colocaba una fuente externa en el periné. De esta manera, el tumor quedaba rodeado de fuentes.

En esa misma época, el urólogo Benjamin Barriguer desarrolló una técnica de implantación intersticial transperineal, guiada por tacto rectal, mediante la cual se implantaban, en un primer momento, capilares de vidrio que contenían radón. Pero al observar que se producían necrosis tisulares al no haber filtración de la radiación, entonces se empezaron a producir semillas de oro que contenían radón y dejaban pasar solo la radiación gamma.

Entre los años 30 y 40, debido a la dificultad que suponía la implantación de las semillas en la próstata y al desarrollo de la radioterapia externa, se abandonó esta técnica, y tuvieron que pasar unos 50 años para que se retomara, sobre los años 80.

En 1934 se produjo un hecho de trascendental importancia: el descubrimiento de la radiactividad artificial, por la hija de Marie Curie y su marido. Con el tiempo se fueron obteniendo varios isótopos, algunos de ellos muy útiles para aplicaciones médicas.

### 2.1.3 PERIODO 1945-1990

En los años 50 la braquiterapia se paralizó, en especial la braquiterapia intersticial, debido a los resultados poco satisfactorios que se obtenían por no disponer de un método de precisión para implantar las agujas, sobre todo en tumores poco accesibles. No ocurrió lo mismo en la braquiterapia endocavitaria ginecológica, pues en los años 50 y 60 se diseñaron unos aplicadores que podrían cargarse con las fuentes radiactivas de forma diferida, es decir, después de su colocación.

A pesar de todo esto en los años 60 se fue sustituyendo poco a poco el radio por otros radionúclidos artificiales en las diferentes modalidades de braquiterapia. El Co-60 fue de los primeros en utilizarse, aunque al poco tiempo se sustituyó por el Cs-137, que se encapsulaba en vidrio, cerámica y metal en forma de tubos y agujas. En la braquiterapia intersticial triunfaron el Ir-192 y el Ta-182, que podrían miniaturizarse y utilizarse en forma de semillas, hilos o alambres. Además estos dos materiales empezaron a utilizarse en implantes temporales con sistemas de carga diferida, de forma que el personal sanitario reducía su exposición a la radiación.

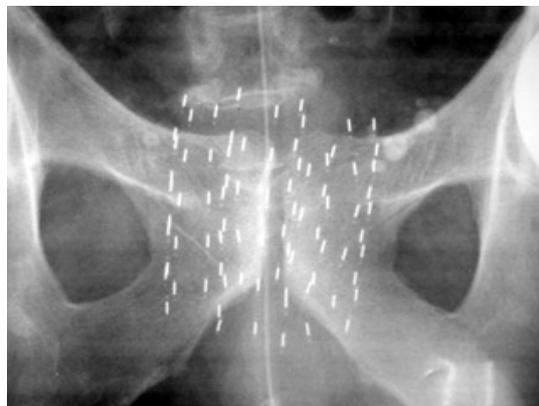
El desarrollo de sistemas de carga diferida con control remoto influyeron mucho en el renacimiento de la braquiterapia en los años 70. Estos sistemas permitían al personal colocar correctamente los aplicadores y luego de forma automática transportaban la fuente desde un recipiente blindado a dichos aplicadores.



*Figura 3 Sistemas de carga diferida en tumores de útero y mama*

También en los años 70 pero un poco más tarde se desarrollaron los equipos de carga diferida para braquiterapia intersticial, ya que se consiguió miniaturizar fuentes de gran actividad como el Ir-192 (el más usado). Se trataba por tanto de braquiterapia de alta dosis.

El I-125 tuvo también muy buena aceptación para el tratamiento de tumores de próstata. Este se encapsulaba en semillas de titanio, y debido a la baja energía de los fotones emitidos, los pacientes no requerían hospitalización, ya que las personas próximas a ellos no corrían riesgo de exposición. Esta modalidad de braquiterapia tuvo éxito en el tratamiento de cáncer de próstata, por lo comentado anteriormente y también por la mejora de las técnicas de imagen por ultrasonidos.



*Figura 4 Semillas de I-125 insertadas en la próstata*

#### 2.1.4 SIGLO XXI

Los grandes avances de esta época que se han producido hasta el momento son principalmente en la braquiterapia de alta dosis. Por una parte, la precisión a la hora de localizar el tumor y los órganos de riesgo, además de poder controlar donde se insertan exactamente los aplicadores de forma que se pueda maximizar la dosis en el volumen tumoral. Y por otra, los cálculos precisos de dosis en 3D y los

histogramas de dosis-volumen tanto del tumor como de los órganos de riesgo, permiten tener una información más exacta sobre la distribución de dosis en cada tejido.

## 2.2 DEFINICIÓN

La braquiterapia o radioterapia interna es una modalidad de tratamiento radioterápico donde la fuente de radiación se coloca muy cerca o dentro del tumor. En este tipo de tratamientos la fuente usualmente está sellada en un contenedor llamado implante, que pueden ser agujas, semillas, catéteres, píldoras, cintas, cápsulas, pequeños globos o tubos con radiación. El objetivo de la radioterapia es conseguir un mejor equilibrio entre la máxima irradiación sobre el tejido tumoral y la mínima sobre los tejidos sanos de alrededor que el que se puede conseguir con radioterapia externa. La braquiterapia se puede utilizar sola o en combinación con otras terapias oncológicas como la cirugía, la radioterapia externa y la quimioterapia.

Se puede clasificar la braquiterapia de dos formas distintas. La primera por el lugar donde se coloca el implante:

- Braquiterapia endocavitaria si se coloca la fuente de radiación en una cavidad natural del organismo utilizando aplicadores específicos según la localización.
- Braquiterapia intersticial si los implantes no se colocan en una cavidad, sino que de forma quirúrgica se insertan unos aplicadores en el tejido a tratar. Estos aplicadores pueden ser posteriormente cargados con fuentes radiactivas o ya contener estas fuentes en el momento del procedimiento quirúrgico.
- Braquiterapia superficial cuando el material radiactivo se coloca en contacto con la superficie del tumor, por ejemplo, en los cutáneos.
- Braquiterapia metabólica, que consiste en la inyección del material radiactivo, de forma que este sea captado específicamente por el tumor, como es en el caso de los tumores tiroideos.

La segunda clasificación se basa en el tipo de fuente o cantidad de dosis:

- Braquiterapia de Alta Dosis (HDR): se da tratamiento al paciente con una fuente que administra elevadas dosis de radiación al tumor, en muy poco tiempo y a un volumen bien delimitado alrededor del mismo. Gracias al avance tecnológico este tipo de braquiterapia puede realizarse con fuentes radiactivas miniaturizadas que son capaces de pasar a través de aplicadores o tubos de poco calibre, y esto permite que se puedan introducir en cualquier región del cuerpo. El tratamiento con braquiterapia de alta dosis se realiza en varias sesiones y en una sala con blindaje radiológico. Cuando se retiran las fuentes tras cada sesión de tratamiento, el paciente deja de ser portador de material radiactivo y puede realizar una vida normal.

- **Braquiterapia de Baja Dosis (LDR):** En este tipo de braquiterapia el implante que se introduce en el paciente emite dosis de radiación más bajas. En aquellos casos que el implante es temporal y se retira pasados uno o varios días, el paciente suele permanecer en el hospital incluso a veces sin apenas moverse, ya que cuando las fuentes son de gran tamaño existe el peligro de que se desplacen. Otro tipo de braquiterapia LDR, que es el empleado en el caso de este trabajo, es la implantación de pequeñas semillas radiactivas en posiciones prefijadas. Estas semillas no se retiran pasado un tiempo, sino que en el transcurso de unas semanas dejan de emitir radiación. La técnica de implantación de estas semillas ha mejorado en los últimos años gracias a los avances en las tecnologías de diagnóstico por imagen. Hoy en día el especialista puede visualizar el órgano diana, en este caso la glándula prostática, en tiempo real y colocar cada semilla controlando la incidencia de la radiación que estas emiten.

## 2.3 USOS Y APLICACIONES DE LA BRAQUITERAPIA

El uso de un tratamiento o combinación de tratamientos determinados depende, entre otros aspectos, del tipo de cáncer que tiene el paciente. La braquiterapia, como se ha comentado en el apartado anterior no es un único tipo de procedimiento ya que puede variar la fuente que se emplea y el modo de introducción o contacto de la fuente con el tumor.

El objetivo principal y el motivo por el cual se usa este tratamiento en muchos casos es la reducción de la dosis en tejidos circundantes al tumor y la maximización de la cantidad de radiación que recibe el propio tumor. La forma de conseguirlo es aproximando la fuente a dicho tumor de diferentes formas. Los casos donde más comúnmente se usa la braquiterapia como tratamiento frente a un tumor cancerígeno son:

- **Cáncer de útero:** El tipo de braquiterapia que más frecuentemente se utiliza en este tipo de cáncer es la intracavitatoria, introduciendo un dispositivo que contiene la fuente de radiación, en la vagina cuando la paciente se ha sometido a una histerectomía, o en el útero si aún lo conserva.



*Figura 5 Aplicador vaginal de braquiterapia*

- Cáncer de piel: La braquiterapia de alta dosis es la más utilizada para tratar el cáncer de piel no melanoma (NMSC). Este tratamiento se aplica mediante aplicadores especializados que pueden aplicar radiación de manera superficial o intersticial. Para el primer caso existen muchos tipos de aplicadores (planos de diámetro fijo, almohadilla, etc.), y para el segundo caso se usan principalmente catéteres.



Figura 6 Aplicadores superficiales de braquiterapia

- Cáncer de mama: La braquiterapia de mama puede ser intersticial, insertando catéteres en el seno dejándolos durante varios días. Aunque el tipo de braquiterapia más común en este tipo de cáncer es la intracavitatoria, colocando un dispositivo en el hueco que queda tras la cirugía con conservación de seno. En ambos casos, se insertan semillas o perdigones de materiales radiactivos dentro de los dispositivos durante varios días. Al final del tratamiento se retiran tanto el catéter como el dispositivo intracavitatorio.

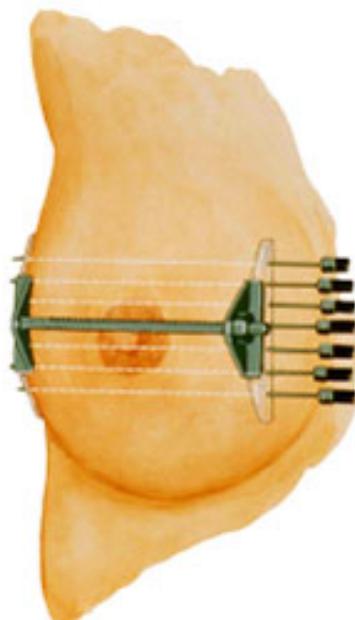
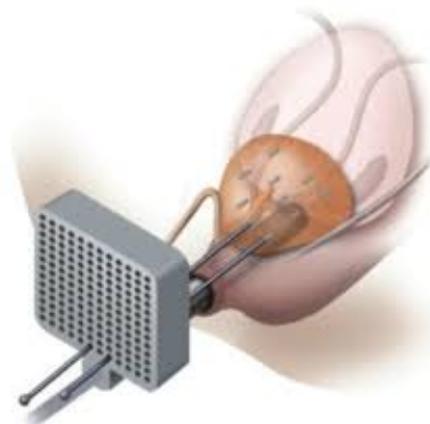


Figura 7 Dibujo de aplicadores intersticiales para cáncer de mama

- Cáncer de próstata, que es el tema que ocupa este trabajo. Se emplea tanto braquiterapia de alta dosis o temporal como de baja dosis o permanente, aunque esta última opción es la más frecuente. En el primer caso al paciente se le colocan unas agujas huecas entre el escroto y el

ano dirigidas hacia la próstata. En estas agujas se introducen unos catéteres que permanecerán en el lugar cuando las agujas se retiren posteriormente. Las fuentes radiactivas, en este caso el iridio-192 y el cesio-137, se colocan en los catéteres durante unos minutos y luego se retiran. Este procedimiento se realiza durante varios días y el último de ellos es cuando se quitan los catéteres. En la braquiterapia permanente de próstata las semillas de material radiactivo (yodo-125 o paladio-103) se colocan en las agujas que se introducen en la próstata, también desde el espacio entre el escroto y el ano. Las agujas se retiran pero las semillas permanecen cada una en el lugar donde se haya colocado emitiendo bajas dosis de radiación. Pasadas unas semanas o meses la radiación cesa, aunque las semillas no se retiran ya que al ser muy pequeñas no causan molestias.



*Figura 8 Colocación de las semillas radiactivas en braquiterapia de próstata*

## 2.4 BENEFICIOS Y RIESGOS

### 2.4.1 BENEFICIOS

Frente a un paciente con cáncer, los médicos deciden cual es el tratamiento o combinación de tratamientos más adecuados. A la hora de tomar esta decisión se pretende que, a pesar de los efectos secundarios que pueda tener el tratamiento elegido, el beneficio final de paciente sea mayor.

Uno de los posibles tratamientos es la radioterapia, donde el tumor se trata con radiación con el objetivo de destruir las células cancerosas y frenar su crecimiento. La elección de este tratamiento se deberá a múltiples parámetros, como por ejemplo, a la sensibilidad que tenga el tumor a la radiación, ya que hay tipos de tumores que responden mejor que otros, o a la localización del tumor, debido a que existen ciertas áreas del cuerpo que son sencillas de tratar con radiación sin afectar demasiado a otras partes sanas.

Dentro de los tratamientos de radioterapia es donde se encuentra la braquiterapia o radioterapia interna. Los beneficios y los riesgos de la braquiterapia dependen del tipo de tumor, la ubicación de dicho tumor y el tipo aplicación o localización de la fuente.

En cuanto a los beneficios, la principal ventaja de la braquiterapia frente a la radioterapia externa es que la dosis de radiación se administra desde dentro o una localización muy cercana al tumor. Esto provoca que:

- Aumente la eficacia del tratamiento, debido a la rápida caída de la dosis alrededor del implante y por tanto la menor dosis en el tejido sano circundante
- Se reduzca la probabilidad de que vuelva a aparecer el tumor en el mismo sitio
- Disminuyan los efectos secundarios en los tejidos sanos de alrededor.

## 2.4.2 RIESGOS

Desde el descubrimiento de la radiación esta se ha utilizado en muchas aplicaciones beneficiosas para el ser humano, como son los tratamientos médicos. Pero en todas estas aplicaciones también hay que tener en cuenta los posibles efectos dañinos que la radiación puede producir. A pesar de que los tratamientos de radioterapia se realizan con el objetivo de causar daños en los tejidos tumorales, es muy importante conocer los efectos producidos por esta, para poder limitar esos daños y que afecten lo menos posible a los tejidos sanos circundantes.

Según la naturaleza del daño producido por la radiación en las células, los efectos biológicos se pueden clasificar en estocásticos y deterministas.

Los efectos deterministas aparecen cuando se produce la muerte de un número elevado de células de un órgano o tejido, y por tanto, hay una pérdida de función de dicho órgano. Existe un umbral de dosis a partir del cual estos efectos pueden empezar a aparecer, y su gravedad es proporcional a la cantidad de radiación recibida. Los efectos deterministas suelen ocurrir tras exposiciones de dosis relativamente altas y se ponen de manifiesto en un periodo de tiempo corto o medio.

La muerte celular se puede definir de varias maneras según el tipo de célula. Para las células diferenciadas la muerte significa la pérdida de la función, y para las células que si se dividen la muerte se produce cuando pierden su capacidad de proliferación. Esta definición de letalidad es muy importante ya que para la curación de tumores es necesario que se produzcan estos efectos deterministas, es decir, la muerte de las células tumorales, en el sentido de que estas pierdan su capacidad de división y por tanto, se impida el crecimiento del tumor.

Por el contrario, los efectos estocásticos pueden aparecer cuando las células afectadas son modificadas (mutadas) en lugar de morir. No existe límite a partir del cual se producen estos efectos, por tanto, pueden ocurrir tras exposición a dosis bajas y moderadas. Se ponen de manifiesto a medio-largo plazo y la gravedad de estos efectos no es proporcional a la dosis recibida, como si lo era en los estocásticos. Sin embargo la probabilidad de que tenga lugar el efecto si que aumenta con la dosis.

Los efectos estocásticos pueden ser somáticos o hereditarios según el tipo de célula que se vea afectada. En el primer caso la célula afectada es una célula somática, de forma que el efecto se pondrá

de manifiesto en el individuo que ha sido expuesto a la radiación, y en el segundo caso la célula modificada es una célula germinal y el efecto biológico aparecerá en la descendencia del individuo expuesto.

A continuación, se muestra una tabla a modo de resumen de las características de ambos tipos de efectos.

	Efectos estocásticos	Efectos deterministas
<b>Mecanismo</b>	Lesión subletal	Lesión letal
<b>Naturaleza</b>	Somática o hereditaria	Somática
<b>Gravedad</b>	Independiente de la dosis	Dependiente de la dosis
<b>Dosis umbral</b>	No	Sí
<b>Relación dosis-efecto</b>	Lineal-Cuadrática; Lineal	Lineal
<b>Aparición</b>	Tardía	Inmediata o a corto plazo

*Tabla 1 Principales características de los efectos estocásticos y deterministas*

Debido a estos efectos secundarios dañinos que puede causar la radiación, existen límites de dosis de radiación en órganos concretos cuando se realiza la planificación de un tratamiento, y también en la cantidad de radiación que una persona puede recibir en toda su vida. Los médicos conocen que cantidad de radiación puede recibir cada parte sana del cuerpo sin que se causen daños irreversibles, y se basan en esta información para planificar los tratamientos. En los casos en que un paciente ya recibió un tratamiento de radiación anterior, se valora si un segundo tratamiento superaría la dosis máximas establecidas, y si finalmente se recomienda la radioterapia es porque los beneficios siempre superarán los daños o efectos secundarios.

A nivel clínico, los efectos secundarios generales y visibles de la braquiterapia son similares a los de radioterapia, aunque usualmente menos intensos. A continuación se expone una lista de algunos de los efectos más comunes:

- Hinchazón local
- Contusión local
- Secreciones en casos del cáncer vaginal o de útero.
- Sangrado
- Dolor y malestar en el sitio del implante
- Sensación general de fatiga

Algunos riesgos más concretos de la braquiterapia de próstata son:

- Impotencia.
- Dificultad para vaciar la vejiga y necesidad del uso de una sonda.
- Urgencia rectal, o la sensación de que necesita tener una deposición de inmediato.
- Irritación cutánea en el recto o sangrado proveniente de este.
- Otros problemas urinarios

## 3. MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS

### 3.1 INTRODUCCIÓN A LAS MAGNITUDES

Existen un gran número de magnitudes para dosimetría de radiaciones y protección radiológica si lo comparamos con cualquier otro campo de la física. Esto es así, en primer lugar porque son necesarias esas magnitudes para caracterizar de forma cuantitativa y precisa las radiaciones ionizantes y los posibles efectos que estas puedan tener. Y en segundo lugar porque son necesarias magnitudes que midan tanto las propiedades físicas como aquellas que tengan en cuenta también los efectos biológicos y el riesgo potencial de las radiaciones.

Es la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la que se ocupa de definir formalmente las magnitudes y sus unidades, además de elaborar recomendaciones que se acepten de forma internacional y que traten sobre dichas magnitudes y los métodos adecuados de medida.

En los informes ICRU 60 e ICRU 51 es donde puede encontrarse una definición formal y una descripción completa de las magnitudes fundamentales.

### 3.2 EXPOSICIÓN Y TASA DE EXPOSICIÓN

La exposición es una magnitud dosimétrica para la radiación electromagnética ionizante, basada en su capacidad para producir ionización en aire. Se define esta magnitud, como el cociente  $X = dQ/dm$ , donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de todos los iones de un mismo signo producidos en aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones absorbidos en la masa  $dm$  sean detenidos completamente en el aire. Antes de interactuar con el paciente, la radiación interactúa con el aire, por eso, esta magnitud da una aproximación del efecto que produce esta radiación en el aire. El efecto en el tejido se puede calcular luego de forma proporcional. La unidad en el SI de la exposición es el culombio por kilogramo,  $C/kg$ .

La tasa de exposición es la exposición producida por unidad de tiempo. Se define como  $dX/dt$  donde  $dX$  es el incremento de exposición durante el intervalo de tiempo  $dt$ . La unidad en el SI es el  $C/kg \cdot s$ , aunque en protección radiológica es usual indicar estos valores de tasa “por hora”.

### 3.3 DOSIS ABSORBIDA Y KERMA

La dosis absorbida  $D$ , es la energía absorbida por unidad de masa. Esta magnitud se define como el cociente  $D = dE/dm$ . Se trata de la magnitud dosimétrica de mayor interés ya que se define para cualquier tipo de radiación ionizante (no solo para radiación electromagnética, como en el caso de la “exposición”), y para cualquier material aunque requiere especificar que tipo de material es al que se le cede la energía. La unidad del SI de  $D$  es el gray [Gy].  $1 \text{ Gy} = \text{J/kg}$ .

El Kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass) se define como el cociente  $K = dE_{tr}/dm$ , donde  $dE_{tr}$  es la suma de todas las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, que han sido liberadas por partículas ionizantes no cargadas (fotones, neutrones), en un material de masa  $dm$ . Al igual que la dosis absorbida, la unidad del SI de K es el gray [Gy].

En ambos casos se puede definir la tasa de dosis absorbida o la tasa de Kerma como el cociente  $dD/dt$  o  $dK/dt$ , y la unidad en el SI es el Gy/s.

Los valores numéricos expresados en gray del Kerma se parecen mucho a los valores numéricos correspondientes a la dosis absorbida en aire, en agua o en tejido biológico blando, en condiciones de equilibrio. Para explicar esta condición de equilibrio expondremos dos casos: en el primer caso se encuentra una masa  $dm$  sobre la que incide radiación gamma, la suma de energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas, componen el Kerma, pero sólo una pequeña fracción de esta energía quedará absorbida en dicha masa, y esa fracción será la dosis absorbida. Por tanto, en estas condiciones el Kerma es siempre mayor que la dosis y no se da condición de equilibrio. Sin embargo, si suponemos un segundo caso en el que la masa está rodeado por otra cantidad de masa de la misma naturaleza, la energía que escapa del elemento de masa  $dm$ , puede compensarse por otras partículas procedentes de la materia inmediatamente vecina, y que penetran en  $dm$ . En estas circunstancias si se produce el equilibrio electrónico y el Kerma y la dosis absorbida son iguales.

### 3.4 RELACIÓN ENTRE DOSIS ABSORBIDA Y EXPOSICIÓN

Es posible obtener la dosis absorbida a partir de la exposición, en un material determinado, si se conoce el coeficiente de conversión ( $f$ ), que depende del medio, y la siguiente fórmula:

$$D = f \cdot X \quad (1)$$

La siguiente tabla muestra algunos de estos coeficientes de conversión para energías y materiales determinados:

Energía de los fotones	Valores de $f$ (rad/R)		
	Agua	Hueso	Músculo
10 KeV	0.91	3.5	0.93
100 KeV	0.95	1.5	0.95

Tabla 2 Ejemplos de coeficientes de conversión

### 3.5 DOSIS EQUIVALENTE

La dosis equivalente  $H$  es la multiplicación de la dosis absorbida por un factor de ponderación de la radiación sin dimensiones,  $w_R$ , y que expresa la eficacia biológica de un cierto tipo de radiación. Para la mayoría de radiaciones que se utilizan en medicina el factor de ponderación  $w_R$  suele ser 1, por tanto, dosis absorbida y dosis equivalente son numéricamente iguales en casi todos los casos.

Radiación	Factor de ponderación, $w_R$
<b>Rayos X</b>	1
<b>Rayos Gamma</b>	1
<b>Electrones</b>	1
<b>Neutrones</b>	5-20
<b>Partículas alfa</b>	20

Tabla 3 Factores de ponderación de la radiación

Para evitar confusión con la dosis absorbida, la unidad de dosis equivalente en el SI se llama sievert (Sv).

Como se observa en la tabla 3, las únicas excepciones donde no se cumple la igualdad entre  $D$  y  $H$  son con partículas alfa ( $w_R = 20$ ) y con neutrones ( $w_R = 5 - 20$ ).

### 3.6 DOSIS EFECTIVA

La dosis efectiva se obtiene al multiplicar la dosis equivalente en cada órgano y tejido por un factor de ponderación del tejido,  $w_T$ , sumándose los resultados para todo el cuerpo:

$$E = \sum T w_T \cdot H_T \quad (2)$$

donde:

- $E$  = dosis efectiva
- $w_T$  = Factor de ponderación para el órgano o el tejido  $T$
- $H_T$  = dosis equivalente en el órgano o tejido  $T$
- $\sum w_T = 1$

Al exponerse los órganos y tejidos a radiación, esta les causa daños con distintas probabilidades y distinta gravedad, este hecho recibe el nombre de “detrimento”. Una forma de reflejar este detrimento es mediante la dosis efectiva. La tabla 4 muestra factores de ponderación para diferentes tejidos.

Órgano/Tejido	Factor de ponderación, $W_T$
Médula ósea	0.12
Vejiga	0.05
Superficie ósea	0.01
Mama	0.05
Colon	0.12
Gónadas	0.20
Hígado	0.05
Pulmón	0.12
Esófago	0.05
Piel	0.01
Estómago	0.12
Tiroides	0.05
Resto	0.05

Tabla 4 Factores de ponderación de tejidos

## 4. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

### 4.1 INTRODUCCIÓN

Las radiaciones ionizantes son capaces de penetrar en la materia e interactuar con ella. Cuando esto ocurre, dependiendo del tipo de radiación, su energía y las propiedades del material, se produce una interacción que provoca que esta radiación pierda toda o una fracción de su energía y se la ceda al medio.

Las radiaciones ionizantes se dividen en directamente ionizantes e indirectamente ionizantes. Las directamente ionizantes son las radiaciones que tienen partículas con carga y pueden ionizar el medio por si solas, y se dividen a su vez en “pesadas” y “ligeras”. En cambio las indirectamente ionizantes son radiaciones con partículas sin carga y que, aunque también son capaces de ionizar el medio, lo hacen de forma indirecta, por medio de otras partículas cargadas. Dentro de este tipo de radiaciones se encuentran aquellas con partículas con masa y con partículas sin masa. Por tanto, en total, los tipos de radiación se dividen en cuatro grupos:

- Las partículas cargadas ligeras (electrones, betas y positrones).
- Las partículas cargadas pesadas (partículas alfa, protones e iones pesados energéticos).
- Las partículas sin carga y con masa (neutrones).
- Las partículas sin carga y sin masa (fotones).

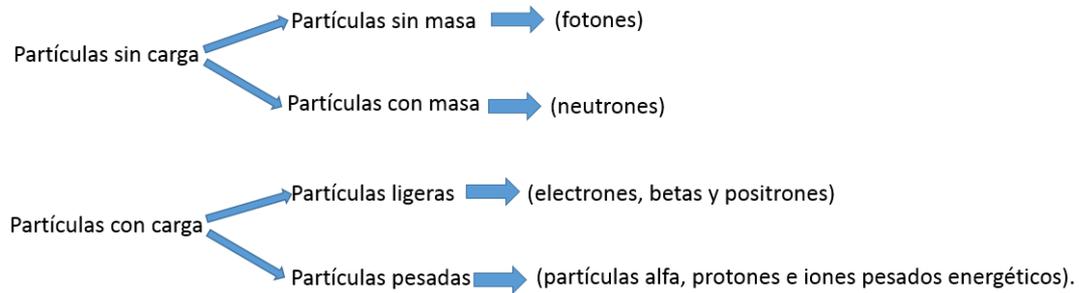


Figura 9 Esquema de los tipos de partículas

A continuación, se explicarán brevemente los efectos que se producen algunos de estos tipos de radiación al interactuar con la materia, aunque la mayor parte de la información se centrará en el caso de los fotones, debido a que el tipo de radiación que se liberará desde las semillas hacia el tumor y el resto de tejidos de alrededor será principalmente fotones.

## 4.2 INTERACCIÓN DE FOTONES CON LA MATERIA

### 4.2.1 PROCESOS DE INTERACCIÓN

La atenuación de los fotones en la materia es un proceso complejo que se resulta de la superposición de los procesos que se describen a continuación:

- Efecto fotoeléctrico: se produce cuando un fotón choca con un electrón de un átomo de la materia. El electrón adquiere toda la energía de dicho fotón en forma de energía cinética. El fotón desaparece y el electrón es emitido del átomo con una energía

$$E_f = E_\gamma - E_b \quad (3)$$

Donde  $E_\gamma = h \cdot \nu$  es la energía del fotón incidente y  $E_b$  es la energía que une el electrón al átomo. El electrón liberado se frena luego por ionización y excitación del medio. Este efecto se produce a principalmente en energías bajas.

Tras producirse el efecto fotoeléctrico se produce un ion positivo con un hueco en una capa profunda. Por tanto, además de emitirse un electrón del átomo, también se emiten rayos X característicos.

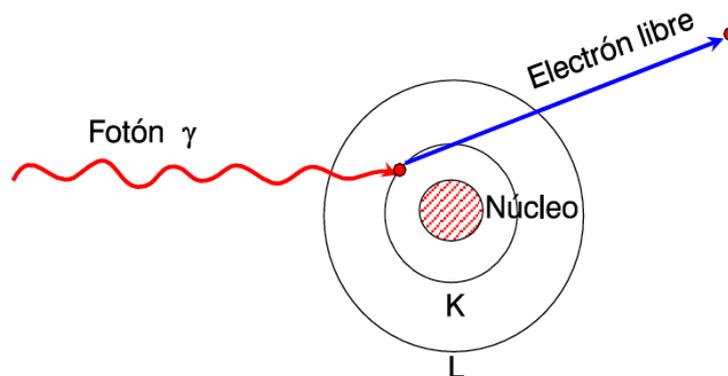


Figura 10 Representación gráfica del efecto fotoeléctrico

- **Efecto Compton:** tiene lugar cuando interaccionan un fotón y un electrón débilmente ligado a un átomo, y por tanto la energía que une el electrón al átomo es bastante menor que la energía que lleva el fotón ( $E_b \ll E_\gamma$ ). Cuando se produce el choque entre el fotón primario y el electrón, el primero, que tenía una energía  $E_\gamma = h \cdot \nu$ , sufre una dispersión según un ángulo  $\theta$  y una reducción de energía que pasa de  $h \cdot \nu$  a  $h \cdot \nu'$ . Mientras que el segundo, también resulta deflectado con un ángulo determinado y con una energía  $E_e$ . La relación entre las energías comentadas es la siguiente:

$$h \cdot \nu = h \cdot \nu' + E_e \quad (4)$$

El átomo ionizado residual que produce este efecto también tiene una vacante pero esta vez en una capa externa (normalmente suele expulsarse uno de los electrones de valencia) por lo que al emitirse radiación electromagnética esta es de baja energía. El efecto Compton se produce a energías intermedias (1MeV).

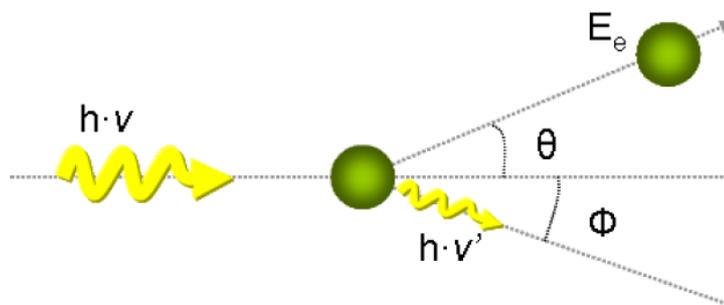


Figura 11 Representación gráfica del efecto Compton

- Producción de pares: Sucede cuando un fotón energético se acerca a un campo eléctrico intenso de un núcleo y forma un par electrón-positrón. Para que este hecho se produzca la energía del fotón debe ser como mínimo de 1.02 MeV. En el caso de ser mayor, el exceso de energía se reparte de forma equivalente entre el electrón y el positrón como energía cinética, pudiendo ionizar el material. El principio de conservación de la energía en este efecto se expresa de la siguiente forma:

$$h \cdot \nu = 2 \cdot m_0 \cdot c^2 + E_+ + E_- \quad (5)$$

donde  $E_+$  y  $E_-$  son las energías del electrón y el positrón y  $h \cdot \nu$  la del fotón.

Posteriormente, el positrón puede finalizar su trayectoria chocando con un electrón y generando dos fotones de 0.51 MeV en direcciones opuestas. Este fenómeno recibe el nombre de aniquilación. Estos dos último fotones desaparecerán por efecto fotoeléctrico.

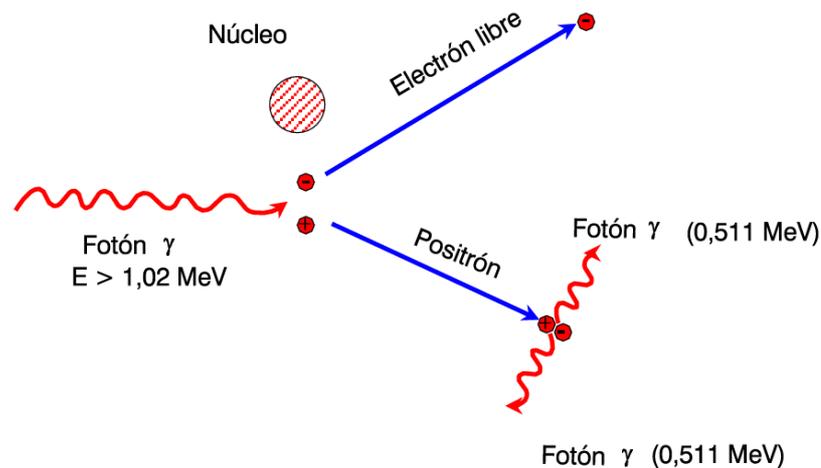


Figura 12 Representación gráfica de la producción de pares

- Dispersión coherente o Rayleigh: Se produce cuando fotones de baja energía (menor que la energía de ligadura) interactúan con electrones del átomo. El electrón incrementa su energía, pero no lo suficiente como para abandonar el átomo y lo único que se produce es la oscilación temporal de electrones. El fotón es desviado de su trayectoria, pero sin variar su energía.

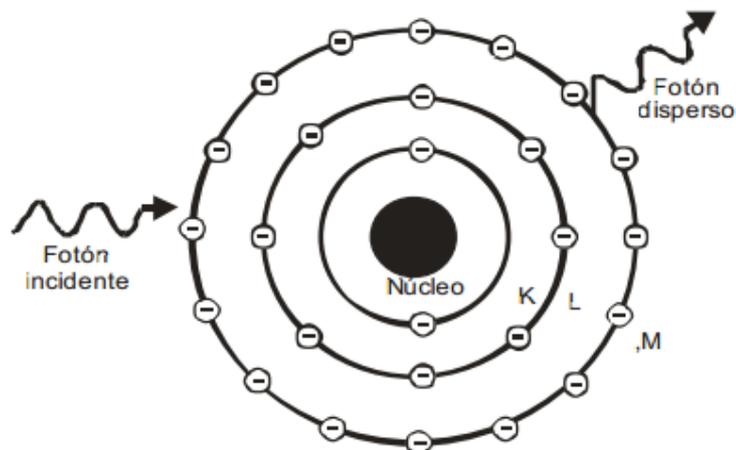


Figura 13 Representación gráfica de la dispersión coherente o Rayleigh

#### 4.2.2 ATENUACIÓN DE LOS RAYOS X Y RAYOS GAMMA

Quando los fotones atraviesan la materia no tienen un alcance definido, sino una probabilidad de atenuación por unidad de longitud denominada coeficiente de atenuación lineal, y que es independiente del camino que recorren los fotones.

Si se supone un material de espesor  $X$  al cual se le dirige un haz de rayos X o gamma monoenergéticos de intensidad  $I_0$  (número de fotones), y detrás del material se coloca un detector, debido a las interacciones explicadas en el apartado anterior, el haz se atenuará y detectará solo una cantidad de fotones o intensidad  $I$ . Esta intensidad sigue la siguiente ley exponencial:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}, \quad (6)$$

Donde  $\mu$  es el coeficiente lineal de atenuación. Este coeficiente es la suma de los coeficientes de atenuación lineal del efecto fotoeléctrico, Compton y producción de pares.

$$\mu = \mu_f + \mu_c + \mu_{pp} \quad (7)$$

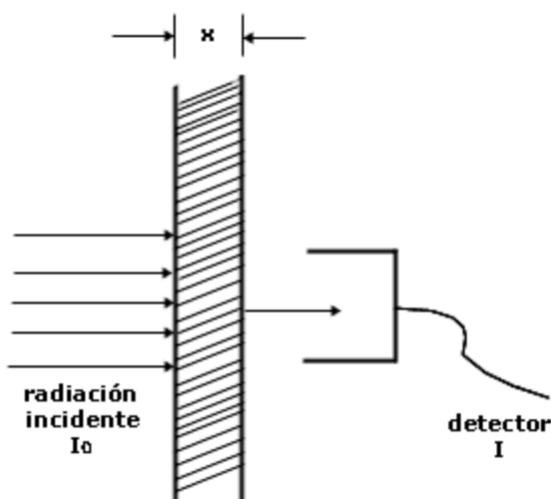


Figura 14 Representación gráfica del experimento de transmisión de radiaciones

Si se observa un curva de atenuación típica que describe la ley anterior, se comprueba que:

- Tiene la misma forma que la ley de decaimiento radiactivo.
- Que cuando  $x=0$ , es decir, cuando no hay material que atenúe,  $I = I_0$ .
- Y que el coeficiente lineal de atenuación determina como de rápido cae la curva.

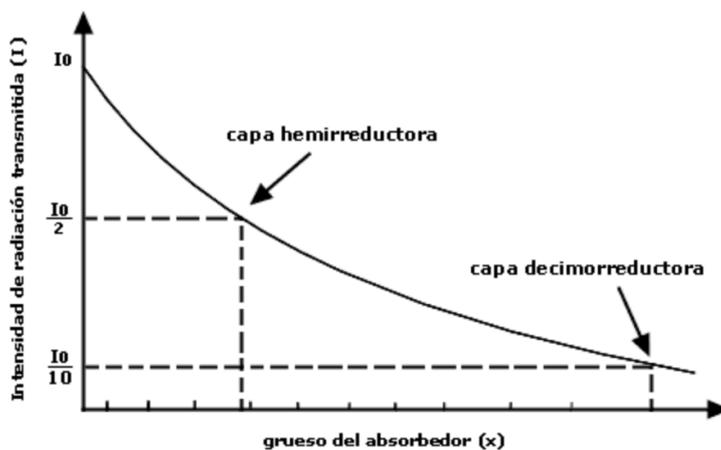


Figura 15 Curva de atenuación típica

Normalmente suele usarse el coeficiente de atenuación másico en vez de el coeficiente de atenuación lineal. El primero se obtiene dividiendo el segundo entre la densidad  $\rho$ :

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (8)$$

Ambos coeficientes varían según el material, y según la energía de la radiación, como se observa en las figuras 16 y 17. Además, según la energía son más predominantes unos efectos que otros. A altas energías predomina la producción de pares y a bajas energías el efecto fotoeléctrico y Rayleigh. En el rango de energías usadas en radioterapia (unos pocos MeV), el efecto predominante es el Compton.

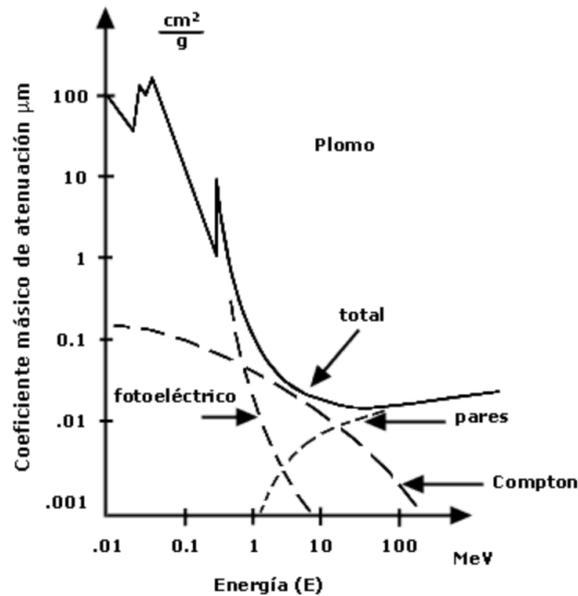


Figura 16 Coeficiente de atenuación másico del plomo

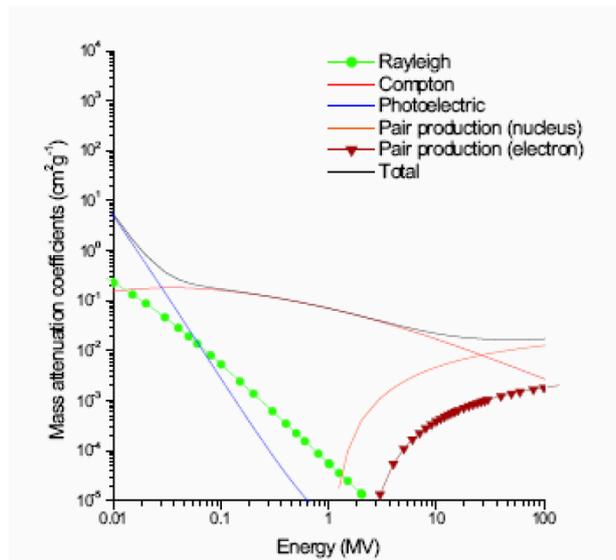


Figura 17 Coeficiente de atenuación másico del agua

## 4.3 INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS CARGADAS CON LA MATERIA

Como se ha comentado en el apartado anterior cuando los fotones interactúan con la materia, ya sea por efecto fotoeléctrico, Compton o producción de pares, se generan electrones de alta velocidad. Es por esto, que en este apartado se verá como interactúan dichos electrones con la materia.

### 4.3.1 TIPOS DE COLISIÓN

Cuando una partícula cargada, en este caso un electrón, penetra en un material colisiona con los átomos constituyentes de dicho material. Estas interacciones son las que provocan la pérdida de energía cinética de la partícula, hasta que finalmente se detiene. Las colisiones mecánicas, es decir, el choque directo entre la partícula y los electrones o el núcleo de los átomos del medio, son muy poco probables ya que en el interior del átomo la mayor parte del espacio es “vacío”. Los procesos que más frecuentemente tienen lugar son las interacciones columbianas, debidas a las fuerzas eléctricas que aparecen entre la partícula cargada y los electrones y átomos del material. Estas interacciones pueden producirse mediante tres tipos de colisiones:

- Elásticas: la partícula cargada cede parte de su energía al electrón del medio en forma de energía cinética y se desvía de su trayectoria, por tanto, se conserva tanto la energía cinética como la cantidad de movimiento. No se produce ninguna alteración ni atómica ni nuclear en el material.

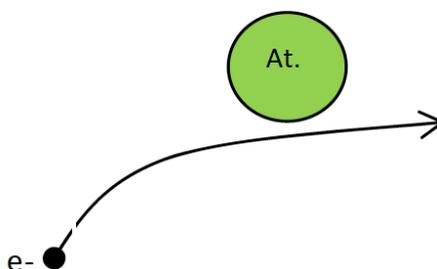


Figura 18 Esquema colisión elástica

- Inelásticas: en estas colisiones parte de la energía de las partículas es absorbida por el átomo del medio. Se conserva la cantidad de movimiento pero no la energía cinética. La estructura electrónica del átomo del medio puede modificarse debido a las colisiones y, en consecuencia, se ionice, excite o disocie.

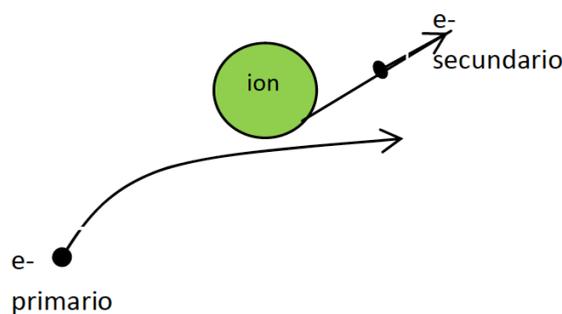


Figura 19 Esquema colisión inelástica

- Radiativas: este proceso es más probable de ocurrir en las proximidades del núcleo atómico. La partícula cargada al interactuar con los átomos del medio se “frena” o se “desvía” y emite radiación electromagnética.

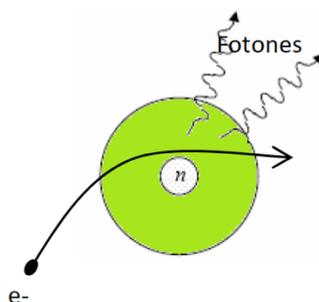


Figura 20 Esquema colisión radiativa

#### 4.3.1.1 IONIZACIÓN

Este fenómeno se produce cuando la energía que cede la partícula cargada al electrón del átomo del medio, es mayor que la energía de enlace de dicho electrón. Este abandona el átomo y se crea un ion positivo. A lo largo de la trayectoria de la partícula se producirán un cierto número de pares ion-electrón.

La ionización que se origina cuando la partícula cargada transfiere parte de su energía a diferentes electrones atómicos se llama ionización primaria. Aunque también existe la secundaria, que sucede cuando cuando los electrones que se producen en la ionización primaria, que son expulsados de sus átomos, tienen la energía suficiente para crear nuevas ionizaciones.

Se define la ionización total ( $I_t$ ) como el número de pares ión-electrón producidos por una partícula cargada, tanto por ionización primaria como secundaria:

$$It = \frac{Ec}{W} \quad (9)$$

Donde  $Ec$  es la energía cinética inicial y  $W$  es la energía capaz de generar un par ion electrón.

La ionización específica  $Ie$  es el número de pares ión-electrón que se producen solamente por la partícula incidente.

#### 4.3.1.2 EXCITACIÓN DE LOS ÁTOMOS DEL MEDIO

Se produce la excitación cuando no es posible la ionización debido a que la energía de la partícula incidente no es suficiente para expulsar el electrón del átomo, pero si para que este pueda ser promovido a una órbita de mayor energía. En un periodo de tiempo relativamente corto este electrón volverá a su estado energético inicial liberando electromagnética.

#### 4.3.1.3 DISOCIACIÓN DE LOS ÁTOMOS DEL MEDIO

La disociación o radiólisis consiste en la ruptura de enlaces químicos moleculares, debido a la alta energía que cede una partícula cargada a una molécula. Este fenómeno produce transformaciones químicas en las sustancias irradiadas.

En las moléculas que contienen enlaces covalentes son en las que se producen efectos más intensos, ya que dan lugar a radicales libres. Estos radicales libres poseen una gran reactividad química, y además pueden oxidar muchas estructuras biológicas y producir efectos nocivos como el envejecimiento celular o algunos tipos de cáncer.

#### 4.3.2 PODER DE FRENADO

Cuando una partícula cargada atraviesa un medio, al inicio lleva una determinada energía, que va perdiendo conforme va chocando con los átomos del material, sobre todo mediante los procesos de ionización o excitación. Se puede considerar que la pérdida de energía es casi continua debido a que la materia tiene una alta densidad electrónica, y por tanto, la partícula se detendrá después de recorrer una determinada distancia.

El poder de frenado  $S(E)$ , es la pérdida de energía de una partícula por unidad de longitud. Se define para un medio y partícula concreta, con una energía determinada. Supone una forma de describir cuantitativamente la pérdida de energía.

$$S(E) = -\frac{dE}{dx}, \quad (10)$$

donde  $dE$  es la pérdida de energía de la partícula con energía  $E$ , al recorrer una distancia  $dx$ .

El poder de frenado total de una partícula es la suma entre el poder de frenado de colisión y el poder de frenado de radiación, refiriéndose el primero a las colisiones inelásticas y el segundo a las colisiones radiativas.

### 4.3.3 ALCANCE

El alcance de una partícula cargada al atravesar en un medio material se define como la máxima distancia de penetración en el medio. Debido a las continuas interacciones y desviaciones que sufren los electrones incidente al chocar con los electrones y núcleos del medio, su trayectoria suele ser muy sinuosa y el alcance mucho menor a la longitud de dicha trayectoria. Además, dos electrones que penetran en el medio con la misma energía no tienen porque conseguir el mismo alcance. Es por esto que, si se suponen un número  $N$  de partículas idénticas de un haz colimado (trayectorias paralelas) que atraviesan un medio absorbente de espesor  $d$ , no se obtiene una distribución rectangular (que se obtendría si todas tuvieran la misma penetración) sino que dicha distribución concluye con un tramo descendente, debido a que las pérdidas de energía de cada electrón presentan fluctuaciones estadísticas.

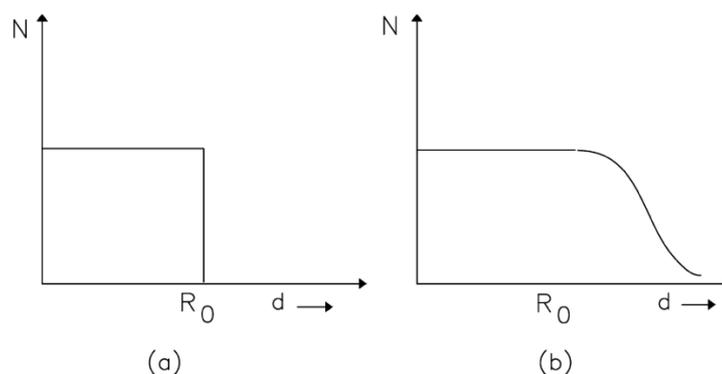


Figura 21 Representación gráfica del concepto de alcance. En el caso (a) el valor  $R_0$  representaría el alcance en el medio material, pero en el caso (b), que es el caso real,  $R_0$  es el punto de inflexión donde comienza el tramo descendente.

## 5. CÓDIGO MONTE CARLO

La simulación Monte Carlo es actualmente una buena elección para la resolución del problema del transporte de la radiación en la materia cuando las geometrías que se quieren usar son complejas, como suele ocurrir en el caso de las aplicaciones médicas. El objetivo es, determinar el flujo de partículas en cada instante de tiempo y cada punto del espacio, para una geometría y fuente de radiación concreta, y además poder obtener otros parámetros, como por ejemplo, la dosis absorbida.

El método de Monte Carlo consiste en el empleo de números aleatorios para asignar procesos. En el caso de la radioterapia, estos números aleatorios se usan para simular la historia de una partícula, que puede ser un fotón o un electrón, y también de las partículas secundarias que estos pueden crear al interactuar con un material.

Cada simulación de una partícula que índice en un medio viene determinada por muchos aspectos como son: la composición y la geometría de ese medio, el tipo de partícula, su energía o su posición inicial, y los procesos físicos que esta partícula puede sufrir, seleccionados de forma aleatoria según la función de distribución de probabilidad de cada uno de ellos.

El transporte de cada partícula está determinado por todos los datos físicos que contiene el algoritmo del código. Por esta razón, sin ayuda de los ordenadores esta tarea sería demasiado larga y costosa, debido a la enorme cantidad de números que se requieren para reproducir las probabilidades de cada tipo de interacción con el medio.

En la actualidad existen varios códigos específicos que se basan en Monte Carlo, en este trabajo se emplea el código MCNP comentado en el siguiente apartado.

## 6. MATERIALES

### 6.1 PROGRAMAS UTILIZADOS

#### 6.1.1 MATERIALISE MIMICS

Según la información contenida en la página web de la compañía *Materialise*, esta surgió con la idea de permitir el uso de la impresión 3D en diferentes ámbitos, debido al potencial que esta técnica ofrece. *Materialise* proporciona plataformas que permiten a industrias de diferentes ámbitos, entre los cuales se encuentra el ámbito sanitario, crear aplicaciones innovadoras de impresión 3D. Dentro del apartado de softwares médicos que hay en la web, estos se dividen entre los que son para personal sanitario y los que son para ingenieros e investigadores. En esta última categoría se encuentra *Materialise Mimics*.

*Materialise Mimics* (Materialise Interactive Medical Image Control System) es un software que permite crear modelos 3D a partir de imágenes médicas como son CT, MRI, microCT, CBCT, Ultrasonido, etc. Se trata de un “toolbox” muy avanzado de segmentación que puede servir para diseñar dispositivos específicos para cada paciente o también para la investigación y el desarrollo basado en imágenes médicas. Dispone de herramientas sencillas y manuales así como algoritmos de segmentación para huesos o para el corazón.

En este trabajo se emplea el software *Mimics* para la segmentación de las imágenes de CT de la zona de la pelvis de un paciente concreto. De esta forma se consigue crear un modelo 3D de la anatomía de dicho paciente para poder realizar posteriormente la simulación con MCNP.

Además, *Mimics* lleva asociado otro programa llamado *3-Matic* que permite modificar las geometrías creadas y luego exportarlas en diferentes formatos.

### 6.1.2 ABAQUS

Dassault Systemes es una compañía de software que ofrece diferentes productos y servicios entre los cuales se encuentra Simulia, que proporciona aplicaciones de simulación realista ya que permite que los usuarios puedan experimentar el comportamiento real de los productos. De esta forma puede realizarse una evaluación del rendimiento, fiabilidad y seguridad de algunos productos antes de hacerlo en los prototipos físicos o reales.

Dentro de los productos que ofrece Simulia se encuentra Abaqus. Abaqus es un software de simulación que aplica el método de elementos finitos. Existen diferentes versiones de este software, en el caso de este trabajo se utiliza Abaqus/CAE (Complete Abaqus Environment). La utilidad principal de este producto en la realización del trabajo ha sido el mallado de la geometría exportada con 3-Matic, en el formato adecuado y aceptado por el software MCNP6 con el cual se realiza la simulación.

### 6.1.3 PARAVIEW

*Paraview* es una aplicación de código abierto y multi-plataforma para la visualización y análisis de datos. Los usuarios pueden, de forma rápida, obtener visualizaciones para analizar los datos mediante técnicas tanto cualitativas como cuantitativas. Una capacidad muy interesante es la posibilidad de exploración de dichos datos de forma interactiva en 3D.

El programa se desarrolló con el objetivo de analizar conjuntos de datos extremadamente grandes usando recursos informáticos de memoria distribuida. Debido a sus interesantes características se ha convertido en una herramienta fundamental en muchos laboratorios, universidades e industrias.

Los archivos que utiliza son del tipo ".vtk" (visualization ToolKit) y el principal uso en este trabajo es la visualización de los resultados obtenidos tras la simulación con MCNP, debido a las múltiples y sencillas herramientas que el programa contiene para el análisis de la dosis recibida por la geometría.

### 6.1.4 MCNP

Monte Carlo N-Particle Transport Code (MCNP) es un código que simula el transporte de partículas. Estas partículas son: fotones, neutrones y electrones, tanto de forma separada como conjunta. Se desarrolló en el Laboratorio Nacional de los Álamos en el 1957 y desde entonces se han realizado muchas mejoras.

Tiene muchas áreas de aplicación entre las cuales se incluyen la protección radiológica y dosimetría, la radiografía, la física médica, la seguridad nuclear y el diseño y análisis de detectores.

El código MCNP6 es el que se ha empleado en este trabajo para realizar la simulación del tratamiento de braquiterapia con fuentes puntuales de I-125. Se trata de una fusión de las versiones anteriores MCNP5 y MCNPX. Esta reciente versión presenta muchas y nuevas características, que no se encontraban en ningún código anterior. Una de estas características, y que ha sido muy importante para la realización de este proyecto, es la posibilidad de importar geometrías de malla no estructurada a partir del código de elementos finitos de Abaqus.

#### 6.1.5 PÁGINA OFICIAL DEL NIST (INSTITUTO NACIONAL DE ESTÁNDARES I TECNOLOGÍA)

De esta página se obtienen los datos necesarios para la conversión de flujo a dosis, explicada en apartados posteriores. En concreto se obtienen los coeficientes másicos de absorción para el tejido óseo y el tejido blando.

## 6.2 INFORMACIÓN SOBRE EL TRATAMIENTO DEL PACIENTE

Este trabajo se basa en el tratamiento de braquiterapia realizado a un paciente real en el Hospital Universitario y Politécnico de la Fe (Valencia). Por tanto, se dispone de una serie de documentos de dicho paciente, anonimizados y proporcionados por el hospital:

- Informe que contiene información sobre la disposición de las fuentes, el procedimiento de introducción de las mismas mediante catéteres, las dosis prescritas e imágenes con las curvas de isodosis sobre imágenes de ultrasonido.
- Imágenes de ultrasonido de la zona de la pelvis.
- Imágenes TC, en total 93 cortes axiales de la zona de la pelvis.

## 7. MÉTODOS

A continuación se presentan todos los pasos a seguir en la realización del trabajo con el propósito de alcanzar el objetivo. En este apartado se incluyen el proceso de segmentación de las imágenes y creación del modelo 3D, mallado con Abaqus, creación del input de MCNP y su posterior ejecución.

### 7.1 SEGMENTACIÓN CON MIMICS

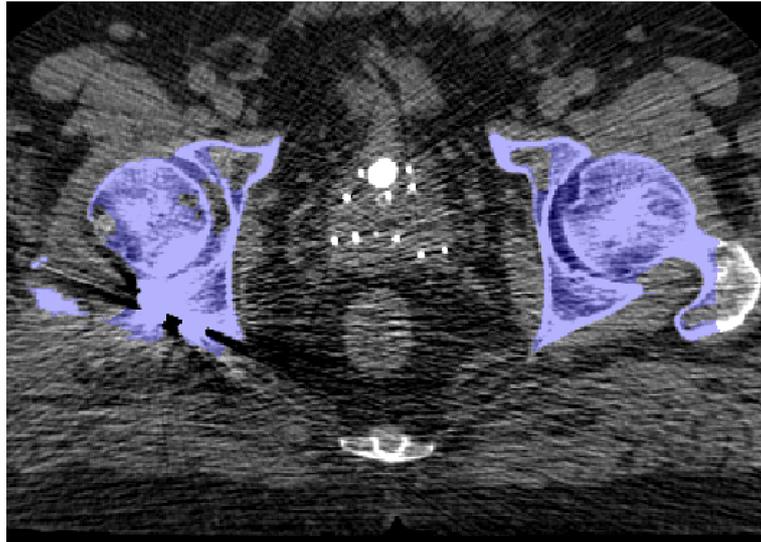
El proceso de segmentación se realiza con el software Materialise Mimics, comentado previamente. Este procedimiento consiste en delimitar, ya sea de forma automática o manual, los diferentes órganos de interés de los cortes de las imágenes TC en función del nivel de gris, es decir, consiste en dividir la imagen en grupos de píxeles, de forma que cada píxel quede etiquetado según pertenezca a una estructura u otra.

El objetivo de la segmentación, es poder crear a volúmenes a partir de los cortes segmentados y poder exportar las estructuras en un formato que luego Abaqus/Cae pueda importar y realizar el mallado. Los formatos que cumplen dicho requisito de Abaqus son:

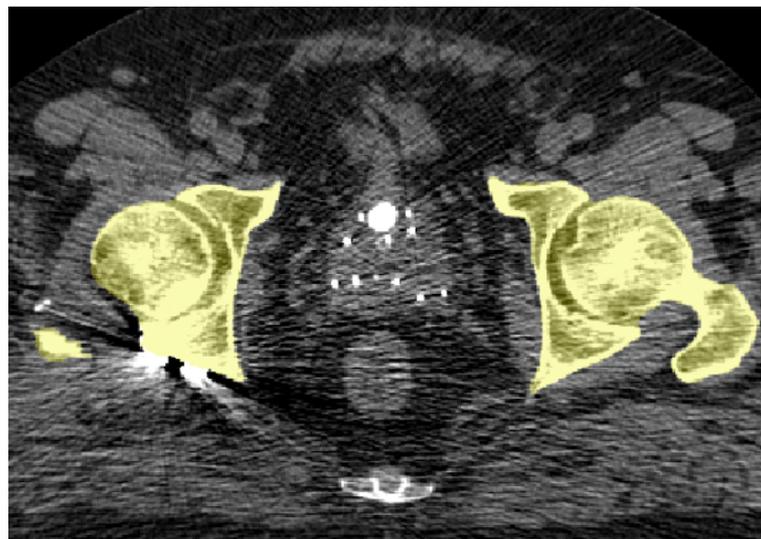
- ASCIS SAT(\*.sat\*)
- IGES (\*.igs\*,\*.iges\*)
- VDA (\*.vda\*)
- STEP (\*.stp\*,\*step\*)
- CATIA V4 (\*.model\*,\*catdata\*,\*exp\*)
- CATIA V5(\*.CATPart\*,\*.CATProduct\*)
- Parasolid (\*.x\_t\*,\*.x\_b\*,\*.xmt\*)
- ProE/NX Elysium Neutral(\*.enf\*)
- Output Database (\*.odb\*)
- Substructure(\*.sim\*)

Existen diferentes softwares libres que permiten realizar la segmentación a partir de imágenes de TC, tales como 3D-DOCTOR, ITK-SNAP o 3D-SLICER, pero en todos ellos el formato de exportación es principalmente ".stl", el cual no permite que la geometría sea mallada mediante Abaqus. Por esta razón, se decide emplear el nuevo software comercial de segmentación Mimics Medical 17.0. Este software lleva adjunto otro programa llamado 3-Matic que permite realizar exportaciones de la geometría en formato ".step" ( que puede ser mallada por Abaqus).

Una vez creado un nuevo proyecto en Mimics y habiendo importado las imágenes TC en formato DICOM, se procede a la segmentación de los huesos mediante la herramienta "CT Bone Segmentation" a la cual se accede mediante un icono en la barra superior. Esta herramienta permite que el usuario señale, con puntos, donde se encuentran localizados los huesos (cuantos más puntos más exacta es la segmentación) y finalmente crea una nueva máscara en la cual estarán todos los píxeles etiquetados como hueso. A pesar de tratarse supuestamente de una segmentación automática es necesario realizar correcciones manuales, ya que hay píxeles pertenecientes a la estructura ósea que se quedan sin etiquetar y viceversa. Estas correcciones son posibles con el uso de otra herramienta, "Edit mask", también disponible a través de un icono en la barra superior, y que permite realizar modificaciones en las diferentes máscaras creadas a partir de las opciones de "Draw" o "Erase".



*Figura 22 Resultado de la segmentación automática sin correcciones.*



*Figura 23 Resultado de la máscara del hueso tras la segmentación automática y las correcciones necesarias.*

Se observa en las imágenes que el paciente lleva una fijación metálica cerca de la articulación derecha de la cadera, que crea artefactos y errores en la segmentación automática. Además este hecho dificulta también la segmentación manual, ya que es complicado diferenciar el hueso del metal y del artefacto en los diferentes cortes que se ven afectados.

Una vez segmentados los huesos, que en este caso son la pelvis y parte del final de la columna, se procede a la segmentación de los órganos blandos: próstata, uretra y recto. Se decide segmentar solo estas tres partes blandas ya que son las de mayor interés en este tipo de tratamiento, pues están muy cerca de la próstata y son las que más pueden verse afectadas.

Existe una herramienta llamada "Thresholding", que permite segmentar de forma automática a partir de unos umbrales preestablecidos por el software y que distinguen los siguientes tejidos:

- Bone (CT)
- Soft Tissue (CT)
- Enamel (CT, Adult)
- Enamel (CT, Child)
- Compact Bone (CT, Adult)
- Compact Bone (CT, Child)
- Spongial Bone (CT, Adult)
- Spongial Bone (CT, Child)
- Muscle Tissue (CT, Adult)
- Muscle Tissue (CT, Child)
- Fat Tissue (CT, Adult)
- Fat Tissue (CT, Child)
- Skin Tissue (CT, Adult)
- Skin Tissue (CT, Child)
- Tooth (CT)
- Prothesis (CT)

Ninguno de estos umbrales predefinidos, ni si quiera con la opción de crear un umbral personalizado, permite distinguir los tres órganos que se pretenden segmentar, así que se decide realizar una segmentación manual y con ayuda de la bibliografía (R. Cabrejas Morales et al. 2012) en los tres casos. Debido a la cantidad de cortes de las imágenes TC (93 exactamente) y a la dificultad de distinguir algunos órganos, puede decirse, que en general, tanto en los órganos blandos como en los huesos, la tarea de la segmentación es un trabajo costoso, suponiendo aproximadamente un total de 80 horas dedicadas.

La última máscara que se crea es la que contiene todas aquellas partes que se encuentran dentro del volumen de la imagen TC pero no han sido segmentadas. Para ello se crea una primera máscara que segmente todo el volumen, es decir, que lo “pinte” todo; y posteriormente se eliminan de esta máscara todas las demás estructuras ya segmentadas, mediante la herramienta “Boolean operation”, que permite realizar operaciones booleanas entre las máscaras.

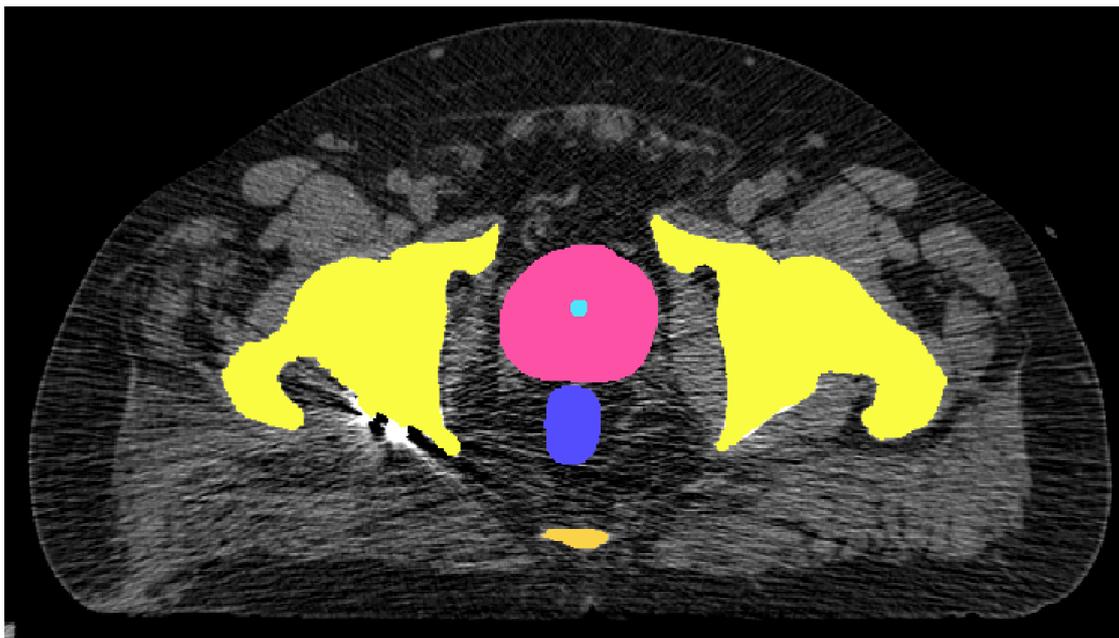


Figura 24 Corte del conjunto de imágenes de TC donde se visualizan los órganos segmentados

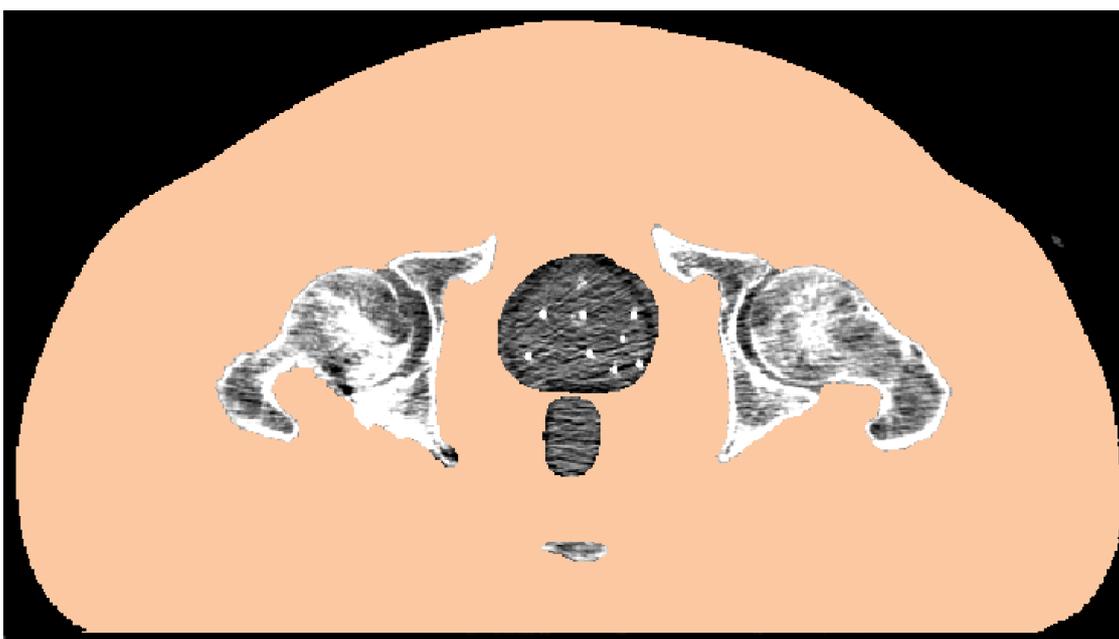
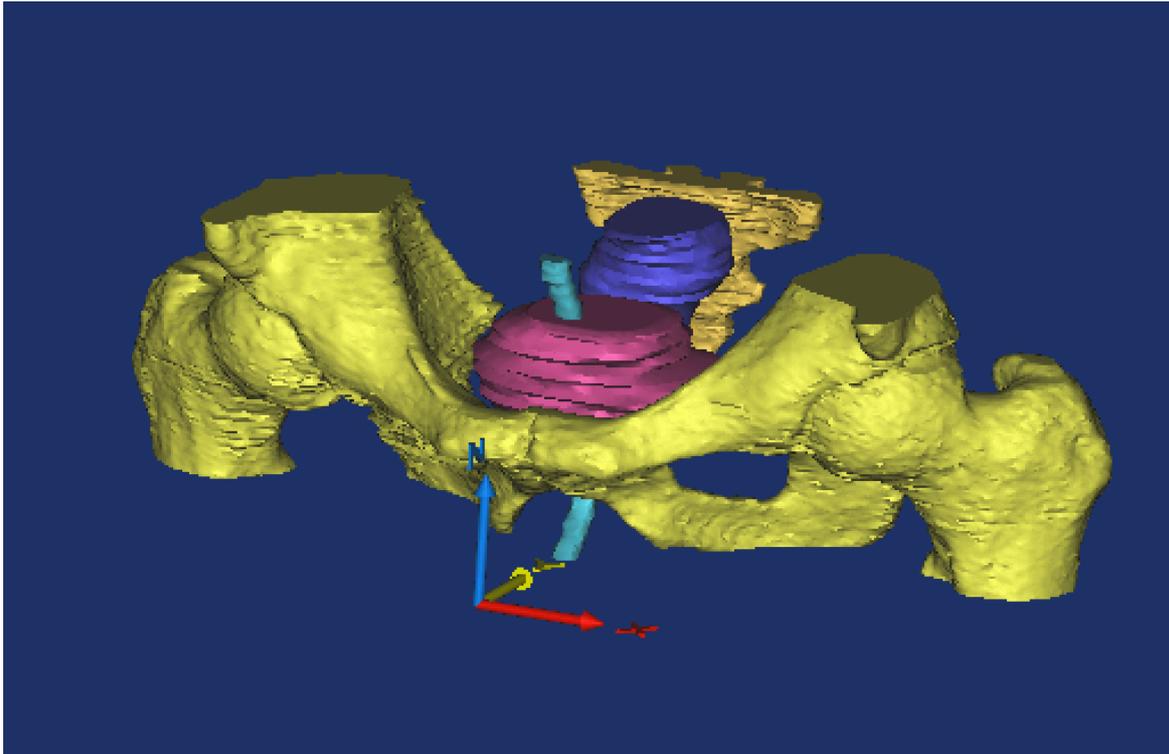
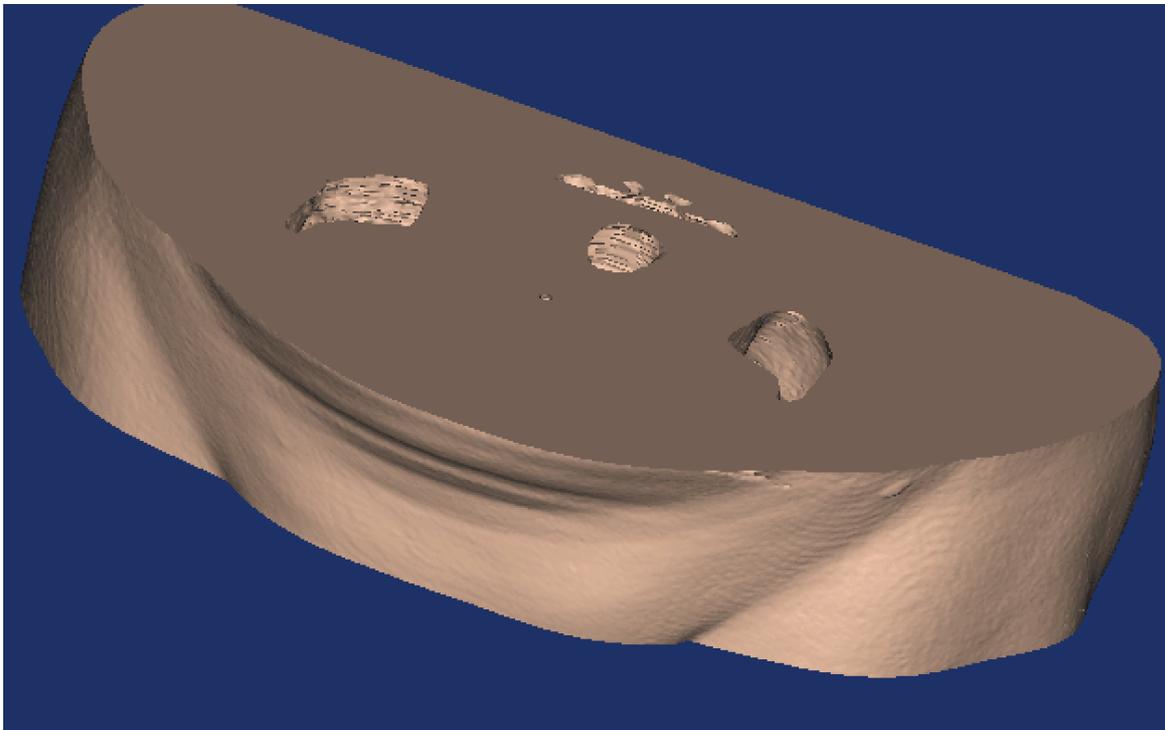


Figura 25 Corte del conjunto de imágenes de TC donde se visualiza la máscara creada a partir de operaciones booleanas

Una vez todas las partes están segmentadas, el software Mimics es capaz de calcular un volumen 3D de cada una de ellas, como se muestra a continuación:



*Figura 26 Objetos 3D de los huesos, la uretra, la próstata y el recto*



*Figura 27 Objeto 3D de todo el volumen del paciente menos los órganos segmentados*

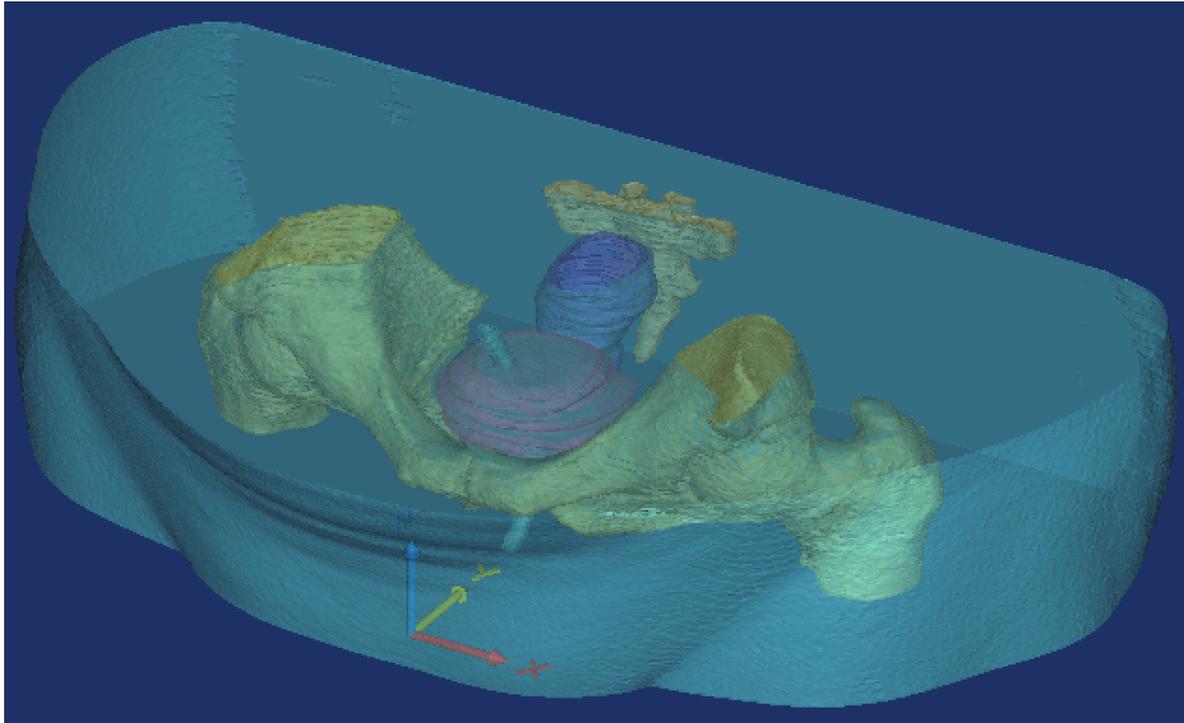


Figura 28 Modelado 3D de todo el volumen con todas las partes

El modelo 3D se importa al programa 3-Matic donde se realiza el mallado que permite exportar la geometría en formato “.step”, que podrá ser utilizado por Abaqus posteriormente. El mallado se realiza de manera que se obtenga el tamaño óptimo de los elementos que lo componen. Con el software 3-Matic se pueden realizar mejoras en la geometría que faciliten esta tarea. Las herramientas utilizadas en la realización de este trabajo se listan a continuación:

- Smooth: permite suavizar la superficie de los objetos 3D.
- Wrap: crea una superficie de envoltura de los objetos seleccionados.
- Hollow: rellena huecos más pequeños que el tamaño indicado por el usuario.
- Reduce: reduce el número de elementos de la malla creada por defecto.
- Autoremesh: vuelve a mallar el objeto 3D de forma automática pero permitiendo al usuario elegir ciertos parámetros, como por ejemplo el tamaño máximo de los elementos.

Las tres primeras herramientas (smooth, wrap y hollow) sirven principalmente para eliminar los pequeños detalles del objeto 3D que dificulten o compliquen la tarea de mallado. Las dos últimas herramientas están ya relacionadas con el mallado en sí.

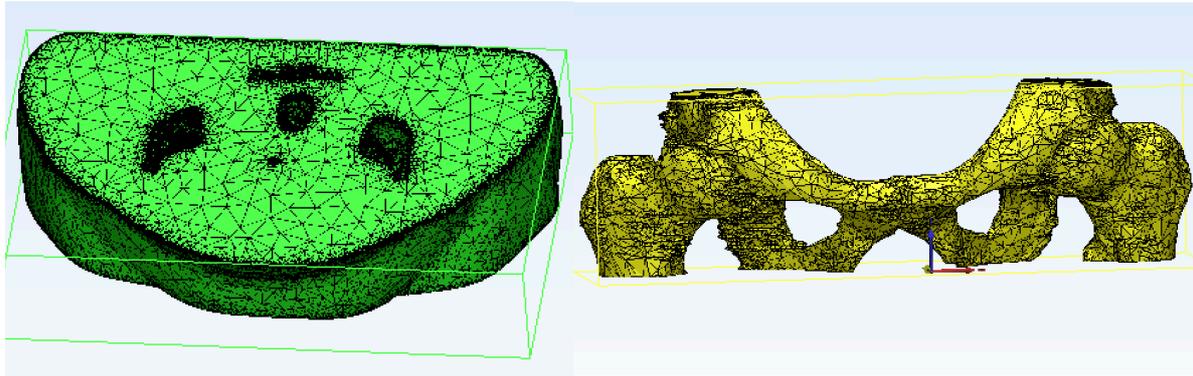


Figura 29 Geometrías visualizadas con 3-Matic

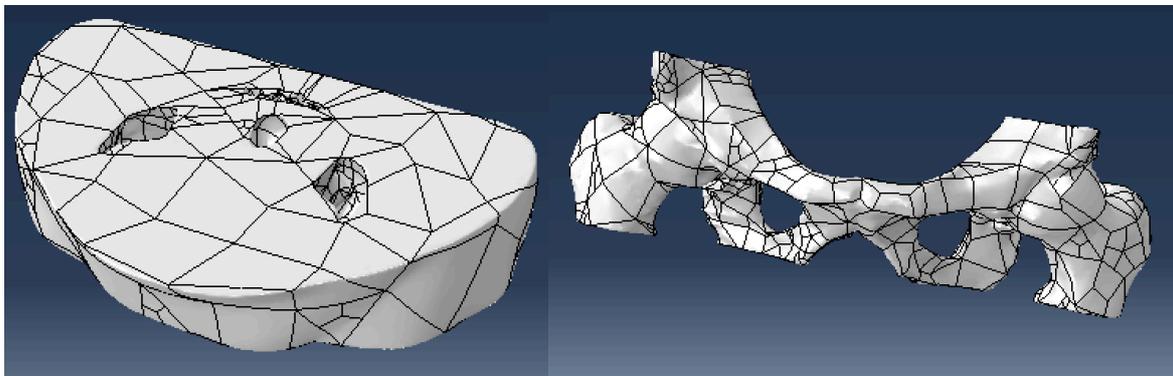


Figura 30 Geometrías importadas en Abaqus en formato ".step"

## 7.2 MALLADO CON ABAQUS/CAE

Es necesario emplear el software Abaqus/Cae para generar el mallado de la geometría ya que es el único que crea la malla en el formato ".inp", aceptado por el software MCNP6 con el cual se realiza la simulación. Para que esta malla funcione correctamente al simular con MCNP6, es necesario que durante el uso de Abaqus se creen unos cuantos parámetros que se explicarán a continuación durante el procedimiento seguido.

El primer paso es importar todas las partes en formato ".step" creadas con el software Mimics, tal y como se ve en la última figura del apartado anterior. Al importarlas se emplea la opción de escalado multiplicando cada parte por 0.1, es decir reduciendo su tamaño a una décima parte, para los órganos tenga un tamaño igual al real.

A continuación se especifican los nombres de los "elsets" y materiales de cada parte. Los "elsets" (element sets) son elementos asociados a una etiqueta. Para cada parte se deben crear dos como mínimo, uno para el material y otro para la estadística. El tercero se crearía si el material fuera una fuente, pero en este trabajo ningún material lo es, ya que las fuentes se definen posteriormente en el input de MCNP como puntuales. El nombre de los elsets y de los materiales se deben definir de una forma determinada para que se cree correctamente el input (".inp") de la malla.

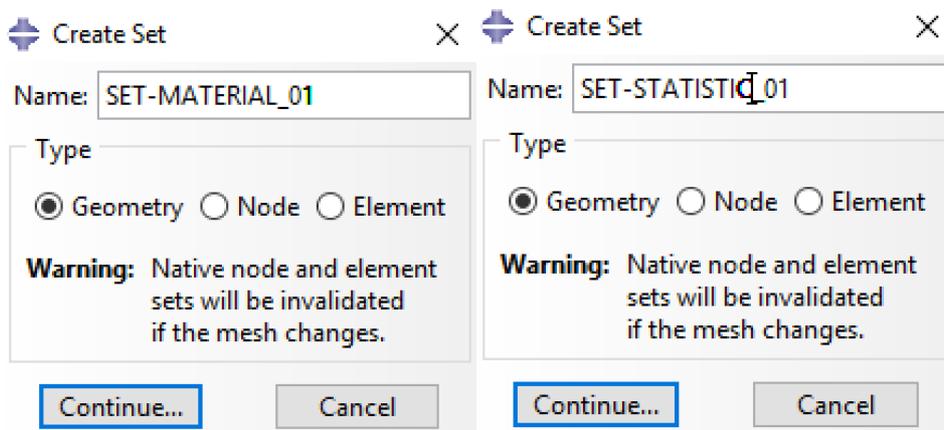


Figura 31 Definición de los Elsets: Material y Estadística para la parte importada numero 1

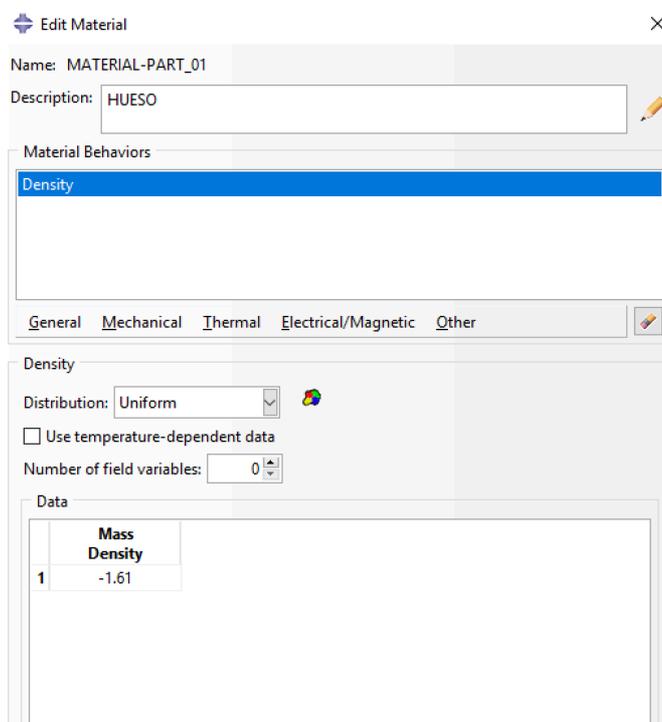
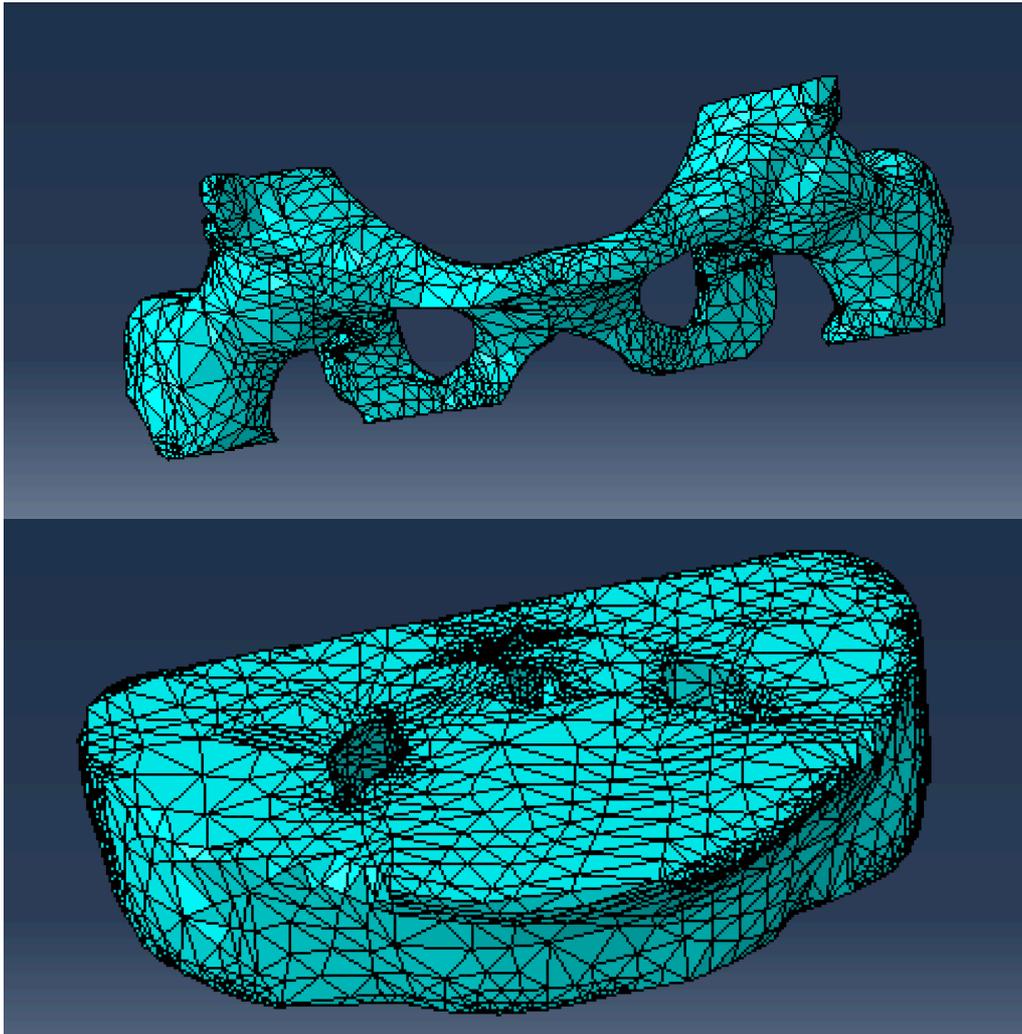


Figura 32 Definición del material para la parte importada número 1

En tercer lugar se generan las mallas. El tipo de mallas utilizadas en este trabajo son las mallas no estructuradas, es decir aquellas que utilizan elementos de distinto tipo y/o de diferente tamaño, con el objetivo de poder modelar geometrías más difíciles y también de utilizar el número de elementos óptimo y necesario. Además, dentro de los tipos de malla aceptados por MCNP6 (basadas en tetraedros, pentaedros o hexaedros de primer y segundo orden) se emplean los tetraedros de primer orden, ya que de esta forma la malla es capaz de ajustarse a la geometría sin necesidad de cálculos tan costosos como los tetraedros de segundo orden, donde las aristas y caras de los elementos en lugar de ser rectas pueden ser curvilíneas.



*Figura 33 Partes malladas en Abaqus/Cae*

Se observa en la imagen que al tratarse de una malla no estructurada los elementos son más pequeños en aquellas áreas donde la geometría es compleja, y en cambio son más grandes en las zonas de geometría simple.

El siguiente paso es el ensamblaje o “Assembly”, consiste en la creación de “Instances” (copias de cada una de las partes) y se unen en una misma geometría, que puede ser vista como un objeto compuesto.

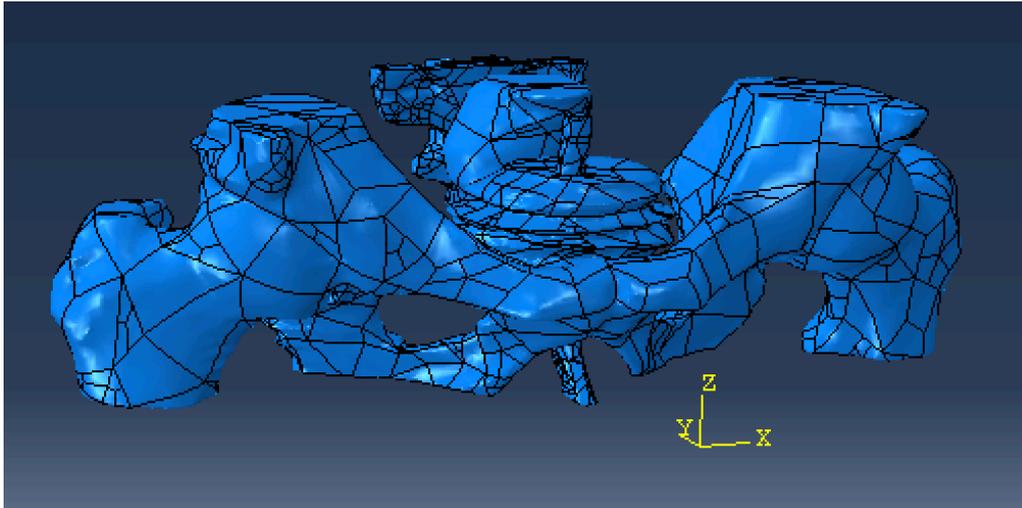


Figura 34 Ensamblaje de todas las partes: hueso, próstata, uretra y recto

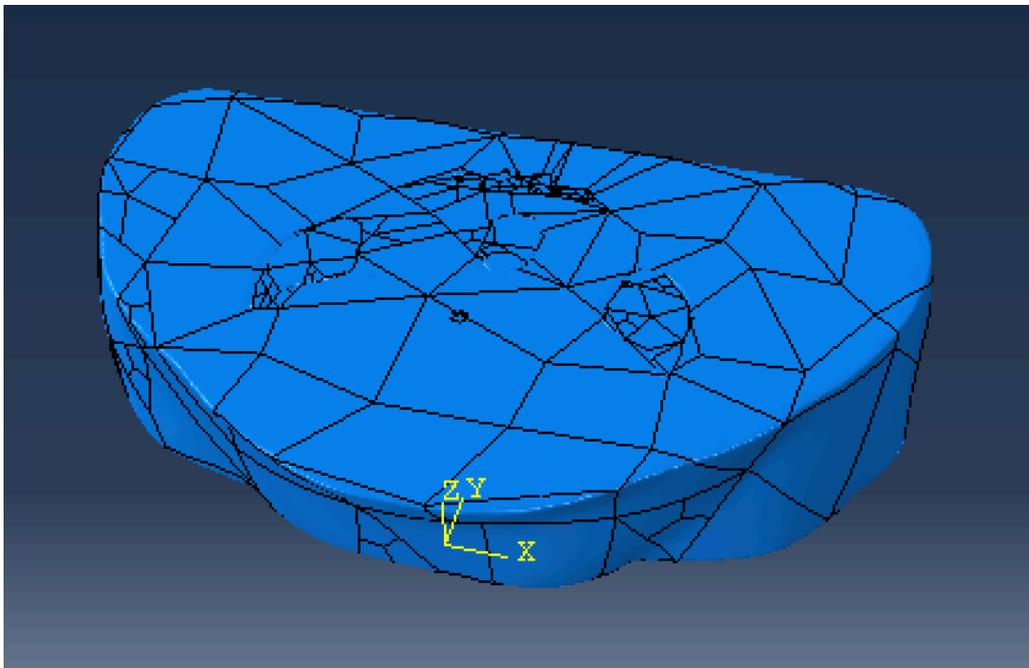


Figura 35 Ensamblaje de todas las partes

Por último, se genera el archivo “.inp” (pelvis3d.inp) donde queda guardada toda la información de la geometría. La estructura de este archivo es la siguiente:



```

*Heading
  modelo tac pelvis 3d
** Job name: pelvis3d Model name: Model-1
** Generated by: Abaqus/CAE 6.14-1
*Preprint, echo=NO, model=NO, history=NO, contact=NO
**
** PARTS
**
*Part, name=Columna
*Node
-----
  1, -0.756009996, 17.7552204, 2.50773001
  2, -0.551590025, 17.8798199, 2.52648997
  3, -0.697929978, 17.9433899, 2.83729005
  4, -0.809809983, 17.8454399, 2.63749003
  5, -0.901530027, 17.8882504, 2.77059007
  6, -0.9005, 18.0613995, 2.88941002
  7, -1.11029005, 18.5685997, 2.80495
  8, -1.05461001, 18.8009796, 2.84511995
  9, -0.943310022, 18.7471905, 2.7339201
 10, -1.05518997, 18.5011292, 2.73519993
  (...)
*Element, type=C3D4
  1, 1391, 1392, 1393, 1394
  2, 1393, 1395, 1396, 1397
  3, 1393, 1394, 1392, 1398
  4, 1393, 1392, 1399, 1398
  5, 1400, 1398, 1401, 1393
  6, 1402, 1403, 1049, 1404
  7, 1393, 1392, 1405, 1399
  8, 870, 860, 1406, 1407
  9, 1408, 1409, 1396, 1391
 10, 1393, 1391, 1396, 1409
 11, 1392, 1391, 1410, 1394
 12, 1393, 1401, 1396, 1398
 13, 1392, 1410, 1391, 1411
 14, 1399, 1411, 1398, 1392
 15, 1412, 1413, 1414, 822
 16, 1394, 1391, 1396, 1393
 17, 1393, 1405, 1401, 1400
  (...)
*Nset, nset=SET-MATERIAL_01, generate
  1, 2635, 1
*Elset, elset=SET-MATERIAL_01, generate
  1, 11387, 1
*Nset, nset=SET-STATISTIC_01, generate
  1, 2635, 1
*Elset, elset=SET-STATISTIC_01, generate
  1, 11387, 1
*End Part
**
  (...)

```



```
** ASSEMBLY
**
*Assembly, name=Assembly
**
*Instance, name=Columna-1, part=Columna
*End Instance
**
*Instance, name=Pelvis-1, part=Pelvis
*End Instance
**
*Instance, name=Prostata-1, part=Prostata
*End Instance
**
*Instance, name=Recto-1, part=Recto
*End Instance
**
*Instance, name=Uretra-1, part=Uretra
*End Instance
**
*Instance, name=XCarne-1, part=XCarne
*End Instance
**
*End Assembly
**
** MATERIALS
**
** HUESO
*Material, name=MATERIAL-PART_01
*Density
-1.61,
** HUESO
*Material, name=MATERIAL-PART_02
*Density
-1.61,
** PROSTATA-TB
*Material, name=MATERIAL-PART_03
*Density
-0.997,
** RECTO-TB
*Material, name=MATERIAL-PART_04
*Density
-0.997,
** URETRA-TB
*Material, name=MATERIAL-PART_05
*Density
-0.997,
** CARNE-TB
*Material, name=MATERIAL-PART_06
*Density
-0.997,
```

Como se observa, en el archivo se encuentran todos los parámetros que definen la malla creada:

- Nombre de las partes definidas en Abaqus/Cae.
- Numeración y coordenadas de los nodos de cada parte.
- Tipo de elemento utilizado en cada parte (en este caso el tipo de elemento es C3D4 para todas las partes, que corresponde al elemento tetragonal de primer orden) y numeración de cada elemento junto con los nodos que forman cada uno de ellos.
- Los elsets creados para cada parte
- Los “Assembly” y las “Instance”
- Los materiales

### 7.3 LOCALIZACIÓN DE LAS FUENTES

Según los informes que se tienen del paciente, para el tratamiento de un tumor de próstata con braquiterapia, se le introdujeron 71 semillas cilíndricas de I-125. Y para poder realizar la simulación es necesario localizar cada una de las semillas dentro del modelo 3D creado.

En primer lugar se piensa en segmentar las semillas a partir de las imágenes de TC, con el software Mimics, al igual que se ha hecho con las distintas estructuras. Pero el resultado no es el esperado, ya que de esta forma se obtienen solo 15 semillas, es decir, debido a la disposición en la que se encuentran las semillas dentro de la próstata, su pequeño tamaño (aproximadamente 5 mm de largo y 0,8 mm de diámetro) y la pequeña distorsión que crea el metal del cual están recubiertas, es difícil poder detectar cada una de ellas y segmentarla.

Por otra parte, se dispone de un documento en formato “.vox” obtenido a partir del voxelizado de las estructuras de la próstata, el recto y la uretra de una imagen de ultrasonido. En dicho documento se encuentran las coordenadas en x,y,z de las 71 semillas, siendo el origen de coordenadas el de la imagen de ultrasonido. Por tanto, lo que se pretende es pasar esas coordenadas a la imagen de TC, sabiendo que el origen de coordenadas es distinto en ambas imágenes.

El primer paso consiste en ajustar la diferencia de tamaño de una imagen a otra. Es decir, al ser la imagen de ultrasonido más pequeña, las coordenadas de las semillas estarán mucho más juntas de lo que lo están en el TC. Por tanto, se busca, para la imagen de ultrasonido, en el listado de coordenadas del archivo “.vox” los extremos en las tres dimensiones. Y para la imagen TC los extremos se obtienen de forma visual.

Archivo “.vox”	Máximo	Mínimo	Diferencia
X	4,79961	9,24857	4,44896
Y	3,93078	6,82370	2,89292
Z	1,17482	4,87496	3,70014

Tabla 5 Extremos de las coordenadas del archivo “.vox”

Imagen de TC	Máximo	Mínimo	Diferencia
X	-40,57000	23,45000	64,02000
Y	78,42000	126,58000	48,16000
Z	20,00000	68,00000	48,00000

Tabla 6 Extremos del volumen que ocupan las semillas en la imagen de TC

Se multiplican las coordenadas de las semillas del archivo “.vox” por una proporción que haga que dichas coordenadas se expandan como en la imagen de TC. La proporción se obtiene dividiendo los valores de diferencia de las tablas anteriores para cada coordenada (x,y,z).

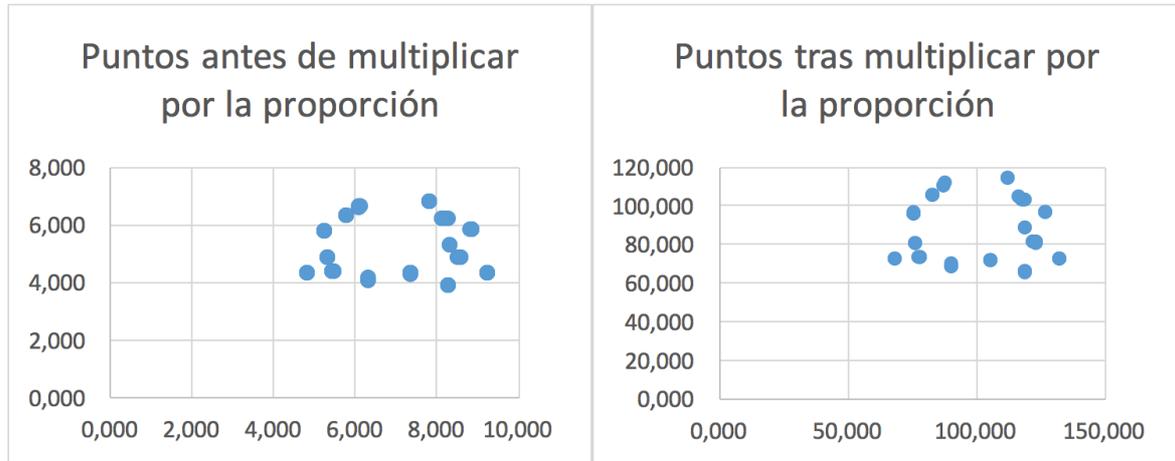


Figura 36 Representación de las coordenadas del archivo ".vox" después de realizar el ajuste de proporción a la imagen de TC

El siguiente y último paso es situar el conjunto de puntos en el lugar correcto del modelo 3D. Para conseguirlo se obtiene el centro geométrico del conjunto de puntos del voxelizado y también las coordenadas del centro del volumen donde están situadas las fuentes en la imagen TC, de forma visual con el programa Mimics, que tiene una herramienta para medir distancias. A continuación se calcula la diferencia de las coordenadas de cada punto del voxelizado con las del centro geométrico, y las coordenadas definitivas de las fuentes en la imagen TC serán, la suma de dichas diferencias con el centro obtenido de forma visual en la imagen TC.

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U
						x	y	z	x'	y'	z'		dif.x	dif.y	dif.z		x TC	y TC	z TC	
					1	6,063	6,627	4,232	87,248	110,325	54,898		-13,828	20,807	15,658		-22,558	122,907	59,658	
					2	6,084	6,644	3,232	87,544	110,614	41,930		-13,532	21,096	2,690		-22,262	123,196	46,690	
					3	6,116	6,671	1,683	88,003	111,061	21,830		-13,073	21,543	-17,410		-21,803	123,643	26,590	
					4	7,796	6,824	4,825	112,191	113,598	62,592		11,115	24,080	23,352		2,385	126,180	67,352	
x	4,800	9,249	4,449		5	7,796	6,824	4,375	112,191	113,598	56,755		11,115	24,080	17,514		2,385	126,180	61,514	
y	3,931	6,824	2,893		6	7,796	6,824	3,375	112,191	113,598	43,782		11,115	24,080	4,542		2,385	126,180	48,542	
z	1,175	4,875	3,700		7	7,796	6,824	2,925	112,191	113,598	37,945		11,115	24,080	-1,296		2,385	126,180	42,704	
					8	5,779	6,295	4,875	83,154	104,801	63,240		-17,922	15,283	24,000		-26,652	117,383	68,000	
					9	5,779	6,296	4,425	83,163	104,818	57,403		-17,913	15,301	18,162		-26,643	117,401	62,162	
x	-40,570	23,450	64,020		10	5,782	6,301	2,325	83,208	104,901	30,161		-17,867	15,383	-9,080		-26,597	117,483	34,920	
y	78,420	126,580	48,160		11	5,783	6,304	1,325	83,222	104,941	17,188		-17,854	15,423	-22,052		-26,584	117,523	21,948	
z	20,000	68,000	48,000		12	8,257	6,197	4,865	118,817	103,160	63,117		17,741	13,642	23,877		9,011	115,742	67,877	
					13	8,240	6,201	4,416	118,568	103,240	57,284		17,492	13,722	18,044		8,762	115,822	62,044	
					14	8,180	6,218	2,867	117,710	103,513	37,193		16,635	13,995	-2,047		7,905	116,095	41,953	
					15	8,142	6,229	1,868	117,157	103,690	24,231		16,081	14,172	-15,010		7,351	116,272	28,990	
x	14,38987988				16	8,124	6,233	1,418	116,908	103,769	18,398		15,832	14,251	-20,843		7,102	116,351	23,157	
y	16,64753951				17	5,251	5,773	4,875	75,554	96,105	63,238		-25,522	6,588	23,998		-34,252	108,688	67,998	
z	12,97248212				18	5,256	5,777	3,875	75,634	96,176	50,266		-25,442	6,658	11,026		-34,172	108,758	55,026	
					19	5,256	5,779	3,425	75,634	96,208	44,429		-25,442	6,690	5,188		-34,172	108,790	49,188	
					20	5,258	5,781	2,975	75,659	96,239	38,591		-25,417	6,722	-0,649		-34,147	108,822	43,351	
					21	5,260	5,783	2,525	75,684	96,271	32,753		-25,392	6,753	-6,487		-34,122	108,853	37,513	
					22	5,261	5,785	2,075	75,709	96,303	26,916		-25,367	6,785	-12,324		-34,097	108,885	31,676	
					23	5,263	5,787	1,625	75,734	96,335	21,078		-25,342	6,817	-18,162		-34,072	108,917	25,838	
Centro vox	101,1	89,518	39,240		24	8,845	5,835	4,875	127,281	97,132	63,240		26,206	7,614	23,999		17,476	109,714	67,999	
Centro TC	-8,73	102,1	44		25	8,843	5,834	4,425	127,255	97,125	57,402		26,179	7,608	18,162		17,449	109,708	62,162	
					26	8,839	5,833	3,425	127,196	97,110	44,430		26,121	7,592	5,189		17,391	109,692	49,189	

Figura 37 Documento de Excel donde se han realizado todos los cálculos de este apartado

## 7.4 SIMULACIÓN CON MCNP

### 7.4.1 PROGRAMA UM\_PRE\_OP

El programa `um_pre_op` (unstructured mesh pre operations) incluye, entre sus funciones más importantes, y la cual se emplea en este trabajo, la de crear el “esqueleto” del input de MCNP a partir del archivo (“.inp”) obtenido a través de Abaqus/Cae. Este programa está pensado para ser lanzado desde la línea de comandos. Si se introduce el siguiente comando: `um_pre_op –help`, aparece una lista con sus diferentes opciones.

```
** PRE-PROCESSOR PROGRAM FOR UM CAPABILITY **

Functions:
1) Create MCNP input file from Abaqus .inp file
2) Convert MCNP simple lattice to Abaqus .inp file
3) Volume check the Abaqus .inp file and pseudo-cells
4) Element check the Abaqus .inp file

Command Line Arguments:
-b, --back background material for input file
-h, --help summary of features & arguments
-m, --mcnp generate MCNP skeleton input file --(1)
-o, --output output file name

-cf, --controlfile file with lattice conversion controls
-dc, --datacards data cards file to include
-ex, --extension output file extension
-ff, --fillfile file with lattice fill description
-lc, --latconvert convert simple lattice to Abaqus -- (2)
-vc, --volcheck volume check the .inp file -- (3)
-ec, --elementcheck element check the .inp file -- (4)
-len, --length scale factor for mesh dimensions
```

En este trabajo se emplea la opción:

```
um_pre_op -m -o "inputpelvis" "pelvis.inp"
```

con el objetivo de crear el archivo de entrada MCNP, como se ha comentado anteriormente.

### 7.4.2 INPUT DE MCNP

El programa `um_pre_op` nos proporciona una base de la parte geométrica, es decir, de la malla, sobre la que crear el input de MCNP. Este input debe contener tres partes separadas por una línea en blanco: zona de implementación de celdas, zona de definición de superficies y zona de datos.

### 7.4.2.1 Zona de implementación de celdas

```

modelo tac pelvis 3d
c
c Created from file      : pelvis3d.inp
c Created on           : 6- 2-2017 @ 10:13:11
c
c <<<<CELDAS PARA MALLAS>>>>
c
c PSEUDO CELLS
c
c 1      1      -1.61000      0 u=1 $ Columna-hueso
c 2      1      -1.61000      0 u=1 $ Pelvis-hueso
c 3      2      -1.05         0 u=1 $ Prostata-TejidoBlando
c 4      2      -1.04         0 u=1 $ Recto-TejidoBlando
c 5      2      -1.03         0 u=1 $ Uretra-TejidoBlando
c 6      2      -0.997000     0 u=1 $ Carne-TejidoBlando
c 7      3      -1.2225E-03   0 u=1 $ Background cell-Aire
c
c
c LEGACY CELLS
c Celda contenedora de la geometria
c
c 8      3      -1.2225E-03  -99 fill=1
c 9      0

```

Lo primero es un bloque opcional donde escribir el título y algunos comentarios precedidos por la letra “c”. En este caso se indica el nombre del archivo a partir del cual se ha creado el input y la fecha.

La zona de implementación de celdas se encuentra inmediatamente después del bloque opcional. Las celdas son la forma que se tiene de definir los volúmenes en MCNP. En este bloque se definen dichas celdas indicando su número de identificación y el material que contienen (también con el número de identificación del material) y su densidad (escrita en negativo para indicar que la unidad es g/cm<sup>3</sup>). En este trabajo hay 9 celdas divididas en “pseudo-cells” y “legacy-cells”.

Las “pseudo-cells” son las celdas que corresponden a cada malla, es decir, a cada una de las partes malladas con Abaqus, en este caso son las 6 primeras. La séptima es un tipo de celda que siempre debe definirse y que sirve como “background”. Tanto las “pseudo-cells” como la celda “background” están constituidas por una superficie de valor 0 debido a que ya están definidas en el archivo pelvis3d.inp y además, debe indicarse a que universo pertenecen, en este caso al universo 1 (u=1). Como se puede comprobar, las dos primeras partes son hueso, y las cuatro siguientes tejido blando, pero con distinta densidad para cada órgano (Maria Zankl et al. 2011). El material de la celda contenedora es el aire.

Las “legacy cells” son las celdas creadas a partir de las superficies que se definen y explican en el siguiente bloque. En el input de este trabajo se definen dos celdas de este tipo, la 8 y la 9. Ambas celdas están definidas por la misma superficie (la 99, que se trata de una esfera). La 8 es la celda del interior de la esfera (por eso se escribe el signo negativo -99), cuyo material es el aire, y la celda 9 es el exterior de la esfera, sin ningún material, es decir, el vacío. Además, en la celda 8 se indica que esta debe llenarse con el universo 1, que son las celdas anteriores, de la 1 a la 7.

#### 7.4.2.2 Zona de definición de superficies

```
c          <<<<SUPERFICIES>>>>
c  Esfera contenedora de la geometria
c
99  sph  -1.31608E+00  8.78608E+00  4.14314E+00  3.23137E+01
```

Esta parte del código define las superficies necesarias para crear las “legacy cells” de la parte anterior. En este trabajo solo se emplea una superficie esférica, la cual se crea indicando las coordenadas de su centro y el radio.

#### 7.4.2.3 Zona de datos

##### Introducción de la malla

La zona de datos es la parte más extensa del código. En ella se incluyen diferentes “data cards” (líneas de comando que realizan una determinada función), la primera de ellas es obligatoria ya que su función es introducir la malla, el resto son opcionales.

```
c
c          <<<<INSERCIÓN DE MALLA>>>>
c
embed1 meshgeo=abaqus
      mgeoin=pelvis3d.inp
      meeout=pelvis3d.eeout
      length= 1.00000E+00
      background=      7
      matcell=  1  1  2  2  3  3  4  4  5  5  6  6
c
```

La tarjeta EMBED (embedded geometry specification) indica, en un primer lugar, el universo donde se encuentra embebida la malla, que en este caso es el universo 1 (embed1). A continuación se incluyen cinco palabras clave obligatorias de esta tarjeta, y una opcional (length). El significado de cada una de estas palabras clave es el siguiente:

- Meshgeo: hace referencia al software en el que se ha creado la malla. Las dos posibles opciones son Abaqus o Ink3dnt.
- Mgeoin: nombre del archivo con extensión (“.inp”).
- Meeout: Nombre del archivo de salida con extensión (“.eeout”).
- Length: factor de conversión para modificar las dimensiones de la malla. En este caso se encuentra el valor por defecto 1.

- Background: Número de “pseudo-cell” que sirve como “background”.
- Matcell: m1 c1 m2 c2 m3 c3 ...mi ci. Parejas de números enteros donde  $m_i$  son los números de “pseudo-cell” y  $c_i$  los números de “pseudo-cell” en MCNP.

### Conversión de flujo a dosis

Las siguientes tarjetas son opcionales y sirven para realizar la conversión de flujo a dosis en las diferentes celdas, de manera que los resultados de MCNP estén directamente en unidades de dosis (J/kg·s) en lugar de fluencia ( $\#/cm_2 \cdot s$ ).

```

c      <<<<CONVERSION DE FLUJO A DOSIS Hueso>>>>|
c
embee14:p embed=1
embeb14 0.001 0.001142 0.001305 0.00130501 0.0015 &
0.002 0.002145 0.00214501 0.002472 0.00247201 &
0.003 0.004 0.004038 0.0040381 0.005 &
0.006 0.008 0.01 0.015 0.02 &
0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 &
0.1 0.15 0.2 0.3 0.4 &
0.5 0.6 0.8 1 1.022 &
1.25 1.5 2 2.044 3 &
4 5 6 7 8 &
9 10 11 12 13 &
14 15 16 18 20 &
22 24 26 28 30 &
40 50 60 80 100 &
150 200 300 400 500 &
600 800 1000 1500 2000 &
3000 4000 5000 6000 8000 &
10000 15000
embem14 3.66E-10 3.89E-10 2.33E-10 2.35E-10 1.86E-10&
1.12E-10 9.81E-11 1.34E-10 1.05E-10 1.06E-10 &
7.64E-11 4.54E-11 4.46E-11 1.02E-10 7.19E-11 &
5.26E-11 3.17E-11 2.12E-11 1.01E-11 6.02E-12 &
3.13E-12 2.21E-12 1.87E-12 1.75E-12 1.77E-12 &
1.91E-12 2.38E-12 2.83E-12 3.64E-12 4.33E-12 &
4.93E-12 5.46E-12 6.39E-12 7.18E-12 7.26E-12 &
8.02E-12 8.77E-12 1.01E-11 1.02E-11 1.22E-11 &
1.41E-11 1.58E-11 1.74E-11 1.91E-11 2.07E-11 &
2.24E-11 2.40E-11 2.57E-11 2.74E-11 2.91E-11 &
3.08E-11 3.25E-11 3.42E-11 3.78E-11 4.14E-11 &
4.51E-11 4.88E-11 5.26E-11 5.64E-11 6.03E-11 &
8.04E-11 1.01E-10 1.23E-10 1.68E-10 2.14E-10 &
3.34E-10 4.58E-10 7.12E-10 9.70E-10 1.23E-09 &
1.49E-09 2.02E-09 2.55E-09 3.87E-09 5.20E-09 &
7.87E-09 1.05E-08 1.32E-08 1.59E-08 2.13E-08 &
2.66E-08 4.00E-08

```

La tarjeta EMBEEn : p (embedded elemental edits control card), indica con “n” el número de registro. El primer número indica la parte de la malla a la cual se hace referencia (en este caso la parte 1 que es la pelvis) y el segundo número indica el tipo de tally, que puede ser 4,6 o 7. Se emplea el tally 4 que proporciona el flujo medio sobre cada elemento de la malla de la parte que se indique, en unidades de  $\#/cm^2 \cdot s$ . Esta tarjeta tiene como palabra clave obligatoria “embed” para señalar el número de universo en el que está en embebida la malla. El término “p” define el tipo de partícula, en este caso, fotones.

Las dos siguientes tarjetas utilizan el mismo número de registro que EMBEE y luego son seguidas por una serie de números. En la tarjeta EMBEB los números son energías monótonamente crecientes en unidades de MeV, y en la tarjeta EMBEM se trata de factores multiplicadores para cada energía, que

en el caso de los fotones son los coeficientes másicos de absorción lineal de energía cuyas unidades son  $\text{cm}^2/\text{g}$  (tanto las energías como los factores multiplicadores se extraen del Rad ToolBox 3.0, tal y como se comenta en el apartado de materiales). De esta forma, se obtiene como resultado del registro de MCNP dosis específica absorbida normalizada por partícula emitida y por segundo:

$$\frac{\text{partícula}}{\text{cm}^2 \cdot \text{s}} (\text{partícula emitida}) \cdot \frac{\text{MeV} \cdot \text{cm}^2}{\text{g}} = \frac{\text{MeV}}{\text{g} \cdot \text{s}} (\text{partícula emitida}) \quad (11)$$

Pero, con el objetivo de obtener la dosis absorbida en unidades de Gy (J/kg), los coeficientes másicos de absorción se multiplican por otro factor de conversión que convierte MeV/g a J/kg, para que el resultado final del registro quede de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} \frac{\text{partícula}}{\text{cm}^2 \cdot \text{s}} (\text{partícula emitida}) \cdot \frac{\text{MeV} \cdot \text{cm}^2}{\text{g}} \cdot 1,60218 \cdot 10^{-10} \frac{\text{J} \cdot \text{g}}{\text{MeV} \cdot \text{Kg}} \\ = \frac{\text{J}}{\text{kg} \cdot \text{s}} (\text{partícula emitida}) = \frac{\text{Gy}}{\text{s}} (\text{partícula emitida}) \end{aligned} \quad (12)$$

Por simplicidad, solo se ha hecho referencia a la conversión de flujo a dosis en la primera parte de la geometría, pero en el código entero (Anexo) se incluyen todos estos datos para cada una de las 6 partes malladas, cambiando solo los coeficientes másicos de absorción según se trate de tejido óseo o tejido blando.

### Definición de los materiales

Para realizar una correcta simulación con MCNP es necesario definir una tarjeta que especifique los materiales que forman la geometría indicando su composición según la fracción de peso de cada elemento químico.

En la siguiente tabla se muestra la composición de cada material empleado:

	H (1)	C (6)	N (7)	O (8)	Na (11)	Mg (12)	P (15)	S (16)	Ca (20)	Ar (18)
<b>Aire</b>	1,24e-4	x	7,55e-1	2,32e-1	X	X	X	X	X	1,28e-2
<b>Tejido blando</b>	9,18e-2	6,77e-1	2,7e-2	2,03e-1	X	X	X	X	X	X
<b>Tejido óseo</b>	6,4e-2	2,78e-1	2,7e-2	4,1e-1	1e-3	2e-3	7e-2	2e-3	1,47e-1	X

Tabla 7 Composición de los materiales

En el input de MCNP, los materiales quedan definidos de la siguiente manera:

```

c      <<<<MATERIALES>>>>
c
c MATERIAL 1 (HUESO)
m1  1001 -0.05 &
    6000 -0.212 &
    7014 -0.04 &
    8016 -0.435 &
    11023 -0.001 &
    12000 -0.002 &
    15031 -0.081 &
    16000 -0.003 &
    20000 -0.176
c
c
c MATERIAL 2 (TEJIDO BLANDO)
m2  1001 -0.0918 &
    6000 -0.6778 &
    7014 -0.025 &
    8016 -0.2031
c
c
c MATERIAL 3 (AIRE)
m3  6000 -0.00012 &
    7014 -0.75527 &
    8016 -0.23178 &
    20000 -0.01283

```

### Definición de las fuentes

Debido al tipo de tratamiento que se pretende simular, las fuentes se definen como puntuales. En concreto se trata de 71 semillas, cuyas coordenadas x-y-z se han obtenido mediante el procedimiento explicado en un apartado anterior.

```

c
c      <<<<FUENTE>>>>
c
c Semillas de braquiterapia I-125
c
c
c SDEF ERG=d1 PAR=2 POS=d2
c
SI1 L  0.027202  0.027472  0.03098  0.031  0.03171  0.035492
SP1 D  0.40100  0.74000  0.20000  0.02380  0.03800  0.0670
c
c
SI2 L  -2.255795507  12.29070937  5.965778592
      -2.226181134  12.31957621  4.668997389
      -2.180263028  12.36432479  2.659002092
      0.238474322  12.618  6.735189479
      0.238474322  12.618  6.151427784
      0.238474322  12.618  4.854179572

```

(...)

```

-0.405429633      8.428230494      2
2.315250566      8.449622582      6.229081062
2.31844512       8.449872295      5.645332339
2.321625283      8.450122008      5.061570643
2.324819837      8.450388369      4.47782192
2.328            8.450638082      3.894060225
0.920612188      7.838907595      5.631516645
0.92399381       7.819479916      4.33435924
0.925504747      7.810739958      3.750636462
0.927030074      7.802            3.166913684
SP2 D 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1

```

Se define la fuente mediante la tarjeta SDEF, cuyas variables son:

- PAR: tipo de partícula que la fuente emite (2= fotones)
- POS: permite definir una distribución y de esta forma introducir la posición de cada semilla con el comando SI1 L, y la probabilidad de emisión de cada una de ellas con el comando SP1 D.
- ERG: Energía de la fuente. El I-125 decae por captura electrónica a un estado estable del Te-125 con la emisión de un rayo gamma de baja energía (35,49 KeV) y Rayos X característicos. Las siguientes figuras muestran las diferentes probabilidades de emisión de cada uno de ellos:

		Energy keV	Photons per 100 disint.	
XL	(Te)	3,3348 — 4,8228	14,70 (28)	
XK $\alpha_2$	(Te)	27,202	39,3 (5)	} K $\alpha$
XK $\alpha_1$	(Te)	27,4726	73,2 (8)	
XK $\beta_3$	(Te)	30,9446	}	K' $\beta_1$
XK $\beta_1$	(Te)	30,996	}	
XK $\beta_5''$	(Te)	31,236	}	
XK $\beta_2$	(Te)	31,7008	}	K' $\beta_2$
XK $\beta_4$	(Te)	31,774	}	
XK $O_{2,3}$	(Te)	31,812	}	

Figura 38 Energía y probabilidad de emisión de los Rayos X característicos. Fuente: Laboratoire National Henri Becquerel. Tabla de radionuclides

	Energy keV	Photons per 100 disint.
$\gamma_{1,0}(\text{Te})$	35,4922 (5)	6,63 (6)

Figura 39 Energía y probabilidad de Rayos Gamma. Fuente: Laboratoire National Henri Becquerel. Tabla de radionuclides

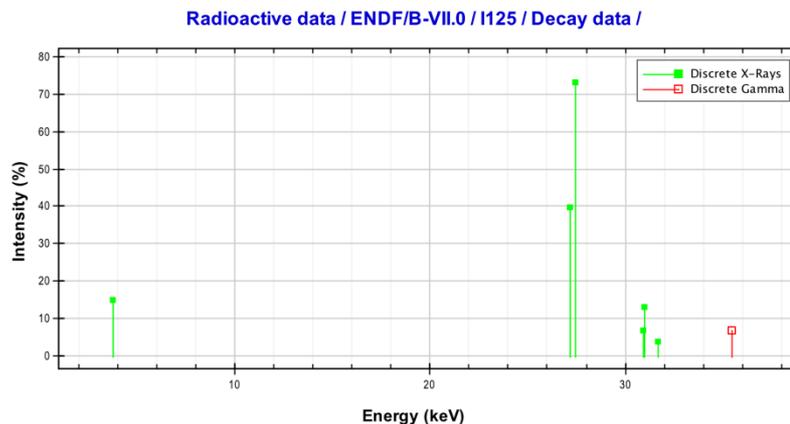


Figura 40 Gráfica de las energías discretas de fotones que emite el I-125 y su probabilidad de emisión. Fuente: Janis 4.0

Estas probabilidades se introducen en el código mediante una distribución, asignando a cada una de las seis energías discretas una frecuencia de emisión (probabilidades normalizadas). Estos datos se obtienen de Janis 4.0 perteneciente a la NEA (Nuclea Energy Agency) y se contrastan con los datos del NNDC (National Nuclear Data Center) y con la base de datos NCRP58.

### Definición de los tallies

Se decide introducir dos tipos de tallies, F4 y F6. En primer lugar, el motivo por el cual se decide utilizar el tally F4 es para obtener la dosis media recibida por cada órgano. Debido a que el tally F4 proporciona flujo medio por celda (#/cm2) se introducen los mismo factores de conversión que en el apartado de “conversión de flujo a dosis”, y de esta forma obtener los resultados de dosis media por órgano en Gy (J/kg).

```

c <<<<TALLIES>>>>
c
c F4 Flujo medio sobre cada celda
c
F14:p 1
DE14 0.001 0.001142 0.001305 0.00130501 0.0015 &
0.002 0.002145 0.00214501 0.002472 0.00247201 &
0.003 0.004 0.004038 0.0040381 0.005 &
0.006 0.008 0.01 0.015 0.02 &
0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 &
0.1 0.15 0.2 0.3 0.4 &
0.5 0.6 0.8 1 1.022 &
1.25 1.5 2 2.044 3 &
4 5 6 7 8 &
9 10 11 12 13 &
14 15 16 18 20 &
22 24 26 28 30 &
40 50 60 80 100 &
150 200 300 400 500 &
600 800 1000 1500 2000 &
3000 4000 5000 6000 8000 &
10000 15000

```

DF14	3.66E-10	3.89E-10	2.33E-10	2.35E-10	1.86E-10 &
	1.12E-10	9.81E-11	1.34E-10	1.05E-10	1.06E-10 &
	7.64E-11	4.54E-11	4.46E-11	1.02E-10	7.19E-11 &
	5.26E-11	3.17E-11	2.12E-11	1.01E-11	6.02E-12 &
	3.13E-12	2.21E-12	1.87E-12	1.75E-12	1.77E-12 &
	1.91E-12	2.38E-12	2.83E-12	3.64E-12	4.33E-12 &
	4.93E-12	5.46E-12	6.39E-12	7.18E-12	7.26E-12 &
	8.02E-12	8.77E-12	1.01E-11	1.02E-11	1.22E-11 &
	1.41E-11	1.58E-11	1.74E-11	1.91E-11	2.07E-11 &
	2.24E-11	2.40E-11	2.57E-11	2.74E-11	2.91E-11 &
	3.08E-11	3.25E-11	3.42E-11	3.78E-11	4.14E-11 &
	4.51E-11	4.88E-11	5.26E-11	5.64E-11	6.03E-11 &
	8.04E-11	1.01E-10	1.23E-10	1.68E-10	2.14E-10 &
	3.34E-10	4.58E-10	7.12E-10	9.70E-10	1.23E-09 &
	1.49E-09	2.02E-09	2.55E-09	3.87E-09	5.20E-09 &
	7.87E-09	1.05E-08	1.32E-08	1.59E-08	2.13E-08 &
	2.66E-08	4.00E-08			

El tally F6 proporciona la deposición de energía media por celda, es decir, la dosis absorbida en MeV/g. Se introduce este tally para realizar una comparación de los resultados obtenidos con el tally F4, ya que, teóricamente en ambos tallies, realizando los cálculos pertinentes en cada uno, se debe obtener la misma dosis media absorbida por órgano.

```
c F6 Deposicion de energia media sobre las celdas de la prostata, la uretra y la pelvis
c
F16:p 2
F26:p 3
F36:p 5
```

### Otras especificaciones

Con el objetivo de agilizar la simulación se incluyen parámetros como los siguientes:

```
mode p
```

Indica el tipo de partículas que se simulan

```
PRDMP 100000 -1 1 2 0
```

PRDMP se introduce en el código cuando hay tallies. Especifica que cada 100000 “historias” se imprimen los recuentos, por si hubiera un fallo en la ejecución que no se perdiera toda la información generada.

```
PHYS:P 7 0 1
```

La instrucción PHYS sirve para realizar el modelado de la física de transporte de fotones. Se indica que el límite de energía superior de los fotones es de 7 MeV, que la generación de fotones Bremsstrahlung esta activada para el “mode p” (0), y por último, se incluye el scattering coherente (1).

```
imp:p 1 7r 0
```

Finalmente se establece la importancia de los fotones en cada parte, señalando que en la primera parte tienen una importancia 1, al igual que en las 7 siguientes partes. Pero, en la última parte, que es la zona fuera de la esfera, las partículas pasan a tener una importancia 0, de forma que no es necesario saber lo que ocurre con ellas.

### 7.4.3 EJECUCIÓN DE LA SIMULACIÓN

Los cálculos realizados en este trabajo se han llevado a cabo mediante sistemas con múltiples procesadores. El grupo de investigación ISIRYM de la Universidad Politècnica de Valencia dispone de la instalación del código MCNP en el cluster Quasar que contiene 4 nodos y más de 100 CPUs. Además, se emplean protocolos capaces de hacer funcionar varios procesadores en paralelo, lo que supone una disminución del tiempo de cálculo, en función del número de CPUs empleados.

Una vez elaborado el input de MCNP este se ejecuta introduciendo la siguiente función en la ventana de comandos:

```
Nohup mpirun -np 15 mcnp61_100_000_upv.mpi inp=inputpelvis out=outputpelvis
```

Con la sentencia anterior se indica que deben utilizarse 15 procesadores, que el archivo de entrada se llama “inputpelvis” y que el archivo de salida debe nombrarse “outputpelvis”. Para que la ejecución pueda llevarse a cabo esta función debe ejecutarse desde la carpeta donde se encuentren tanto el archivo “inputpelvis” como el “pelvis.inp”.

### 7.4.4 OUTPUTS

Al finalizar la simulación, de todos los archivos que se generan, los que se utilizan para ver los resultados son los siguientes:

- **Out (en este caso “outputpelvis”):** este documento ofrece toda la información del proceso de la simulación, por ejemplo, si ha ocurrido algún error. Además, al final del todo aparecen los resultados de los tallies. En el input se han implementado dos tipos de tally, por tanto este documento almacenará los resultados de dosis en J/kg para el tally F4 (y no de flujo por haber añadido los factores de conversión) y los resultados de dosis en MeV/g para el tally F6.
- **.eeout:** este archivo recoge los resultados de flujo en cada uno de los elementos de la malla, pero al haber incluido factores de conversión, los resultados serán también de dosis en vez de flujo, como ocurre con el tally F4. El documento puede tratarse mediante el programa UM\_POST\_OP para pasarlo a formato (“.vtk”) y poder visualizarlo con PARAVIEW.

## 8. ANÁLISIS DE RESULTADOS

A continuación se realiza un análisis de los resultados obtenidos tras la simulación con MCNP6. Por una parte, se hace uso de programas que preparan los ficheros obtenidos para su posterior visualización con Paraview. Y por otra, se realizan cálculos que facilitan el análisis y comparación de resultados y la posterior extracción de conclusiones.

## 8.1 CONVERSIÓN DE LOS OUTPUTS

### 8.1.1 PROGRAMA DOSIS TOTAL

Cuando MCNP realiza los cálculos, obtiene todos los resultados de dosis en el archivo “.eeout” para todas las mallas del universo (el universo donde está embebida la malla no estructurada, que en este caso es el 1) considerándolas como un único material cada vez. Por tanto, en el caso del modelo 3D generado, se obtienen 6 matrices de resultados que abarcan toda la geometría mallada: 2 calculadas con los factores de conversión correspondientes al tejido óseo y 4 calculadas con los factores de conversión correspondientes al tejido blando.

El motivo por el cual se repiten dos y cuatro veces los factores de conversión del mismo tipo de tejido es que se tienen dos mallas diferentes de tejido óseo (pelvis y columna) y cuatro mallas distintas de tejido blando (próstata, recto, uretra y carne).

El programa DOSIS TOTAL necesita como input el archivo “.eeout” y genera un nuevo archivo al que nombra “new\_eeout”. Este nuevo documento tiene el mismo formato que el anterior pero modifica las matrices de resultados de forma que en aquellas posiciones de la malla que no corresponden al material o la parte en cuestión, es decir, al órgano al que se refiere cada matriz, se anulen los datos. Además, también genera una nueva matriz con todas las matrices anteriores superpuestas, de forma que todos los datos quedan unificados.

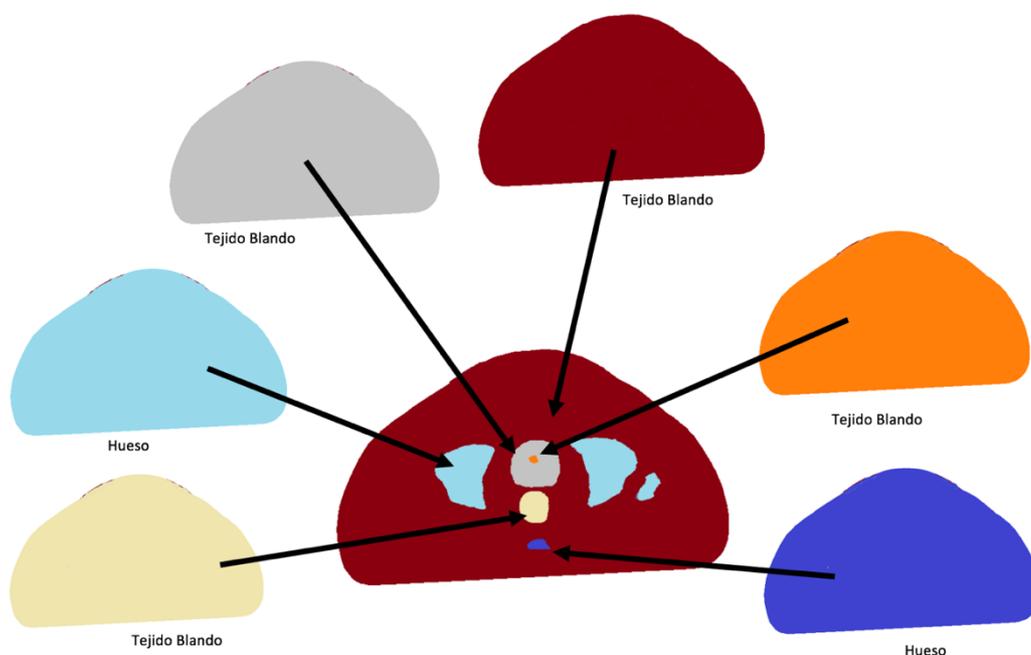


Figura 41 Representación gráfica del método DOSIS TOTAL

### 8.1.2 PROGRAMA UM\_POST\_OP

El programa `um_post_op`, al igual que ocurría con `um_pre_op`, tiene diferentes utilidades y permite manipular el archivo de formato “.`eeout`”. Al escribir `um_post_op -help` en la ventana de comandos aparece una lista de sus funciones:

```
** UTILITY PROGRAM FOR UNSTRUCTURED MESH EEOUT FILE **
Functions:
1) add many eeout files into one
2) merge many eeout files into one
3) convert binary files into ascii files
4) generate vtk files for VisIt visualization
5) generate pseudo-tallies by instance
6) write a single edit to an ascii file
7) generate a histogram of edit errors
Command Line Arguments:
-h,  --help          summary of features & arguments
-a,  --add           add multiple files (no weighting)
-m,  --merge         merge multiple files
-o,  --output        single output file name
-p,  --pos           value range for wse and wsep
-bc, --binconvert    convert binary file to ascii
```

La opción que se emplea en este trabajo es la de crear el archivo de formato “.`vtk`” a partir del documento convertido “`new_eeout`”, y de esta forma poder visualizar los resultados con el software Paraview. Esta tarea se realiza introduciendo la siguiente frase en la ventana de comandos:

```
um_post_op -vtk -o pelvis3d.vtk new_eeou
```

## 8.2 CONVERSIÓN A DOSIS ABSOLUTA

Tal y como se ha explicado en el apartado de conversión de flujo a dosis, los resultados que proporciona MCNP6 , tanto de los “tallies” como de la malla, proporcionan valores de dosis por partícula emitida y por segundo. Para pasar a dosis absoluta se proponen dos procedimientos.

### Procedimiento 1: Mediante la actividad de la fuente

Como se ha comentado en apartados anteriores, la fuente de tratamiento son unas semillas de I-125 encapsuladas con Titanio normalmente, que emiten radiación hasta la actividad del material radiactivo es prácticamente cero. Por tanto, la actividad de las semillas no es un valor constante sino que varía conforme pasa el tiempo, según la ley de desintegración radiactiva:

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (13)$$

Donde:

- $A_0$  = Actividad inicial de la fuente =  $20,94 \cdot 10^6$  Bq
- $\lambda$  = Constante de desintegración =  $\ln(2) / t_{1/2}$  (  $t_{1/2}$  es el periodo de semidesintegración, que es el tiempo que tardan en transmutarse la mitad de los átomos radiactivos, es decir, el tiempo

necesario para que los  $N_0$  átomos iniciales pasen a ser  $N_0/2$ . Para el I-125, este tiempo son 60 días)

- $t$ = periodo de tiempo transcurrido

En la siguiente gráfica se muestra la evolución temporal de la actividad de una semilla tras la implantación.

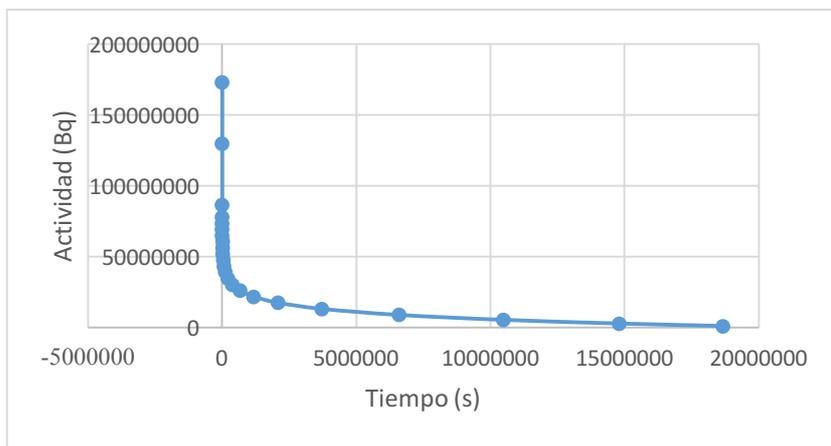


Figura 42 Evolución de la actividad del I-125

La forma de calcular la actividad total en un determinado periodo de tiempo es integrando la ley de desintegración radiactiva en dicho periodo de tiempo ( $T$ ), tal y como se muestra a continuación:

$$A(t) = \int_0^T A_0 \cdot e^{-\lambda t} dt = \frac{A_0}{-\lambda} \int_0^T -\lambda \cdot e^{-\lambda t} dt = \frac{A_0}{-\lambda} \cdot (e^{-\lambda T} - 1) \quad (14)$$

El resultado que se obtiene es el número de partículas totales emitidas en un tiempo  $T$ . La siguiente gráfica muestra el aumento de las partículas emitidas de una semilla en el tiempo.

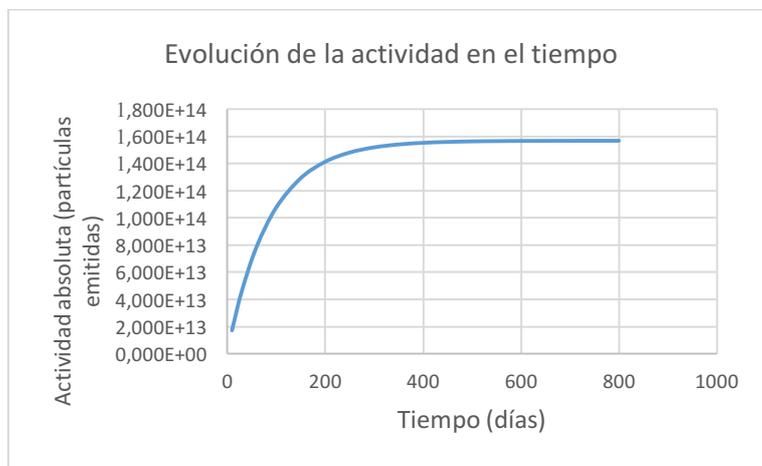


Figura 43 Gráfica que muestra la evolución de la actividad de la fuente en el tiempo

Se observa que el número de partículas emitidas aumenta de forma brusca durante los primeros 300 días hasta que llega un momento que prácticamente se estabiliza.

Para obtener, a partir de los resultados de MCNP, dosis absolutas, se deben multiplicar dichos resultados por el número de semillas y por la integral a tiempo infinito de la actividad, que queda de la siguiente forma:

$$A(t = \infty) = \frac{A_0}{\lambda} = 1,55 \cdot 10^{14} \quad (15)$$

Pero como MCNP trabaja suponiendo que la actividad de la fuente es =1 Bq,  $A_0 = n \cdot 1\text{Bq}$ , donde  $n = 20,94 \cdot 10^6$  (actividad inicial calculada de la fuente de I-125 en el momento de la implantación). Por tanto, la dosis absoluta queda:

$$\text{Dosis absoluta (Gy)} = \text{Resultado MCNP} \left( \frac{\text{Gy}}{\text{s} \cdot \text{part}} \right) \cdot \frac{n}{\lambda} (\text{part} \cdot \text{s}) \cdot 71 (\text{semillas}) \quad (16)$$

#### Procedimiento 2: Mediante el Air Kerma Strength (Sk)

Sk es una medida de la intensidad de la fuente de braquiterapia, especificada en términos de tasa de Kerma en aire en un punto a lo largo del eje transversal de la fuente en el vacío. Se define de la siguiente forma:

$$Sk = \dot{K}(d) \cdot d^2 \quad (17)$$

Donde:

- $\dot{K}(d)$  = tasa de kerma en aire a una distancia "d"
- d= distancia

Idealmente "d" debería ser muy grande de forma que la fuente pudiera ser tratada matemáticamente como un punto. Pero en la práctica, cuando se realizan las medidas para las calibraciones de la intensidad de las fuentes, se suele especificar el Sk en términos de una distancia de calibración de referencia (suele ser 1 m). La unidad del Sk es U ( $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$ ).

El tipo de semillas implantadas en el paciente del cual trata este trabajo son SelectSeed I-125. En el artículo de P. Karaiskos et al. (2001) se proporcionan datos dosimétricos sobre dicha fuente y entre ellos el valor de  $Sk = 2,17 \cdot 10^{-8}$  (U/Bq), el cual se emplea en este trabajo.

Una vez obtenido el Sk y los resultados de la simulación, siguiendo el formulismo "TG43" (Nath et al. 1995) estos se dividen para obtener la constante de tasa de dosis ( $\Lambda$ ). La constante de tasa de dosis se define como la tasa de dosis en agua a una distancia de 1 cm en el eje transversal de una fuente de 1 U en un fantoma de agua. Matemáticamente se define como:

$$\Lambda \left( \frac{cGy}{h \cdot U} \right) = \frac{\dot{D} \left( \frac{cGy}{Bq \cdot h} \right)}{Sk \left( \frac{U}{Bq} \right)} \quad (18)$$

Antes de cada implante particular, el radiofísico mide el valor de  $Sk$  de las semillas ( $Sk_{\text{usuario}}$ ) con una cámara pozo calibrada. Seguidamente, para calcular la tasa de dosis, se multiplica la constante de tasa de dosis,  $\Lambda$ , por el valor de  $Sk_{\text{usuario}}$ , proporcionado en el informe del paciente.

$$\Lambda \left( \frac{Gy}{h \cdot U} \right) \cdot Sk_{\text{usuario}} (U) \quad (19)$$

El resultado se integra a tiempo infinito (ya que es un implante permanente) y se multiplica por el número de semillas (71) obteniendo, finalmente, la dosis total.

### 8.3 RESULTADOS DE LOS TALLIES

En el input se incluyen dos tipos de tallies: el F4 se implementa para las 6 partes de la geometría y el F6 solo para tres de ellas. La siguiente tabla compara los resultados obtenidos en cada uno de ellos. El resultado que proporcionan es la dosis por partícula emitida y segundo:

	Columna	Pelvis	Próstata	Recto	Uretra	Resto de TB
F4 (Gy/part·s)	$2,8502 \cdot 10^{-16}$	<b><math>7,8276 \cdot 10^{-15}</math></b>	<b><math>1,4419 \cdot 10^{-14}</math></b>	$2,3040 \cdot 10^{-15}$	<b><math>3,7939 \cdot 10^{-15}</math></b>	$5,3442 \cdot 10^{-16}$
F6 (MeV/g·s·part)	-	$6,2702 \cdot 10^{-6}$	$3,0296 \cdot 10^{-5}$	-	$8,0841 \cdot 10^{-6}$	-
F6 (Gy/part·s)	-	<b><math>1,0045 \cdot 10^{-15}</math></b>	<b><math>4,8534 \cdot 10^{-15}</math></b>	-	<b><math>1,2881 \cdot 10^{-15}</math></b>	-

Tabla 8 Resultados de los tallies: dosis recibida en cada órgano, por partícula emitida y segundo

El tally F4 proporciona sus resultados en Gy (J/kg), pero el F6 debe multiplicarse por el factor de conversión de MeV/g a J/kg, como se muestra en la tabla. Además, el tally F6 solo se implementa para tres de las seis partes.

Se comprueba que los resultados, aunque son similares (del mismo orden de magnitud aproximadamente) no son iguales como cabría esperar. Esto es debido a que en el tally F4 que originalmente proporciona fluencia media en cada parte u órgano, el usuario elige los valores por los cuales se multiplican los resultados obtenidos para pasar de flujo a dosis, tal y como se comenta en apartados anteriores. Pero no ocurre lo mismo con el tally F6, ya que ese cambio se realiza internamente con parámetros del programa.

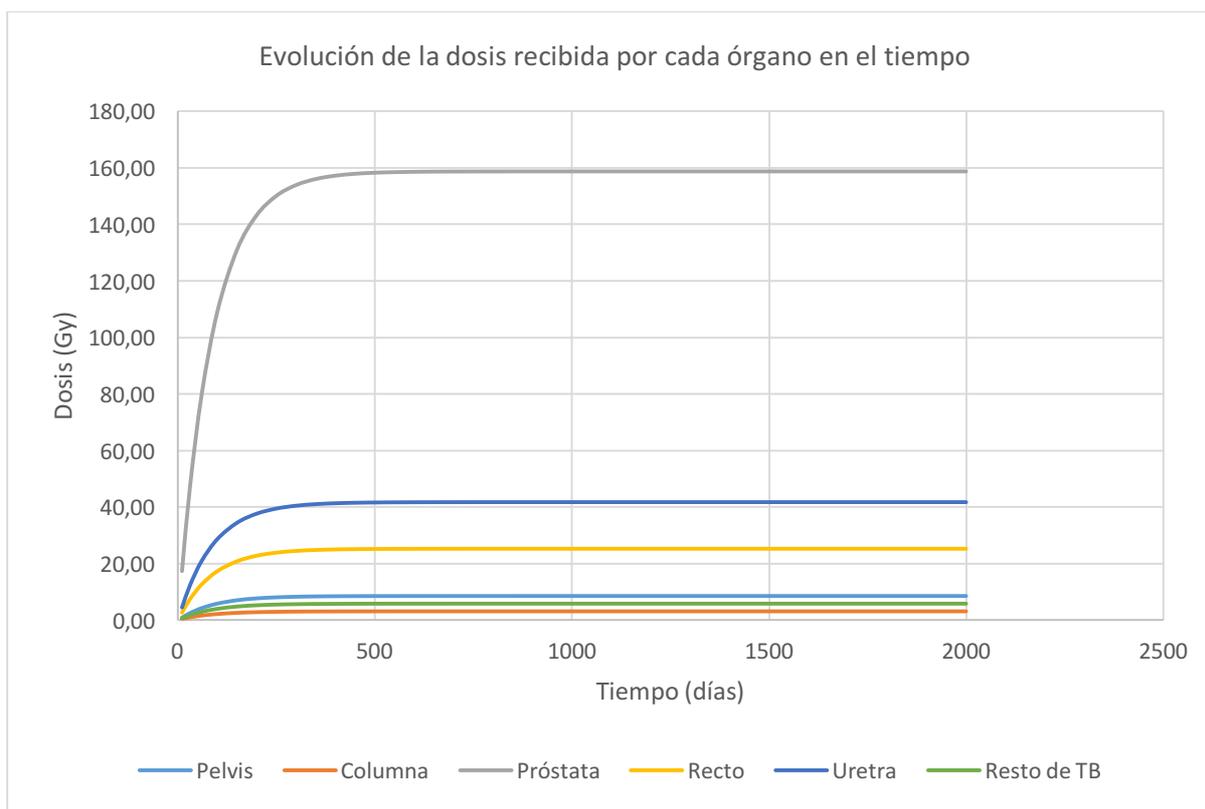
Se continúa el análisis de los resultados con los datos proporcionados por el tally F4. La tabla que se muestra a continuación presenta la dosis total recibida por cada órgano. Los cálculos se han realizado

de acuerdo a los pasos explicados anteriormente. Por tanto, se obtienen dos resultados para cada órgano, uno por cada procedimiento:

Órgano	Columna	Pelvis	Próstata	Recto	Uretra	Resto de Tejido blando
Dosis (Gy) Procedimiento 1	3,14	8,62	158,74	25,36	41,77	5,88
Dosis (Gy) Procedimiento 2	3,38	9,28	170,88	27,30	44,96	6,33

Tabla 9 Dosis total de cada órgano

La siguiente gráfica muestra la evolución de la dosis recibida por cada órgano en el tiempo. Para crearla se han multiplicado los resultados de los tallies F4 de cada órgano por la actividad integrada en diferentes tiempos, es decir, se ha empleado el procedimiento 1.



### 8.3.1 COMPARACIÓN CON LAS DOSIS PRESCRITAS

En el informe del paciente proporcionado por el hospital la Fe de Valencia se indica como dosis prescrita en la próstata 160 Gy. Esto quiere decir que el 90% de la próstata debe recibir como mínimo dicha cantidad de dosis, y que por tanto, la dosis total que recibe el órgano será algo mayor. Además, a partir del DVH (Histograma de Dosis-Volumen) que se muestra en la siguiente figura, y que también está contenido en el informe, se observa que en la planificación realizada con el algoritmo determinista que se emplea en el hospital, la dosis real que finalmente recibe el 90% de la próstata es de 170Gy (Esto puede obtenerse a partir del histograma y sabiendo que el 100% de la dosis son 160 Gy)

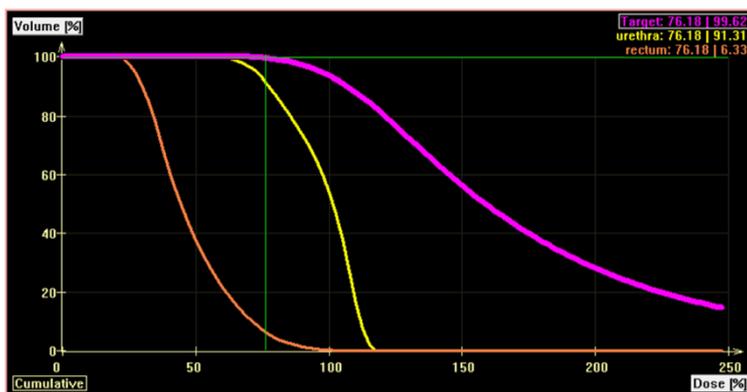


Figura 45 Histograma de dosis-volumen

Comparando estos valores con los resultados obtenidos mediante Monte Carlo, se puede decir, en primer lugar que ambos procedimientos de conversión a dosis total proporcionan resultados que tienen el mismo orden de magnitud que las dosis que constan en la planificación real del tratamiento. A pesar de esto, el segundo procedimiento da como resultado una dosis recibida por la próstata de 170,88 Gy, muy aproximado al valor de la planificación. En cambio, el primer procedimiento, proporciona un resultado de dosis más baja (158 Gy), y que se encuentra por debajo de la dosis real que recibe el órgano.

En cuanto al valor de dosis calculado en los dos órganos de riesgo: uretra y recto, la coincidencia con los valores de la planificación es mayor en el caso del recto. Según el informe el 90% del recto recibe 40 Gy, y los valores de dosis total obtenidos mediante Monte Carlo y posteriormente aplicando los procedimientos 1 y 2 son 25,36 Gy y 27,30 Gy respectivamente. En cambio, no ocurre lo mismo con la uretra, según el informe del hospital la uretra recibe mucha más dosis que la calculada mediante Monte Carlo. Según la planificación el 90% de la uretra recibe 120 Gy, y como se observa en la tabla 9 los valores obtenidos mediante Monte Carlo son 41,77 Gy y 44,96 Gy, dependiendo del procedimiento de conversión empleado.

Se debe tener en cuenta que las segmentaciones de los órganos obtenidas en este trabajo y las realizadas en el hospital son diferentes, en primer lugar porque las primeras están hechas sobre imágenes TC y las segundas sobre imágenes de ultrasonidos, y en segundo lugar porque las han realizado dos personas distintas con diferentes conocimientos. Esta puede ser una de las razones,

entre muchas, por las cuales los resultados de Monte Carlo difieren de la planificación llevada a cabo en el hospital, sobre todo en el caso de la uretra.

## 8.4 VISUALIZACIÓN CON PARAVIEW

Mediante Paraview podemos visualizar los resultados de las mallas, obtenidos en el archivo .eeout, posteriormente modificado con los softwares DOSIS TOTAL y um\_post\_op, explicados previamente.

Como ya se ha dicho, el valor de dosis de cada elemento de la malla corresponde a la dosis por partícula y segundo, por tanto, si se quiere representar gráficamente la dosis total que recibe la geometría, se debe realizar el mismo procedimiento llevado a cabo con el resultado de los tallies. En este caso se decide emplear el primer procedimiento, multiplicado el resultado de cada elemento por la integral al infinito de la actividad y también por el número de fuentes.

A continuación se muestra el valor de  $A(t = \infty)$  en dicho periodo de tiempo. Se multiplica cada celda por este valor y por 71 (nº de semillas):

$$A(t = \infty) = \frac{20,94 \cdot 10^6}{1,3506 \cdot 10^{-7}} = 1,55 \cdot 10^{14} \quad (20)$$

Donde:

- $A_0 = 20,942 \cdot 10^6$  Bq (des/s)
- $\lambda = \ln(2) / t_{1/2} = \ln(2) / 60 \text{ días} = 0,0115 \text{ días}^{-1} = 1,3506 \cdot 10^{-7} \text{ s}^{-1}$

Mediante el uso de distintas herramientas del software Paraview, se consiguen las siguientes imágenes, que suponen el resultado visual de la simulación:

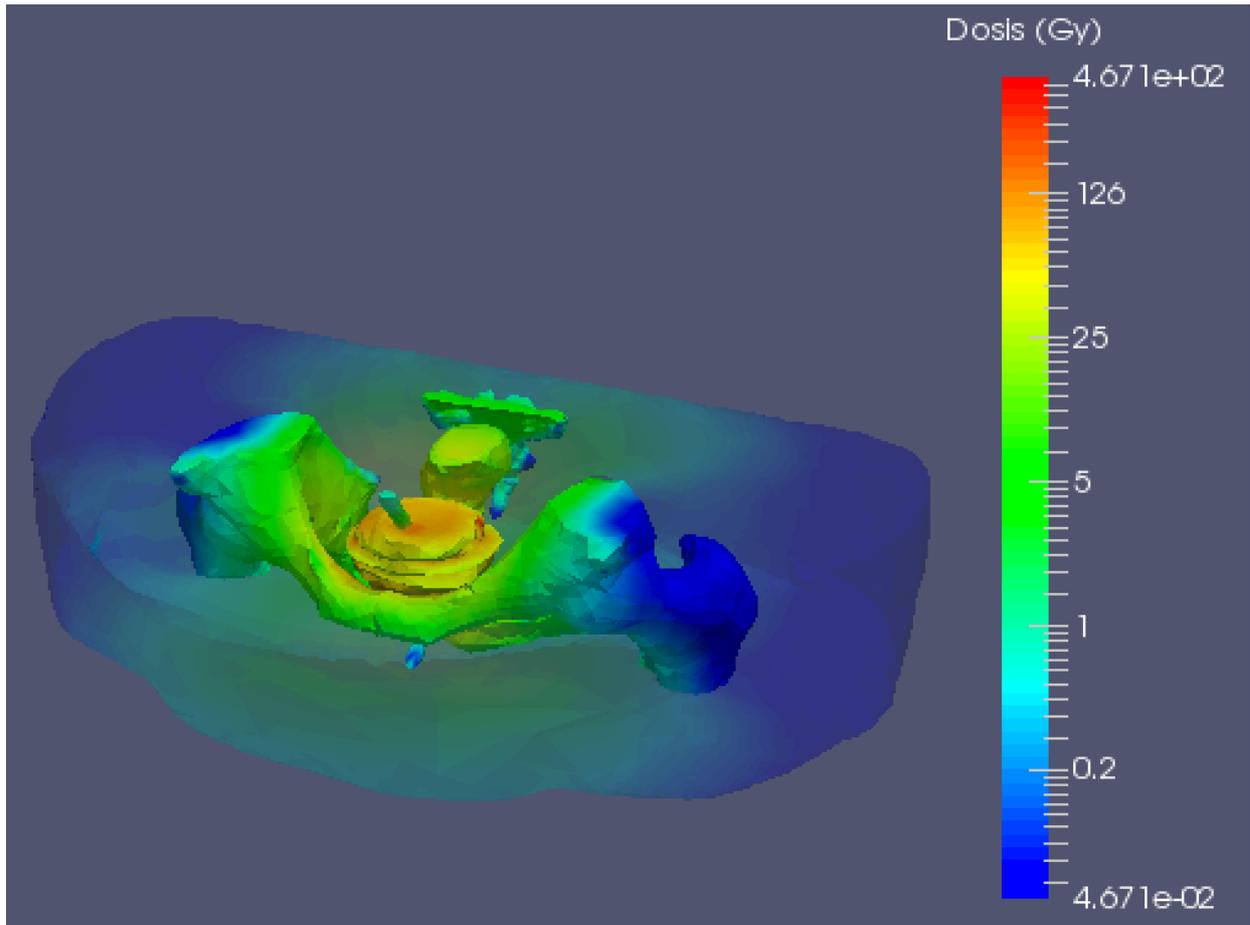


Figura 46 Gradiente de dosis en 3D

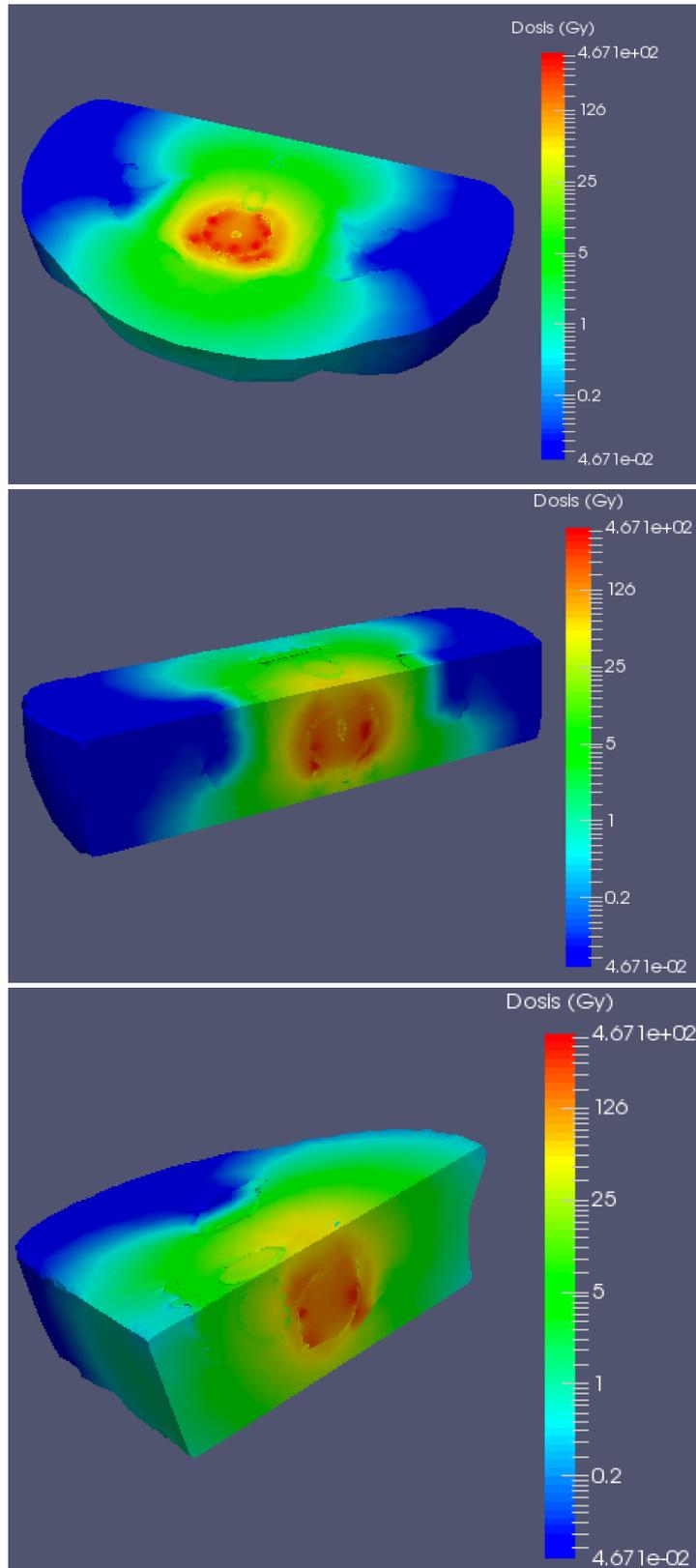


Figura 47 Cortes en los tres ejes de coordenadas sobre el gradiente de dosis en 3D

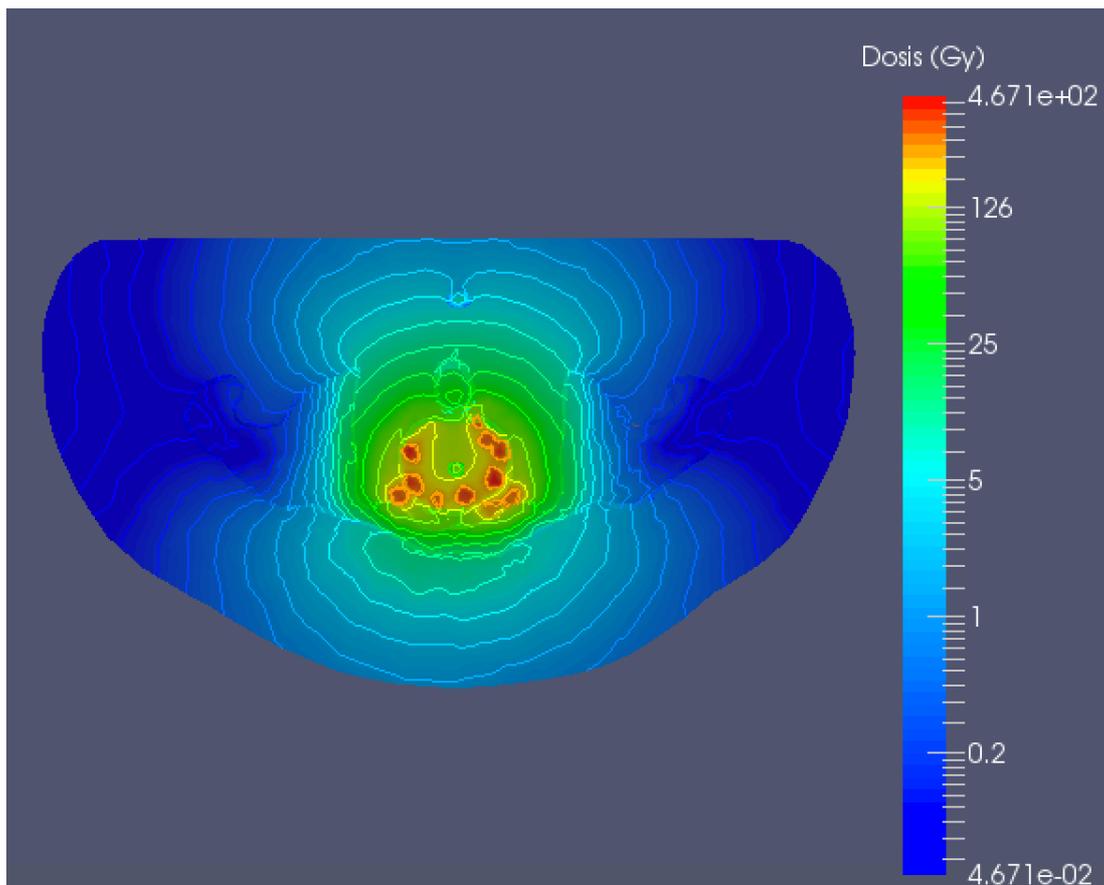


Figura 48 Curvas de isodosis

Estas imágenes permiten interpretar de forma rápida los resultados, además de que supone una ventaja que puedan representarse sobre el modelo 3D. Gracias a la escala de colores y a las curvas de isodosis (que separan el volumen en zonas por cantidad de dosis recibida), se pueden localizar de forma inmediata las áreas que más dosis reciben, que coinciden, como es de esperar en los alrededores de las semillas.

## 8.5 COMPARACIÓN DE LOS TIEMPOS DE SIMULACIÓN

El tiempo de computo es un aspecto muy importante a la hora de valorar el uso de un método como el de Monte Carlo en el ámbito hospitalario. En la siguiente tabla se muestran los tiempos requeridos de dos simulaciones. La primera es la simulación explicada durante el trabajo, y la segunda es la misma pero eliminando partes de la geometría manteniendo solo los órganos de interés que son: la próstata, el recto y la uretra:

Simulación	Nº procesadores	Tiempo de cómputo	Tiempo por procesador
Simulación 1 (toda la geometría)	31	500,33 h	16,13 h/procesador
Simulación 2 (solo 3 partes de la geometría)	31	68,76 h	2,21 h/procesador

Tabla 10 Tiempos de simulación

Al realizar esta segunda simulación lo que se pretende es demostrar la reducción drástica del tiempo de simulación. En las planificaciones médicas son estos tres órganos los que suelen segmentarse, ya que son los que se pretende proteger estableciendo límites de dosis.

En la realización de este trabajo se incluyen otras partes de la anatomía con el fin de demostrar la posibilidad de obtener la dosis recibida en cualquier zona del paciente o estructuras enteras como es el tejido óseo de la pelvis.

Pero ciñéndose a los métodos actuales de la clínica y creando un modelo solo con los tres órganos comentados, el método de Monte Carlo supone un tiempo de cómputo bastante aceptable.

## 9. CONCLUSIONES

Una vez finalizado el desarrollo de este Trabajo de Fin de Grado se puede concluir, en primer lugar, que se ha conseguido demostrar la validez del método de Monte Carlo para la planificación de tratamientos de braquiterapia, ya que los resultados obtenidos tras la simulación con MCNP6 son coherentes con las dosis contenidas en el informe médico del paciente.

Para alcanzar el objetivo principal ha sido necesario y útil el aprendizaje de los distintos softwares empleados, destacando los programas MIMICS y ABAQUS/CAE, que pertenecen a diferentes ámbitos de aplicación pero los dos son muy potentes. El primero ha resultado fundamental para el uso de las imágenes TC en la creación de los volúmenes del modelo, y el segundo para el mallado de estos volúmenes.

En cuanto a los tiempos de computación, que es un aspecto bastante importante en cuanto a la aplicación de este método en la planificación de tratamientos, se puede concluir, por una parte, que dependiendo de lo elaborado y exacto que se cree el modelo, el tiempo necesario para la simulación variará de forma significativa. Solo con las estructuras anatómicas necesarias para estos procedimientos, el tiempo requerido de simulación es aceptable, como se muestra en el apartado de resultados. Por otra parte, cada vez se está más cerca del momento en que el tiempo de computación no suponga un problema, debido a los grandes avances que se realizan en la mejora de la velocidad y capacidad de los procesadores. Aun así, ha supuesto una ventaja importante en la realización de este

trabajo, el haber podido trabajar con grandes equipos, como es el cluster de computación en paralelo *Quasar*, del grupo Senubio del ISIRYM.

Además, del tiempo total invertido en este trabajo, una gran parte ha sido empleado para la segmentación y creación del modelo, debido a la inexperiencia en cuanto a la interpretación de imágenes médicas y a la falta de habilidad en el uso del software. Pero, en el caso de aplicar este método en los hospitales y realizarse la fase de segmentación por parte de los profesionales, supondría una reducción de tiempo notable.

También es importante destacar la posibilidad de visualizar los resultados de dosis en el modelo de tres dimensiones. Esto supone una facilidad a la hora de interpretar los valores obtenidos de forma rápida, así como de obtener un valor concreto en cualquier punto o zona de la anatomía de forma sencilla.

Por tanto, este es un pequeño paso para conseguir la aplicación del método de Monte Carlo en la planificación de tratamientos de braquiterapia, con tiempos apropiados y consiguiendo aumentar la eficacia acotando la dosis en las zonas neoplásicas y disminuyéndola en los órganos de riesgo.

Por último, notificar que este trabajo ha sido aceptado en la 43ª Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española (SNE). Servirá como base para preparar un artículo científico y será presentado en dicho evento que tendrá lugar del 4 al 6 de Octubre de 2017 en Málaga.

## 10. LÍNEAS FUTURAS

Los resultados obtenidos mediante el método de Monte Carlo se han comparado con las dosis prescritas y calculadas mediante métodos deterministas empleados en el hospital. Sería necesario obtener medidas experimentales, y así poder realizar una comparación entre estas medidas y los resultados de cada uno de los métodos.

Por último, también sería interesante realizar un estudio de cómo afecta la variación del tamaño de la malla tanto en los resultados de dosis como en el tiempo de computación. Por tanto, se deberían realizar varias simulaciones variando este parámetro y comprobando cual es su efecto.

## 11. REFERENCIAS

- 1) Juraci P. Reis, Artur F. Menezes, Edmilson M. Souza, Alessandro Facure, Jose A.C.C. Medeiros, Ademir X. Silva. Dose optimization in I-125 permanent prostate seed implants using the Monte Carlo method. *Computer Physics Communications*. Volume 183. Issue 4. 2012. Pages 847-852. ISSN 0010-4655. Fecha de último acceso: 10 de junio de 2017. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cpc.2011.12.005>

- 2) Jose Perez-Calatayud. Volumen 5: Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad. Fundamentos de la física médica. ADI Servicios editoriales.
- 3) Dr. D. Ignacio Petschen Verdaguer. Discurso de inauguración del curso 2011: Historia de la braquiterapia. Fecha de último acceso: 5 de junio de 2017. Disponible en: <http://www.ramcv.com/Sesinas/2011%20Dr.%20Petschen.pdf>
- 4) B. Nicolás Díaz Chico, Pedro Lara, Domingo Navarro Bosch. Generalidades en oncología radioterápica (II): Braquiterapia. Principios generales del cáncer. Última fecha de acceso: 7 de junio de 2017. Disponible en: <http://www.biocancer.com/journal/579/4-braquiterapia>
- 5) American Cancer Society. Última fecha de acceso: 20 de junio de 2017. Disponible en: <https://www.cancer.org/es/>
- 6) MedlinePlus. Fecha de último acceso: 11 de junio de 2017. Disponible en: <https://medlineplus.gov>
- 7) Consejo Nacional de Seguridad (CSN) 2009. Material docente para la obtención de licencias y acreditaciones para la operación de instalaciones radiactivas y radiodiagnóstico. Tema 5: Magnitudes y unidades radiológicas. Fecha de último acceso: 15 de junio de 2017. Disponible en: [http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros\\_md/624874014\\_241120091324.pdf](http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/624874014_241120091324.pdf)
- 8) Internacional Atomic Energy Agency (IAEA). Radiation protection of patients (RPOP). L2: Magnitudes y unidades dosimétricas. Fecha de último acceso: 16 de junio de 2017. Disponible en: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/training-material-es/Radiology-es.htm>
- 9) Materialise Mimics. Fecha de último acceso: 17 de junio de 2017. Disponible en: <http://www.materialise.com/en/medical/software/mimics>
- 10) Abaqus unifeild FEA. Dassault Systemes. Fecha de último acceso: 17 de junio de 2017. Disponible en: <https://www.3ds.com/es/>
- 11) Dassault Systèmes. 3D Experience Company. ABAQUS 6.14, ABAQUS/CAE User`s Guide.
- 12) Materialise. Mimics Medical 17.0 Reference Guide.
- 13) R. Cabrejas Morales, E. Sánchez Villanueva, P. Ramos Lopez, V. Gutiérrez García, M. A. Cruz Díaz. Revisión de la anatomía de la pelvis con TC y RM. Seram 2012. Poster S-1376. Fecha de último acceso: 11 de junio de 2017. Disponible en: [http://postereng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing\\_poster&pi=113780](http://postereng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&pi=113780)

- 14) Directiva 97/43/Euratom. Fecha de último acceso: 20 de junio de 2017. Disponible en:  
<http://piramidenormativa.sne.es/Repositorio/EURATOM/Directiva%2097-43-Euratom.pdf>
- 15) Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. Fecha de último acceso 17 de junio de 2017. Disponible en:  
[https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_59.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_59.pdf)
- 16) Maria Zankl, Janine Becker, Helmut Schlattl, Nina Petoussi-Hens, Keith F. Eckerman, Wesley E. Bolch, Christoph Hoeschen. July 2011. Computational Phantoms of the ICRP Reference Male and Reference Female. Fecha de último acceso 18 de junio de 2017. Disponible en:  
<http://www.irpa12.org.ar/fullpapers/FP3379.pdf>
- 17) Monte Carlo team, "MCNP6TM – User's manual, Version 6.1.1beta", Los Álamos National Laboratory, LA-CP-14-00745, Rev. 0, June 2014.
- 18) Zhang, H., Baker, C., McKinsey, R., & Meigooni, A. (2005). Dose verification with Monte Carlo technique for prostate brachytherapy implants with  $^{125}\text{I}$  sources. Medical dosimetry, 30 (2), 85-91.
- 19) Slate, L. J., Elson, H. R., Lamba, M. A., Kassing, W. M., Soldano, M., Elson, & Barrett, W. L. (2004). A Monte Carlo brachytherapy study for dose distribution prediction in an inhomogeneous medium. Medical dosimetry, 29 (4), 271-278.
- 20) Karaiskos, P., Papagiannis, P., Sakelliou, L., Anagnostopoulos, G. and Baltas, D. (2001), Monte Carlo dosimetry of the selectSeed  $^{125}\text{I}$  interstitial brachytherapy seed. Med. Phys., 28: 1753–1760. doi:10.1118/1.1384460
- 21) Ravinder Nat, Lowell L. Anderson, Gary Luxton, Keith A. Weaver, Jeffrey F. Williamson, Ali S. Meigooni (1995), Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group no.43.



## II.PRESUPUESTO



## ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

<b>1.</b>	<b>PRESUPUESTO DESGLOSADO .....</b>	<b>69</b>
1.1	COSTES PERSONAL .....	69
1.2	COSTES SOFTWARE .....	70
1.3	COSTES HARDWARE .....	71
<b>2.</b>	<b>PRESUPUESTO TOTAL DEL TRABAJO DE FIN DE GRADO .....</b>	<b>71</b>



## ÍNDICE DE TABLAS DEL PRESUPUESTO

TABLA 1 RESUMEN DE LOS COSTES DE PERSONAL .....	69
TABLA 2 RESUMEN DE LOS COSTES DE SOFTWARE .....	70
TABLA 3 RESUMEN DE LOS COSTES DE HARDWARE.....	71
TABLA 4 RESUMEN DEL PRESUPUESTO TOTAL DEL TFG .....	71





## 1. PRESUPUESTO DESGLOSADO

### 1.1 COSTES PERSONAL

PERFIL	Nº DE HORAS	COSTE UNITARIO	COSTE IMPUTABLE (SIN CUOTA PATRONAL)	CUOTA PATRONAL (37,5%)	COSTE IMPUTABLE (CON CUOTA PATRONAL)
Ingeniero Biomédico	300	40 €/hora	12000 €	4500 €	16500 €
				Total	16500 €

*Tabla 1 Resumen de los costes de personal*

### JUSTIFICACIÓN Y TAREAS DE CADA PUESTO

Ingeniero Biomédico: encargado de la realización de todo el trabajo: desde la segmentación de las imágenes y creación del modelo 3D, pasando por el mallado, creación del input de MCNP6 y finalmente la interpretación de los resultados.

## 1.2 COSTES SOFTWARE

Programa	Coste de la licencia	Nº de licencias	Periodo de uso	Coste imputable (sin IVA)	IVA (21%)	Coste imputable (con IVA)
Paquete Office para Mac	123,14 € pago único	1	3 meses	123,14 €	25,86 €	149 €
Mimics Medical 17.0	4958,67 € / año	1	3 meses	1239,67 €	260,33 €	1500 €
Abaqus/Cae	21950 € /año	1	3 meses	5487,5 €	1152,37 €	6639,87 €
					<b>Total</b>	<b>8288,87 €</b>

Tabla 2 Resumen de los costes de Software

El resto de softwares empleados son libres, por tanto, no es necesario nombrarlos en este apartado.

### JUSTIFICACIÓN DEL USO DE LOS PROGRAMAS

- Paquete Office: contiene Microsoft Office Word, necesario para la redacción del TFG, y Microsoft Office Excel, empleado para la realización de cálculos, tablas y análisis de datos.
- Mimics Medical 17.0: Necesario para la segmentación de las imágenes biomédicas y la creación del modelo 3D del paciente.
- Abaqus/Cae: Necesario para el mallado del modelo 3D.

### 1.3 COSTES HARDWARE

Descripción	Coste del equipo (con IVA) (C)	Tiempo de amortización (T)	Tiempo de uso del equipo (t)	Amortización (A=t*C/T)	Coste imputable
Ordenador portatil	1300	84 meses	3 meses	46,43 €	46,43 €
				<b>Total</b>	<b>46,43 €</b>

Tabla 3 Resumen de los costes de Hardware

### CARACTERÍSTICAS DEL ORDENADOR PORTATIL

- Procesador Intel Core i5 de doble núcleo a 2,7 GHz (hasta 3,1GHz con Turbo Boost)
- 8 GB de memoria LPDDR3 SDRAM a 1866 MHz
- 128 GB de almacenamiento flash
- Sistema Operativo Mac OS

## 2. PRESUPUESTO TOTAL DEL TRABAJO DE FIN DE GRADO

	Importe (€)
<b>Coste personal</b>	16500 €
<b>Coste software</b>	8288,87 €
<b>Coste hardware</b>	46,43 €
<b>Coste total</b>	24835,3 €

Tabla 4 Resumen del presupuesto total del TFG



## II. ANEXOS



## ÍNDICE DE LOS ANEXOS

<b>1. INPUT DE MCNP.....</b>	<b>72</b>
------------------------------	-----------





## 1. INPUT DE MCNP

```

modelo tac pelvis 3d
c
c Created from file : pelvis3d.inp
c Created on : 6- 2-2017 @ 10:13:11
c
c <<<<CELDAS PARA MALLAS>>>>
c
c PSEUDO CELLS
c
c 1 1 -1.61000 0 u=1 $ Columna-hueso
c 2 1 -1.61000 0 u=1 $ Pelvis-hueso
c 3 2 -1.05 0 u=1 $ Prostata-TejidoBlando
c 4 2 -1.04 0 u=1 $ Recto-TejidoBlando
c 5 2 -1.03 0 u=1 $ Uretra-TejidoBlando
c 6 2 -0.997000 0 u=1 $ Carne-TejidoBlando
c 7 3 -1.2225E-03 0 u=1 $ Background cell-Aire
c
c LEGACY CELLS
c Celda contenedora de la geometria
c
c 8 3 -1.2225E-03 -99 fill=1
c 9 0
c
c <<<<SUPERFICIES>>>>
c
c Esfera contenedora de la geometria
c
c 99 sph -1.31608E+00 8.78608E+00 4.14314E+00 3.23137E+01
c
c <<<<CONVERSION DE FLUJO A DOSIS Tejido blando>>>>
c
c embed34:p embed=1
c
c embed34 0.001 0.00101 0.00102 0.0010201 0.001031
c 0.001043 &
c 0.00104301 0.001072 0.00107201 0.001116 0.001194
c 0.00119401 &
c 0.001305 0.00130501 0.0015 0.002 0.002145
c 0.00214501 &
c 0.002472 0.00247201 0.002822 0.00282201 0.003
c 0.003607 &
c 0.00360701 0.004 0.004038 0.00403801 0.005
c 0.006 &
c 0.007112 0.00711201 0.008 0.009659 0.00965901
c 0.01 &
c 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05
c 0.06 &
c 0.08 0.1 0.15 0.2 0.3
c 0.4 &
c 0.5 0.6 0.8 1 1.022
c 1.25 &
c 1.5 2 2.044 3 &
c 4 5 6 7 8 &
c 9 10 11 12 13 &
c 14 15 16 18 20 &
c 22 24 26 28 30 &
c 40 50 60 80 100 &
c 150 200 300 400 500 &
c 600 800 1000 1500 2000 &
c 3000 4000 5000 6000 8000 &
c 10000 15000
c embed14 3.66E-10 3.89E-10 2.33E-10 2.35E-10 1.86E-
c 10&
c 1.12E-10 9.81E-11 1.34E-10 1.05E-10 1.06E-10 &
c 7.64E-11 4.54E-11 4.46E-11 1.02E-10 7.19E-11 &
c 5.26E-11 3.17E-11 2.12E-11 1.01E-11 6.02E-12 &
c 3.13E-12 2.21E-12 1.87E-12 1.75E-12 1.77E-12 &
c 1.91E-12 2.38E-12 2.83E-12 3.64E-12 4.33E-12 &
c 4.93E-12 5.46E-12 6.39E-12 7.18E-12 7.26E-12 &
c 8.02E-12 8.77E-12 1.01E-11 1.02E-11 1.22E-11 &
c 1.41E-11 1.58E-11 1.74E-11 1.91E-11 2.07E-11 &
c 2.24E-11 2.40E-11 2.57E-11 2.74E-11 2.91E-11 &
c 3.08E-11 3.25E-11 3.42E-11 3.78E-11 4.14E-11 &
c 4.51E-11 4.88E-11 5.26E-11 5.64E-11 6.03E-11 &
c 8.04E-11 1.01E-10 1.23E-10 1.68E-10 2.14E-10 &
c 3.34E-10 4.58E-10 7.12E-10 9.70E-10 1.23E-09 &
c 1.49E-09 2.02E-09 2.55E-09 3.87E-09 5.20E-09 &
c 7.87E-09 1.05E-08 1.32E-08 1.59E-08 2.13E-08 &
c 2.66E-08 4.00E-08
c
c <<<<CONVERSION DE FLUJO A DOSIS Hueso>>>>
c
c embed14:p embed=1
c
c embed14 0.001 0.001142 0.001305 0.00130501 0.0015
c &
c 0.002 0.002145 0.00214501 0.002472 0.00247201 &
c 0.003 0.004 0.004038 0.0040381 0.005 &
c 0.006 0.008 0.01 0.015 0.02 &
c 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 &
c 0.1 0.15 0.2 0.3 0.4 &
c 0.5 0.6 0.8 1 1.022 &
c 1.25 1.5 2 2.044 3 &
c 4 5 6 7 8 &
c 9 10 11 12 13 &
c 14 15 16 18 20 &
c 22 24 26 28 30 &
c 40 50 60 80 100 &
c 150 200 300 400 500 &
c 600 800 1000 1500 2000 &
c 3000 4000 5000 6000 8000 &
c 10000 15000
c embed14 3.66E-10 3.89E-10 2.33E-10 2.35E-10 1.86E-
c 10&
c 1.12E-10 9.81E-11 1.34E-10 1.05E-10 1.06E-10 &
c 7.64E-11 4.54E-11 4.46E-11 1.02E-10 7.19E-11 &
c 5.26E-11 3.17E-11 2.12E-11 1.01E-11 6.02E-12 &
c 3.13E-12 2.21E-12 1.87E-12 1.75E-12 1.77E-12 &
c 1.91E-12 2.38E-12 2.83E-12 3.64E-12 4.33E-12 &
c 4.93E-12 5.46E-12 6.39E-12 7.18E-12 7.26E-12 &
c 8.02E-12 8.77E-12 1.01E-11 1.02E-11 1.22E-11 &
c 1.41E-11 1.58E-11 1.74E-11 1.91E-11 2.07E-11 &
c 2.24E-11 2.40E-11 2.57E-11 2.74E-11 2.91E-11 &
c 3.08E-11 3.25E-11 3.42E-11 3.78E-11 4.14E-11 &
c 4.51E-11 4.88E-11 5.26E-11 5.64E-11 6.03E-11 &
c 8.04E-11 1.01E-10 1.23E-10 1.68E-10 2.14E-10 &
c 3.34E-10 4.58E-10 7.12E-10 9.70E-10 1.23E-09 &
c 1.49E-09 2.02E-09 2.55E-09 3.87E-09 5.20E-09 &
c 7.87E-09 1.05E-08 1.32E-08 1.59E-08 2.13E-08 &
c 2.66E-08 4.00E-08
c
c <<<<CONVERSION DE FLUJO A DOSIS Hueso>>>>
c
c embed24:p embed=1
c
c embed24 0.001 0.001142 0.001305 0.00130501 0.0015
c &
c 0.002 0.002145 0.00214501 0.002472 0.00247201 &
c 0.003 0.004 0.004038 0.0040381 0.005 &
c 0.006 0.008 0.01 0.015 0.02 &
c 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 &
c 0.1 0.15 0.2 0.3 0.4 &
c 0.5 0.6 0.8 1 1.022 &
c 1.25 1.5 2 2.044 3 &
c 4 5 6 7 8 &
c 9 10 11 12 13 &
c 14 15 16 18 20 &
c
c <<<<CONVERSION DE FLUJO A DOSIS Tejido blando>>>>
c
c embed44:p embed=1
c
c embed44 0.001 0.00101 0.00102 0.0010201 0.001031
c 0.001043 &
c 0.00104301 0.001072 0.00107201 0.001116 0.001194
c 0.00119401 &
c 0.001305 0.00130501 0.0015 0.002 0.002145
c 0.00214501 &
c 0.002472 0.00247201 0.002822 0.00282201 0.003
c 0.003607 &
c 0.00360701 0.004 0.004038 0.00403801 0.005
c 0.006 &
c 0.007112 0.00711201 0.008 0.009659 0.00965901
c 0.01 &

```





0.238474322	12.618		4.854179572	1.41E-11	1.58E-11	1.74E-11	1.91E-11	2.07E-11	&
0.238474322	12.618		4.270417876	2.24E-11	2.40E-11	2.57E-11	2.74E-11	2.91E-11	&
-2.66523076	11.73827742	6.799987028		3.08E-11	3.25E-11	3.42E-11	3.78E-11	4.14E-11	&
-2.664266638		11.74005871	6.216225332	4.51E-11	4.88E-11	5.26E-11	5.64E-11	6.03E-11	&
-2.659748215		11.74834918	3.492017059	8.04E-11	1.01E-10	1.23E-10	1.68E-10	2.14E-10	&
-2.658350958		11.7523113	2.194781819	3.34E-10	4.58E-10	7.12E-10	9.70E-10	1.23E-09	&
0.901128291	11.57423257	6.787689114		1.49E-09	2.02E-09	2.55E-09	3.87E-09	5.20E-09	&
0.876219409	11.58217344	6.204394428		7.87E-09	1.05E-08	1.32E-08	1.59E-08	2.13E-08	&
0.790455724	11.60952535	4.195255315		2.66E-08	4.00E-08				&
0.735112246	11.62718839	2.899044901		c					&
0.710217754	11.63512927	2.315737242		c					&
-3.425174706		10.86875979	6.79979244	F24:p 2					&
-3.417159543		10.8758017	5.502570173	DE24 0.001	0.001142	0.001305	0.00130501	0.0015	&
-3.417159543		10.87898138	4.91882145	0.002	0.002145	0.00214501	0.002472	0.00247201	&
-3.414670094		10.88216106	4.335072727	0.003	0.004	0.004038	0.0040381	0.005	&
-3.412180644		10.88534074	3.751311031	0.006	0.008	0.01	0.015	0.02	&
-3.409691195		10.88850377	3.167562308	0.03	0.04	0.05	0.06	0.08	&
-3.407216136		10.89168345	2.583813585	0.1	0.15	0.2	0.3	0.4	&
1.747555415	10.97144181	6.799922165		0.5	0.6	0.8	1	1.022	&
1.744922067	10.97075926	6.21616047		1.25	1.5	2	2.044	3	&
1.739065386	10.96924433	4.91892523		4	5	6	7	8	&
1.736432038	10.96856179	4.335163534		9	10	11	12	13	&
1.73379869	10.96786259	3.751414811		14	15	16	18	20	&
0.954845712	10.11322785	2.648857611		22	24	26	28	30	&
0.955018391	10.11322785	2.065095915		40	50	60	80	100	&
-3.337885695		9.334239537	6.8	150	200	300	400	500	&
-3.341583894		9.326215422	4.075791727	600	800	1000	1500	2000	&
-3.343339459		9.322403136	2.778543515	3000	4000	5000	6000	8000	&
-3.344145292		9.320688439	2.194781819	10000	15000				&
1.239966792	9.361624739	6.794940732		DF24 3.66E-10	3.89E-10	2.33E-10	2.35E-10	1.86E-10	&
1.296605359	9.352168937	4.7848676		1.12E-10	9.81E-11	1.34E-10	1.05E-10	1.06E-10	&
1.313038602	9.349422093	4.201300491		7.64E-11	4.54E-11	4.46E-11	1.02E-10	7.19E-11	&
1.329486235	9.346675249	3.617733383		5.26E-11	3.17E-11	2.12E-11	1.01E-11	6.02E-12	&
1.345919478	9.343911757	3.034153302		3.13E-12	2.21E-12	1.87E-12	1.75E-12	1.77E-12	&
1.362367111	9.341164913	2.450586194		1.91E-12	2.38E-12	2.83E-12	3.64E-12	4.33E-12	&
-4.073366845		8.439251165	5.632515526	4.93E-12	5.46E-12	6.39E-12	7.18E-12	7.26E-12	&
-4.073582693		8.439933714	5.048766803	8.02E-12	8.77E-12	1.01E-11	1.02E-11	1.22E-11	&
-4.073784152		8.440616263	4.465005108	1.41E-11	1.58E-11	1.74E-11	1.91E-11	2.07E-11	&
-4.074	8.44131546	3.881243412		2.24E-11	2.40E-11	2.57E-11	2.74E-11	2.91E-11	&
-3.116080086		8.615565256	6.229742658	3.08E-11	3.25E-11	3.42E-11	3.78E-11	4.14E-11	&
-3.125563017		8.609355724	5.646058798	4.51E-11	4.88E-11	5.26E-11	5.64E-11	6.03E-11	&
-3.135031558		8.603129544	5.062374937	8.04E-11	1.01E-10	1.23E-10	1.68E-10	2.14E-10	&
-3.156083952		8.589312086	3.765321312	3.34E-10	4.58E-10	7.12E-10	9.70E-10	1.23E-09	&
-3.165566883		8.583085906	3.181637452	1.49E-09	2.02E-09	2.55E-09	3.87E-09	5.20E-09	&
-3.175035424		8.576876374	2.597953591	7.87E-09	1.05E-08	1.32E-08	1.59E-08	2.13E-08	&
-1.901214477		8.085207942	6.797353614	2.66E-08	4.00E-08				&
-1.90450976	8.150266527	4.073599377		c					&
-1.905214864		8.164200517	3.489941462	c					&
-1.906783361		8.195164941	2.192926754	F34:p 3					&
-0.371627805		8.415778134	6.799701633	DE34 0.001	0.00101	0.00102	0.0010201	0.001031	&
-0.375743311		8.41729306	6.21595291	0.001043	&				&
-0.379844427		8.418807986	5.632204187	0.00104301	0.001072	0.00107201	0.001116	0.001194	&
-0.388982	8.422170789	4.334994892		0.00119401	&				&
-0.393097506		8.423685715	3.751246169	0.001305	0.00130501	0.0015	0.002	0.002145	&
-0.397198622		8.425200642	3.167497446	0.00214501	&				&
-0.401314127		8.426715568	2.583748723	0.002472	0.00247201	0.002822	0.00282201	0.003	&
-0.405429633		8.428230494	2	0.003607	&				&
2.315250566	8.449622582	6.229081062		0.00360701	0.004	0.004038	0.00403801	0.005	&
2.31844512	8.449872295	5.645332339		0.006	&				&
2.321625283	8.450122008	5.061570643		0.007112	0.00711201	0.008	0.009659	0.00965901	&
2.324819837	8.450388369	4.47782192		0.01	&				&
2.328	8.450638082	3.894060225		0.015	0.02	0.03	0.04	0.05	&
0.920612188	7.838907595	5.631516645		0.06	&				&
0.92399381	7.819479916	4.33435924		0.08	0.1	0.15	0.2	0.3	&
0.925504747	7.810739958	3.750636462		0.4	&				&
0.927030074	7.802	3.166913684		0.5	0.6	0.8	1	1.022	&
SP2 D	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1			1.25	&				&
	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1			1.5	2	2.044	3	4	&
	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1			5	&				&
	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1			6	7	8	9	10	&
	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1			11	&				&
	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1			12	13	14	15	16	&
	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1			18	&				&
	1			20	22	24	26	28	&
				30	&				&
				40	50	60	80	100	&
				150	&				&
				200	300	400	500	600	&
				800	&				&
				1000					&
				DF34 3.73E-10	3.74E-10	3.61E-10	3.61E-10	3.79E-10	&
				3.47E-10	3.47E-10	3.31E-10	3.32E-10	3.99E-10	&
				2.76E-10	2.76E-10	2.38E-10	2.38E-10	1.88E-10	&
				1.12E-10	9.79E-11	9.85E-11	7.55E-11	7.64E-11	&
				5.97E-11	6.02E-11	5.38E-11	3.76E-11	3.85E-11	&
				3.15E-11	3.09E-11	3.10E-11	2.04E-11	1.42E-11	&
				1.01E-11	1.01E-11	8.03E-12	5.55E-12	5.55E-12	&
				5.19E-12	2.48E-12	1.62E-12	1.15E-12	1.11E-12	&
				1.18E-12	1.29E-12	1.54E-12	1.80E-12	2.38E-12	&
				2.89E-12	3.75E-12	4.48E-12	5.11E-12	5.67E-12	&
				6.64E-12	7.46E-12	7.54E-12	8.33E-12	9.11E-12	&
				1.04E-11	1.05E-11	1.25E-11	1.43E-11	1.59E-11	&
				1.74E-11	1.89E-11	2.03E-11	2.18E-11	2.32E-11	&
				2.46E-11	2.60E-11	2.74E-11	2.88E-11	3.03E-11	&
				3.17E-11	3.46E-11	3.76E-11	4.06E-11	4.36E-11	&
				4.66E-11	4.98E-11	5.29E-11	6.90E-11	8.58E-11	&
				1.03E-10	1.39E-10	1.76E-10	2.73E-10	3.72E-10	&
				5.76E-10	7.84E-10	9.94E-10	1.21E-09	1.63E-09	&
				2.06E-09					&
				c					&
				DF14 3.66E-10	3.89E-10	2.33E-10	2.35E-10	1.86E-10	&
				1.12E-10	9.81E-11	1.34E-10	1.05E-10	1.06E-10	&
				7.64E-11	4.54E-11	4.46E-11	1.02E-10	7.19E-11	&
				5.26E-11	3.17E-11	2.12E-11	1.01E-11	6.02E-12	&
				3.13E-12	2.21E-12	1.87E-12	1.75E-12	1.77E-12	&
				1.91E-12	2.38E-12	2.83E-12	3.64E-12	4.33E-12	&
				4.93E-12	5.46E-12	6.39E-12	7.18E-12	7.26E-12	&
				8.02E-12	8.77E-12	1.01E-11	1.02E-11	1.22E-11	&
				1.41E-11	1.58E-11	1.74E-11	1.91E-11	2.07E-11	&
				2.24E-11	2.40E-11	2.57E-11	2.74E-11	2.91E-11	&
				3.08E-11	3.25E-11	3.42E-11	3.78E-11	4.14E-11	&
				4.51E-11	4.88E-11	5.26E-11	5.64E-11	6.03E-11	&
				8.04E-11	1.01E-10	1.23E-10	1.68E-10	2.14E-10	&
				3.34E-10	4.58E-10	7.12E-10	9.70E-10	1.23E-09	&
				1.49E-09	2.02E-09	2.55E-09	3.87E-09	5.20E-09	&
				7.87E-09	1.05E-08	1.32E-08	1.59E-08	2.13E-08	&
				2.66E-08	4.00E-08				&
				c					&
				F4 Flujo medio sobre cada celda					&
				F14:p 1					&
				DE14 0.001	0.001142	0.001305	0.00130501	0.0015	&
				0.002	0.002145	0.00214501	0.002472	0.00247201	&
				0.003	0.004	0.004038	0.0040381	0.005	&
				0.006	0.008	0.01	0.015		



0.001305	0.00130501	0.0015	0.002	0.002145	2.76E-10	2.76E-10	2.38E-10	2.38E-10	1.88E-10 &
0.00214501	&				1.12E-10	9.79E-11	9.85E-11	7.55E-11	7.64E-11 &
0.002472	0.00247201	0.002822	0.00282201	0.003	5.97E-11	6.02E-11	5.38E-11	3.76E-11	3.85E-11 &
0.003607	&				3.15E-11	3.09E-11	3.10E-11	2.04E-11	1.42E-11 &
0.00360701	0.004	0.004038	0.00403801	0.005	1.01E-11	1.01E-11	8.03E-12	5.55E-12	5.55E-12 &
0.006	&				5.19E-12	2.48E-12	1.62E-12	1.15E-12	1.11E-12 &
0.007112	0.00711201	0.008	0.009659	0.00965901	1.18E-12	1.29E-12	1.54E-12	1.80E-12	2.38E-12 &
0.01	&				2.89E-12	3.75E-12	4.48E-12	5.11E-12	5.67E-12 &
0.015		0.02	0.03	0.04	0.05	6.64E-12	7.46E-12	7.54E-12	8.33E-12
0.06	&				1.04E-11	1.05E-11	1.25E-11	1.43E-11	1.59E-11 &
0.08		0.1	0.15	0.2	0.3	1.74E-11	1.89E-11	2.03E-11	2.18E-11
0.4	&				2.46E-11	2.60E-11	2.74E-11	2.88E-11	3.03E-11 &
0.5		0.6	0.8	1	1.022	3.17E-11	3.46E-11	3.76E-11	4.06E-11
1.25	&				4.66E-11	4.98E-11	5.29E-11	6.90E-11	8.58E-11 &
1.5		2	2.044	3	4	1.03E-10	1.39E-10	1.76E-10	2.73E-10
5	&				5.76E-10	7.84E-10	9.94E-10	1.21E-09	1.63E-09 &
6		7	8	9	10	2.06E-09			
11	&								
12		13	14	15	16				
18	&								
20		22	24	26	28				
30	&								
40		50	60	80	100				
150	&								
200		300	400	500	600				
800	&								
1000									
DF44	3.73E-10	3.74E-10	3.61E-10	3.61E-10	3.79E-10 &				
3.47E-10	3.47E-10	3.31E-10	3.32E-10	3.99E-10 &					
2.76E-10	2.76E-10	2.38E-10	2.38E-10	1.88E-10 &					
1.12E-10	9.79E-11	9.85E-11	7.55E-11	7.64E-11 &					
5.97E-11	6.02E-11	5.38E-11	3.76E-11	3.85E-11 &					
3.15E-11	3.09E-11	3.10E-11	2.04E-11	1.42E-11 &					
1.01E-11	1.01E-11	8.03E-12	5.55E-12	5.55E-12 &					
5.19E-12	2.48E-12	1.62E-12	1.15E-12	1.11E-12 &					
1.18E-12	1.29E-12	1.54E-12	1.80E-12	2.38E-12 &					
2.89E-12	3.75E-12	4.48E-12	5.11E-12	5.67E-12 &					
6.64E-12	7.46E-12	7.54E-12	8.33E-12	9.11E-12 &					
1.04E-11	1.05E-11	1.25E-11	1.43E-11	1.59E-11 &					
1.74E-11	1.89E-11	2.03E-11	2.18E-11	2.32E-11 &					
2.46E-11	2.60E-11	2.74E-11	2.88E-11	3.03E-11 &					
3.17E-11	3.46E-11	3.76E-11	4.06E-11	4.36E-11 &					
4.66E-11	4.98E-11	5.29E-11	6.90E-11	8.58E-11 &					
1.03E-10	1.39E-10	1.76E-10	2.73E-10	3.72E-10 &					
5.76E-10	7.84E-10	9.94E-10	1.21E-09	1.63E-09 &					
2.06E-09									
c									
c									
F64:p 6									
DE64	0.001	0.00101	0.00102	0.0010201	0.001031				
0.001043	&								
0.00104301	0.001072	0.00107201	0.001116	0.001194					
0.00119401	&								
0.001305	0.00130501	0.0015	0.002	0.002145					
0.00214501	&								
0.002472	0.00247201	0.002822	0.00282201	0.003					
0.003607	&								
0.00360701	0.004	0.004038	0.00403801	0.005					
0.006	&								
0.007112	0.00711201	0.008	0.009659	0.00965901					
0.01	&								
0.015		0.02	0.03	0.04	0.05				
0.06	&								
0.08		0.1	0.15	0.2	0.3				
0.4	&								
0.5		0.6	0.8	1	1.022				
1.25	&								
1.5		2	2.044	3	4				
5	&								
6		7	8	9	10				
11	&								
12		13	14	15	16				
18	&								
20		22	24	26	28				
30	&								
40		50	60	80	100				
150	&								
200		300	400	500	600				
800	&								
1000									
DF64	3.73E-10	3.74E-10	3.61E-10	3.61E-10	3.79E-10 &				
3.47E-10	3.47E-10	3.31E-10	3.32E-10	3.99E-10 &					
2.76E-10	2.76E-10	2.38E-10	2.38E-10	1.88E-10 &					
1.12E-10	9.79E-11	9.85E-11	7.55E-11	7.64E-11 &					
5.97E-11	6.02E-11	5.38E-11	3.76E-11	3.85E-11 &					
3.15E-11	3.09E-11	3.10E-11	2.04E-11	1.42E-11 &					
1.01E-11	1.01E-11	8.03E-12	5.55E-12	5.55E-12 &					
5.19E-12	2.48E-12	1.62E-12	1.15E-12	1.11E-12 &					
1.18E-12	1.29E-12	1.54E-12	1.80E-12	2.38E-12 &					
2.89E-12	3.75E-12	4.48E-12	5.11E-12	5.67E-12 &					
6.64E-12	7.46E-12	7.54E-12	8.33E-12	9.11E-12 &					
1.04E-11	1.05E-11	1.25E-11	1.43E-11	1.59E-11 &					
1.74E-11	1.89E-11	2.03E-11	2.18E-11	2.32E-11 &					
2.46E-11	2.60E-11	2.74E-11	2.88E-11	3.03E-11 &					
3.17E-11	3.46E-11	3.76E-11	4.06E-11	4.36E-11 &					
4.66E-11	4.98E-11	5.29E-11	6.90E-11	8.58E-11 &					
1.03E-10	1.39E-10	1.76E-10	2.73E-10	3.72E-10 &					
5.76E-10	7.84E-10	9.94E-10	1.21E-09	1.63E-09 &					
2.06E-09									
c									
c									
F6	Deposicion de energia media sobre las celdas de la prostata, la uretra y la pelvis								
c									
F16:p 2									
F26:p 3									
F36:p 5									
c									
c									
c	<<<<N° DE PARTICULAS>>>>								
c									
NPS	100000000								