

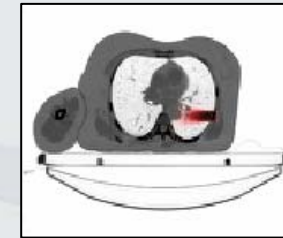
ESTUDIO DE DPM PARA PLANIFICACION DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Diana Bachiller Perea

Directores: José Manuel Udías Moinelo y
Jacobó Cal González

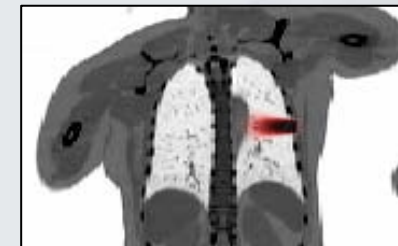
1. INTRODUCCIÓN

- 1.1. El cáncer y sus tratamientos
- 1.2. Tomografía Computerizada
- 1.3 Métodos de Monte Carlo en Medicina: DPM



2. MÉTODOS Y RESULTADOS

- 2.1. Estudio del programa DPM
- 2.2. Uso de imágenes CT en DPM



3. CONCLUSIONES

1.1. El cáncer y sus tratamientos

Cáncer: enfermedad caracterizada por una división celular descontrolada debida a una mutación en los genes que regulan el crecimiento celular.

Metástasis: propagación de dicha proliferación celular desde el tejido original a otros tejidos u órganos del cuerpo.

Algunas estadísticas:

- Primera causa de muerte en España.
- Una de cada cuatro mujeres y uno de cada tres hombres es diagnosticado de cáncer a lo largo de su vida.
- Cerca de 200.000 muertes por cáncer en España en el año 2008.

Radioterapia: destruye las células cancerígenas mediante la aplicación de radiaciones ionizantes en la zona tumoral.

Tipos de radioterapia:

- **Radioterapia externa o teleterapia :** la fuente de radiación se coloca a cierta distancia del paciente.
- **Braquiterapia:** el tumor es tratado a corta distancia.

Radioterapia intraoperatoria: Consiste en radiar directamente la zona tumoral durante una intervención quirúrgica, de forma que los tejidos sanos circundantes no se ven prácticamente afectados por la radiación.

1.2. Tomografía Computerizada

La tomografía computerizada (CT o TAC) con rayos X nos permite generar imágenes anatómicas con una resolución espacial submilimétrica, lo que ha convertido a esta técnica en una herramienta esencial para el diagnóstico médico de problemas anatómicos



$$I(x) = I(0) \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

$$UH = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \cdot 1000$$

Material	UH
Aire	-1000
Pulmón	Entre -300 y -800
Agua	0
Músculo	Entre 40 y 60
Hueso	>500

1.3 Métodos de Monte Carlo en Medicina: DPM

El método de Monte Carlo (MC) es un método numérico que nos permite resolver problemas físicos o matemáticos mediante el uso de números aleatorios.

PENELOPE es un código de simulación Montecarlo que permite simular el transporte de electrones, positrones y fotones en un rango de energías de 100 eV a 1 GeV. Está escrito en el lenguaje de programación FORTRAN. Fue desarrollado en el año 1994 por Francesc Salvat y José M. Fernández-Varea (Departamento de Física de la Universidad de Barcelona) y Josep Sempau (Instituto de Energía de la Universidad Politécnica de Cataluña).

DPM (*dose planning method*) es un código que simula el transporte de fotones y electrones mediante métodos de simulación de Monte Carlo. Está basado en PENELOPE y permite calcular la dosis depositada en un determinado material al ser radiado con un haz de fotones o electrones.

El paquete de simulación de DPM consta de cuatro programas:

- MATERIAL: en él se definen los materiales
- PREDPM: pre-procesador en el que podemos fijar algunos parámetros
- GENVOXEL: genera la geometría que queramos utilizar
- DPM: realiza la simulación MC:

2.1. Estudio del programa DPM

Objetivo: conseguir una precisión razonable en el cálculo de la dosis absorbida con no más tiempo del necesario, modificando los valores de los parámetros de entrada de DPM, con vistas a mejorar la planificación de un tratamiento de RIO.

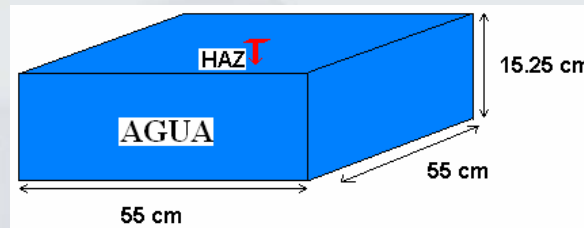
➤ **Parámetros de entrada:**

- slow: longitud de paso para partículas con $E < e_{cross}$.
- shigh: longitud de paso para partículas con $E > e_{cross}$.
- ecross: energía límite para tomar una longitud de paso u otra.
- wcc (Eabs): energía de absorción de los electrones.
- wcb (Eabsph): energía de absorción de los fotones.

➤ **Número de historias**

➤ **Número de vóxeles**

	Núm. Vóxeles	Tamaño Vóxel (cm)	Tamaño Total (cm)
X	55	1.00	55
Y	55	1.00	55
Z	61	0.25	15.25



Características del haz:

- Partículas: electrones.
- Tamaño: haz cuadrado de 2 cm de lado.
- Energía: 20 MeV.

Error relativo (en tanto por uno):

$$rms = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N err_rel_i^2}{N}}$$

Siendo: $err_rel^2 = \left(\frac{dosis - dosis_ref}{dosis_ref} \right)^2$

Dosis de referencia:

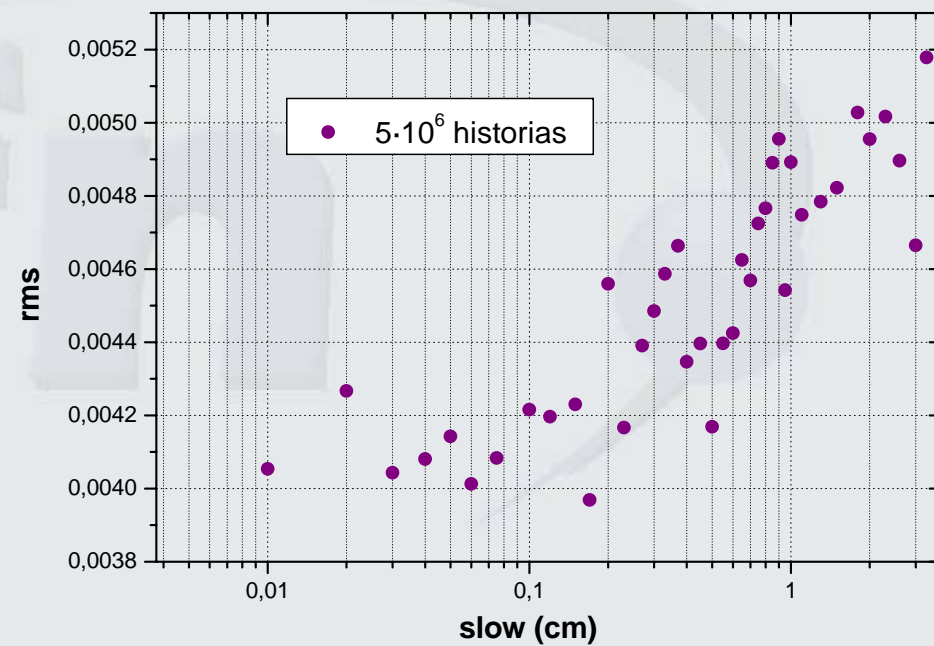
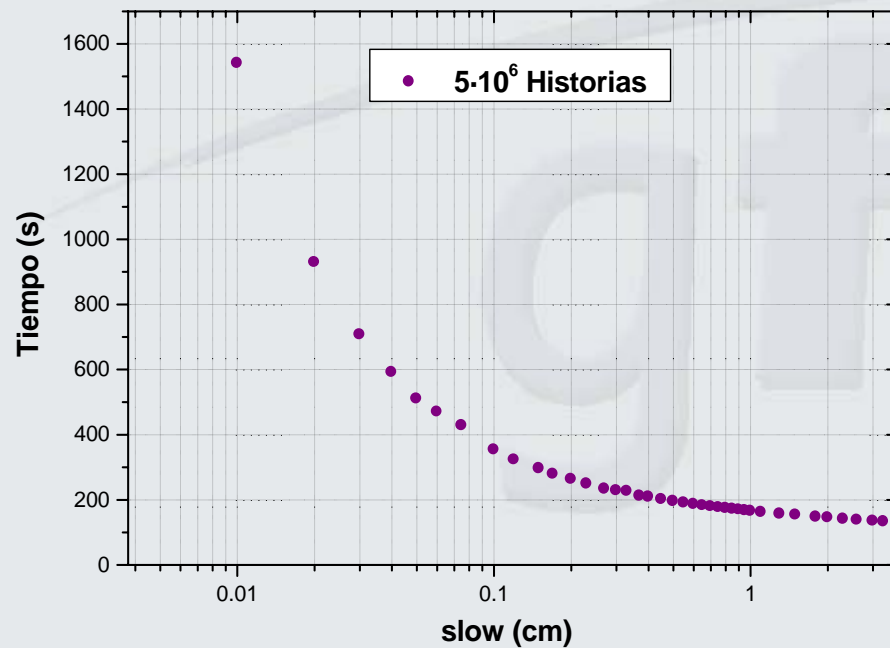
N=10⁷ Historias

Parámetro	Valor
shigh	0.1 cm
slow	0.005 cm
ecross	12 MeV
Wcc y Eabs	200 keV
Wcb y Eabsph	50 keV

Dependencia con slow:

slow: longitud de paso para partículas con $E < E_{cross}$.

Al aumentar slow disminuye la precisión de la simulación.

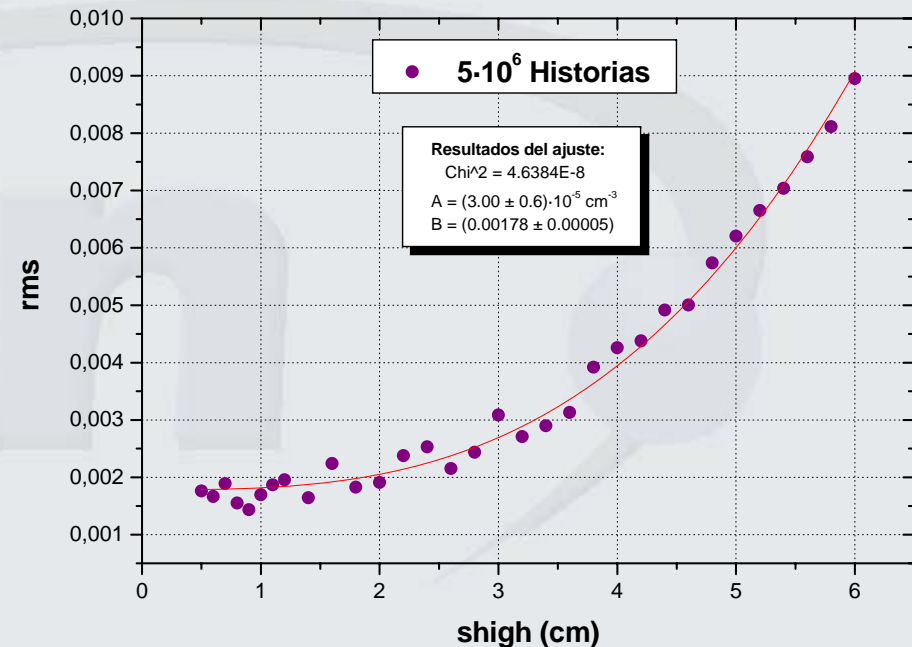
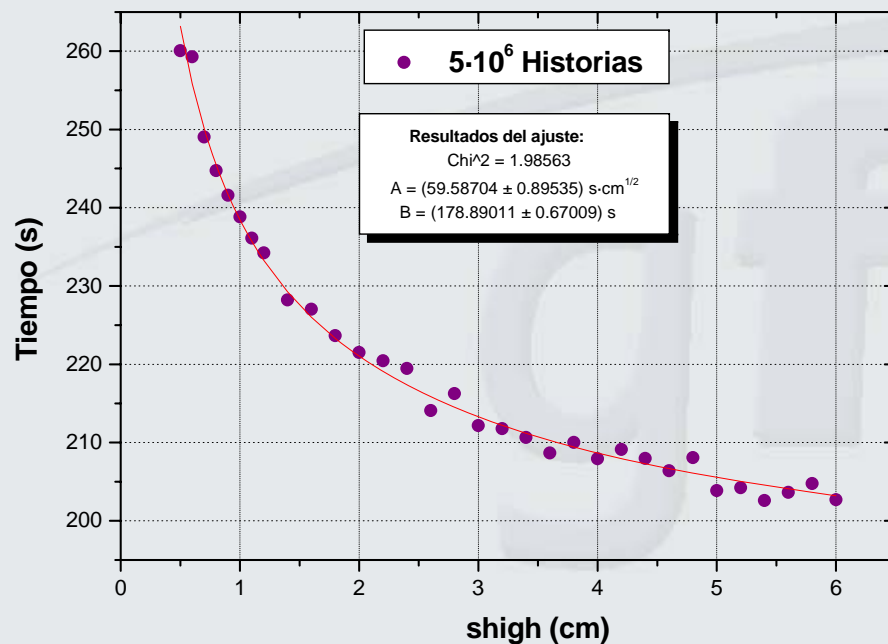


Valor adecuado de slow: entre 0.1 y 0.25 cm

Dependencia con shigh:

shigh: longitud de paso para partículas con $E > e_{cross}$.

Al aumentar shigh disminuye la precisión de la simulación.



$$t(s) = \frac{A}{\sqrt{\text{shigh}(cm)}} + B$$

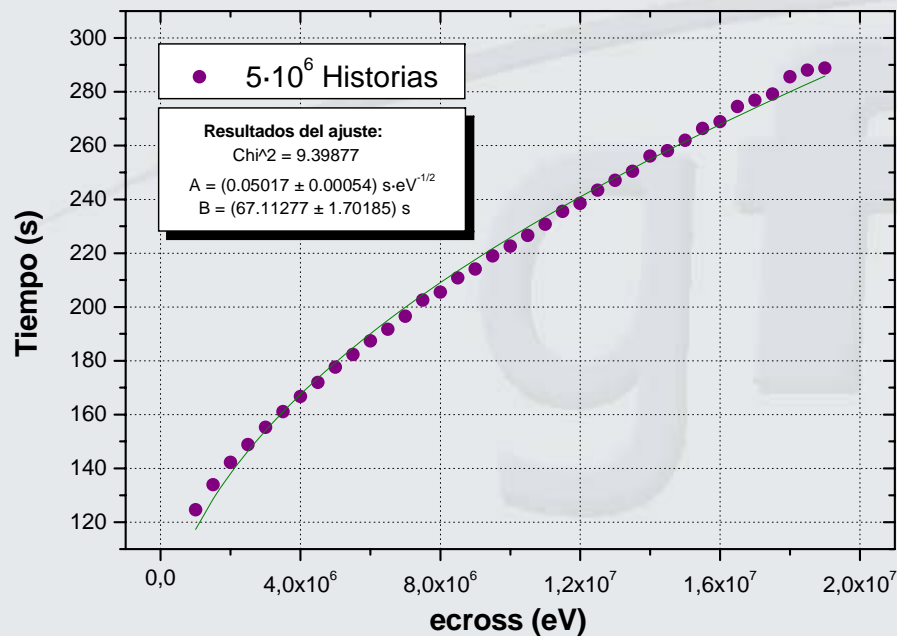
$$\sigma = A \cdot \text{shigh}^3 + B$$

Valor adecuado de shigh: ~2 cm

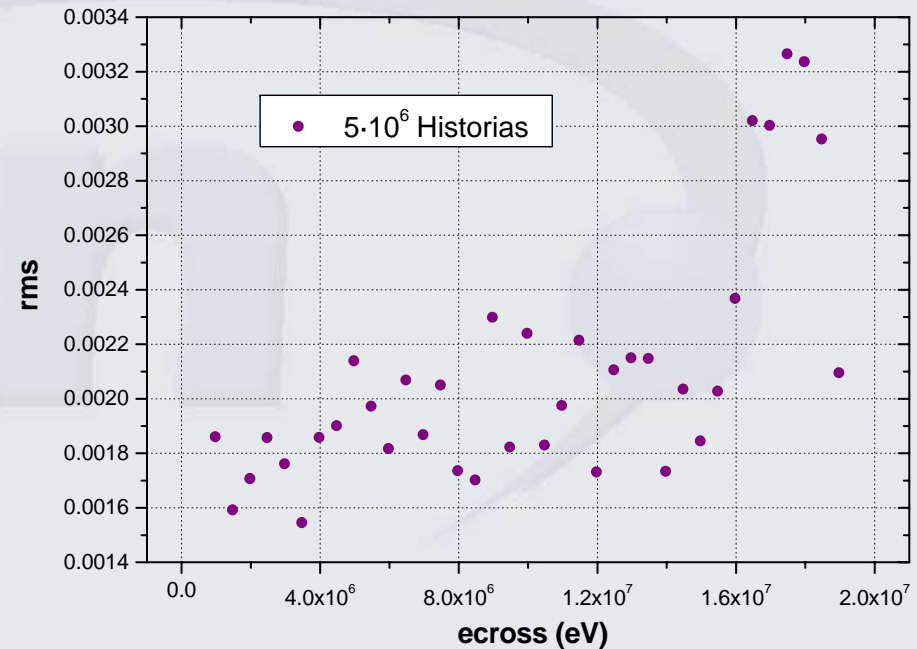
Dependencia con ecross:

ecross: energía límite para tomar una longitud de paso u otra.

Al aumentar ecross aumenta la precisión de la simulación.



$$t(s) = A \cdot \sqrt{ecross(eV)} + B$$

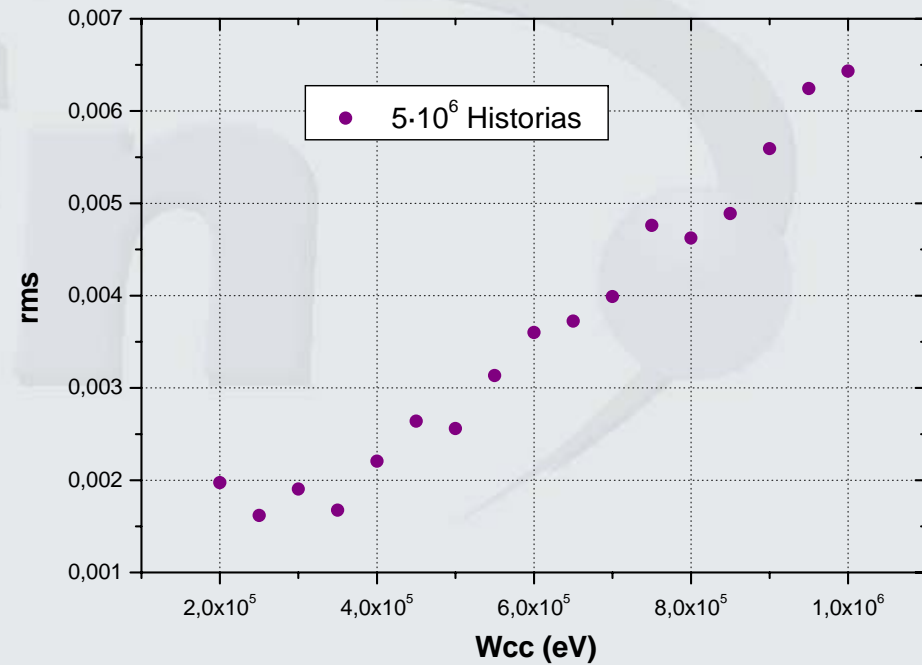
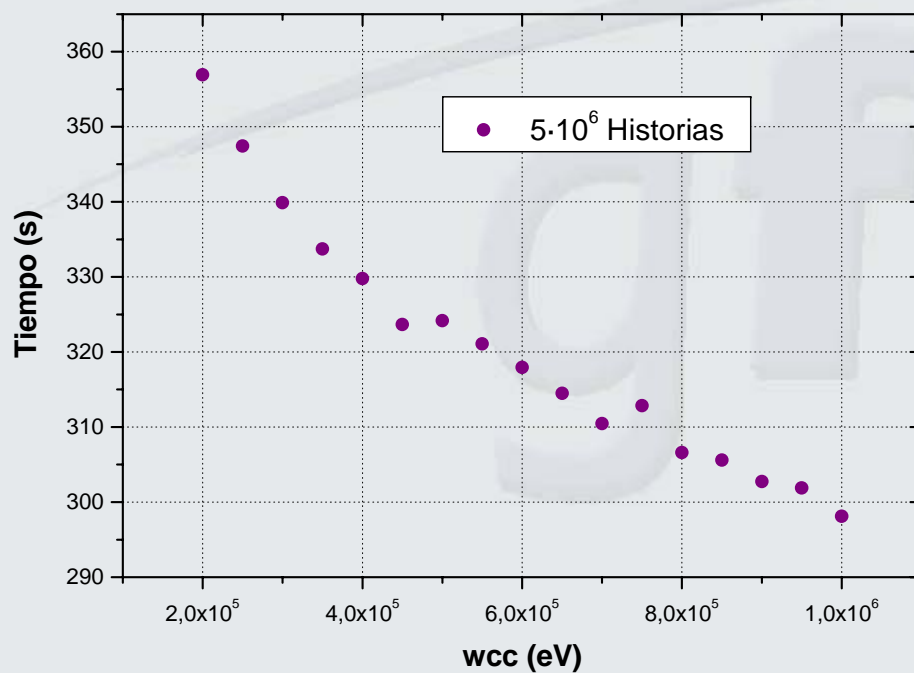


Valor adecuado de ecross: ¿?

Dependencia con Wcc:

Wcc: energía de absorción de los electrones.

Al aumentar Wcc disminuye la precisión de la simulación.

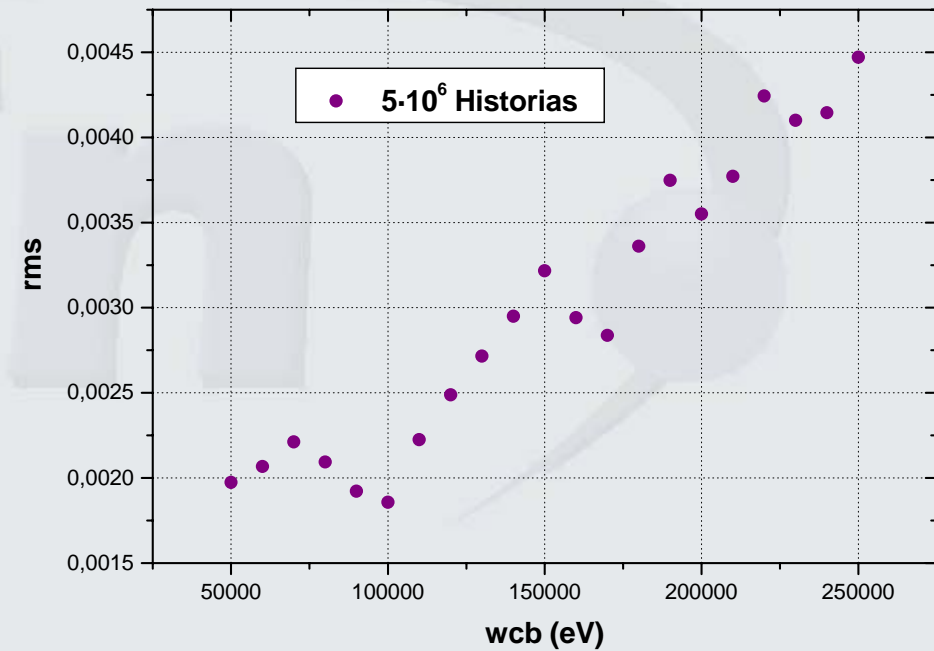
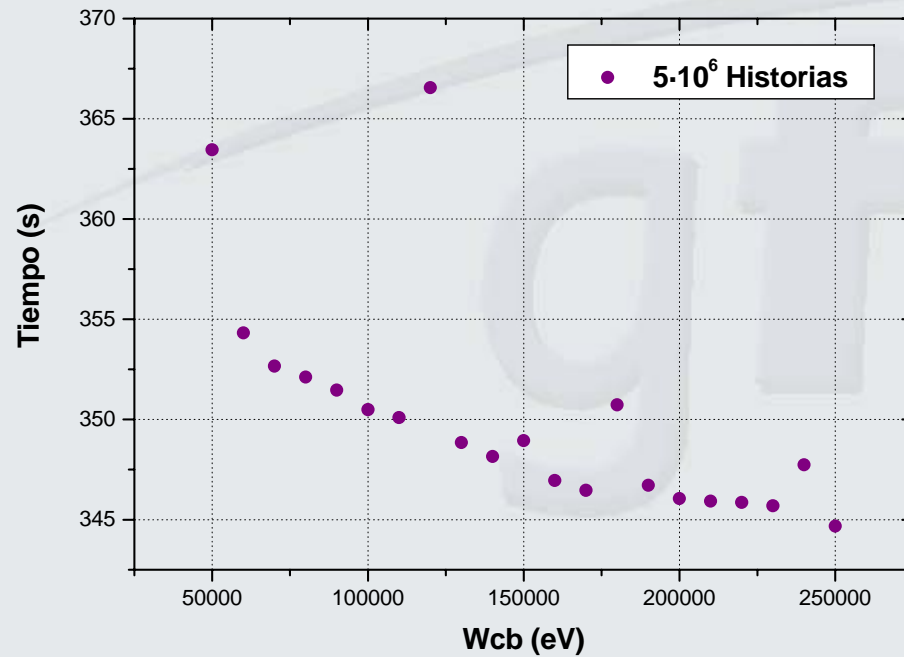


Valor adecuado de Wcc: ~400 keV

Dependencia con Wcb:

Wcb: energía de absorción de los fotones.

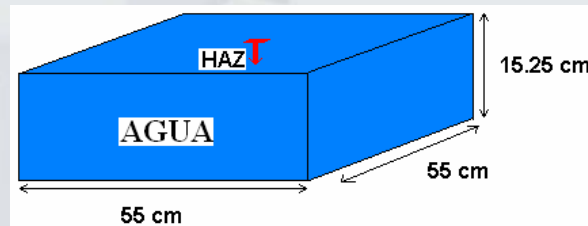
Al aumentar Wcb disminuye la precisión de la simulación.



Valor adecuado de Wcb: ~100 keV

Dependencia con el número de historias: Medio homogéneo

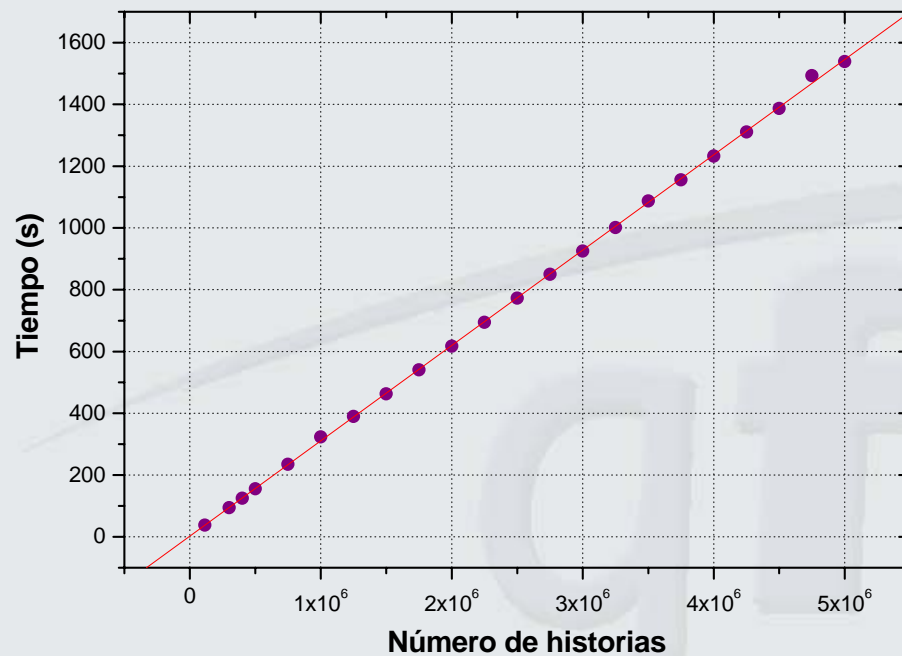
	Núm. Vóxeles	Tamaño Vóxel (cm)	Tamaño Total (cm)
X	55	1.00	55
Y	55	1.00	55
Z	61	0.25	15.25



Características del haz:

- Partículas: electrones.
- Tamaño: haz cuadrado de 2 cm de lado.
- Energía: 20 MeV.

Dependencia con el número de historias: Medio homogéneo



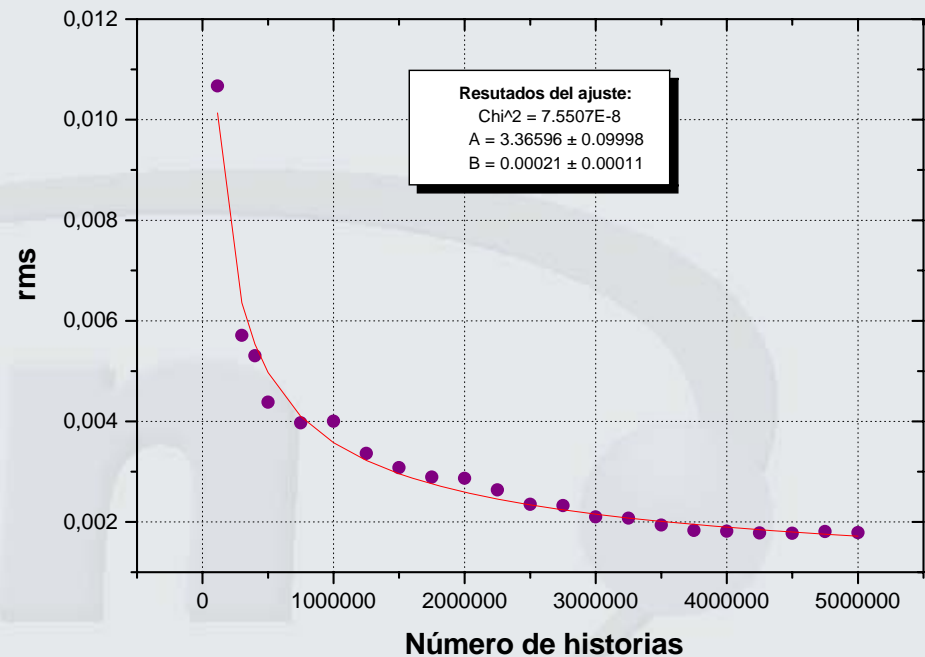
$$t(s) = A + B \cdot N$$

$$A = (2.4 \pm 2.7) s$$

$$B = (3.086 \pm 0.010) \cdot 10^{-4} s / \text{historia}$$

$$R = 0.9999$$

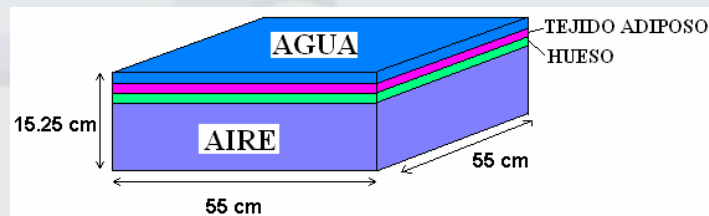
$$n = (3240 \pm 10) \text{ historias} / s$$



$$\sigma = \frac{A}{\sqrt{N}} + B$$

Dependencia con el número de historias: Medio heterogéneo

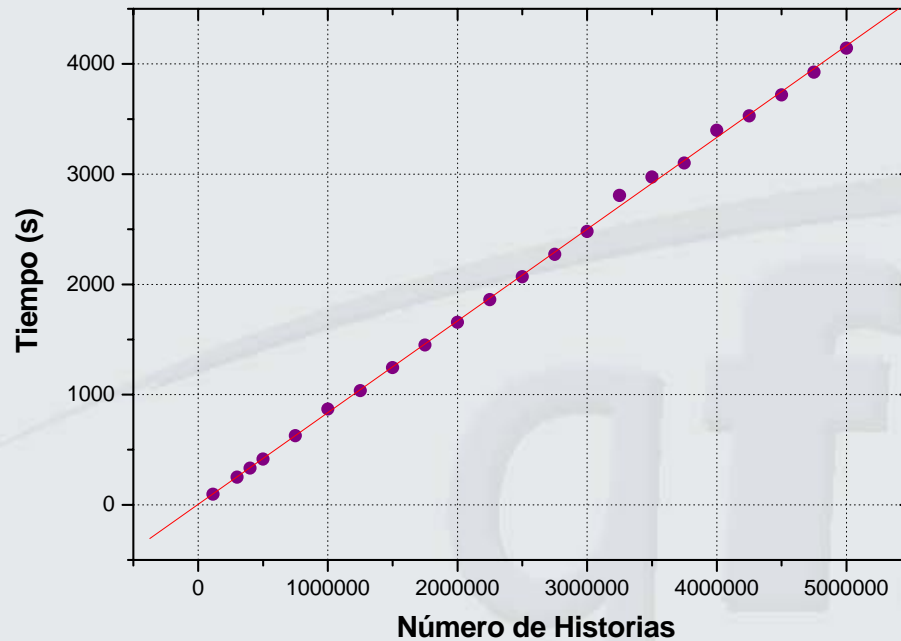
	Núm. Vóxeles	Tamaño Vóxel (cm)	Tamaño Total (cm)
X	55	1.00	55
Y	55	1.00	55
Z	61	0.25	15.25



Características del haz:

- Partículas: electrones.
- Tamaño: haz cuadrado de 2 cm de lado.
- Energía: 20 MeV.

Dependencia con el número de historias: Medio heterogéneo



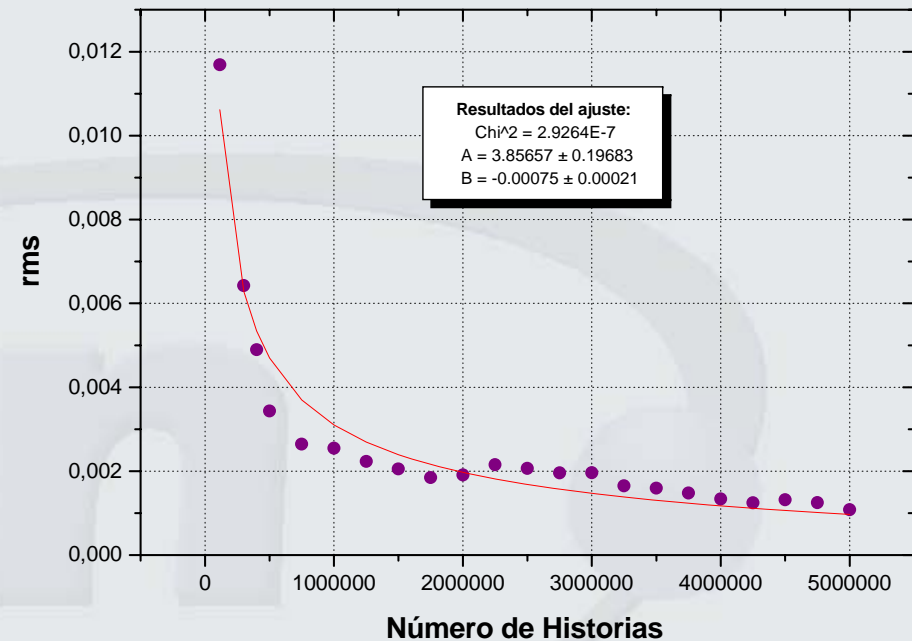
$$t(s) = A + B \cdot N$$

$$A = (5 \pm 14) \text{ s}$$

$$B = (8.321 \pm 0.047) \cdot 10^{-4} \text{ s/historia}$$

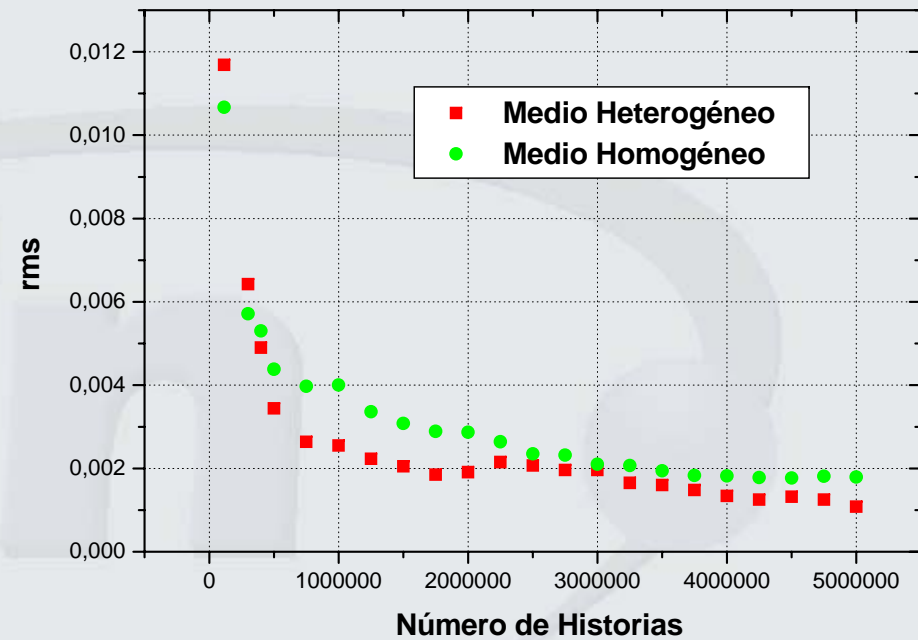
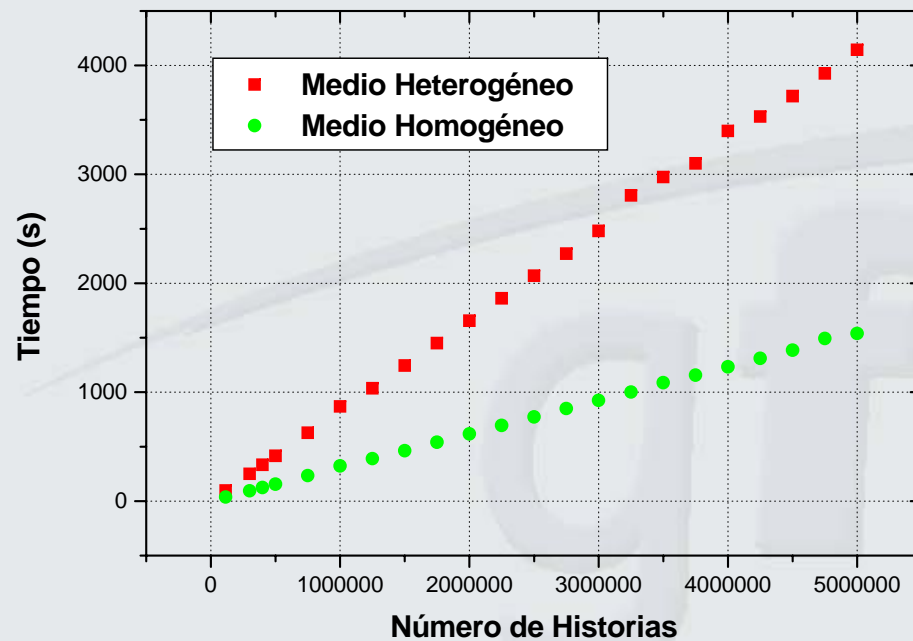
$$R = 0.99968$$

$$n = \frac{1}{B} = (1202 \pm 7) \text{ historias/s}$$



$$\sigma = \frac{A}{\sqrt{N}} + B$$

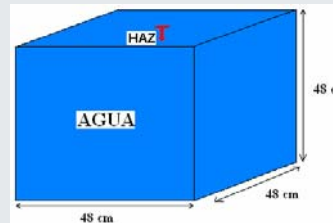
Dependencia con el número de historias



Medio homogéneo: $B = (3.086 \pm 0.010) \cdot 10^{-4} \text{ s/historia} \rightarrow n = (3240 \pm 10) \text{ historias/s}$

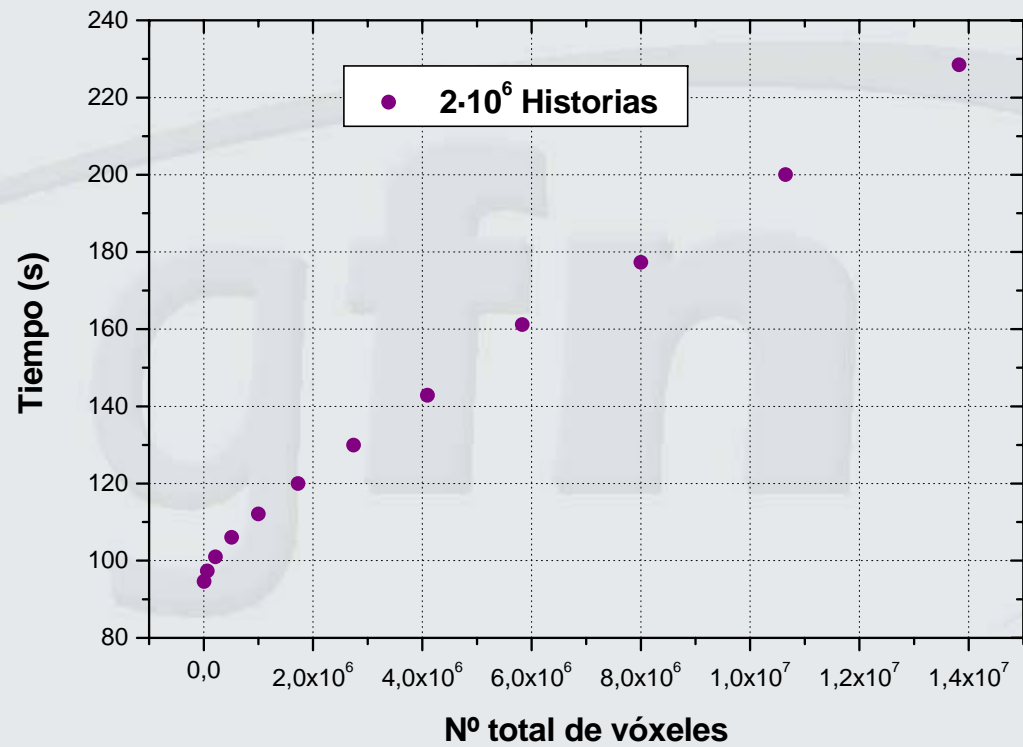
Medio heterogéneo: $B = (8.321 \pm 0.047) \cdot 10^{-4} \text{ s/historia} \rightarrow n = (1202 \pm 7) \text{ historias/s}$

Dependencia con el número de vóxeles



n_x, n_y, n_z	Nº total de vóxeles	Tamaño del vóxel (cm)	Tiempo (s)
20	$8 \cdot 10^3$	2.4	94.62
40	$6.4 \cdot 10^4$	1.2	97.32
60	$2.16 \cdot 10^5$	0.8	100.99
80	$5.12 \cdot 10^5$	0.6	106.05
100	10^6	0.48	112.11
120	$1.728 \cdot 10^6$	0.4	120.00
140	$2.744 \cdot 10^6$	0.3429	129.94
160	$4.096 \cdot 10^6$	0.3	142.84
180	$5.832 \cdot 10^6$	0.2667	161.16
200	$8 \cdot 10^6$	0.24	177.27
220	$1.0648 \cdot 10^7$	0.2182	200.02
240	$1.3824 \cdot 10^7$	0.2	228.49

Dependencia con el número de vóxeles



2.2. USO DE IMÁGENES CT EN DPM

Imágenes tomadas en el Hospital Universitario Gregorio Marañón con dimensiones:

	Núm. Vóxeles	Tamaño Vóxel (cm)	Tamaño Total (cm)
X	512	0.1879	96.20
Y	512	0.1879	96.20
Z	112	0.3000	336

Dimensiones de la imagen interpolada:

	Núm. Vóxeles	Tamaño Vóxel (cm)	Tamaño Total (cm)
X	256	0.3758	96.20
Y	256	0.3758	96.20
Z	112	0.3000	336

Segmentación en tres materiales:

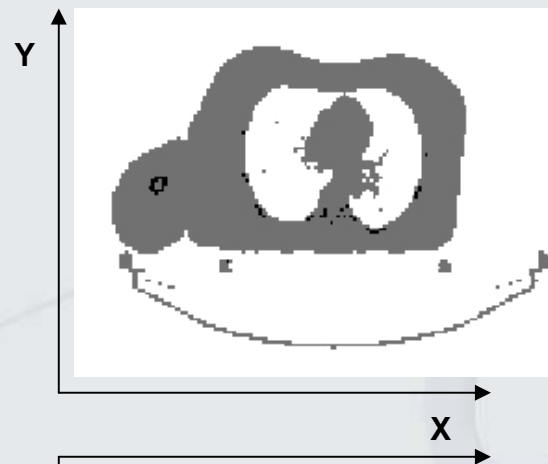
Posición del material en la lista	Material	Nombre del material en PENELOPE	Densidad (g/cm ³)	Unidades Hounsfield (UH)
1	Aire	Air	10 ⁻³	UH < -500
2	Agua	Water	1	-500 < UH < 500
3	Hueso duro	CorticalBone	1.85	UH > 500

Segmentación en diez materiales:

Posición del material en la lista	Material	Nombre del material en PENELOPE	Densidad (g/cm ³)	Unidades Hounsfield (UH)
1	Aire	Air	10 ⁻³	UH < -900
2	Pulmón	lung	0.3	-900 < UH < -400
3	Tejido adiposo	AdiposeTissue	0.92	-400 < UH < -200
4	Agua	Water	1	-200 < UH < 200
5	Músculo estriado	MuscleStriated	10.4	200 < UH < 400
6	Piel	skin	1.1	400 < UH < 500
7	Hueso blando	B100	1.45	500 < UH < 900
8	Hueso duro	CorticalBone	1.85	900 < UH < 3000
9	Aluminio	Al	2.6989	3000 < UH < 5000
10	Plomo	Pb	11.35	UH > 5000

Comparación de las imágenes:

Tres materiales



Diez materiales

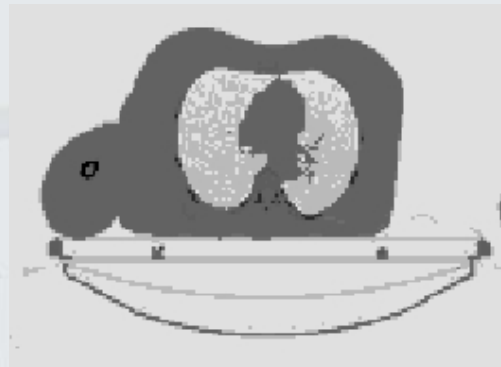
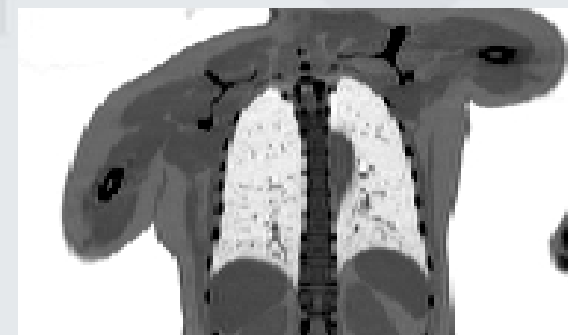
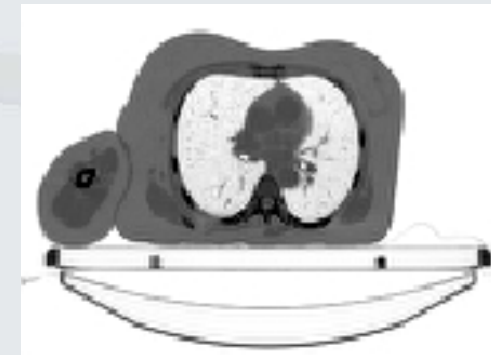


Imagen real

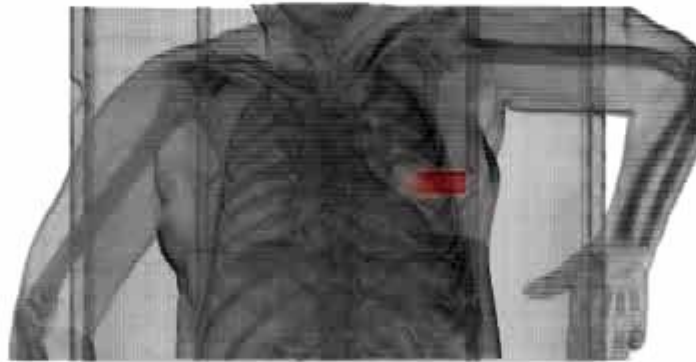


Comparación del cálculo de dosis:

Características del haz:

- Partículas: electrones.
- Tamaño: haz cuadrado de 2 cm de lado.
- Energía: 20 MeV.

Parámetro	Valor
Nº Historias	$5 \cdot 10^6$
shigh	0.5 cm
slow	0.01 cm
ecross	12 MeV
wcc y Eabs	200 keV
Wcb y Eabsph	50 keV

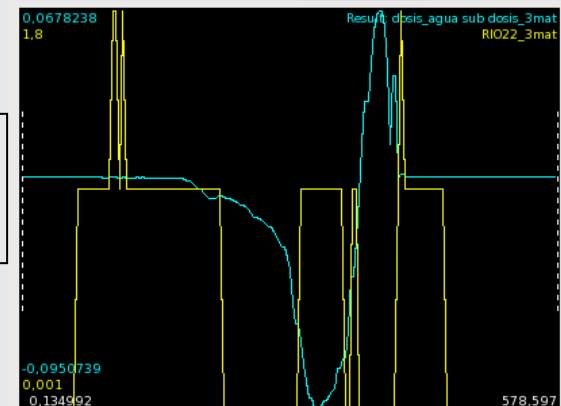


Comparación del cálculo de dosis:

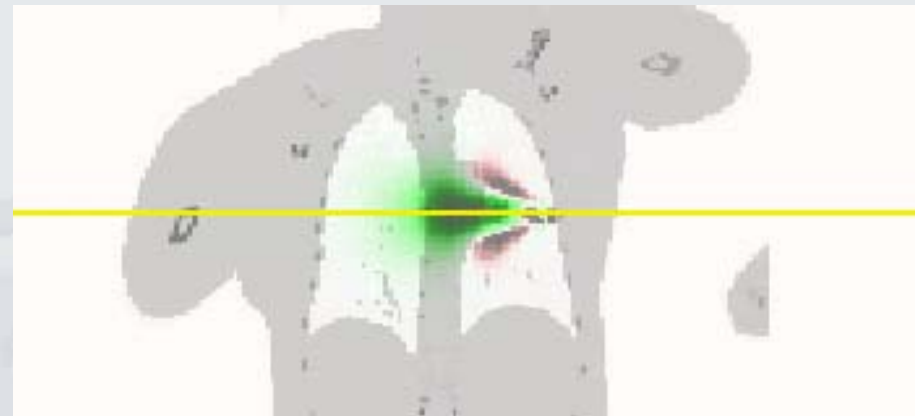
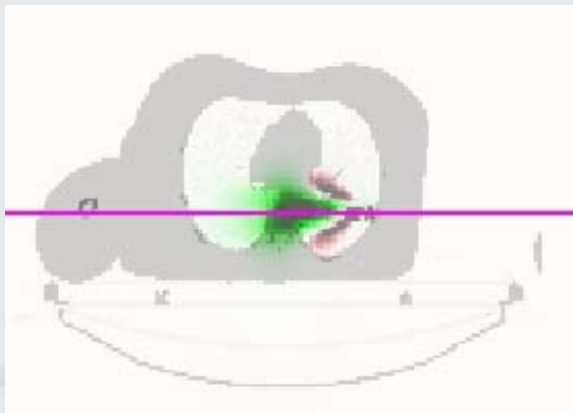
- (dosis_agua)-(dosis_CT)
- Tres materiales:



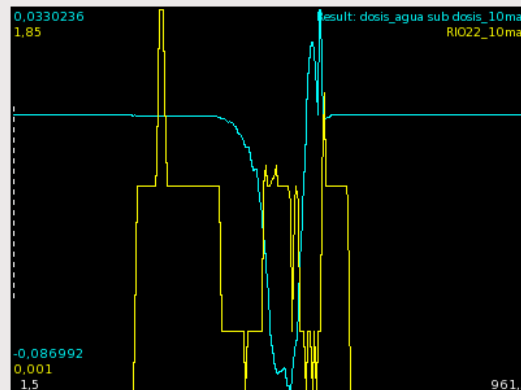
Verde: resultados negativos ($\text{dosis_CT} > \text{dosis_agua}$).
Rojo: resultados positivos ($\text{dosis_CT} < \text{dosis_agua}$).



- Diez materiales:



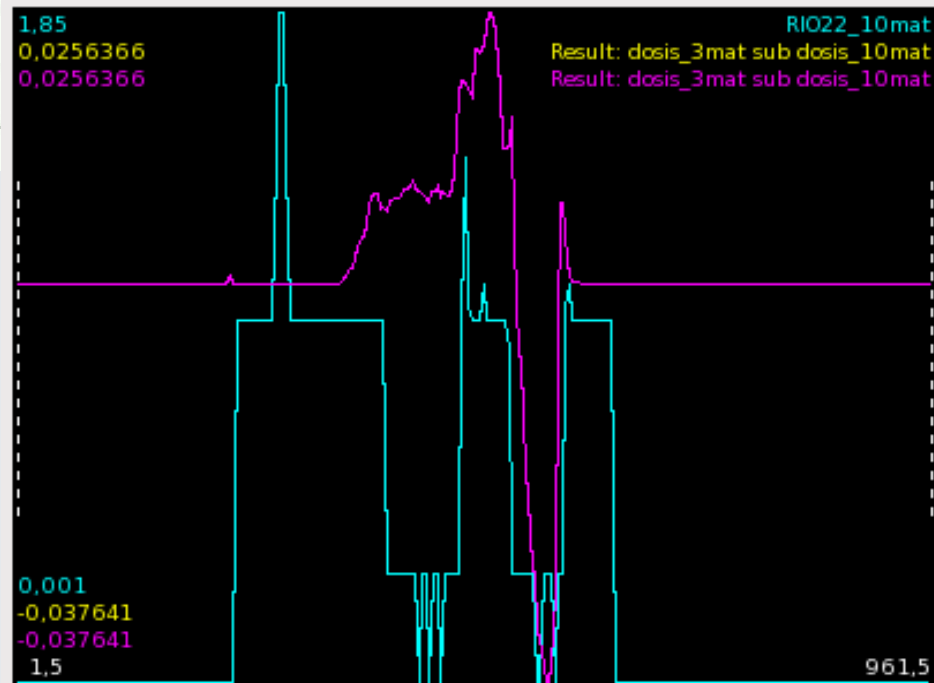
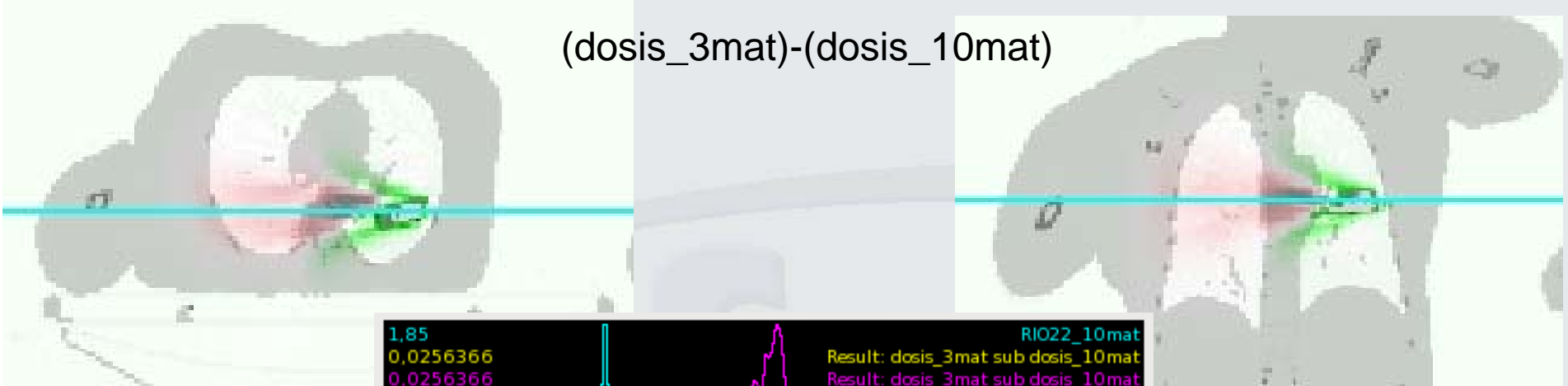
Verde: resultados negativos ($\text{dosis_CT} > \text{dosis_agua}$).
Rojo: resultados positivos ($\text{dosis_CT} < \text{dosis_agua}$).



Verde: resultados negativos ($\text{dosis}_{10\text{mat}} > \text{dosis}_{3\text{mat}}$).
 Rojo: resultados positivos ($\text{dosis}_{10\text{mat}} < \text{dosis}_{3\text{mat}}$).

- Comparación de tres materiales con diez:

$(\text{dosis}_{3\text{mat}}) - (\text{dosis}_{10\text{mat}})$



3. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

CONCLUSIONES

Mediante la optimización hemos podido comprobar que los parámetros que más nos conviene usar en DPM no son siempre los que se recomiendan en las instrucciones del programa:

Parámetro	Valor recomendado	Valor óptimo
Slow	1 cm	0.1-0.25 cm
Shigh	5 cm	~2 cm
Ecross	12 MeV	¿?
Wcc	200 keV	400 keV
Wcb	50 keV	100 keV

En la segunda parte del trabajo hemos comprobado que los resultados varían considerablemente al utilizar una imagen CT (error~10%), en vez de realizar la simulación en agua, haciendo así más precisos nuestros cálculo al tratar de realizar una planificación de un tratamiento real.

¡GRACIAS!