

Trabajo para la obtención del Diploma de Estudios Avanzados

# APLICACIÓN DE SIMULACIONES MONTE CARLO PARA EL ANÁLISIS DE INFORMACIÓN CT Y SU USO EN PET Y DOSIMETRÍA

**Autor:** Jacobo Cal González

**Tutor:** José Manuel Udías Moinelo

**Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear  
Universidad Complutense de Madrid**

Madrid, 25 de Junio de 2010

# **CURRICULUM VITAE**

- **Cursos de doctorado de Física Nuclear**
- **Publicaciones**
- **Participación en congresos**

## CURSOS DE DOCTORADO DE FÍSICA NUCLEAR

- **Estructura Nuclear (Madrid - Sobresaliente)**
- **Física Nuclear Aplicada (Sevilla - Sobresaliente)**
- **Física Nuclear Experimental (Valencia - Sobresaliente)**
- **Reacciones Nucleares (Santiago - Sobresaliente)**
- **Física Nuclear a Energías Intermedias (Salamanca - Sobresaliente)**



## PUBLICACIONES

**AUTORES:** S. España, J. Cal-González, G. Tapias, L.M. Fraile, E. Picado, J.L. Herraiz, J.M. Udías, M. Desco, J.J. Vaquero

**TITULO:** Performance Evaluation of SiPM Photosensors for PET Imaging in the Presence of Magnetic Fields.

**PUBLICACIÓN:** Proceedings International Scientific Meeting on Nuclear Physics: La Rábida 2009, 171-173.

---

**AUTORES:** S. España, J. Cal-González, G. Tapias, L.M. Fraile, E. Picado, J.L. Herraiz, J.M. Udías, M. Desco, J.J. Vaquero

**TITULO:** Caracterización de Fotomultiplicadores de Silicio para su uso en Escáneres PET en Presencia de Campos Magnéticos.

**PUBLICACIÓN:** Proceedings XXXII Bienal de Física, 2009, 460-462.

---

**AUTORES:** J. Cal-González, J.L. Herraiz, S. España, J.J. Vaquero, M. Desco, J.M. Udías

**TITULO:** Positron Range Effects in High Resolution 3D PET Imaging

**PUBLICACIÓN:** IEEE Nucl Sci Symp Conf Rec, 2009, Vol 1, 2788 – 2791.

## PARTICIPACIÓN EN CONGRESOS

**AUTORES:** J. Cal-González; M.C. Martínez Pérez

**TITULO:** PET Imaging in the Nuclear Physics Group of UCM

**TIPO DE PRESENTACIÓN:** Oral presentation

**CONGRESO:** ENLIGHT Meeting

**LUGAR Y FECHA:** Valencia. Junio de 2009.

**AUTORES:** S. España, J. Cal-González, G. Tapias, L.M. Fraile, E. Picado, J.L. Herraiz, J.M. Udías, M. Desco, J.J. Vaquero

**TITULO:** Performance Evaluation of SiPM Photosensors for PET Imaging in the Presence of Magnetic Fields.

**TIPO DE PRESENTACIÓN:** Oral presentation

**CONGRESO:** International Scientific Meeting on Nuclear Physics: La Rábida 09

**LUGAR Y FECHA:** La Rábida (Huelva). Julio de 2009

**AUTORES:** S. España, J. Cal-González, G. Tapias, L.M. Fraile, E. Picado, J.L. Herraiz, J.M. Udías, M. Desco, J.J. Vaquero

**TITULO:** Caracterización de Fotomultiplicadores de Silicio para su uso en Escáneres PET en Presencia de Campos Magnéticos.

**TIPO DE PRESENTACIÓN:** Oral presentation

**CONGRESO:** XXXII Bienal de Física

**LUGAR Y FECHA:** Ciudad Real. Septiembre de 2009



## PARTICIPACIÓN EN CONGRESOS

**AUTORES:** J. Cal-González, J. L. Herraiz, S. España, J.J. Vaquero, M. Desco, J.M. Udias

**TITULO:** Positron Range Effects in High Resolution 3D PET Imaging

**TIPO DE PRESENTACIÓN:** Póster

**CONGRESO:** IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference

**LUGAR Y FECHA:** Orlando, Florida, USA. Octubre 2009

---

**AUTORES:** J. Cal-González, J. L. Herraiz, S. España, J.J. Vaquero, M. Desco, J.M. Udias.

**TITULO:** Study of the stability of CT – based Positron Range Correction in High Resolution 3D PET Imaging.

**TIPO DE PRESENTACIÓN:** Oral presentation

**CONGRESO:** Imaging 2010

**LUGAR Y FECHA:** Estocolmo, Suecia. Junio 2010.

---

**AUTORES:** J.L. Herraiz, S. España, J. Cal-González, M. Desco, J.J. Vaquero, J.M. Udías

**TITULO:** Fully-3D GPU PET Reconstruction

**TIPO DE PRESENTACIÓN:** Póster

**CONGRESO:** Imaging 2010

**LUGAR Y FECHA:** Estocolmo, Suecia. Junio 2010.

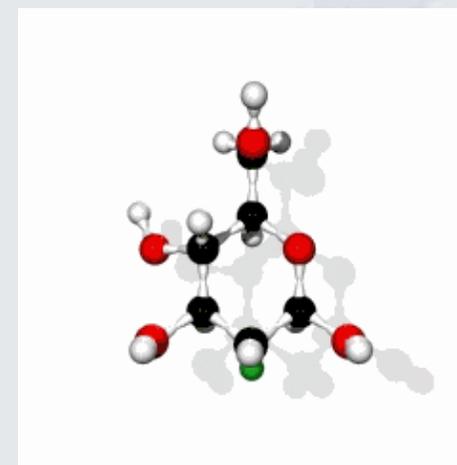
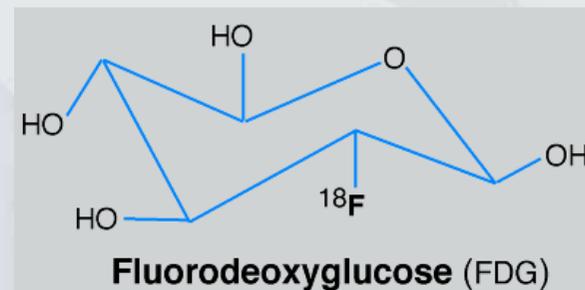
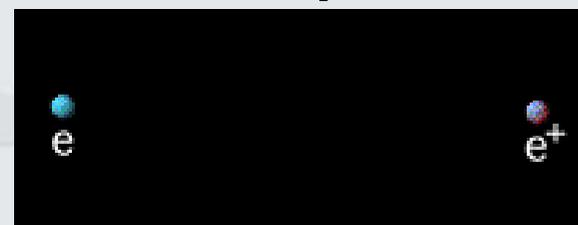
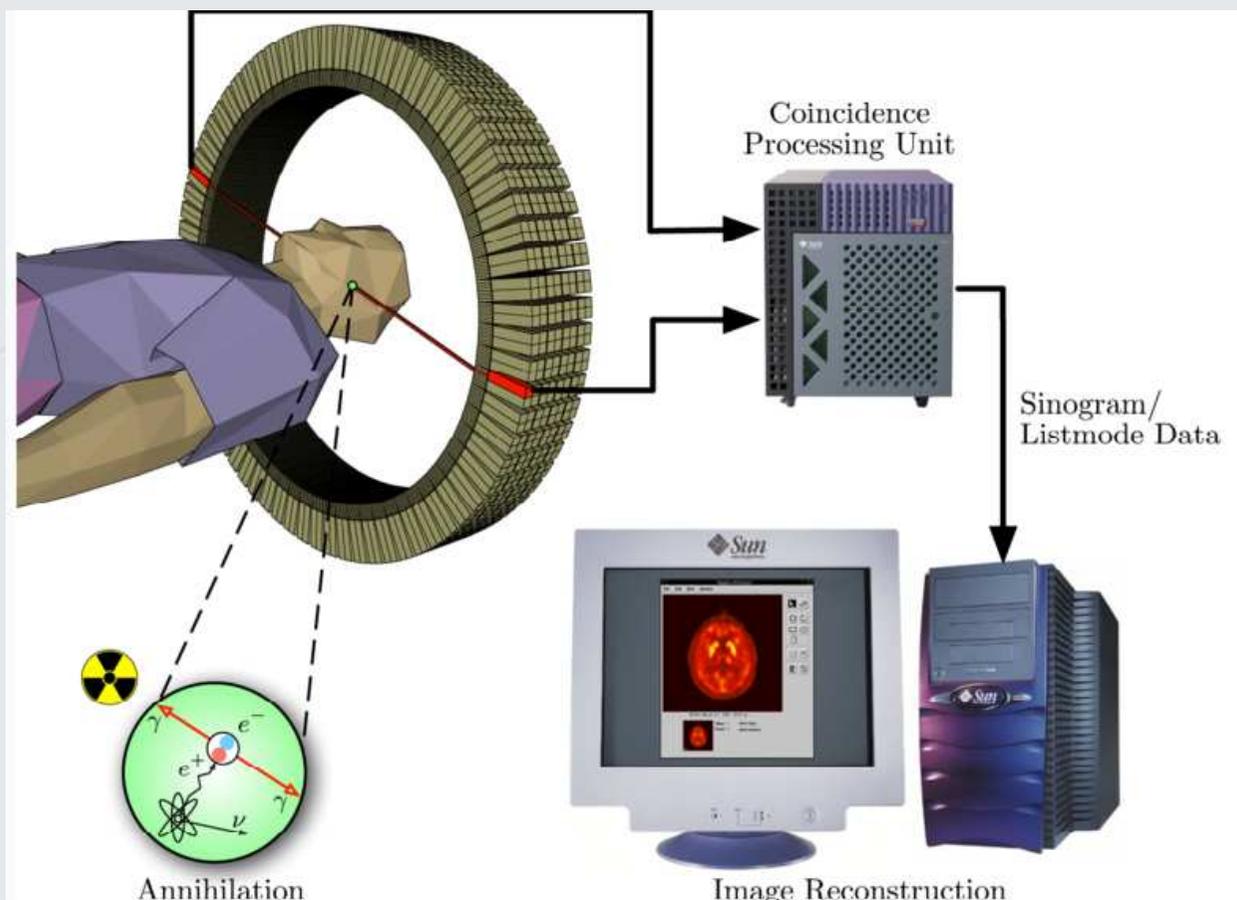


# TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

- **Introducción y objetivos del trabajo**
- **Análisis de información CT para su uso en PET y Dosimetría**
- **Uso de la información CT para la corrección del rango del positrón**
- **Conclusiones del trabajo**

## IMAGEN PET

Imagen PET → Imagen funcional → Metabolismo del paciente



## IMAGEN CT

Imagen CT → Imagen anatómica → Estructura detallada del cuerpo.

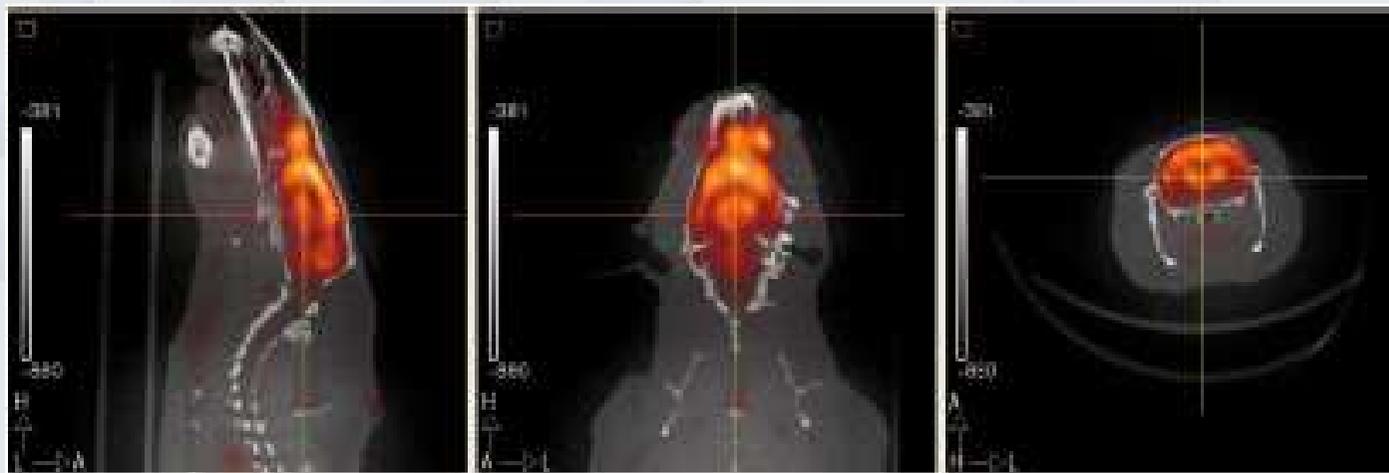
Imagen CT → Atenuación de rayos X en diferentes tejidos

Números Hounsfield (HU) →  $CT_n \equiv \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \cdot 1000$

Tejido	$CT_n$ (HU)
Aire	-1000
Pulmón	-300 / -800
Agua	0
Hueso	>500



Ejemplo típico de imagen CT



Fusión de imagen FDG PET y CT del cerebro de una rata, adquirida con el escáner ARGUS PET/CT.

## OBJETIVOS DEL TRABAJO

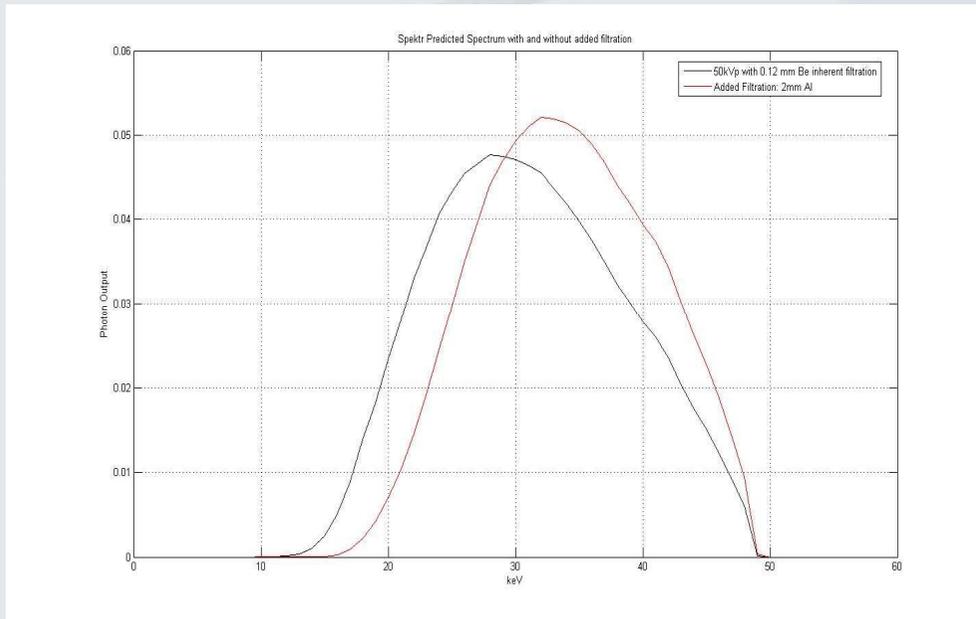
- **Análisis de información CT para su uso en PET y Dosimetría**
  - Relación entre el número CT y la energía y forma del espectro de rayos X emitido por el escáner CT.
  - Relación entre el número CT y las propiedades de los materiales (densidad electrónica y Z efectiva) → Identificación de materiales a partir de la imagen CT.
  - Relación entre el número CT y la atenuación y rango del positrón en PET para diferentes materiales → Mejora de calidad de imagen PET.
  - Cálculo de dosimetría de electrones a partir de los números CT → Planificación de radioterapia con electrones.
- **Uso de la información CT para la corrección del rango del positrón**
  - Validación de las simulaciones del rango del positrón.
  - Efecto del rango del positrón en la calidad de imagen PET.
  - Corrección del rango en la reconstrucción de imagen.

## ESPECTRO DE RAYOS X: CÓDIGO SPEKTR

- La simulación del espectro de emisión de rayos X se ha realizado con el código Spektr\_v2.1

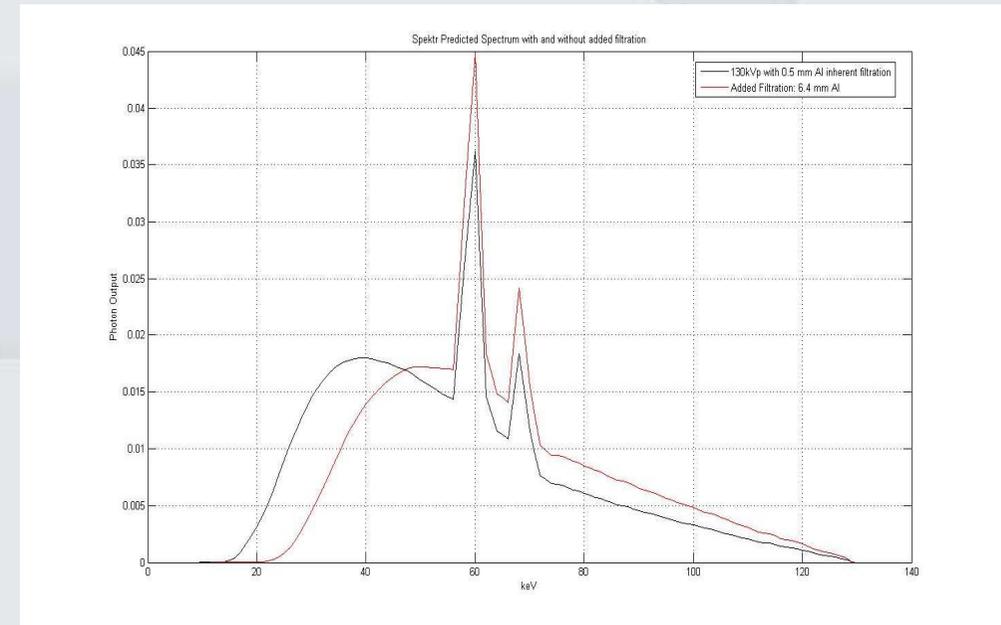
J.H. Siewerdsen, A.M. Waese, D.J. Moseley, S. Richard and D.A. Jaffray, Spektr: A computational tool for x-ray spectral analysis and imaging system optimization, Med. Phys. 31(9), 2004.

### ARGUS PET / CT



Energía media del espectro: Sin filtrado externo: 31 keV, con filtrado externo: 34 keV

### BIOGRAPH 16 PET / CT



Energía media del espectro: Sin filtrado externo: 56 keV, con filtrado externo: 64 keV

## SIMULACIÓN DE LA INTERACCIÓN RADIACIÓN-MATERIA

- Se ha empleado el código PENELOPE (<http://www.nea.fr/>)
- PENELOPE es un código Monte Carlo diseñado para la simulación del transporte e interacción de fotones, electrones y positrones de energías entre 100 eV y 1 GeV.
- Está escrito en lenguaje Fortran 77.

### Simulación de fotones en PENELOPE

- Scattering coherente (Rayleigh)
- Scattering incoherente (Compton)
- Absorción fotoeléctrica
- Producción de pares
- Interacción delta

### Simulación de electrones y positrones en PENELOPE

- Dispersión elástica fuerte ( $\theta > \theta_c$ )
- Dispersión inelástica fuerte ( $\theta > \theta_c$ )
- Emisión por Bremsstrahlung
- Interacción delta
- Interacción artificial débil ( $\theta < \theta_c$ )
- Ionización de capas internas
- Aniquilación (solo para positrones)

## MÉTODO DE KINAHAN

Material	Hounsfield	LET 1 MeV (Kinahan)	LET 1 MeV (PENELOPE)	Error (%)	Error (%)
Adipose	-302,6	0,697	0,917	23,94	4,65

**Método de Kinahan** → Consiste en tomar tres materiales como referencia, en este caso tomaremos aire, agua y hueso cortical, y el resto de materiales los consideraremos como mezcla aire-agua, si su número CT está comprendido entre el del agua y el del aire, o mezcla agua-hueso cortical, si su número CT está comprendido entre el del agua y el del hueso cortical.

P.E. Kinahan et al., Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner, Med. Phys., 25(10), 1998.

Lung	-696,1	0,504	0,288	5,54	3,80
Muscle-eq liquid, with sucrose	67,7	1,008	1,089	7,44	5,86
Muscle-eq liquid, without sucrose	37,5	1,004	1,057	5,01	4,09

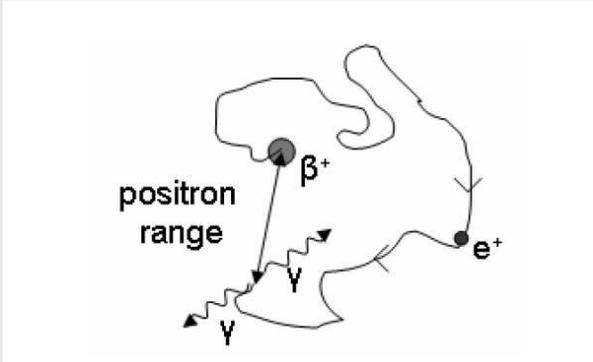
Para evaluar el método propuesto, se ha comparado la **densidad electrónica**, la **atenuación en PET** y la **LET** predicha por el **método de Kinahan** con las obtenidas mediante la simulación con **PENELOPE**.

Tissue-equiv. plastic	32,5	1,004	1,104	9,06	6,26
Tissue-soft	-37,6	0,962	0,993	3,10	0,97
Water	0,0	1,000	1,000	0,00	0,00

ARGUS PET/CT

BIOGRAPH 16 PET/CT

## RANGO DEL POSITRÓN



Se define como rango la distancia promedio que recorre el positrón desde que es emitido en la desintegración  $\beta^+$  hasta que se aniquila. El efecto del rango es un emborronamiento en la imagen reconstruida. Este efecto depende del isótopo que estemos utilizando y del material en el que se produzca la aniquilación del positrón.

$^{68}\text{Ga}$

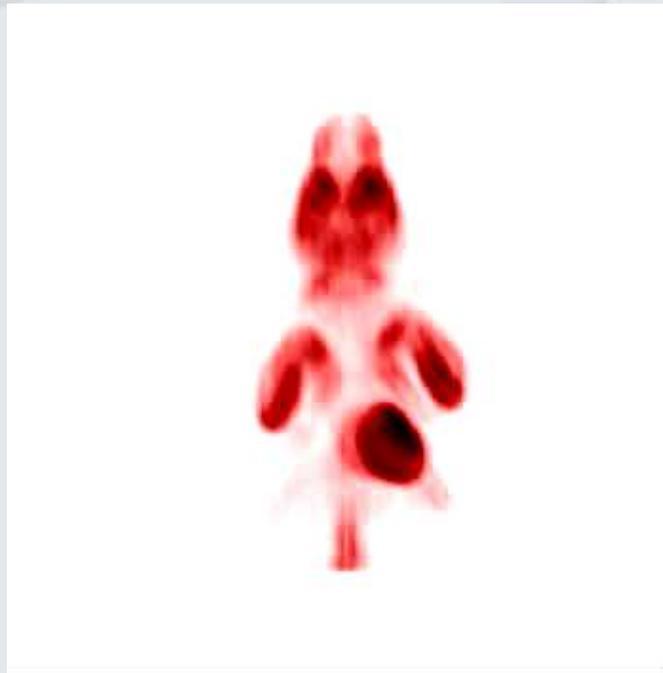


Imagen de los puntos de desintegración  $\beta^+$

$^{68}\text{Ga}$

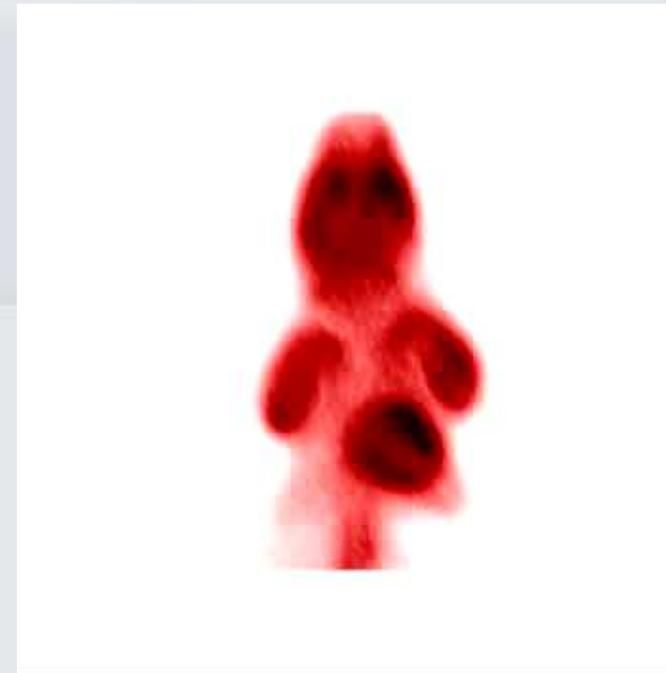


Imagen de los puntos de emisión  $\gamma$

## SIMULACIÓN DEL RANGO: PENELOPET

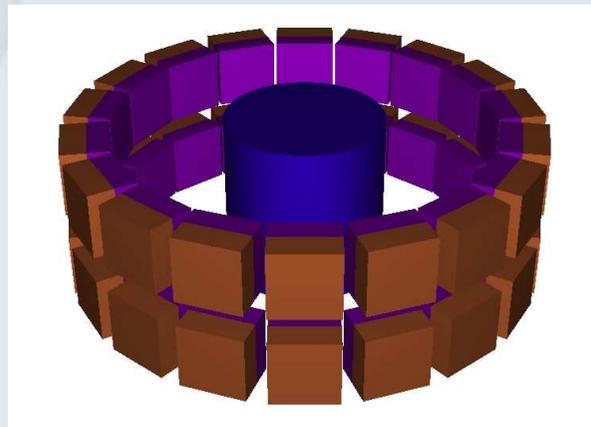
PeneloPET es un entorno de simulación Monte Carlo para PET. La aplicación utiliza PENELOPE para la simulación de la interacción radiación - materia y consta de subrutinas propias que se encargan de simular los procesos específicos de PET.

### Simulaciones con PeneloPET

- Geometría del sistema
- Rango del positrón
- No-colinealidad
- Resolución en energía
- Resolución temporal
- Coincidencias aleatorias
- Tiempo muerto
- Apilamiento

La simulación del rango del positrón con PeneloPET se puede realizar de dos formas diferentes:

- La primera opción simula todo el recorrido del positrón desde que es emitido hasta que se aniquila.
- La segunda opción consiste en guardar previamente la distribución de rango para cada combinación isótopo-material, y generar mediante un método de Monte Carlo puntos de aniquilación que sigan esas distribuciones.



## RECONSTRUCCION CON CORRECCIÓN DE RANGO

- La corrección por rango del positrón ha sido introducida en el algoritmo de reconstrucción empleando el perfil radial del rango obtenido mediante la simulación con PeneloPET como un emborronamiento que hemos de aplicar al objeto antes de hacer la proyección. El emborronamiento introducido ha sido adaptado a las propiedades del material en el que se aniquila el positrón.
- El algoritmo de corrección de rango se expresa mediante la siguiente expresión:

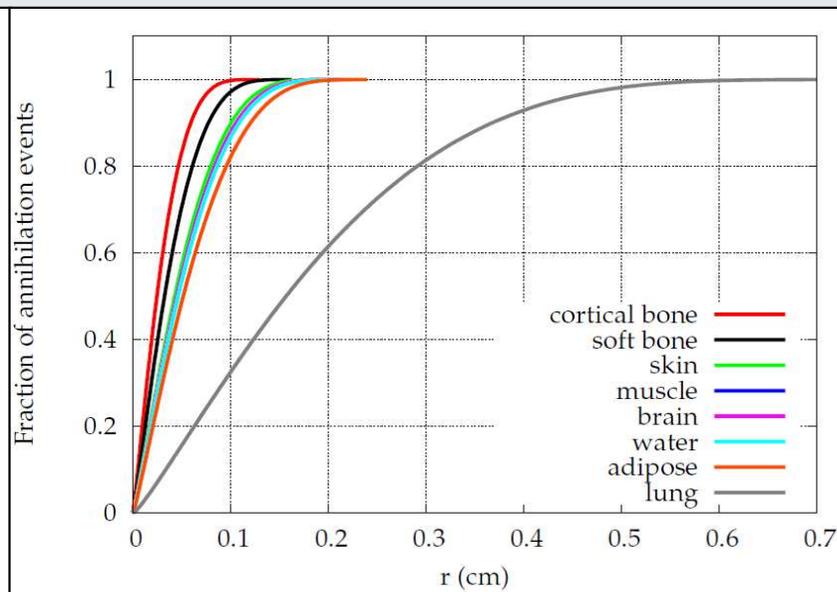
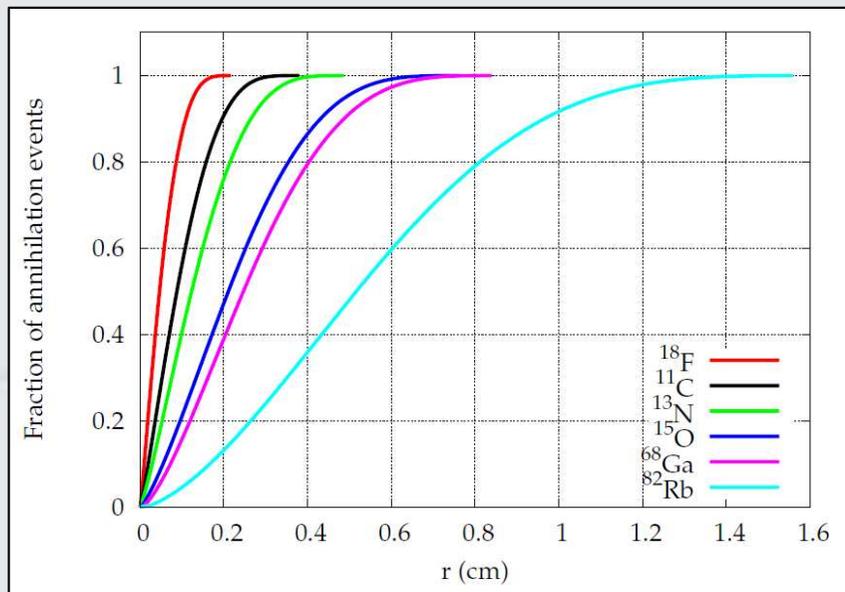
$$x'_j \equiv x_j \frac{\sum_i C_{ij} \left( \frac{y_i}{\sum_j C_{ij} \tilde{x}_j} \right)}{\sum_i C_{ij}}$$

$$\tilde{x}_j \equiv x_j \otimes \rho^{(j)} \equiv \frac{\sum_h x_{j-h} \rho_h^{(j)}}{\sum_h \rho_h^{(j)}}$$

- Las propiedades del objeto se han obtenido a partir de una imagen CT.
- Segmentación de la imagen CT  $\rightarrow$  3 materiales  $\rightarrow$ 
  - Hueso cortical ( $\rho = 1.85 \text{ g.cm}^{-3}$ )
  - Agua ( $\rho = 1.00 \text{ g.cm}^{-3}$ )
  - Pulmón ( $\rho = 0.30 \text{ g.cm}^{-3}$ )

## SIMULACIÓN DEL RANGO DEL POSITRÓN

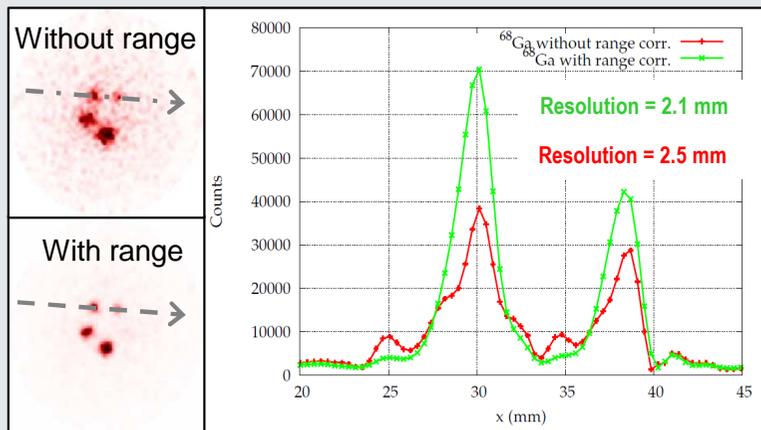
Fracción de aniquilaciones dentro de una esfera de radio R



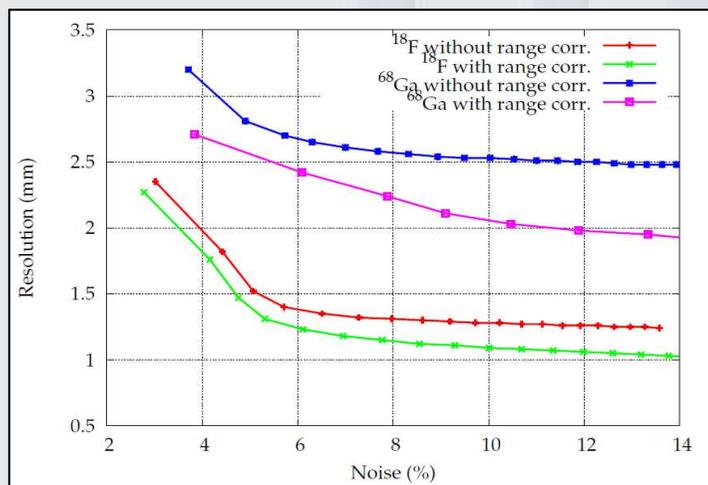
Isotopes	1 mm	2 mm	5 mm	10 mm
<b>F18</b>	0,865	1,000	1,000	1,000
<b>C11</b>	0,560	0,907	1,000	1,000
<b>N13</b>	0,404	0,760	1,000	1,000
<b>O15</b>	0,210	0,472	0,955	1,000
<b>Ga68</b>	0,156	0,389	0,912	1,000
<b>Rb82</b>	0,046	0,132	0,480	0,917

	Fraction of annihilation events: O15		
	Penelopet	Champion: with Ps	Champion: without Ps
<b>1 mm</b>	0,21	0,16	0,22
<b>2 mm</b>	0,47	0,33	0,45
<b>3 mm</b>	0,70	0,52	0,66
<b>5 mm</b>	0,96	0,81	0,93
<b>8 mm</b>	1,00	0,99	1,00 <sup>17</sup>

## CORRECCIÓN DEL RANGO: SIMULACIONES



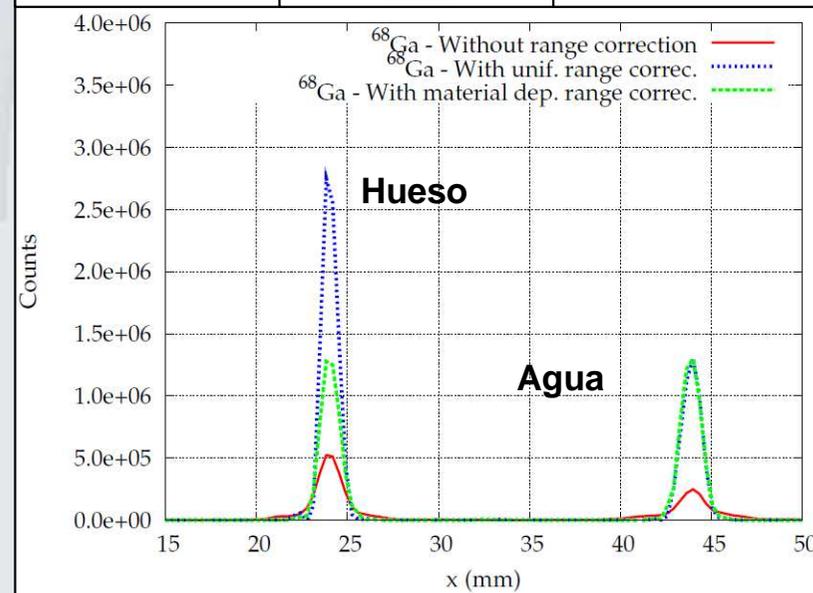
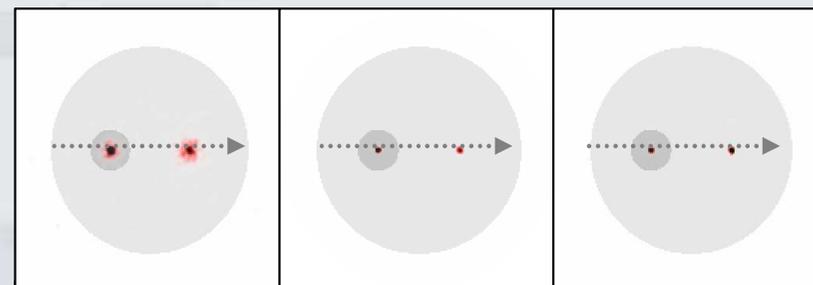
Reconstrucción del IQ relleno con  $^{68}\text{Ga}$ . En el panel C se muestran los perfiles a lo largo de los capilares de 2 y 3 mm. Las imágenes han sido comparadas a un 10 % de nivel de ruido.



Curvas resolución – ruido obtenidas con el capilar de 3 mm, para  $^{18}\text{F}$  y  $^{68}\text{Ga}$ .

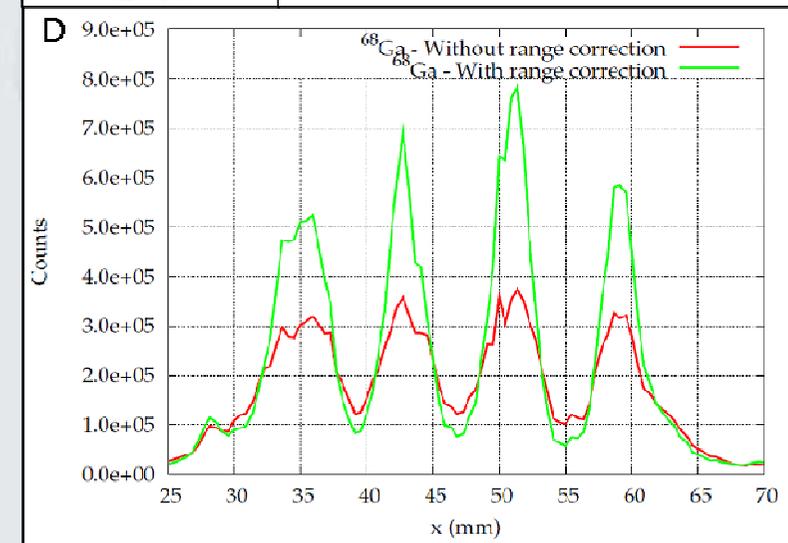
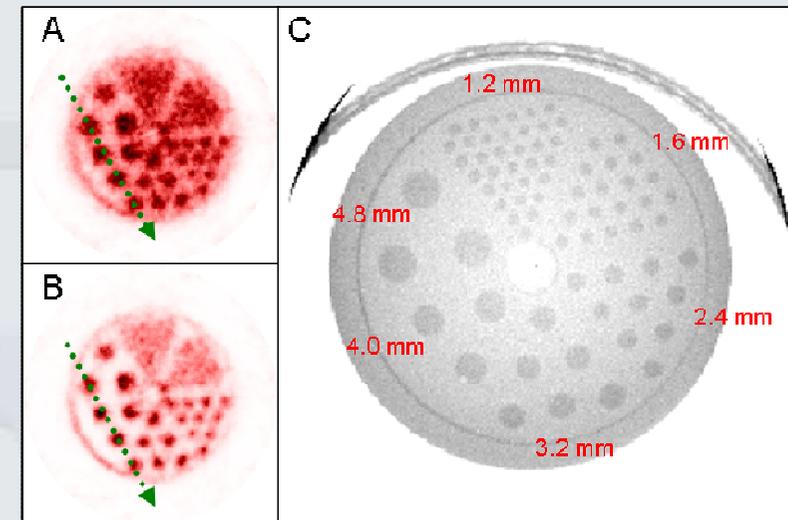
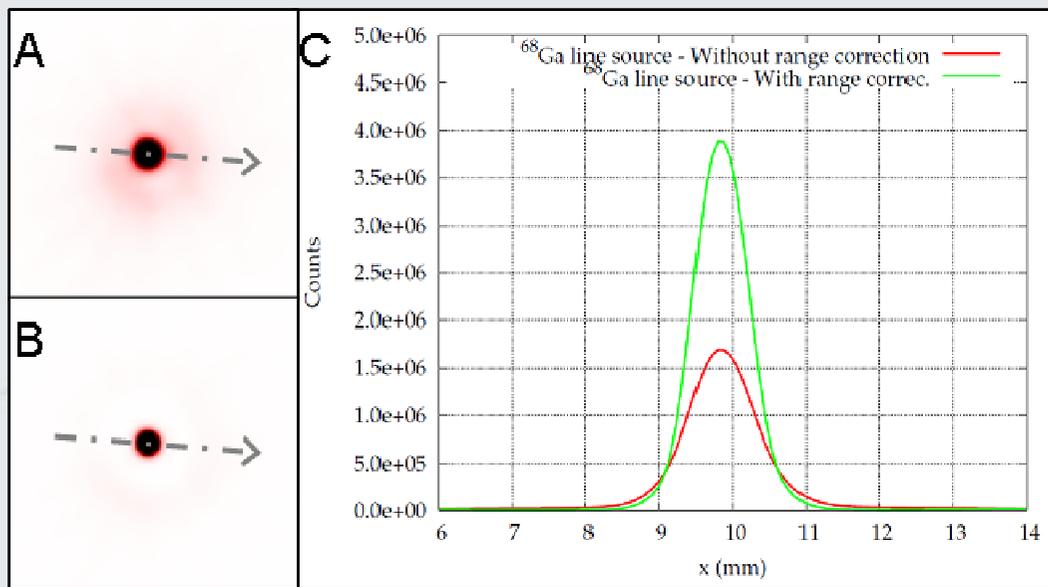
### Hueso & Agua

Sin corrección      Corrección uniforme      Corrección no-uniforme



Capilares de  $^{68}\text{Ga}$  inmersos en agua y en hueso.

## CORRECCIÓN DEL RANGO: ADQUISICIONES REALES



Capilar de  $^{68}\text{Ga}$  reconstruido con el código FIRST sin corrección de rango (panel A) y con corrección de rango (panel B). Perfil de cuentas a lo largo del capilar (panel C).

Reconstrucción del Hot Derenzo Phantom sin corrección de rango (panel A) y con corrección de rango (panel B). Imagen CT co-registrada (panel C). Perfiles de actividad a lo largo de los capilares de 4.8, 4.0 y 3.2 mm (panel D).

## • **Análisis de información CT para su uso en PET y Dosimetría**

- Se ha estudiado la relación entre el número Hounsfield y la densidad electrónica del material, la atenuación en PET, el rango del positrón y el poder de frenado para electrones de energía mayor que 1 MeV.
- Se ha evaluado el método de Kinahan, obteniéndose en general resultados aceptables (errores del 5%) en muchos materiales. Se ha visto que este método tiene menos error para escáneres con alta energía de emisión de rayos X.
- El mayor error con el método de Kinahan se obtiene en el tejido adiposo y en el hueso compacto (~20 % con rayos X blandos).
- Es de gran importancia identificar adecuadamente los tejidos y conocer las características del escáner con el que se toma la imagen CT para estimar la dosis en planificaciones de radioterapia.

## • **Corrección del rango del positrón a partir de la información CT**

- Se han comparado los resultados obtenidos con PeneloPET con otros resultados de la literatura y en general se ha encontrado una buena concordancia, tanto para simulaciones con otros códigos como para resultados experimentales.
- Se ha visto como la calidad de imagen mejora notablemente al incorporar la corrección de rango, en especial para isótopos de gran rango (como por ejemplo el  $^{68}\text{Ga}$ ).
- Se ha estudiado la corrección dependiente del material, obteniéndose una notable mejora en la calidad de imagen.



**MUCHAS GRACIAS POR SU ATENCIÓN**