

Cámaras Compton para localización de fuentes de radiación

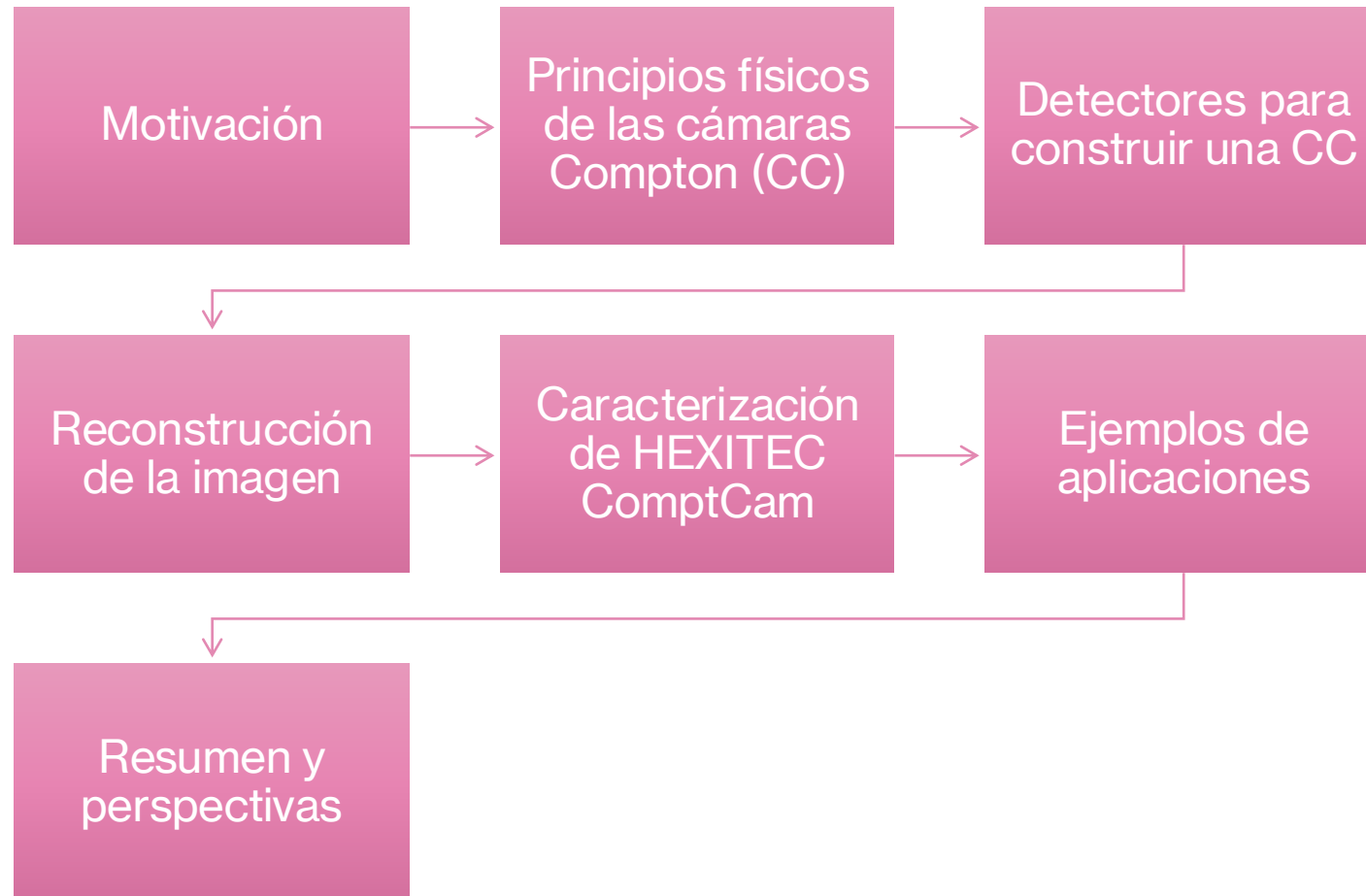
Maria Laura Perez-Lara, Ph.D.

Taller: Aplicaciones Interdisciplinarias de Detectores de Partículas

Uniandes, Junio 2026

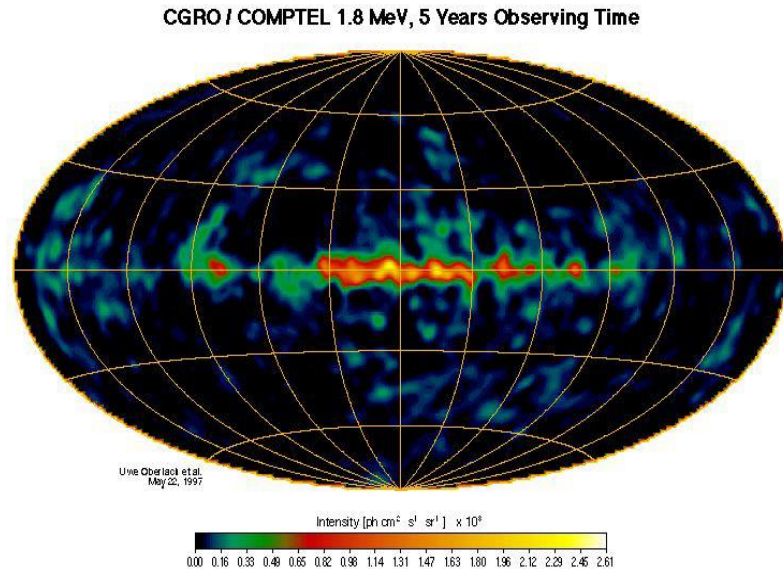


Contenido



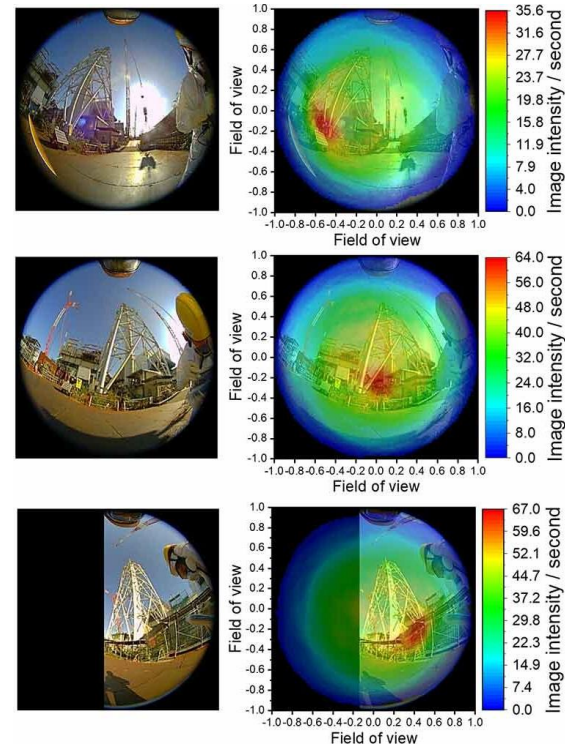
Introducción

¿Para qué necesitamos ubicar fuentes de radiación?



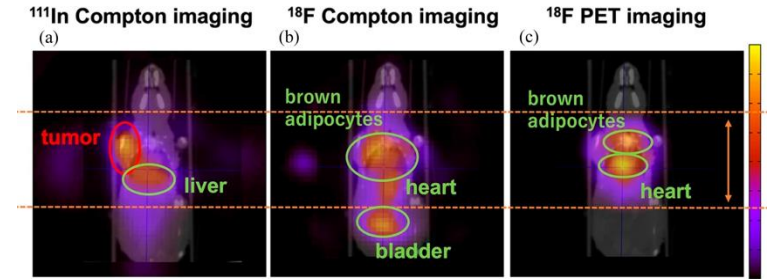
<https://heasarc.gsfc.nasa.gov/docs/cgro/compTEL/>

Astrofísica de altas energías

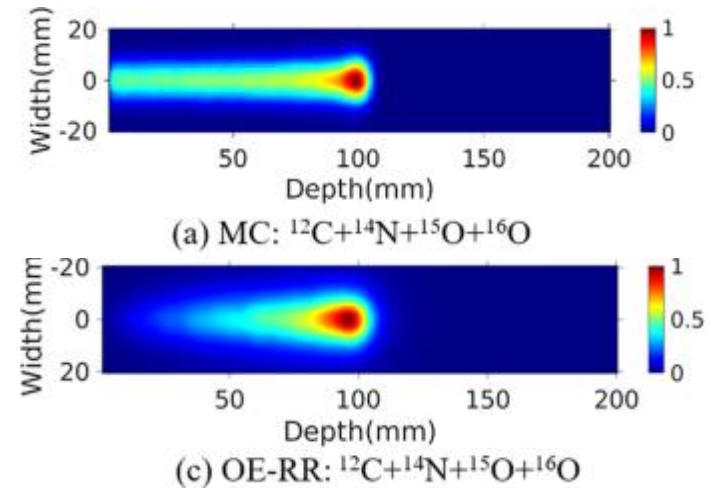


Sato et al. *J. Nuc. Sci. Tech.* 59(6) (2022): 677–687.

Seguridad nuclear/ambiental



Parajuli et al. *Sensors* 22 (2022): 7374.



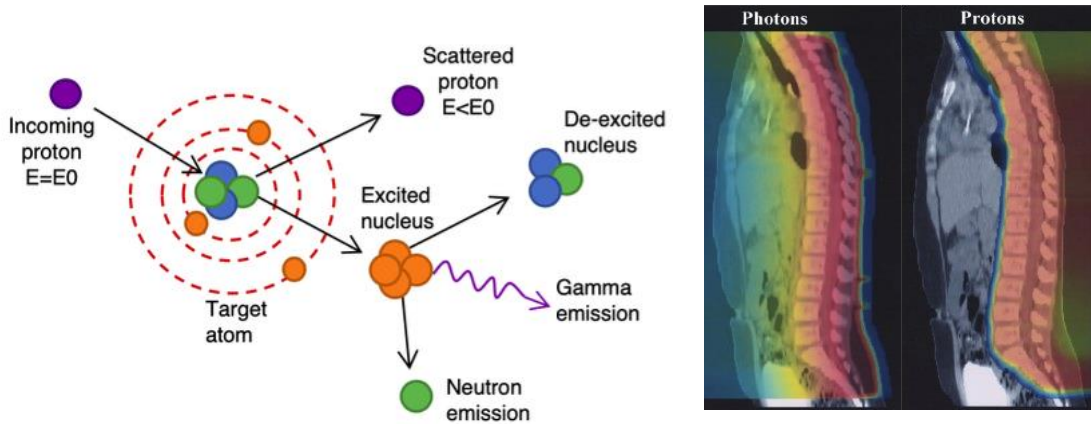
Yao et al. *Scientific reports* 9.1 (2019): 1133.

Medicina nuclear/radioterapia

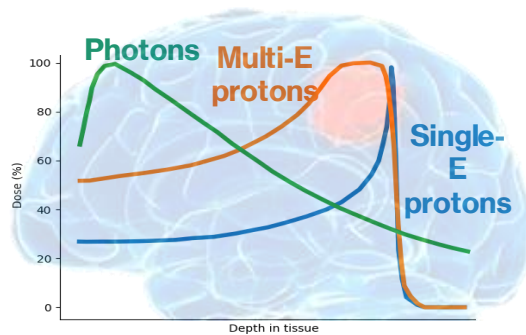
Introducción

Importancia en el área de física médica

Proton beam therapy (PT)

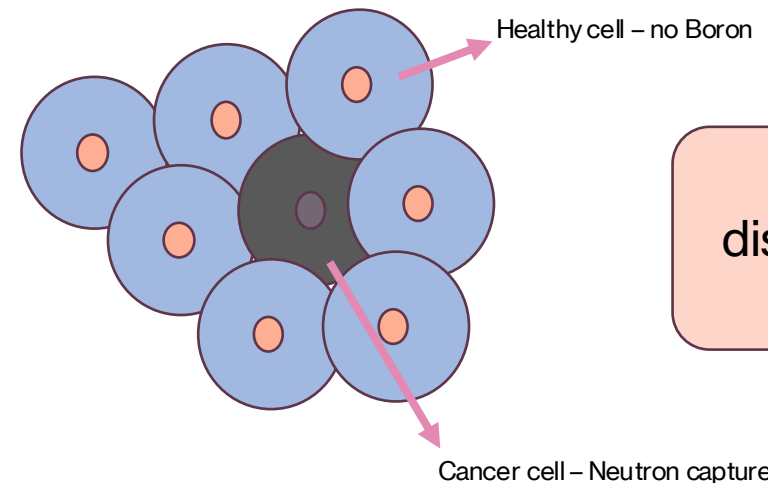
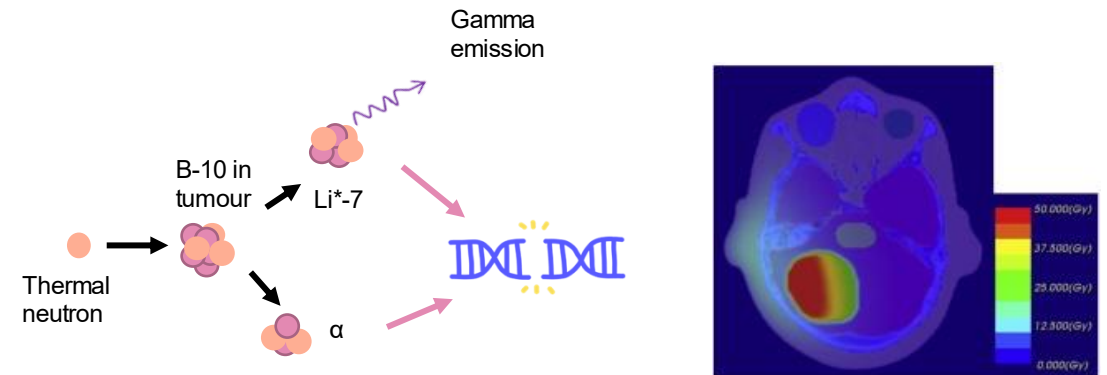


Suit et al. *Act.Oncol.* 42.8 (2003): 800-808.



¿Cuál es el rango del protón?

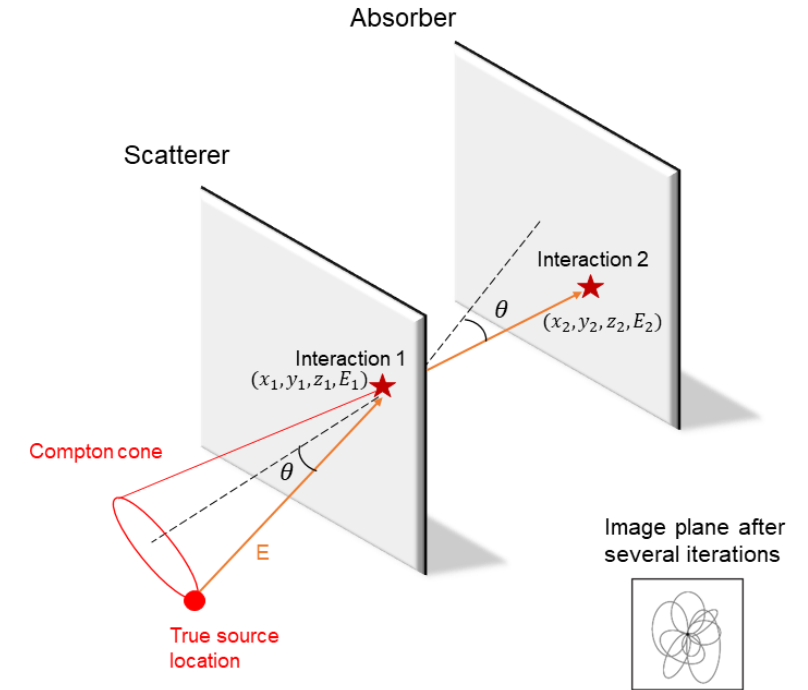
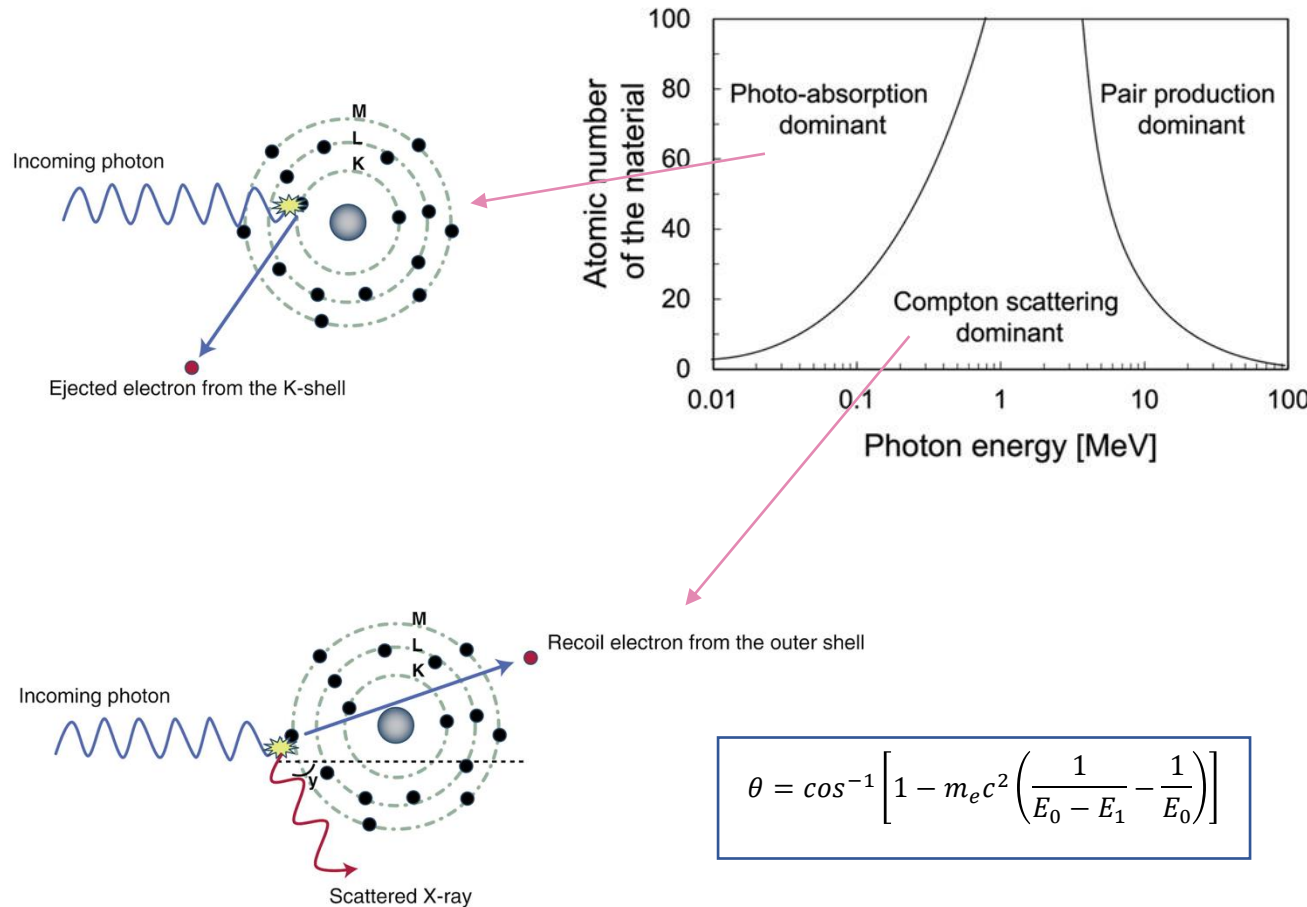
Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)



¿Cuál es la distribución del boro?

Cámara Compton

Principios básicos



Mundy & Herman. *Medical Physics*, 38(1) (2011): 15-22.

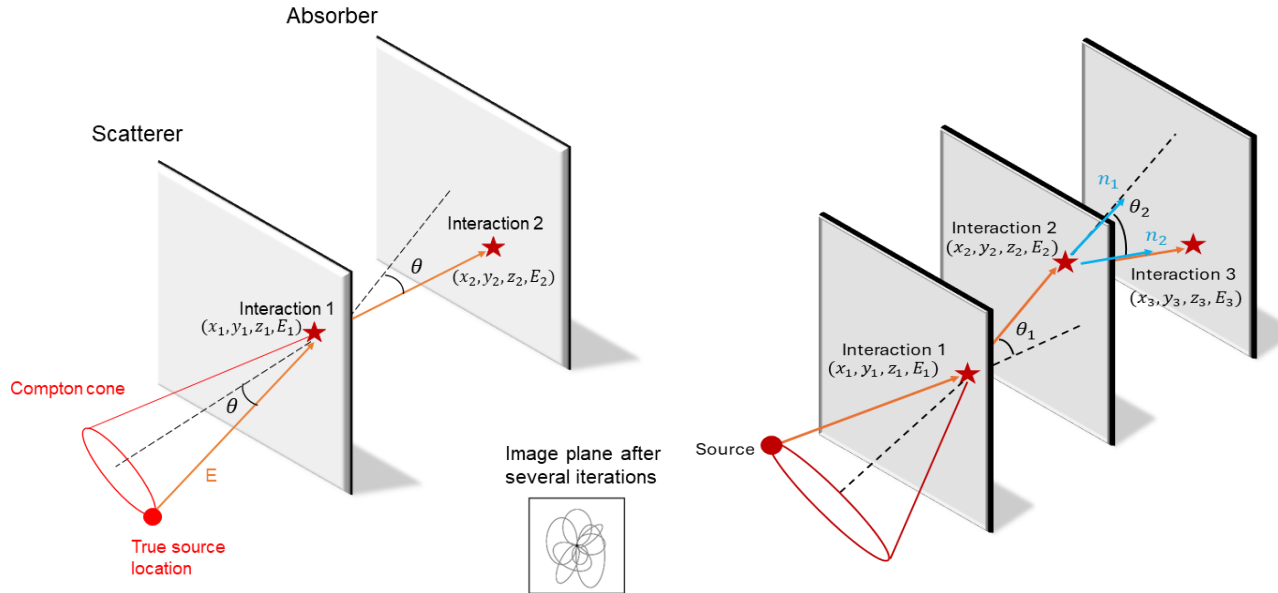
Consiste en un mínimo de dos detectores: un **scatterer** (deposición parcial de energía, cambio de dirección) y **absorber** (deposición residual de energía)

$$\theta = \cos^{-1} \left[1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_0 - E_1} - \frac{1}{E_0} \right) \right]$$

Objetivo: Hallar el cono Compton para cada evento. La superposición de conos revela el origen de la fuente

Cámara Compton

Principios básicos



Los detectores deben tener información:

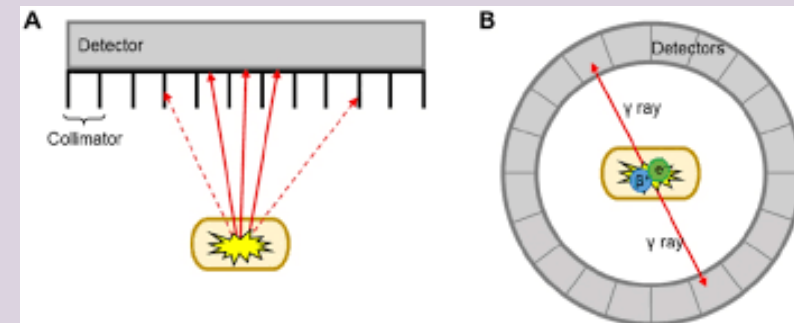
- **Espacial** → Ápice del cono
- **Espectral** → Ángulo Compton

Para cámaras con >2 detectores, se puede inferir la energía inicial y no necesitamos deposición total de energía:

$$E_0 = \Delta E_1 + \frac{1}{2} \sqrt{\Delta E_2^2 + \frac{4\Delta E_2 m_e c^2}{1 - \cos \theta_2}}$$

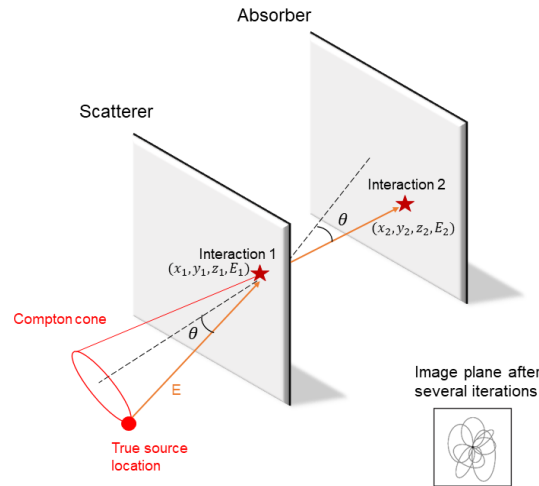
Ventajas vs SPECT/PET

- ✓ Colimación electrónica
- ✓ Versatilidad con gammas de mayores energías
- ✓ Uso de múltiples fuentes con diferentes energías
- ✓ Imágenes de cualquier emisor de gammas, no solo emisores beta



Cámara Compton

Detectores



Los detectores deben tener información:

- **Espacial** → Ápice del cono
- **Espectral** → Ángulo Compton

Adicionalmente, son importantes factores como estabilidad con temperatura, información temporal, portabilidad, costo, facilidad para procesar datos, limitaciones en grosor...

Si/CdTe/CZT

- Mejor balance resolución/portabilidad
- Resolución energía ~2.2% FWHM a 662 keV
- Operación a temperatura ambiente
- Resolución espacial sub-mm (pixelado)
- Buen ejemplo: Timepix3

Germanio

- Mejor resolución energía ~0.2% FWHM a 662 keV
- Requiere enfriamiento para operación
- Resolución espacial en el orden de mm
- Restricciones en grosor para no comprometer resolución espacial

Centelladores (NaI, CsI, LaBr3, Ce:GAGG, ...)

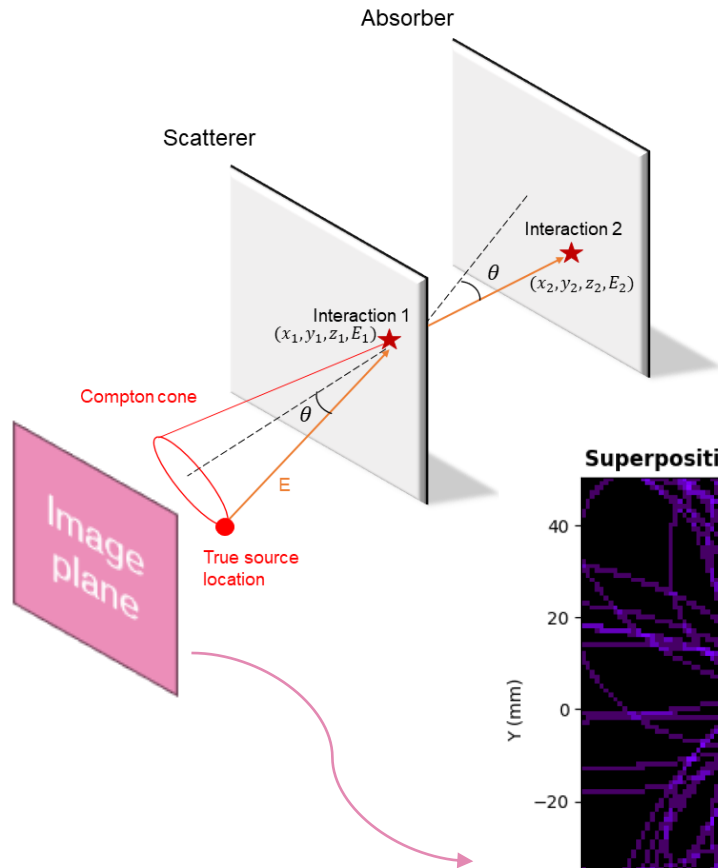
- Menor costo
- Alta eficiencia de detección
- Operación a temperatura ambiente
- Resolución espacial inferior
- Resolución energía inferior (ej: LaBr3 5.6% FWHM a 511 keV)

Electron tracking (ETCC)

- Rastrear al electrón, reduce ruido de fondo
- Eficiencia de detección baja para gammas de alta energía
- Uso más enfocado a astronomía
- Potencialmente mejor resolución comparado a centelladores

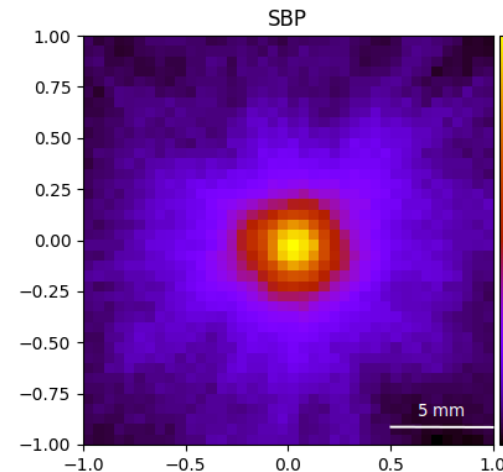
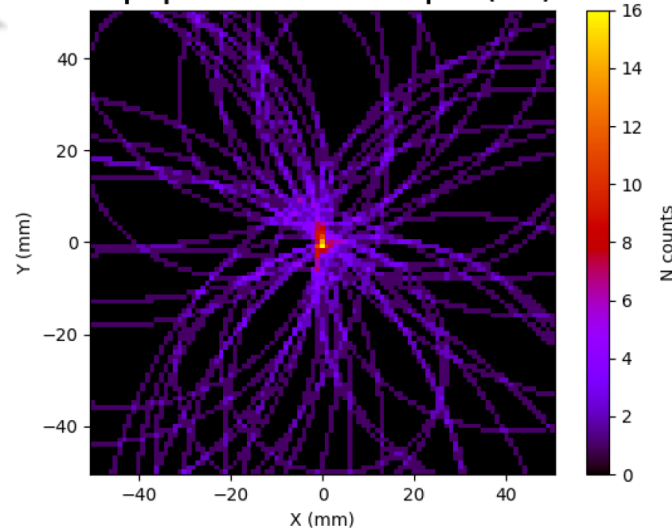
Cámara Compton

Reconstrucción de la imagen

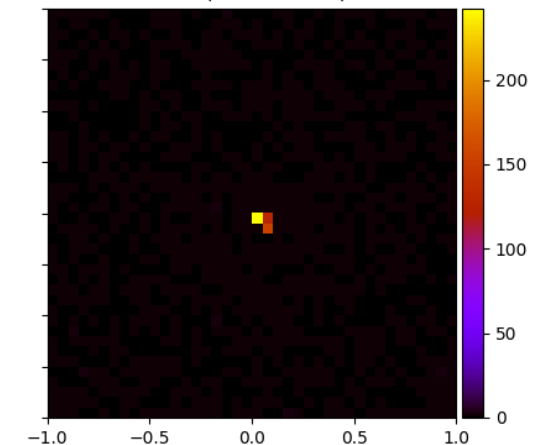


- **Simple Back-Projection (SBP):** Superposición de conos (anillos en imagen 2D)
- **Stochastic Origin Ensemble (SOE):** Método iterativo – distribución de probabilidad. Elección de una posición aleatoria dentro del cono para cada evento, y con cada iteración, la posición está sujeta a moverse, dependiendo de una probabilidad de aceptación.

Superposition of several ellipses (SBP)



SOE (N itr = 1000)



Cámara Compton

Reconstrucción de la imagen - SOE

Determinación de estado inicial

Para cada evento, se selecciona una posición aleatoria dentro de la intersección entre el cono y el plano imagen, y se agrega a una matriz de densidad D . Este proceso genera el estado inicial Y_0 .

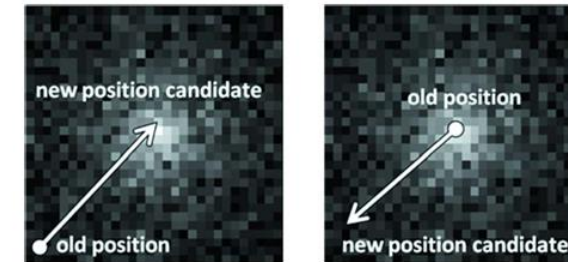
Transición de estado

Para un evento aleatorio k , se propone una nueva posición. El movimiento se acepta basado en la regla de aceptación: $A(Y_s \rightarrow Y_{s+1}) = \min\left(1, \frac{D_{k,s+1}}{D_{k,s-1}}\right)$.

El movimiento se efectúa si $A > R(0, 1)$, la matriz D se actualiza y esto se repite para un determinado número de eventos.

Convergencia

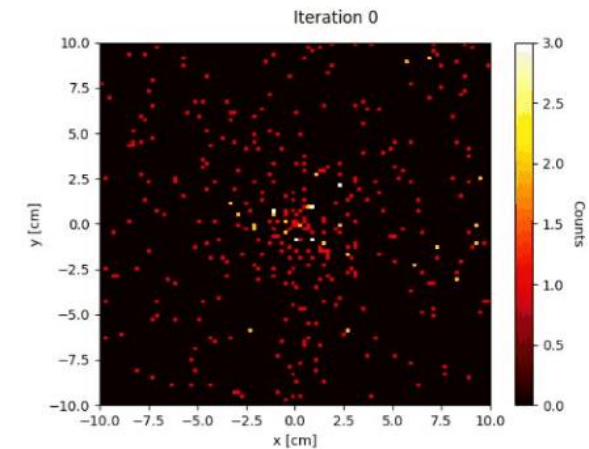
Este proceso se repite por un número de iteraciones hasta que la imagen llegue a un estado estable (¿Cómo determinamos estabilidad? ¿Se toma el último estado o el promedio de estados?)



(a)

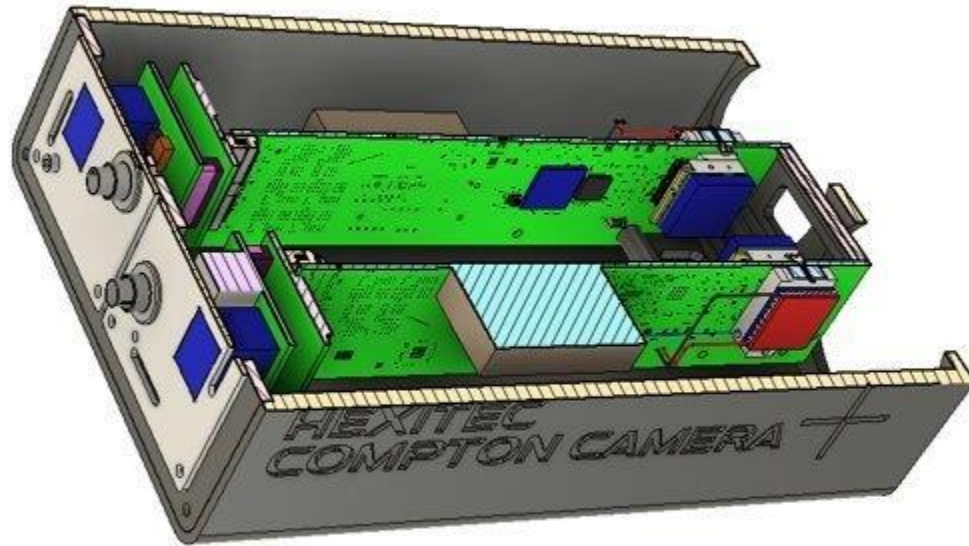
(b)

Andreyev et al. Med Phys 38.1 (2011): 429-438.



Caracterización

HEXITEC Compton camera

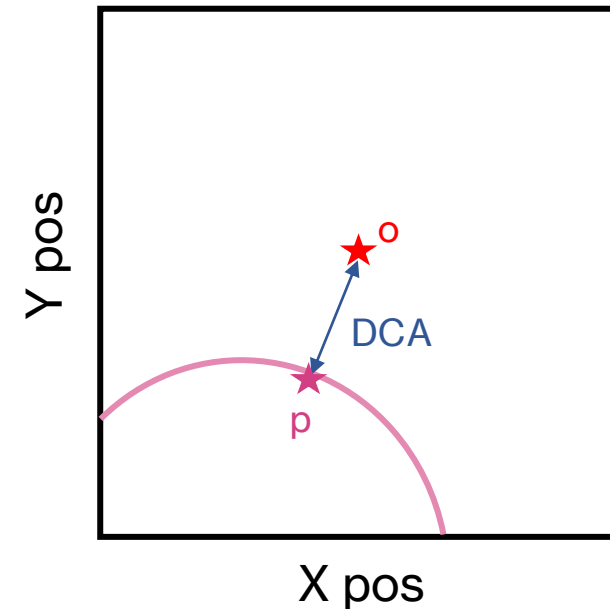


- 2 detectores HEXITEC
- 2 (o 5) mm CZT
- 250 (o 500) um pitch
- Resolución espectral 1 - 5% (depende de grosor y energía)

Figura de mérito (FOM): Distance of closest approach (DCA)

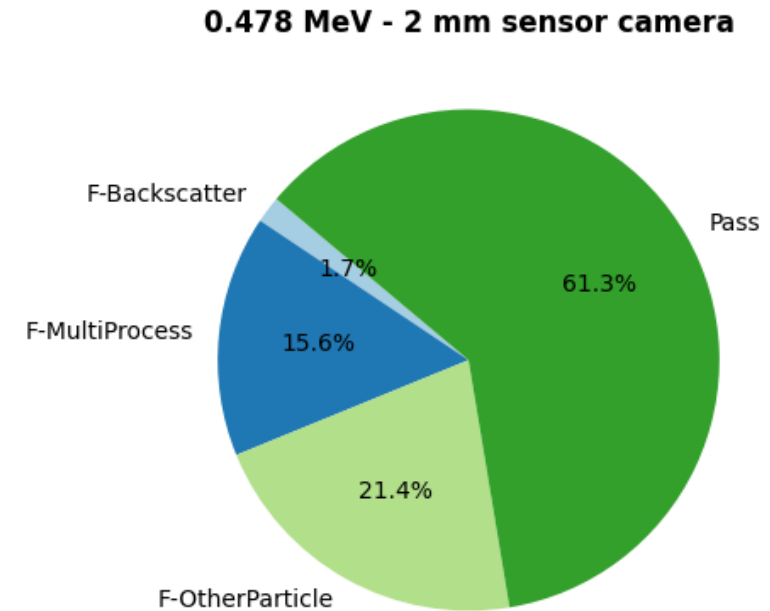
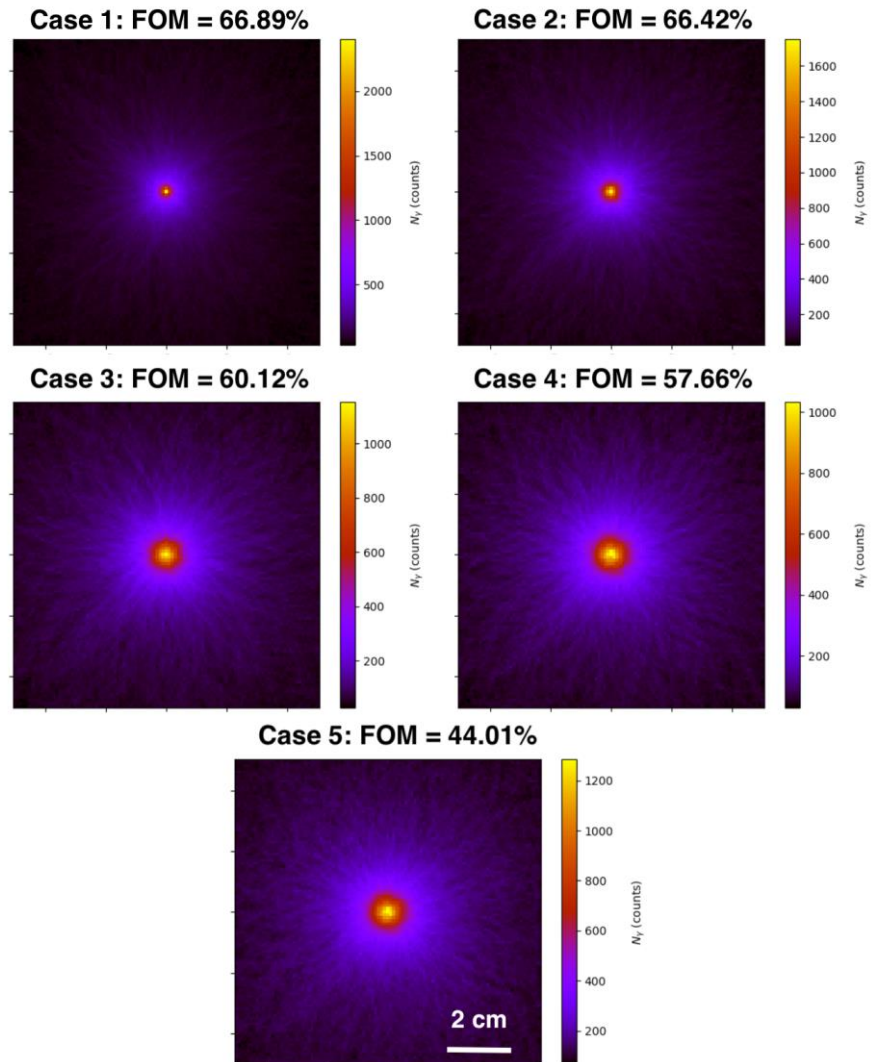
$$DCA_i = \sqrt{(o_{i_x} - p_{i_x})^2 + (o_{i_y} - p_{i_y})^2 + (o_{i_z} - p_{i_z})^2}$$

Plano imagen



Caracterización

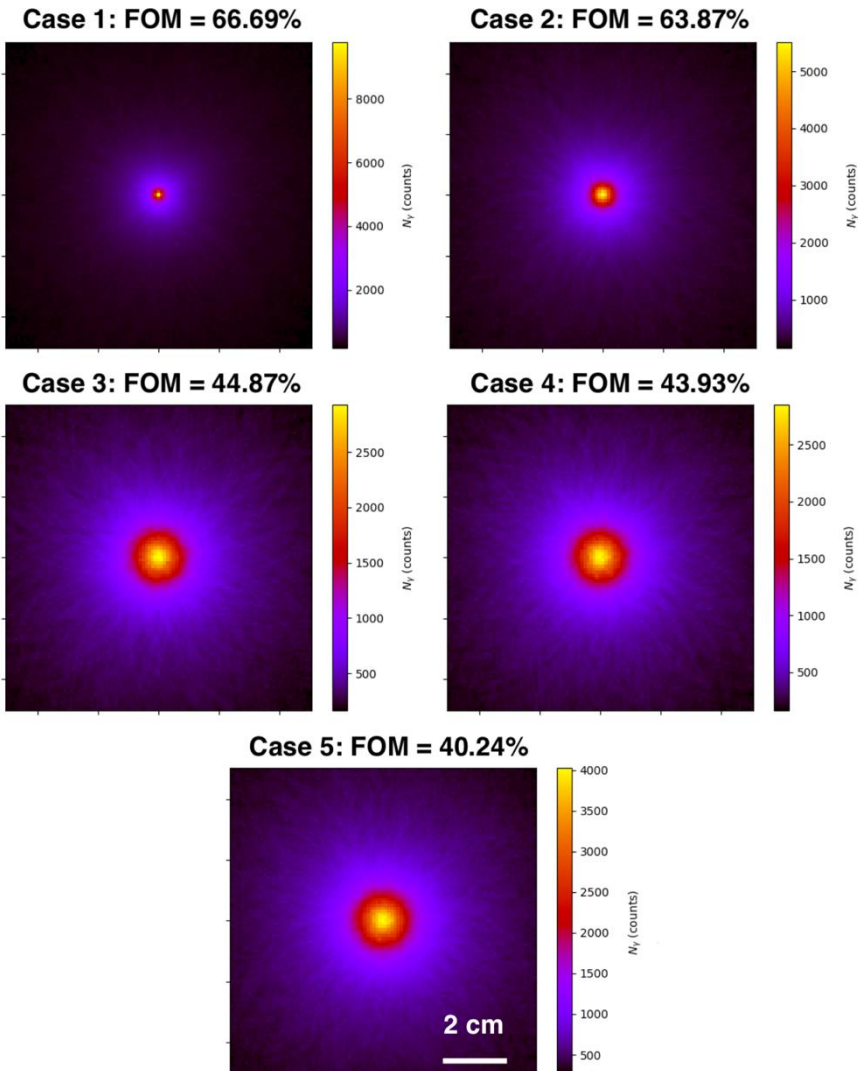
HEXITEC Compton camera – 2 mm CZT – 478 keV gammas



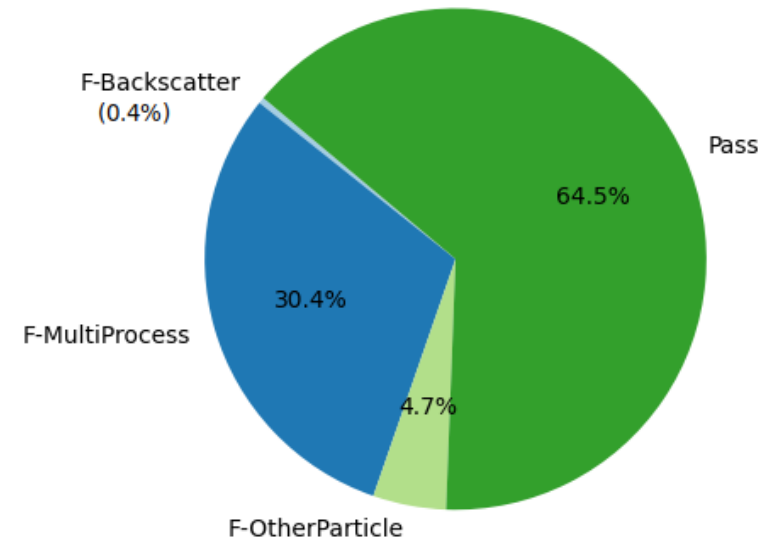
$\epsilon = 0.015\%$

Caracterización

HEXITEC Compton camera – 5 mm CZT – 478 keV gammas



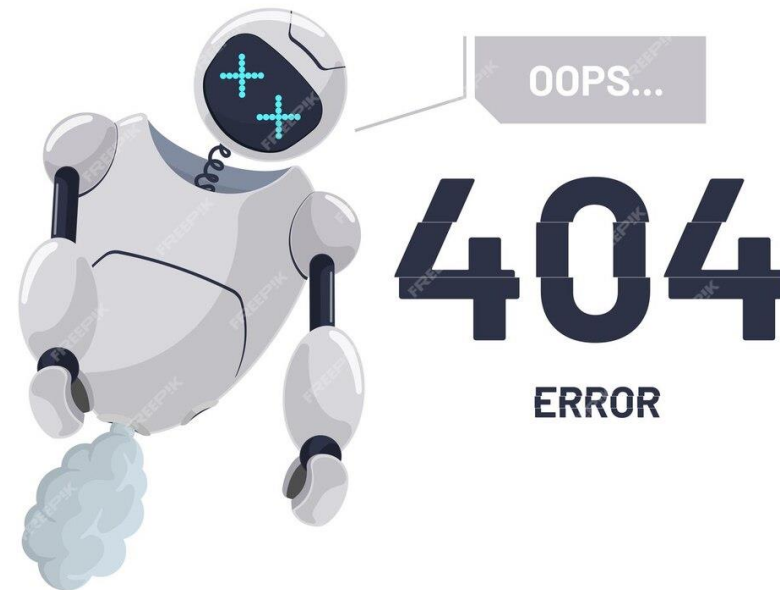
0.478 MeV - 5 mm sensor camera



$\epsilon = 0.04\%$

Caracterización

HEXITEC Compton camera – 2 mm CZT – 4.4 MeV gammas

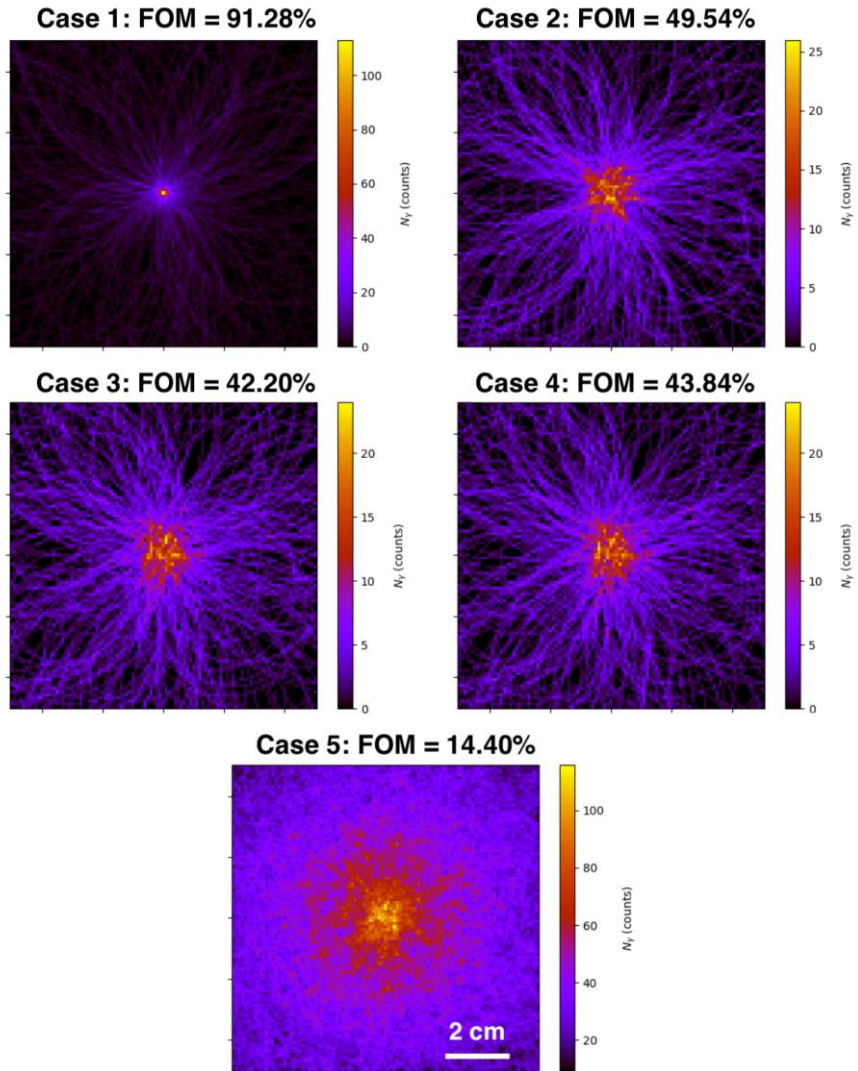


La eficiencia es tan baja que no hay eventos que puedan reconstruirse! (Double scatters dominan)

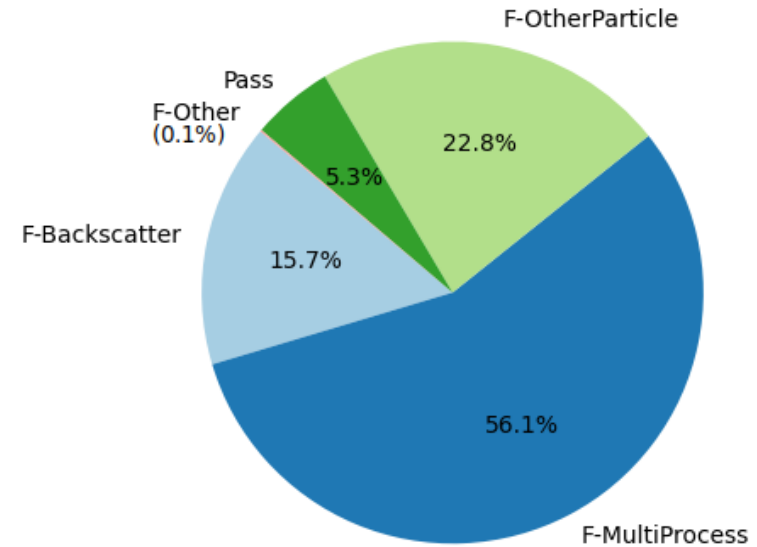
Caracterización

HEXITEC Compton camera – 5 mm CZT – 4.4 MeV gammas

Y si usamos 3 capas?



4.44 MeV - 5 mm sensor camera

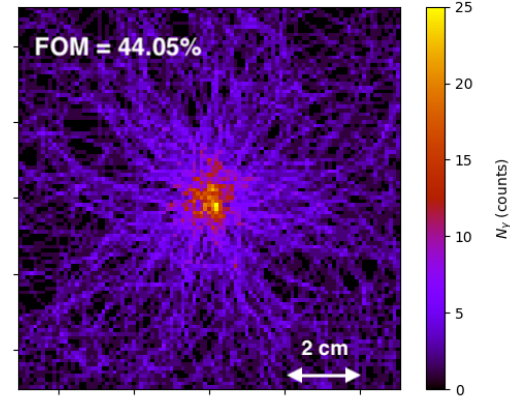
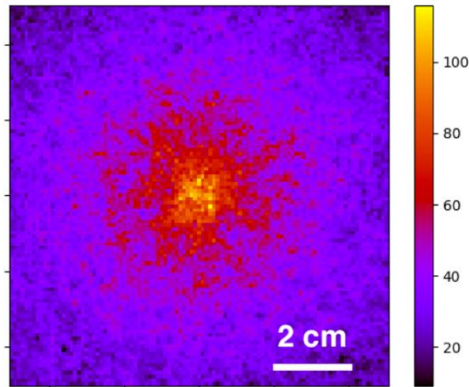


$\epsilon = 0.000218\%$

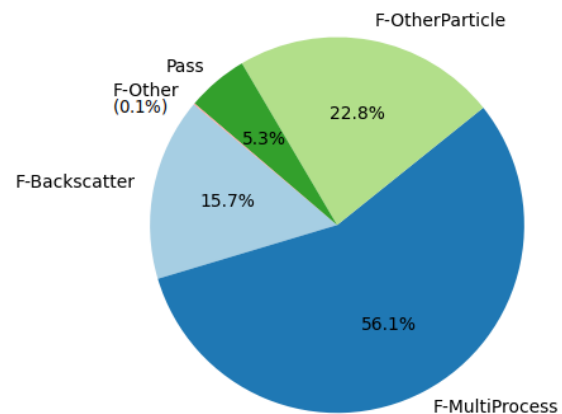
Caracterización

HEXITEC Compton camera – 5 mm CZT – 4.4 MeV gammas

Case 5: FOM = 14.40%



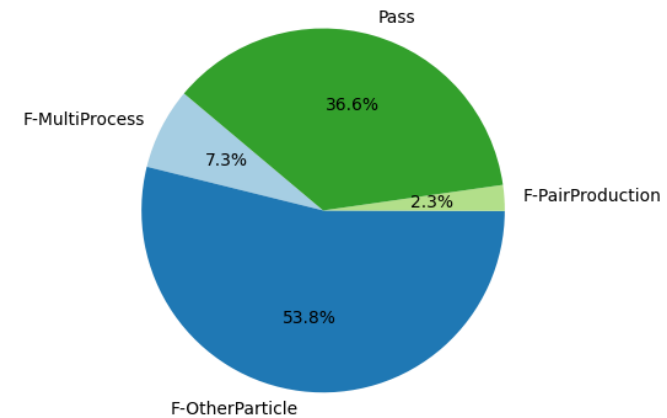
4.44 MeV - 5 mm sensor camera



$\epsilon=0.000218\%$

VS.

4.44 MeV - 5 mm sensor camera (3-stage)

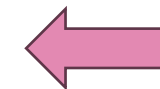
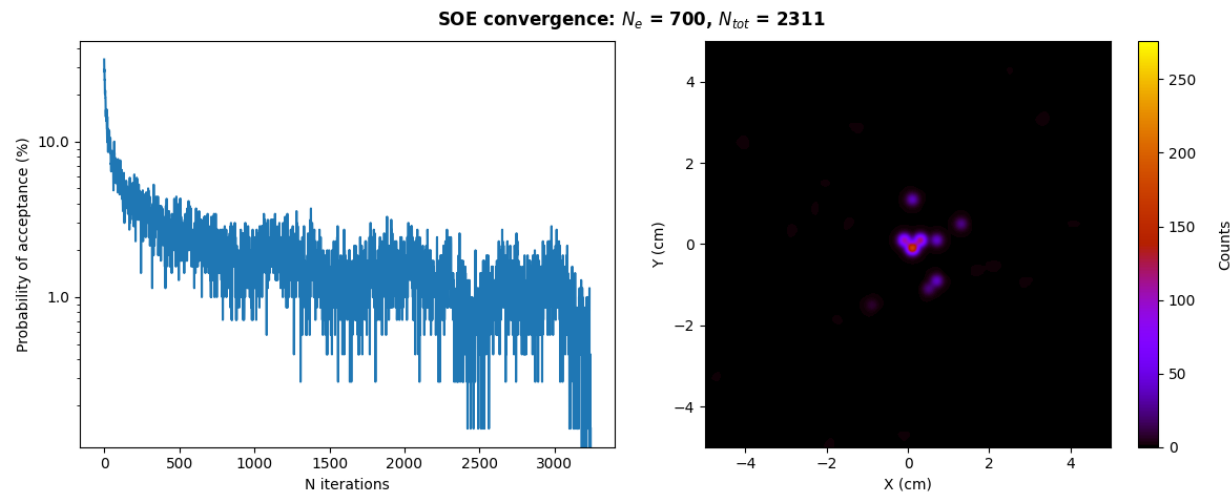
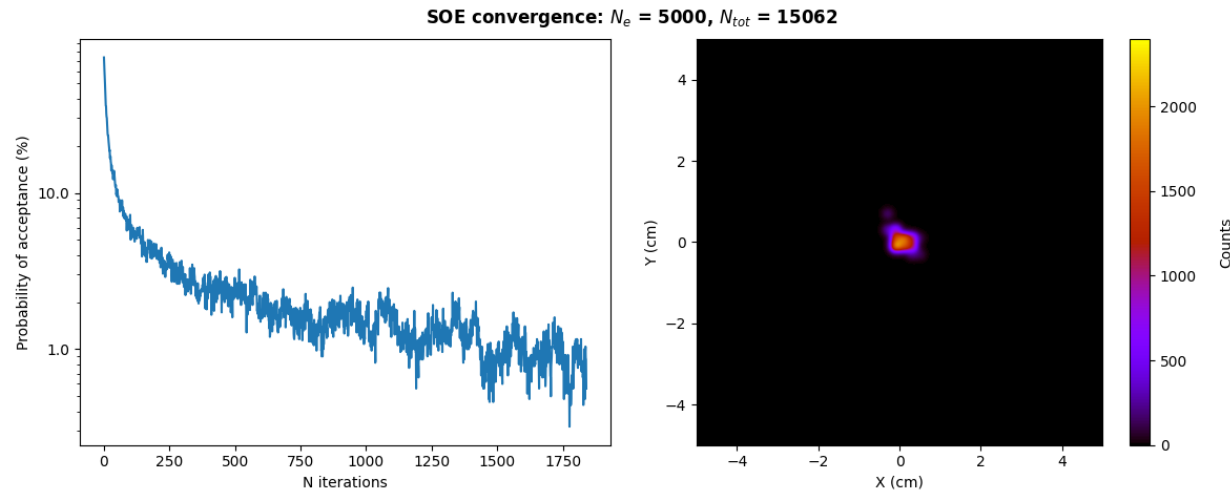
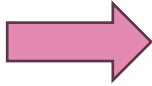


$\epsilon=0.000224\%$

Caracterización

SOE

478 keV

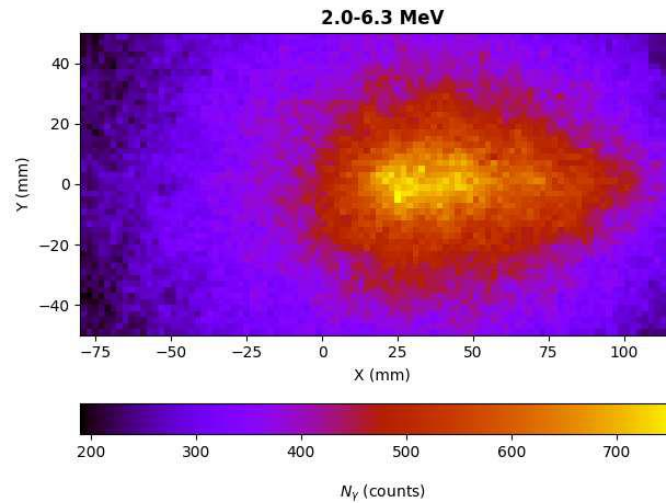
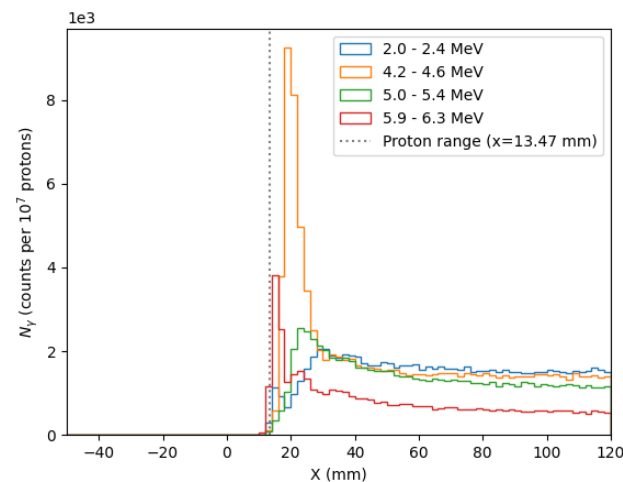
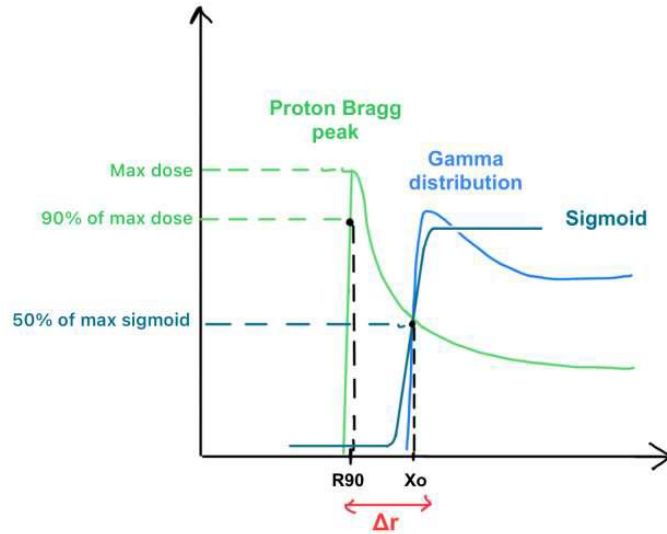


4.44 MeV

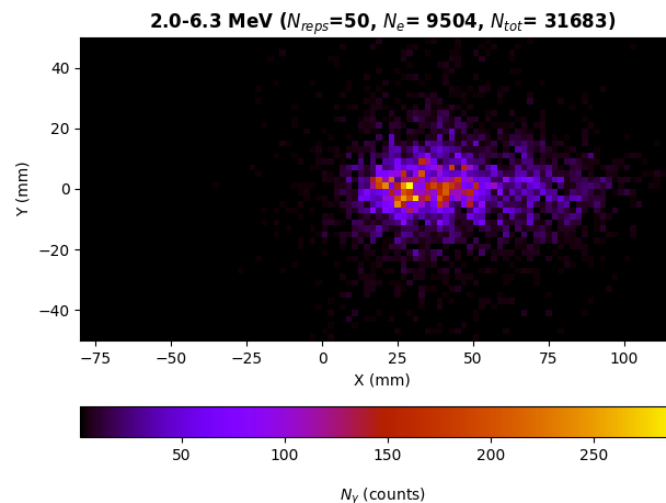
Aplicaciones escenario médico

Proton therapy (gammas de rango MeV)

- Haz de protones
- 120 MeV
- Fantoma de agua
- CC de 3 capas 5 mm



R90 error (SBP): 5.86 mm

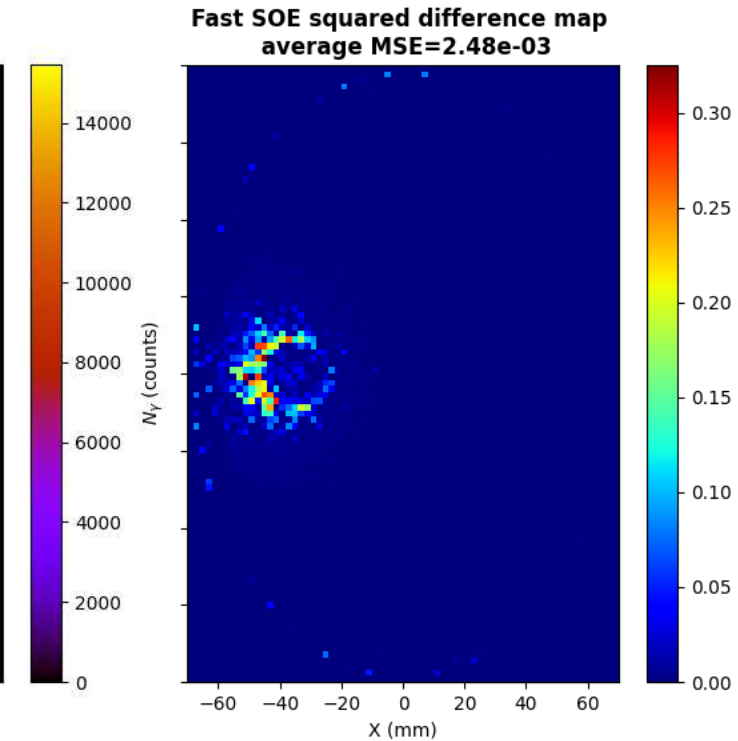
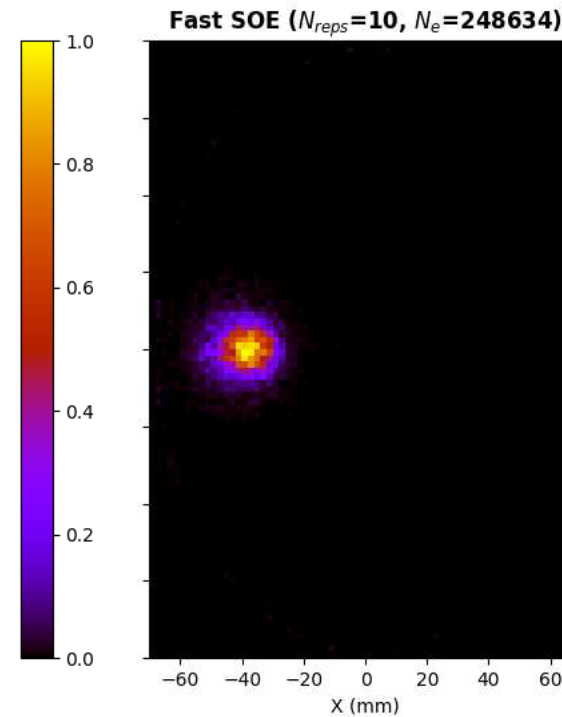
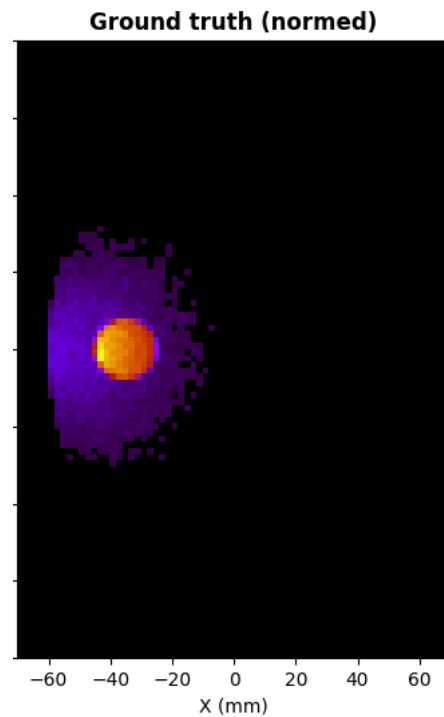
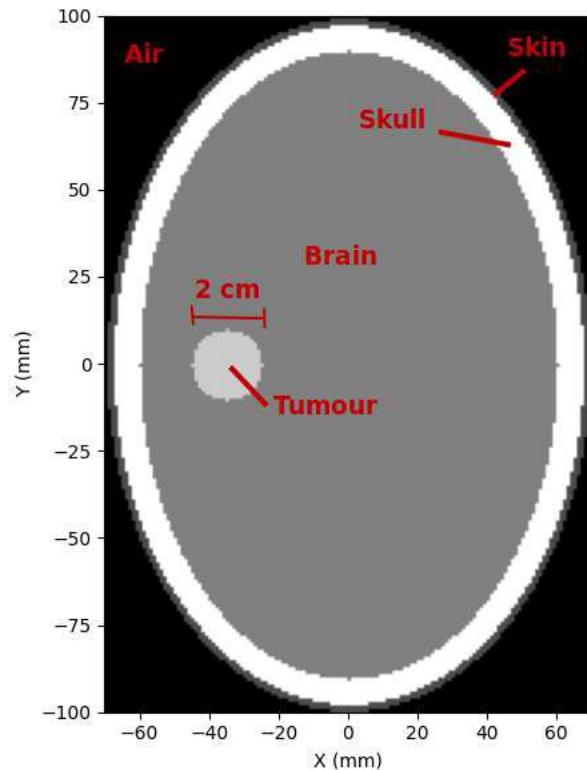


R90 error (SBP): 3.24 mm

Aplicaciones escenario médico

BNCT (478 keV gammas)

- Haz de neutrones
- Polienergético (epithermal)
- Fantoma de cabeza (Snyder)
- CC de 2 capas 2 mm



Resumen

Lo que mostramos hoy

La cámara Compton localiza fuentes gamma sin colimador mecánico

Gammas secundarios en PT/BNCT son señales viables para monitoreo en tiempo real

Métodos de reconstrucción iterativos (SOE) tienen potencial para mejorar imagen

Los detectores de CZT pixelados son buenos candidatos para construir una CC

La caracterización sistemática permite identificar limitaciones y comprender configuraciones óptimas

Para dónde vamos

Validación con fantoma con distribución de boro o con haz de protones real

Integración de SOE en tiempo real para uso clínico

Tecnología Medipix-Timepix-Hexitec son ingredientes para construir y probar estas cámaras



¡Gracias!

maria.lara.19@ucl.ac.uk