

Avances en imagen médica. Detectores para el control del tratamiento con hadrones

Gabriela Llosá

IFIC / IFIMED

**Grupo IRIS: Image Reconstruction, Instrumentation
and Simulations for Medical Imaging**

LA FISICA DEL CANCER

II SIMPOSIO · VALENCIA · 17 MAYO 2016

Máster de Física Médica · Facultad de Física



Organiza:



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

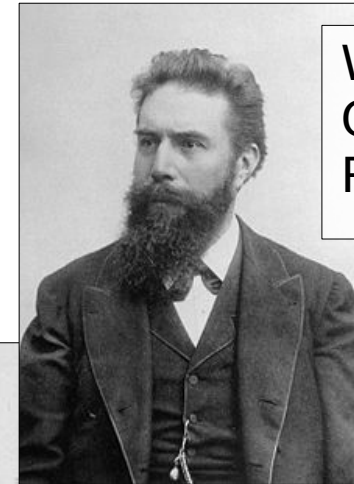


Outline

- Imagen médica.
- Detectores para medicina nuclear.
- Fotomultiplicadores de silicio (SiPMs).
- Terapia hadrónica.
- Detectores para monitorización de la terapia.

Imagen médica

- Roentgen descubre los rayos X-rays en 1895:
 - Primer premio Nobel de física en 1901.
 - Inicio de la física médica.



Wilhelm
Conrad
Röntgen



Sólo un mes o dos después Léopold Freund y Eduard Schiff sugirieron usar los rayos X para tratamiento de enfermedades.

W. C. Röntgen: Ueber eine neue Art von Strahlen.

(Vorläufige Mittheilung.)

1. Lässt man durch eine *Hittorfsche* Vacuumröhre, oder einen genügend evacuirten *Lenard'schen*, *Crookes'schen* oder ähnlichen Apparat die Entladungen eines grösseren *Ruhmkorff's* gehen und bedeckt die Röhre mit einem ziemlich eng anliegenden Mantel aus dünnem, schwarzem Carton, so sieht man in dem vollständig verdunkelten Zimmer einen in die Nähe des Apparates gebrachten, mit Bariumplatinocyanür angestrichenen Papierschirm bei jeder Entladung hell aufleuchten, fluoresciren, gleichgültig ob die angestrichene oder die andere Seite des Schirmes dem Entladungsgapparat zugewendet ist. Die Fluorescenz ist noch in 2 m Entfernung vom Apparat bemerkbar.

Man überzeugt sich leicht, dass die Ursache der Fluorescenz vom Entladungsapparat und von keiner anderen Stelle der Leitung ausgeht.

2. Das an dieser Erscheinung zunächst Auffallende ist, dass durch die schwarze Cartonhülle, welche keine sichtbaren oder ultravioletten Strahlen des Sonnen- oder des elektrischen Bogenlichtes durchlässt, ein Agens hindurehgeht, das im Stande ist, lebhaftere Fluorescenz zu erzeugen, und man wird deshalb wohl zuerst untersuchen, ob auch andere Körper diese Eigenschaft besitzen.

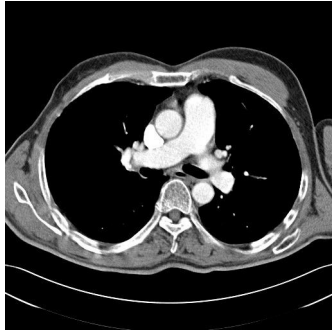
Man findet bald, dass alle Körper für dasselbe durchlässig sind, aber in sehr verschiedenem Grade. Einige Beispiele führe ich an. Papier ist sehr durchlässig: ¹⁾ hinter einem eingebundenen Buch von ca. 1000 Seiten sah ich den Fluorescenzschirm noch deutlich leuchten; die Druckerschwärze bietet kein merkliches Hinderniss. Ebenso zeigte sich Fluorescenz hinter einem doppelten Whistpiel: eine einzelne Karte zwischen Apparat

¹⁾ Mit „Durchlässigkeit“ eines Körpers bezeichne ich das Verhältniss der Helligkeit eines dicht hinter den Körper gehaltenen Fluorescenzschirmes zu derjenigen Helligkeit des Schirmes, welcher dieser unter denselben Verhältnissen aber ohne Zwischenschaltung des Körpers zeigt.

Imagen médica

Estructural

CT



MRI

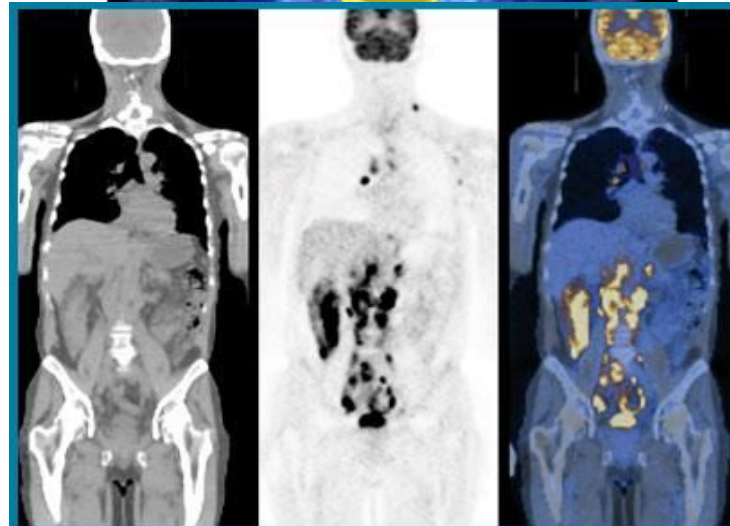


Ecografía



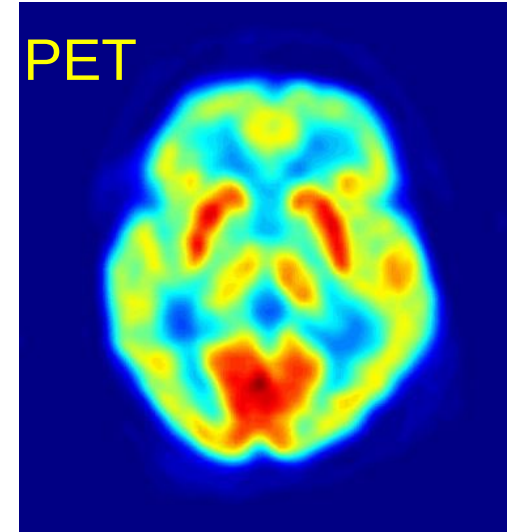
Multimodalidad

PET-TAC



Funcional

PET



SPECT

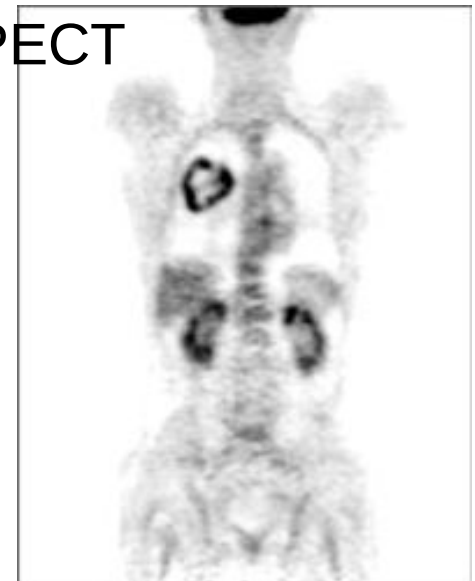
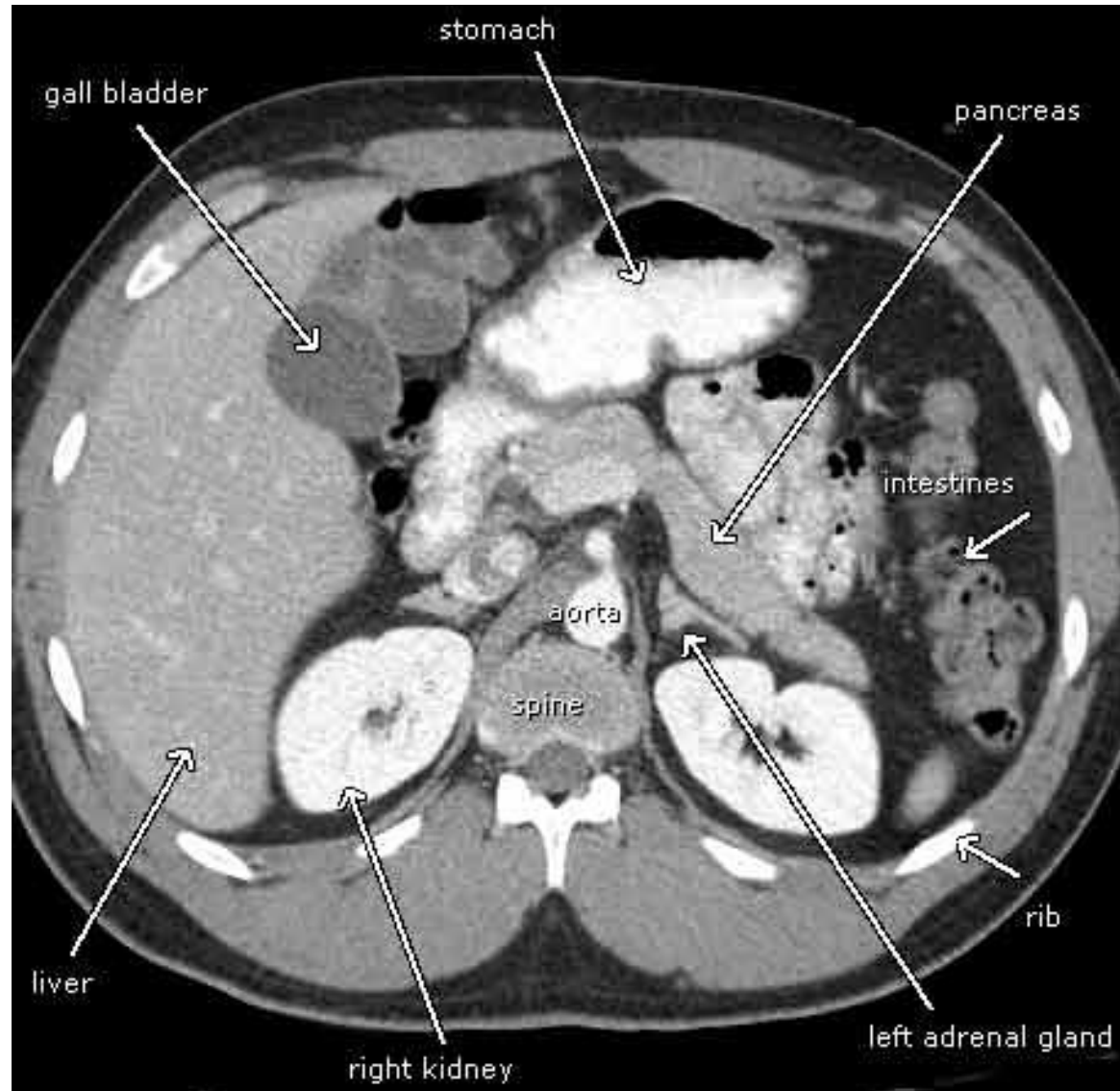
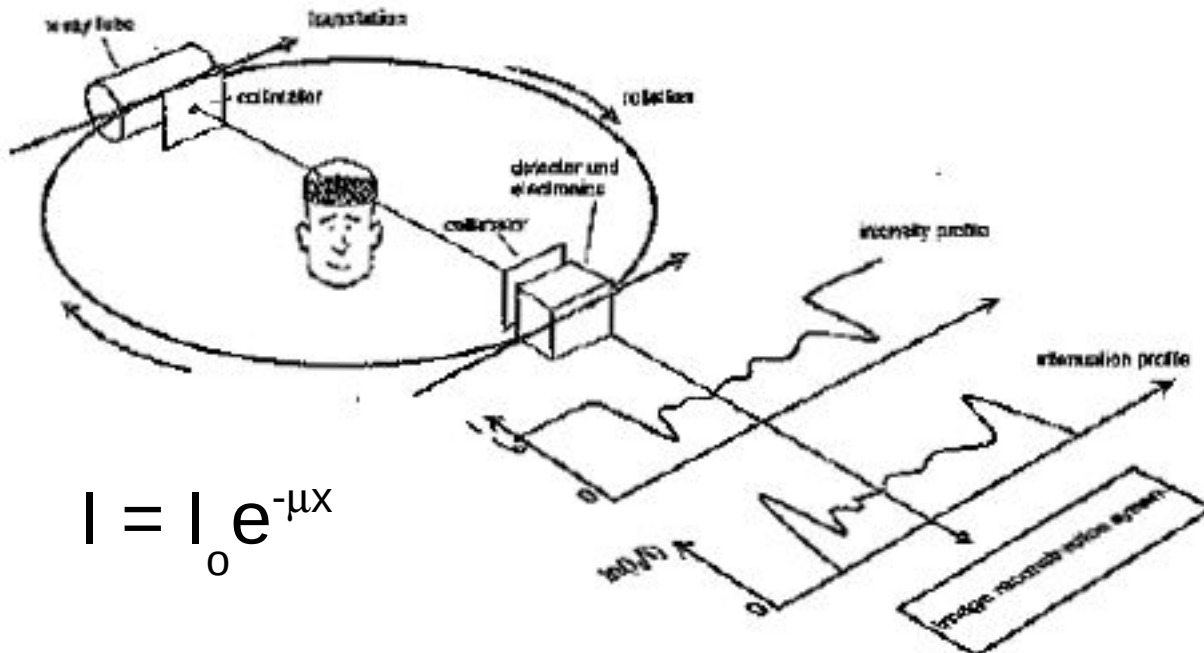
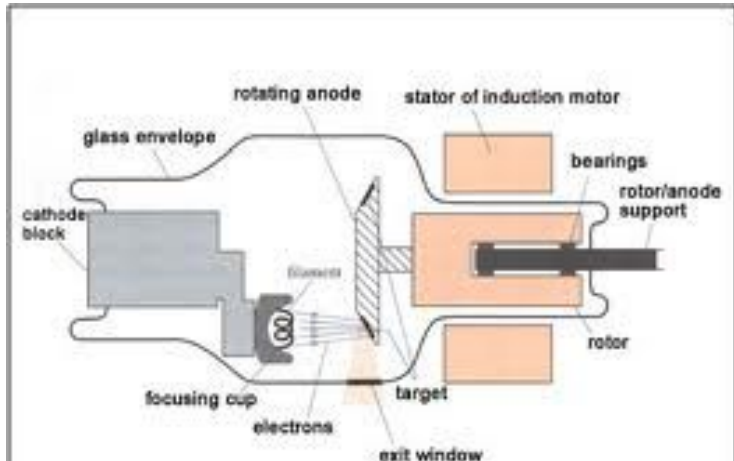


Imagen médica

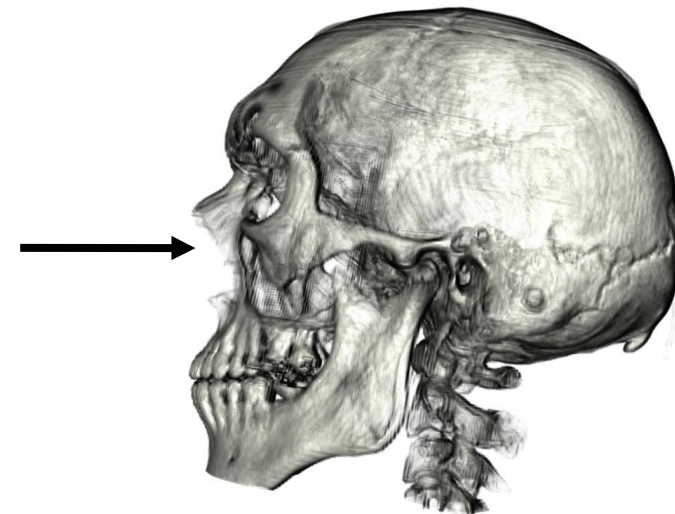
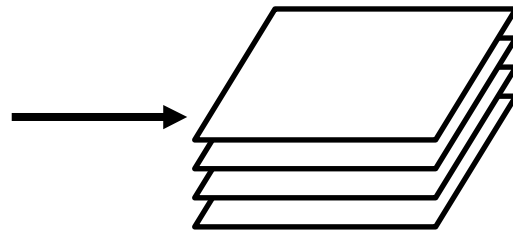
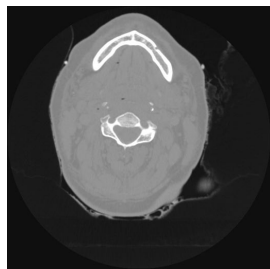
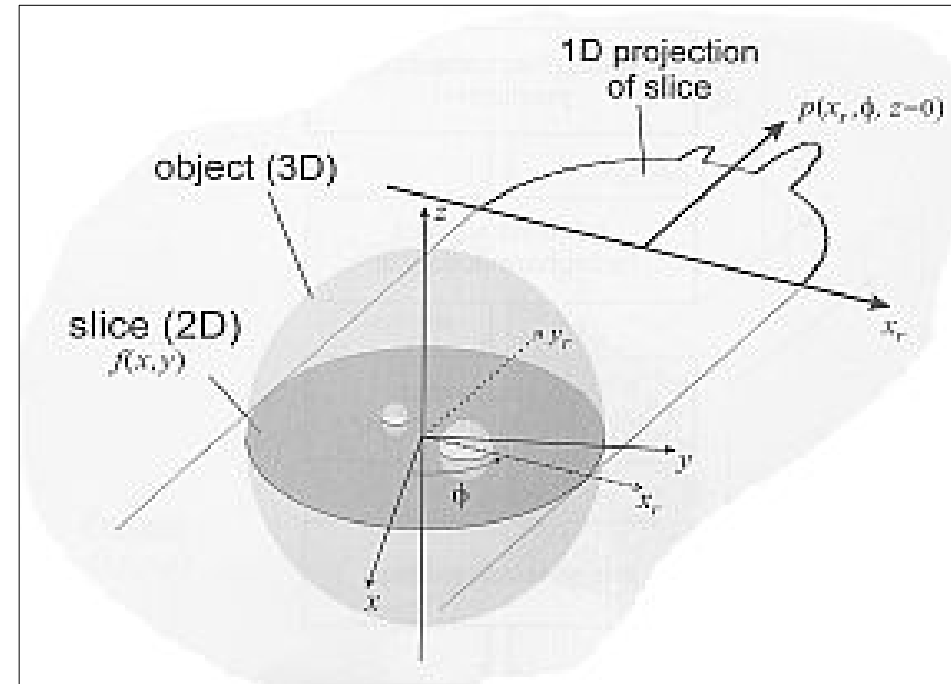
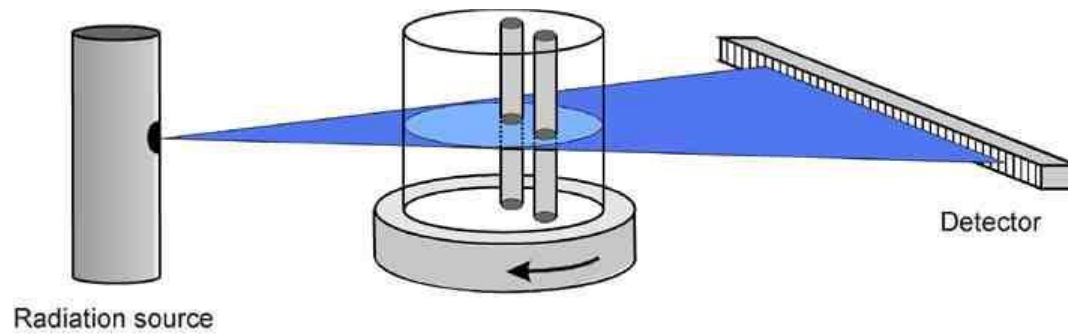
- Revolución en medicina



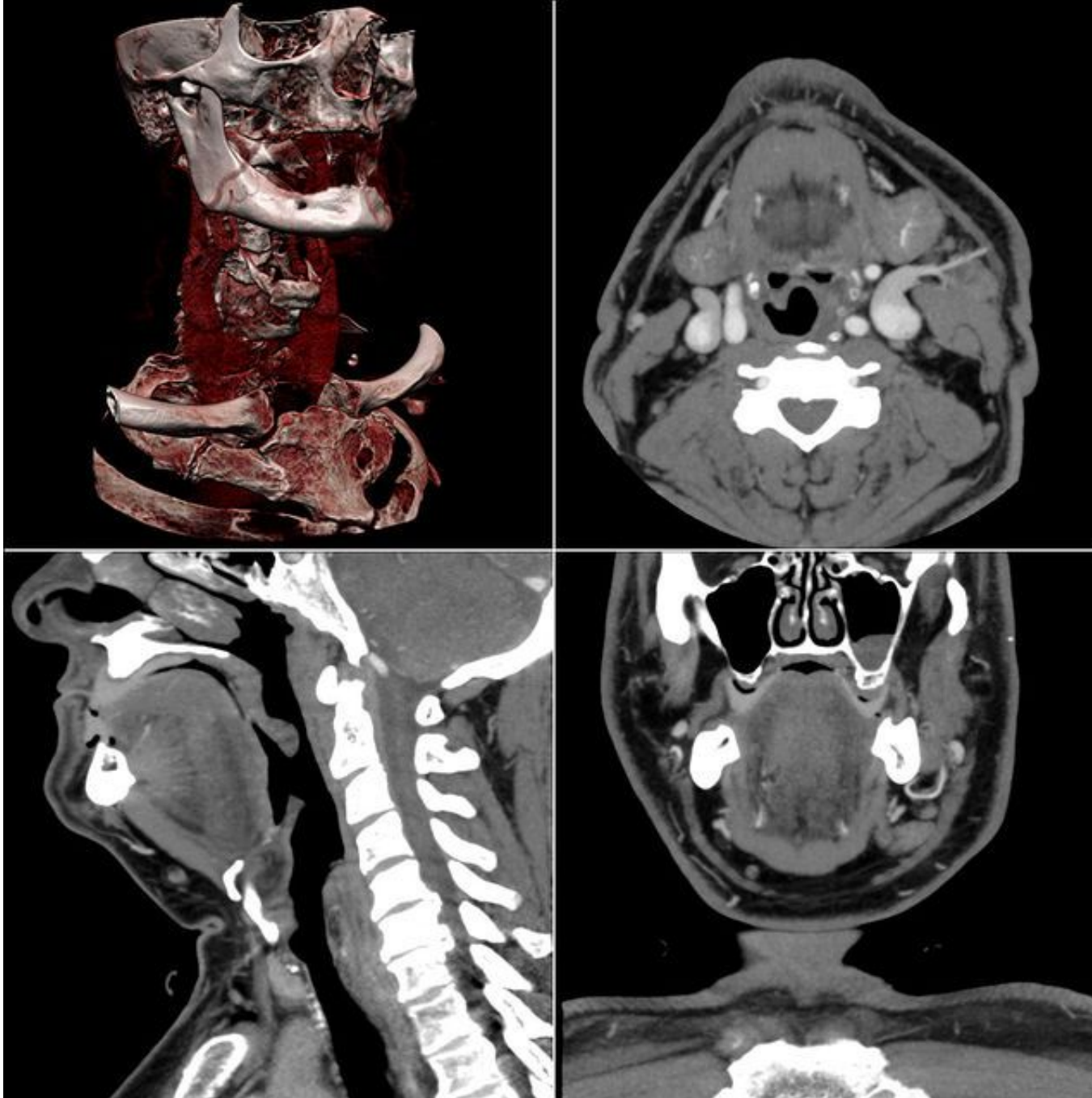
Radiografía



TAC

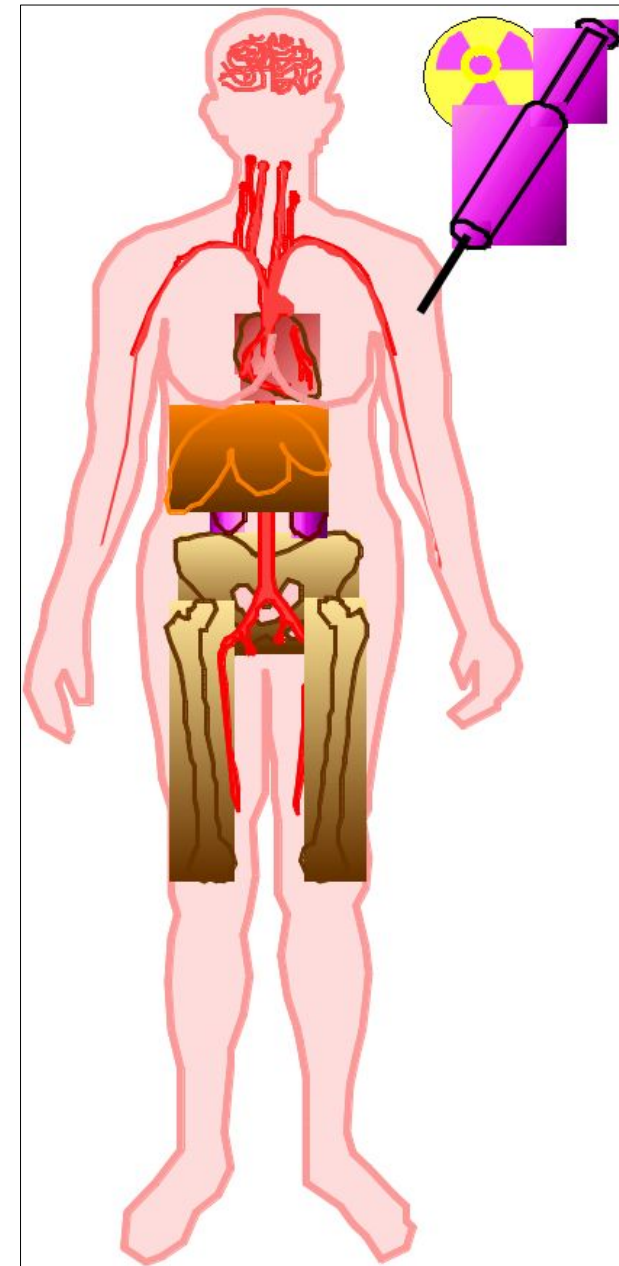


TAC



Medicina Nuclear

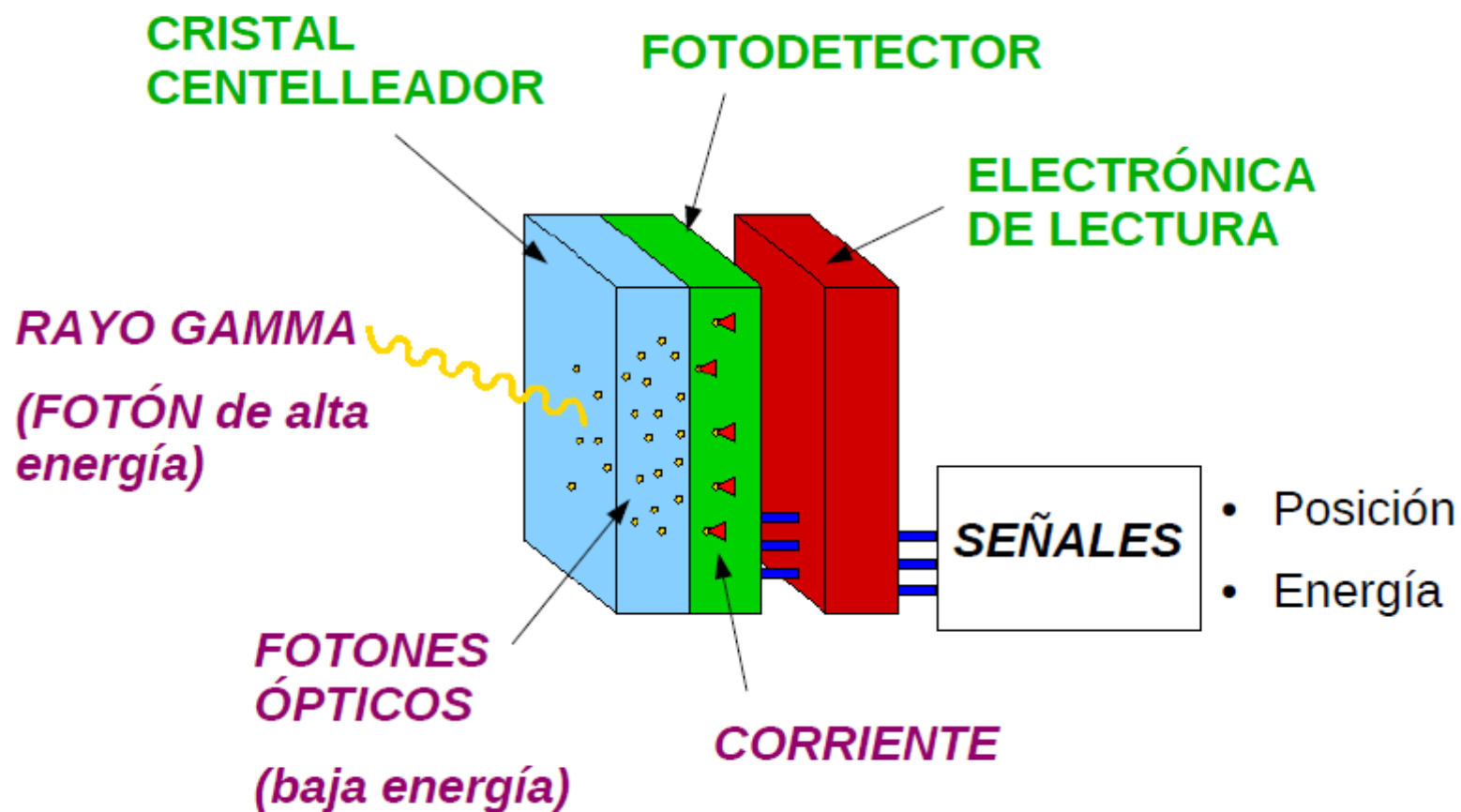
- Una sustancia bioquímica que se distribuye en el paciente según una función metabólica.
- La sustancia se marca con un radioisótopo para producir un radiotrazador que se inyecta en el paciente.
- Un detector externo, mide la distribución de las partículas emitidas por el radioisótopo.



Los radiotrazadores usan radioisótopos productores de rayos gamma (fotones).

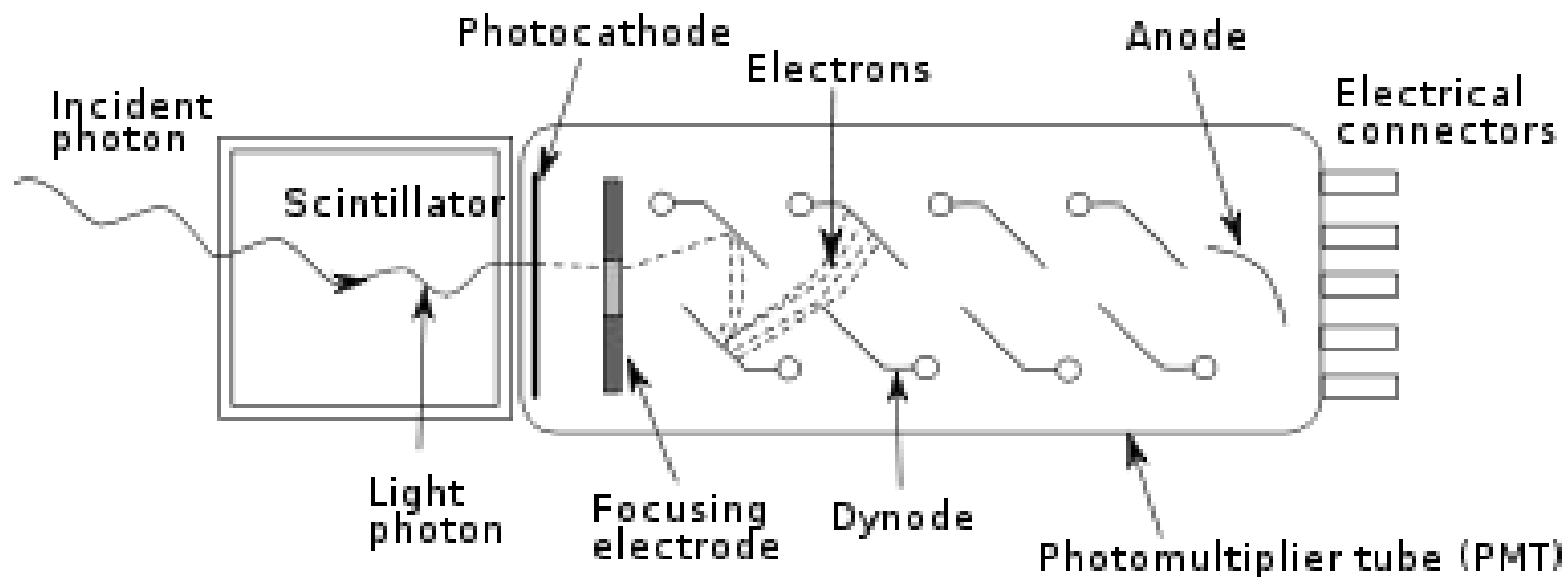
Detectores

- Centelleador + fotodetector siguen dominando el mercado



Detectores

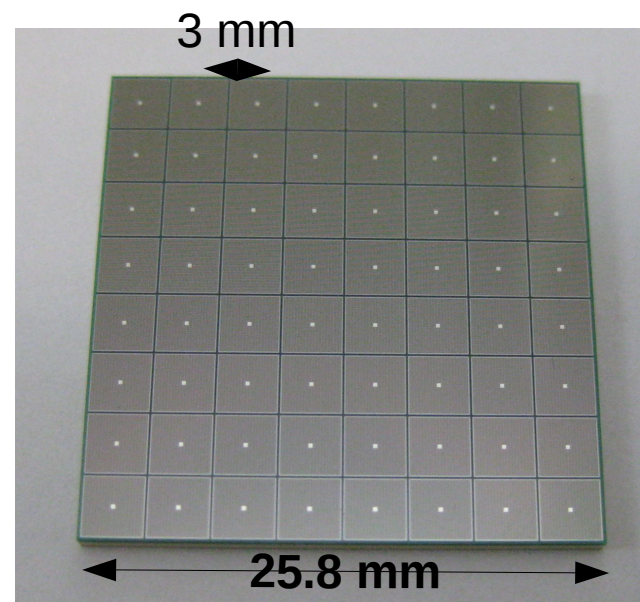
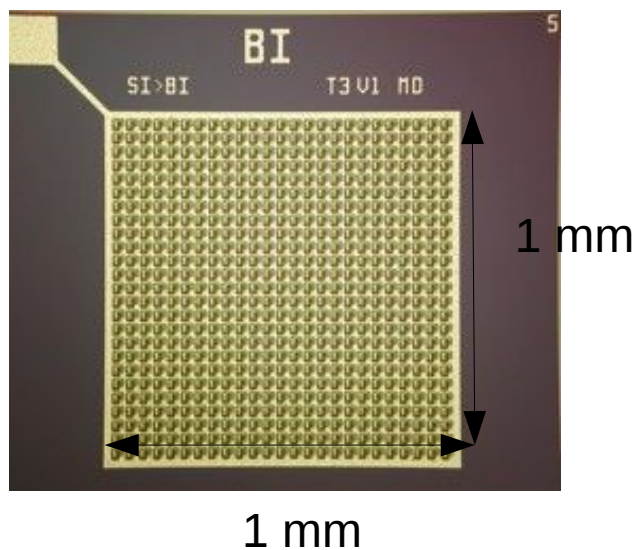
- PMT ampliamente utilizado los últimos 70 años. Muy estables.



- Pero voluminosos, frágiles, caros, sensibles a campos magnéticos...

Detectores

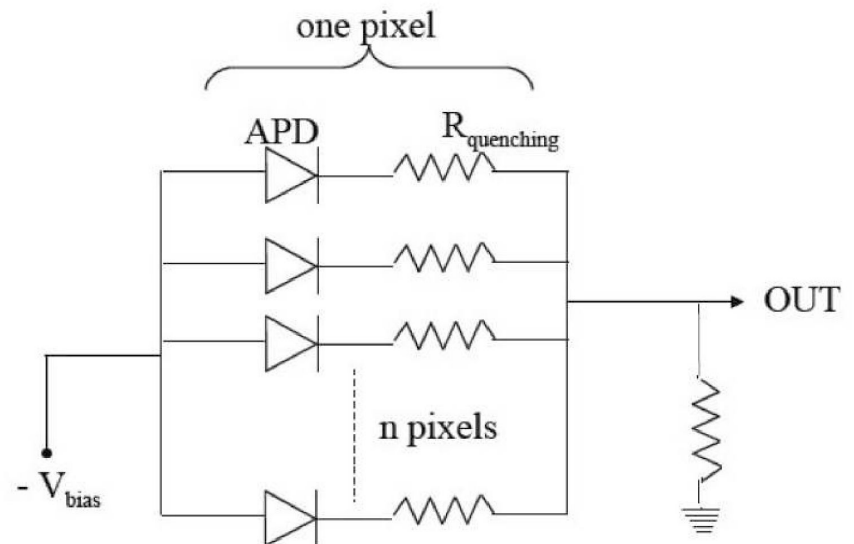
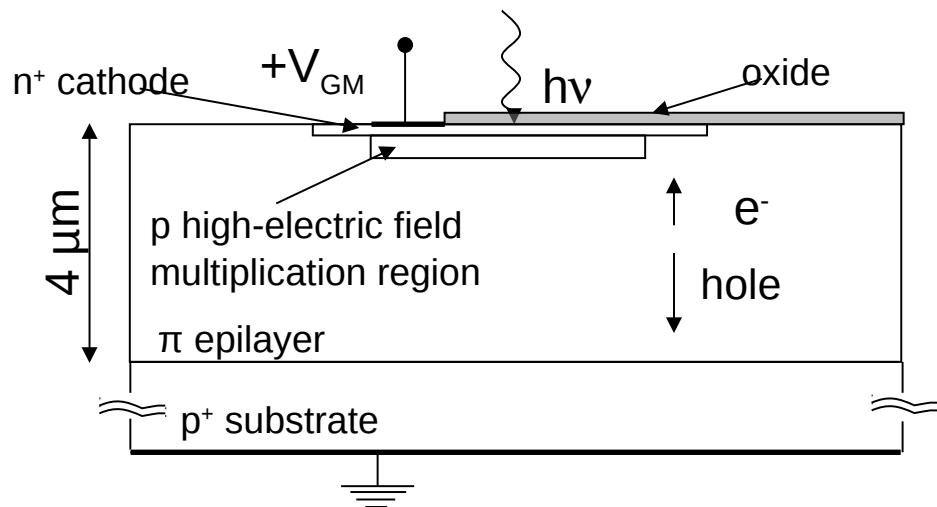
- En los últimos años, reemplazados por los fotomultiplicadores de silicio (SiPMs).
- Tecnología madura, ya utilizada en sistemas comerciales, y campo de investigación muy activo.
- Se están imponiendo en el mercado.



SiPMs

- Área activa dividida en microceldillas. Cada una es un detector independiente. Típicamente 25 a 100 micras.
- $V > V_{br} \Rightarrow$ Modo Geiger. Avalancha independiente de la señal
- Idealmente cada fotón interacciona en una microceldilla diferente.
- La suma de las señales de todas las microceldillas da la señal del detector. Proporcional a la energía del rayo gamma.

Estructura microceldilla



SiPMs

	PMT	APD	SiPM
PDE	20-45%	50-80%	20-50%
ganancia	$10^6 - 10^7$	<1000	$10^5 - 10^6$
V Respuesta (10 p.e.)	~100ps	pocos ns	Decenas de ps
tamaño	med-grandes	muy compactos	muy compactos
voltaje alim.	1-2kV	100-500V	<100V
Sens. campo magnético.	$<10^{-3}T$	insensible	insensible
Sens. umbral	1 p.e.	~10 p.e.	1 p.e.
Sens. Temperatura	baja	moderada	moderada
Precio	alto	bajo	bajo

SiPMs

PROS

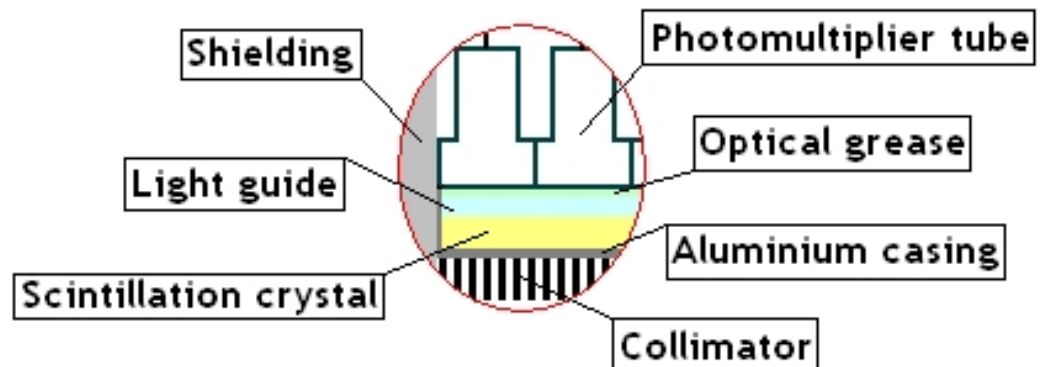
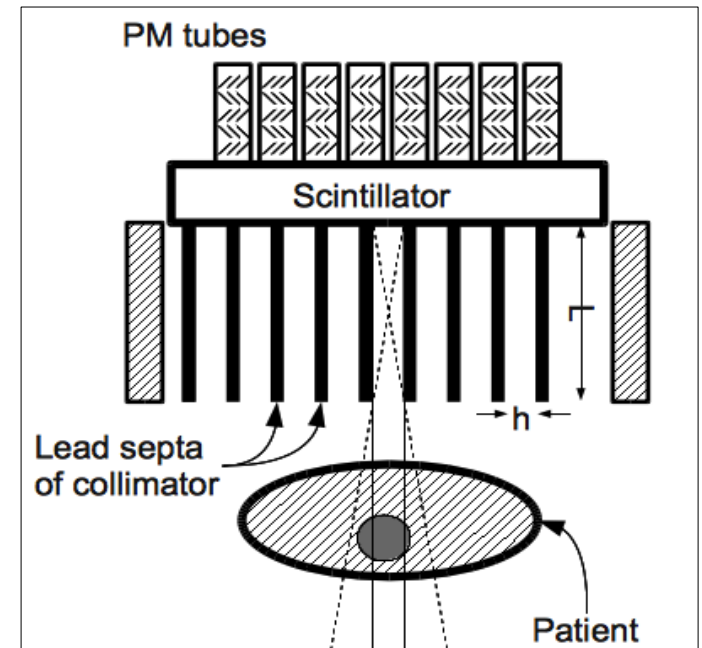
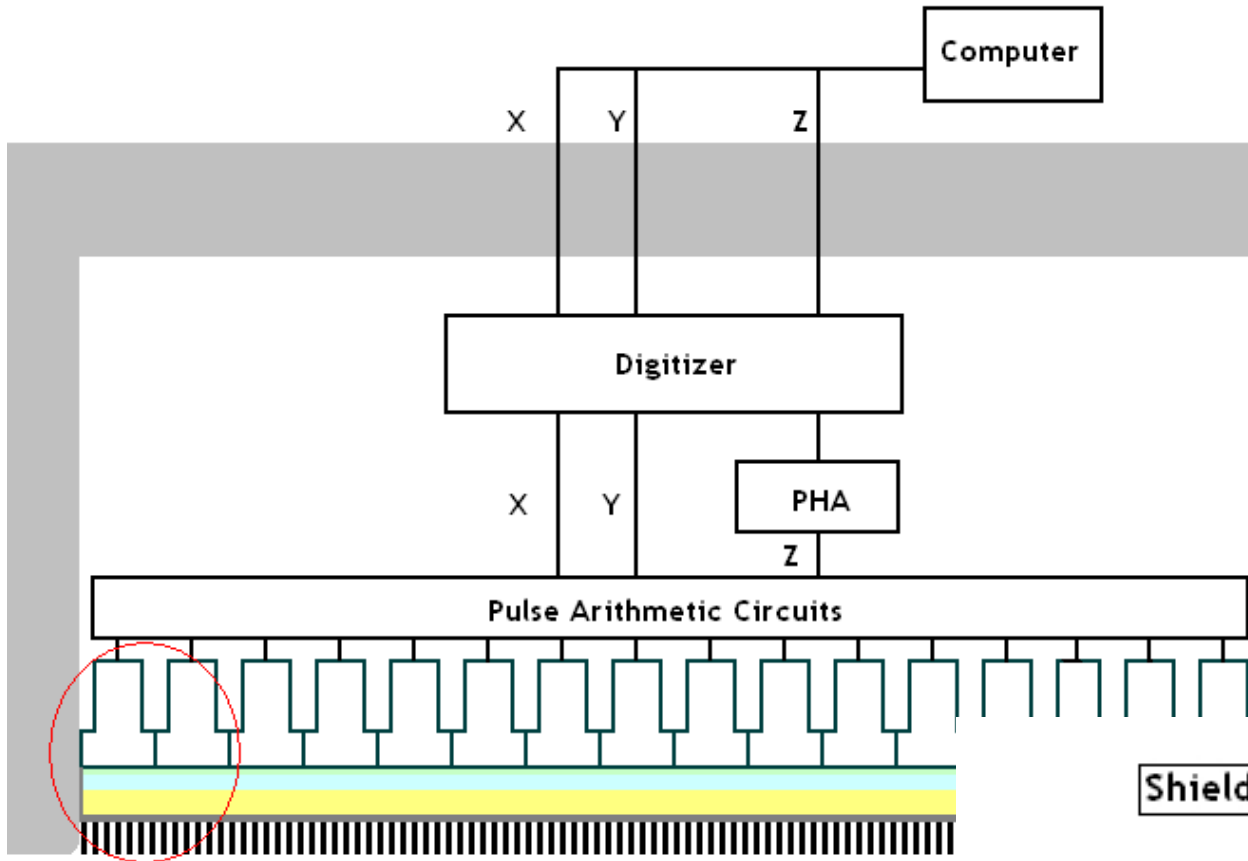
- Compactos
- Robustos
- Alta eficiencia cuántica (QE)
- Insensibles a campos magnéticos.
- Bajo coste (potencial)
- Bajo consumo.
- Fácilmente adaptables a distintas aplicaciones.

CONTRAS

- Área pequeña.
- Ruido (proporcional al área)
- Sensibles a variaciones de temperatura.

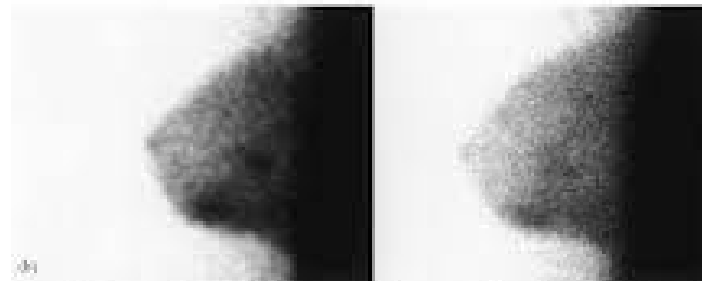
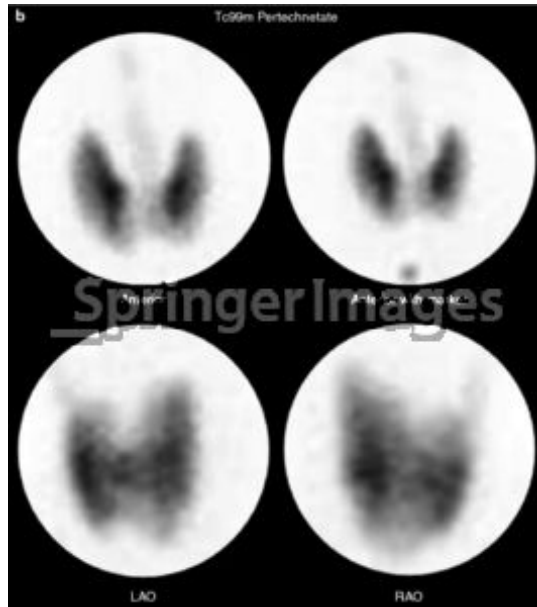
Cámara gamma

- Anger 1950.
- Isótopos con energía entre 80 y 511 KeV.



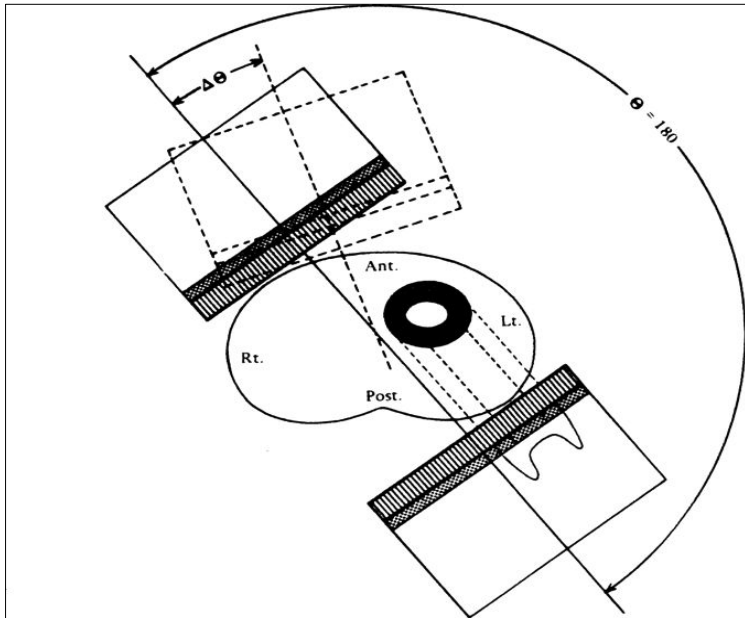
Cámara gamma

- Rastreo óseo, linfogammagrafía...

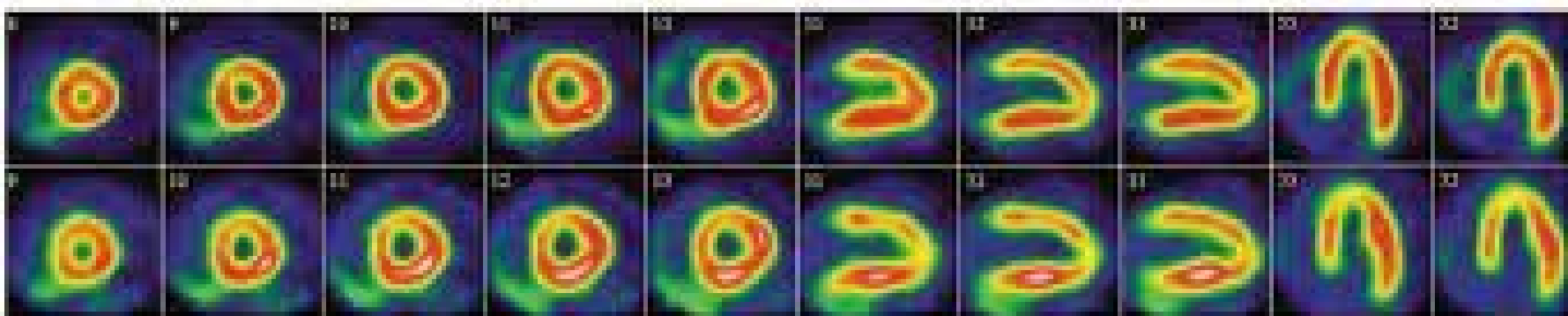
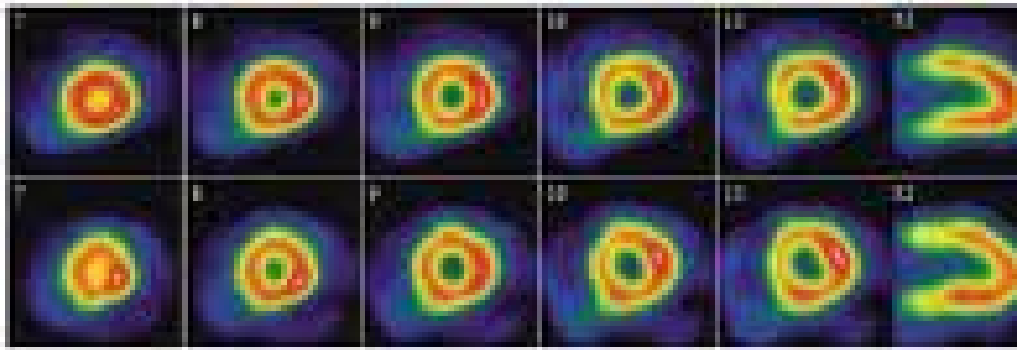
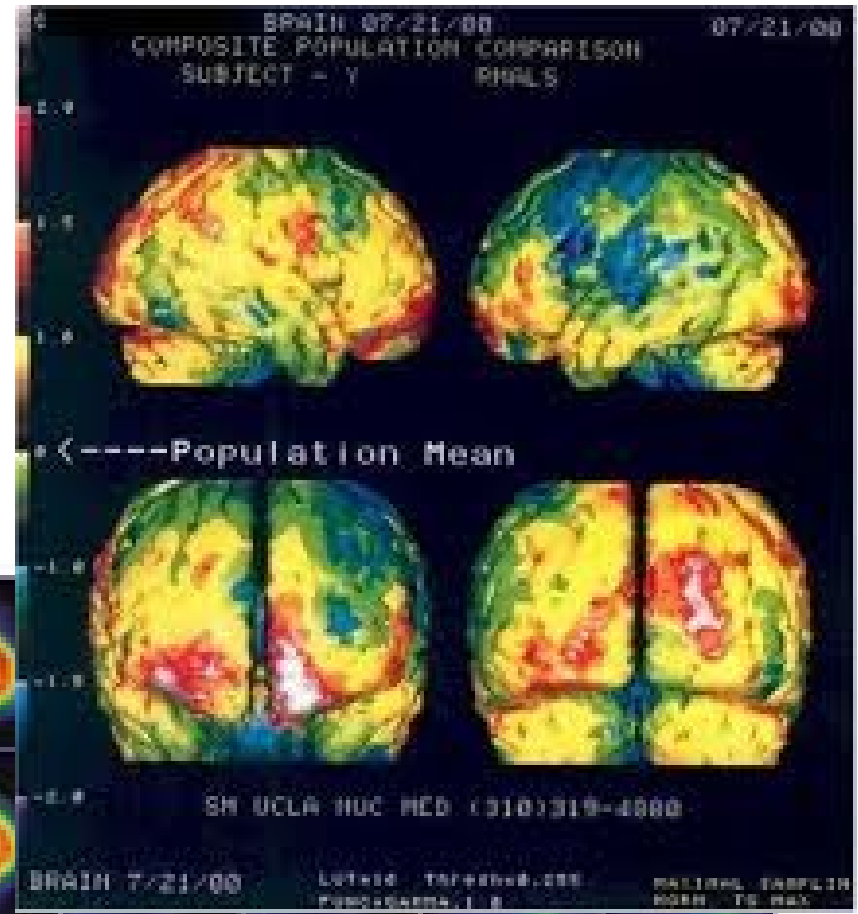
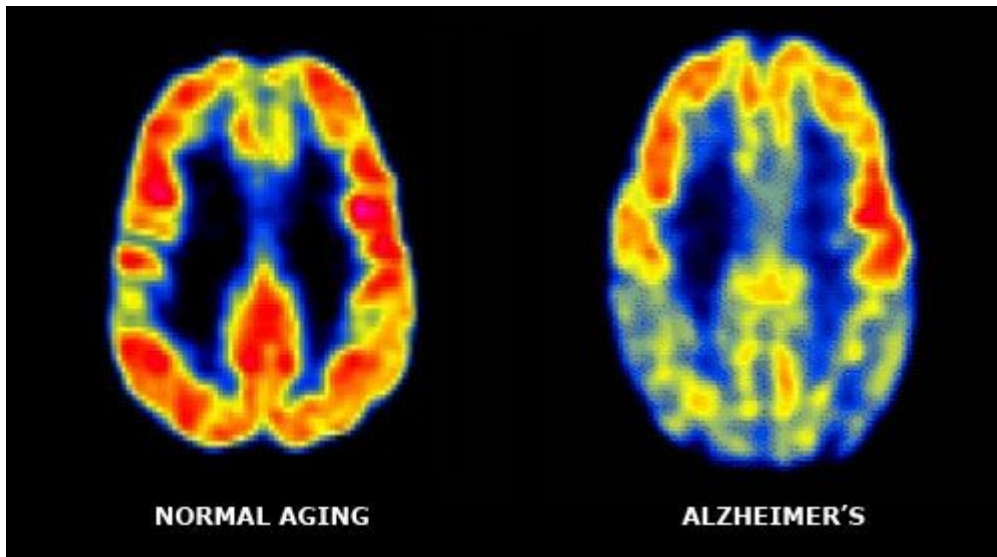


SPECT

- Los detectores giran para obtener imágenes tomográficas.
- Con reconstrucción de imágenes -> imágenes 3D

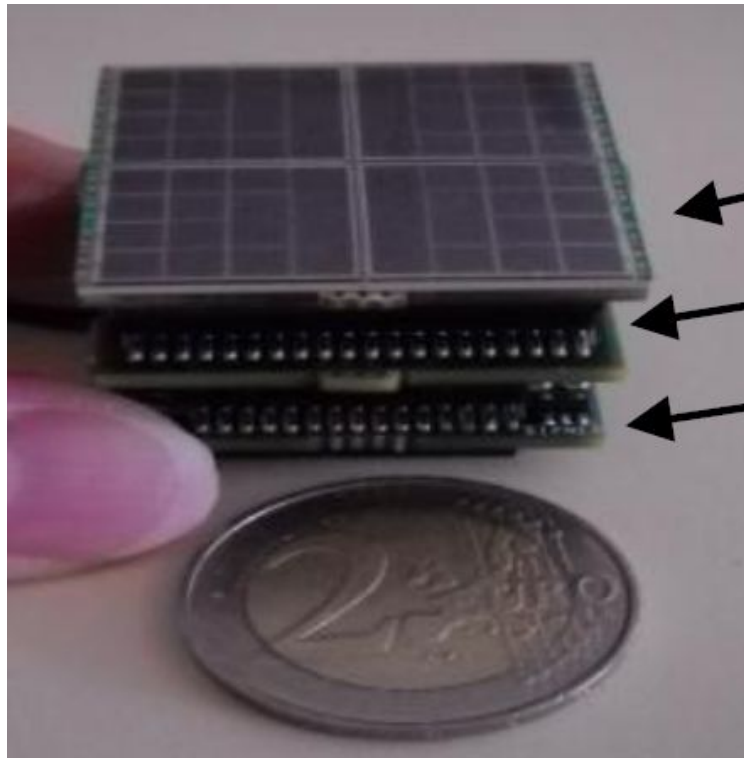


SPECT



Mini cámara gamma

- Mini cámaras gamma intra-operativas para detección del ganglio centinela



SiPM board

ASIC board

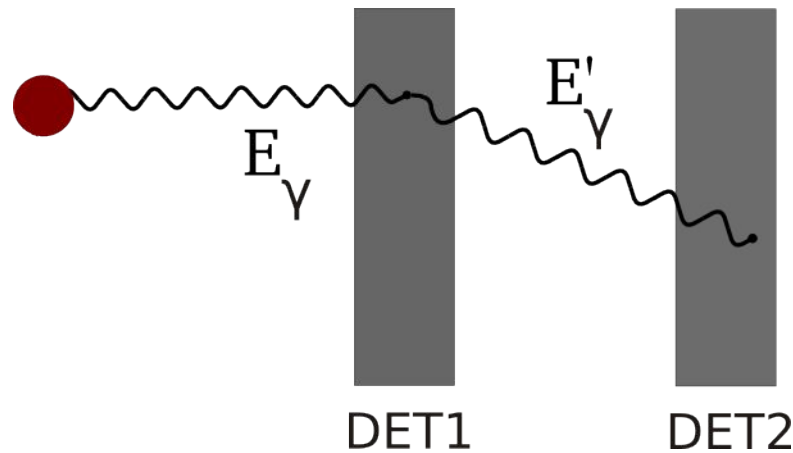
FPGA board

Imando et al.
PoS 2012.

- LaBr_3 scintillator 5.5 cm x 5.5cm
- ~ 6 cm thick, 700 g; 256 readout channels
- E resolution: 10.5% FWHM @ 122 keV
- Spatial resolution: 1.23 mm FWHM @ 122 keV

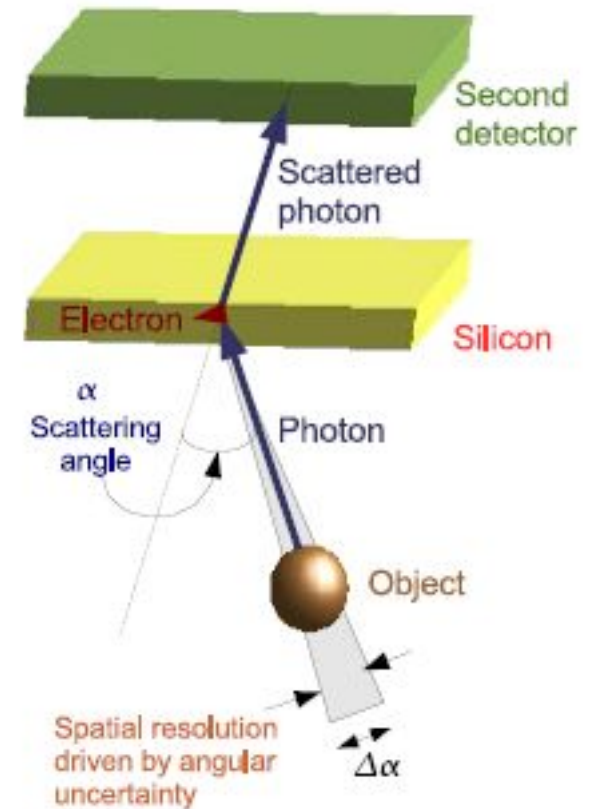
Cámaras Compton

- Utiliza el efecto Compton como colimador
- La colimación electrónica permite mejorar la resolución espacial y energética a la vez, al contrario que las cámaras gamma en que están acopladas.
- Dos detectores: dispersión y absorción.

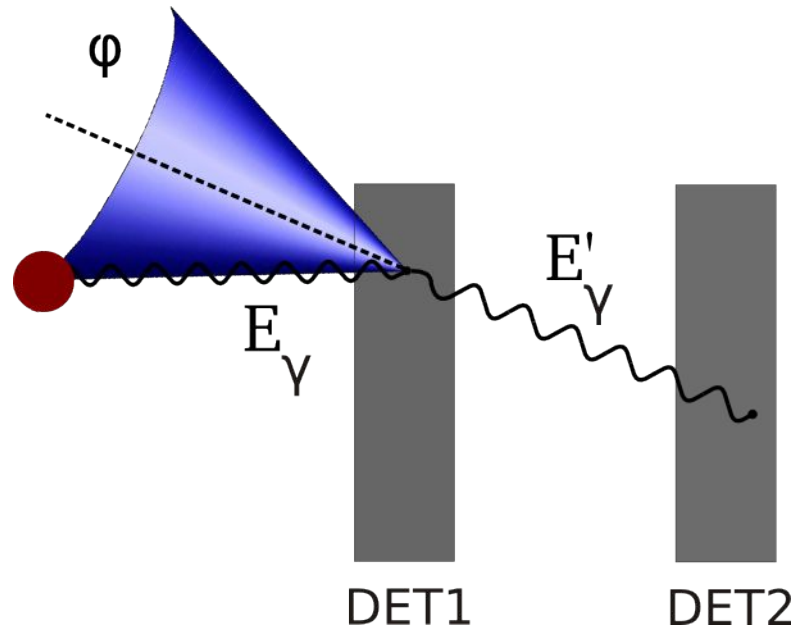


$$\cos \varphi = 1 - m_0 c^2 \left(\frac{1}{E_{\gamma'}} - \frac{1}{E_\gamma} \right)$$

$$E_\gamma = E_{e^-} + E_{\gamma'}$$



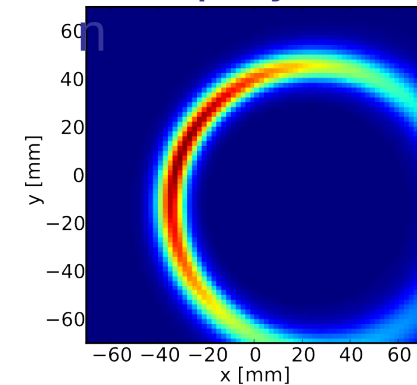
Compton Imaging



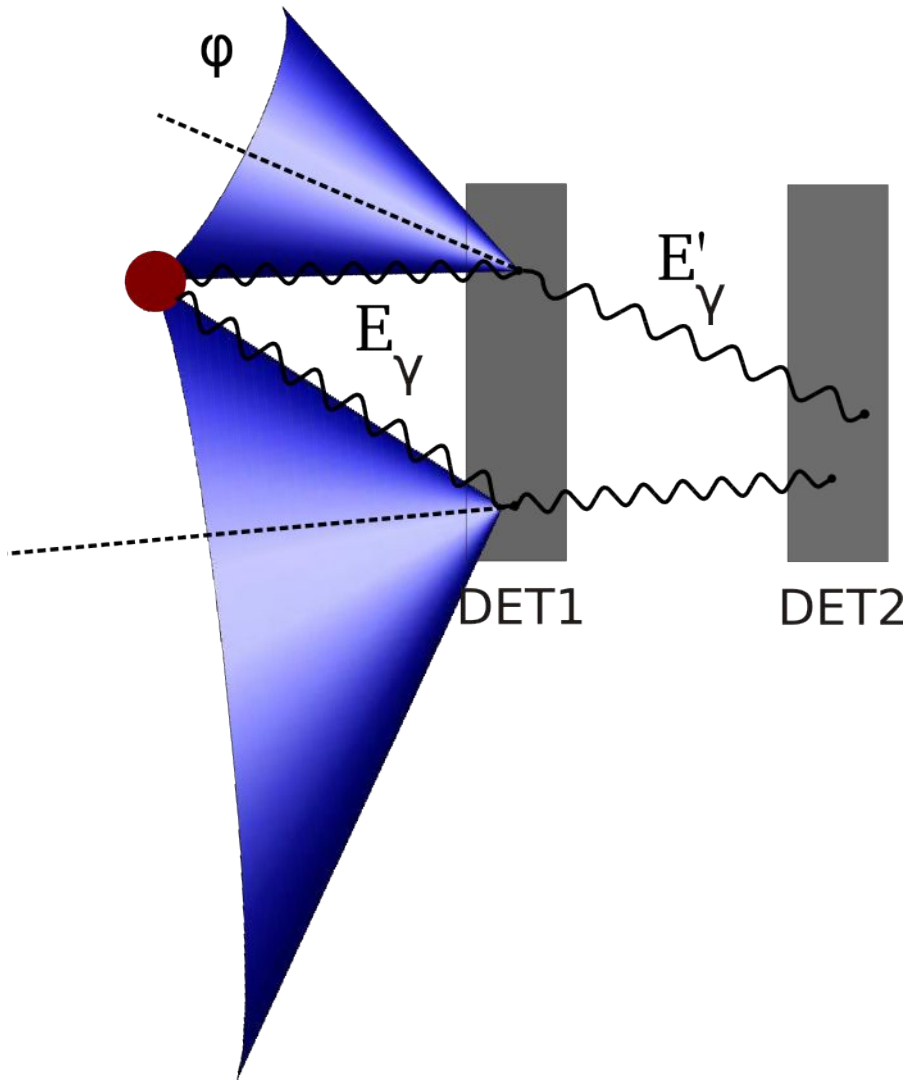
$$\cos \varphi = 1 - m_0 c^2 \left(\frac{1}{E_{\gamma'}} - \frac{1}{E_\gamma} \right)$$

$$E_\gamma = E_{e^-} + E_{\gamma'}$$

Backprojectio

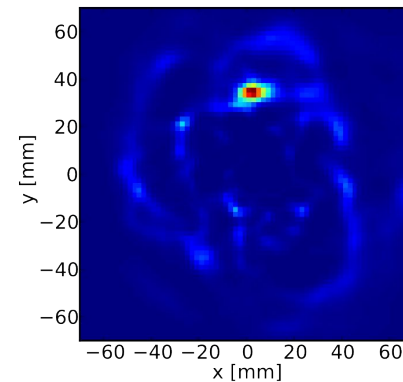


Compton Imaging



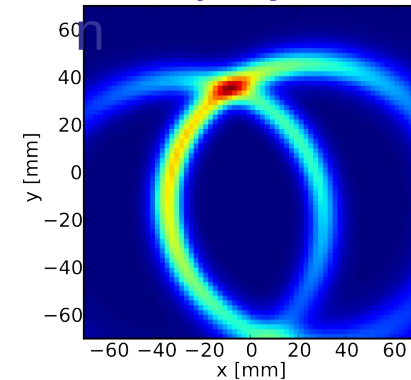
$$\cos \varphi = 1 - m_0 c^2 \left(\frac{1}{E_{\gamma'}} - \frac{1}{E_{\gamma}} \right)$$

$$E_{\gamma} = E_{e^-} + E_{\gamma'}$$

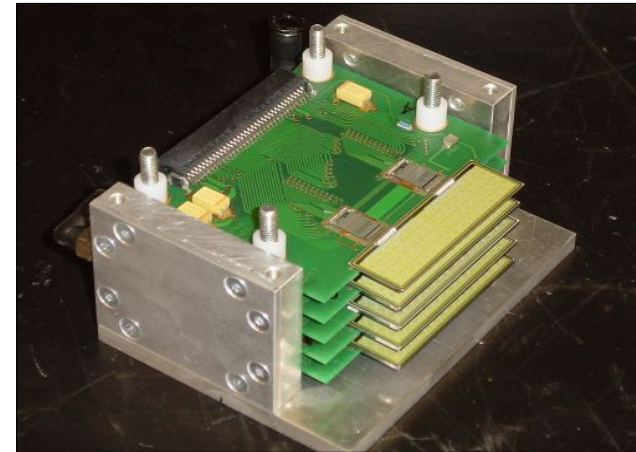
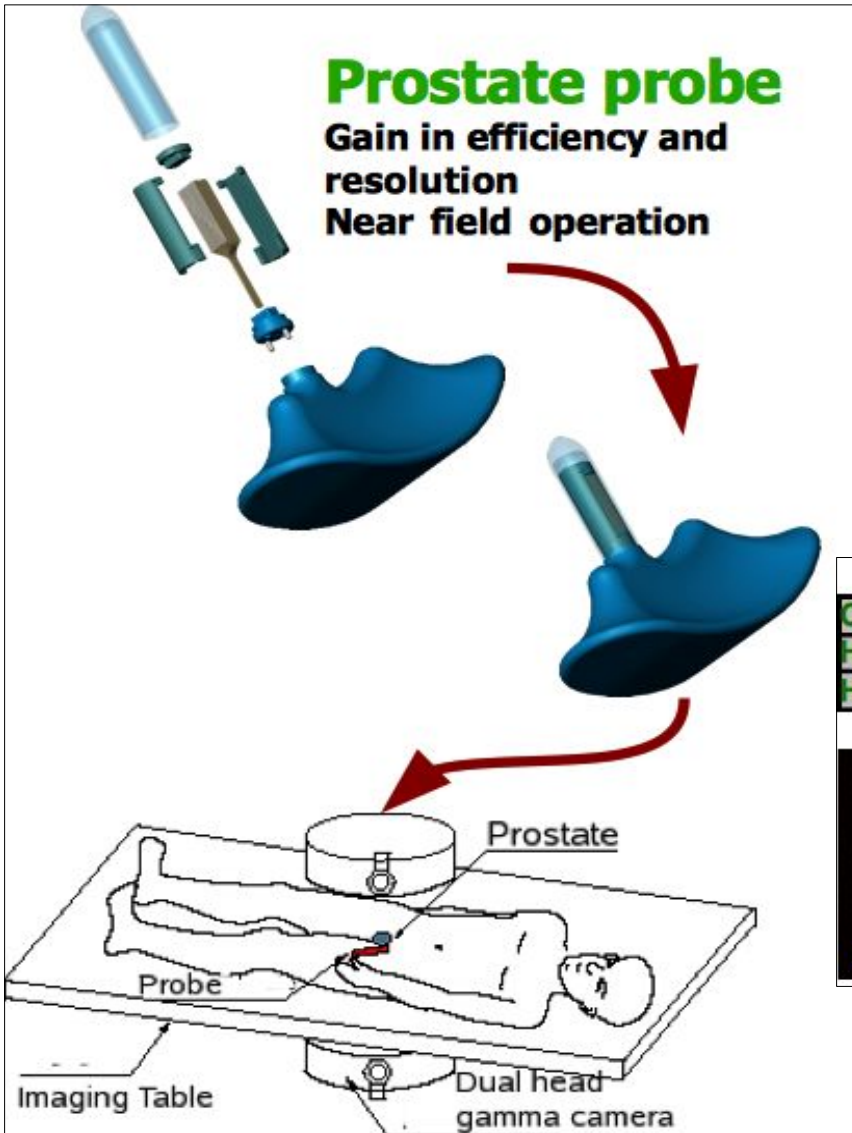


MLEM

Backprojectio



Compton Imaging @ IFIC



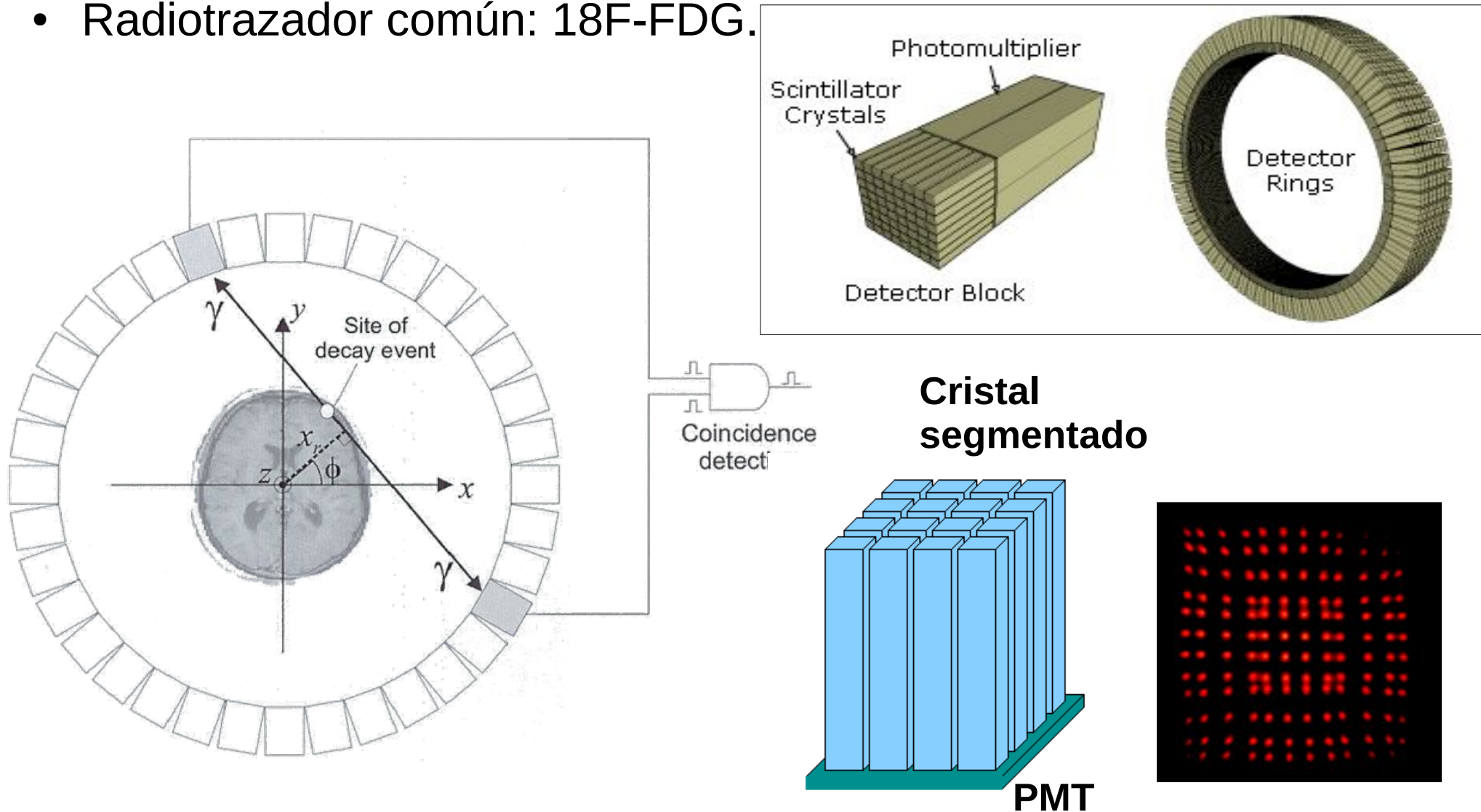
	Distance (cm)	Efficiency*	Resolution (mm)
Compton Probe	1	1.80E-003	2.47
High-sensitivity In-111 Collimator	10	1.11E-004	15.9
High-resolution In-111 Collimator	10	4.00E-005	10.5

*Includes attenuation for 10 cm tissue

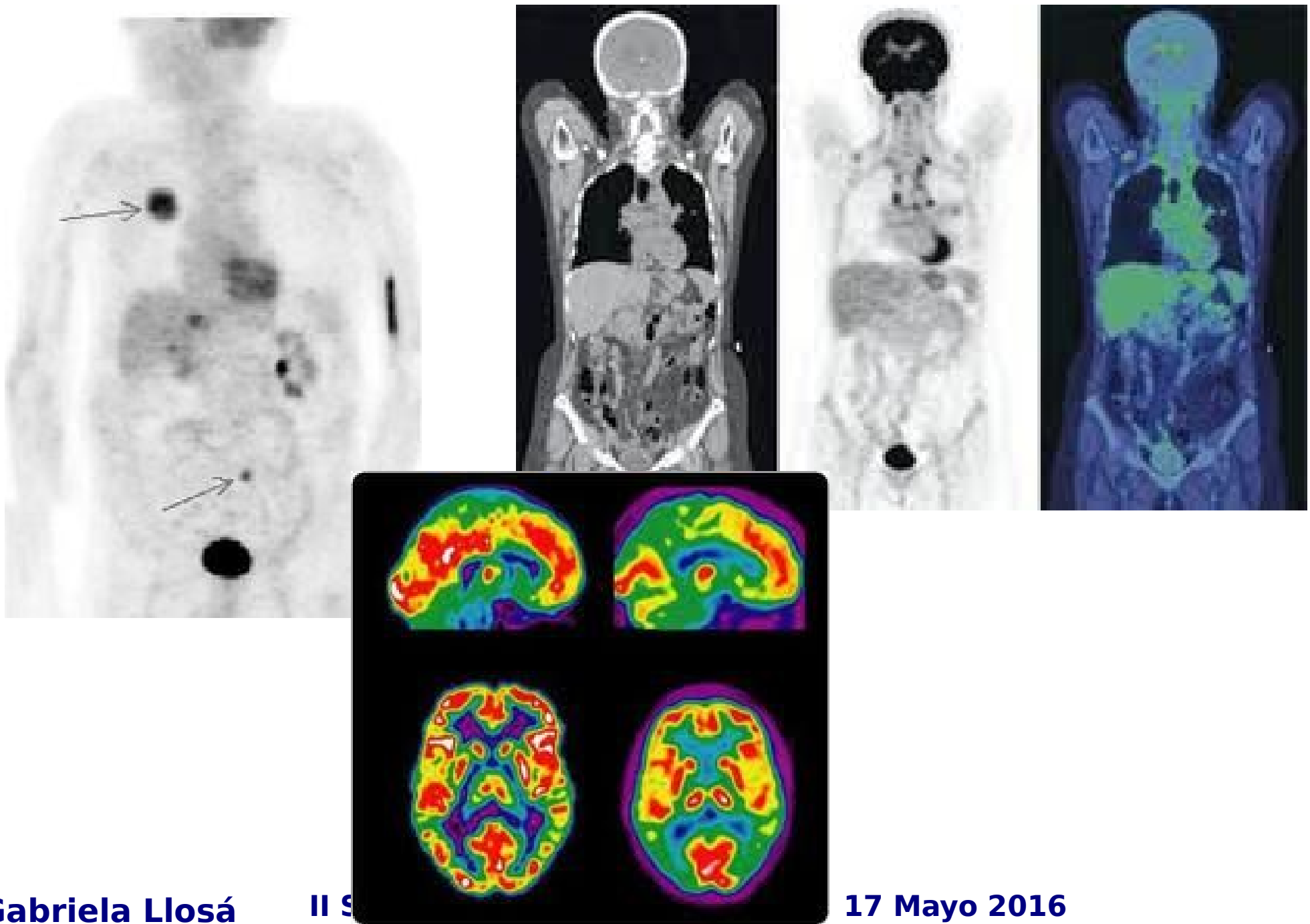


PET

- Radioisótopos emisores de positrones: F-18, C-11, N-13.
- Radiotrazador común: ^{18}F -FDG.

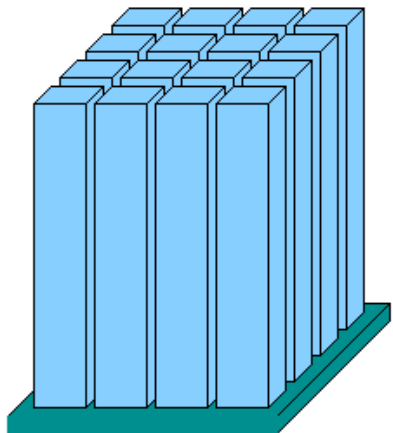
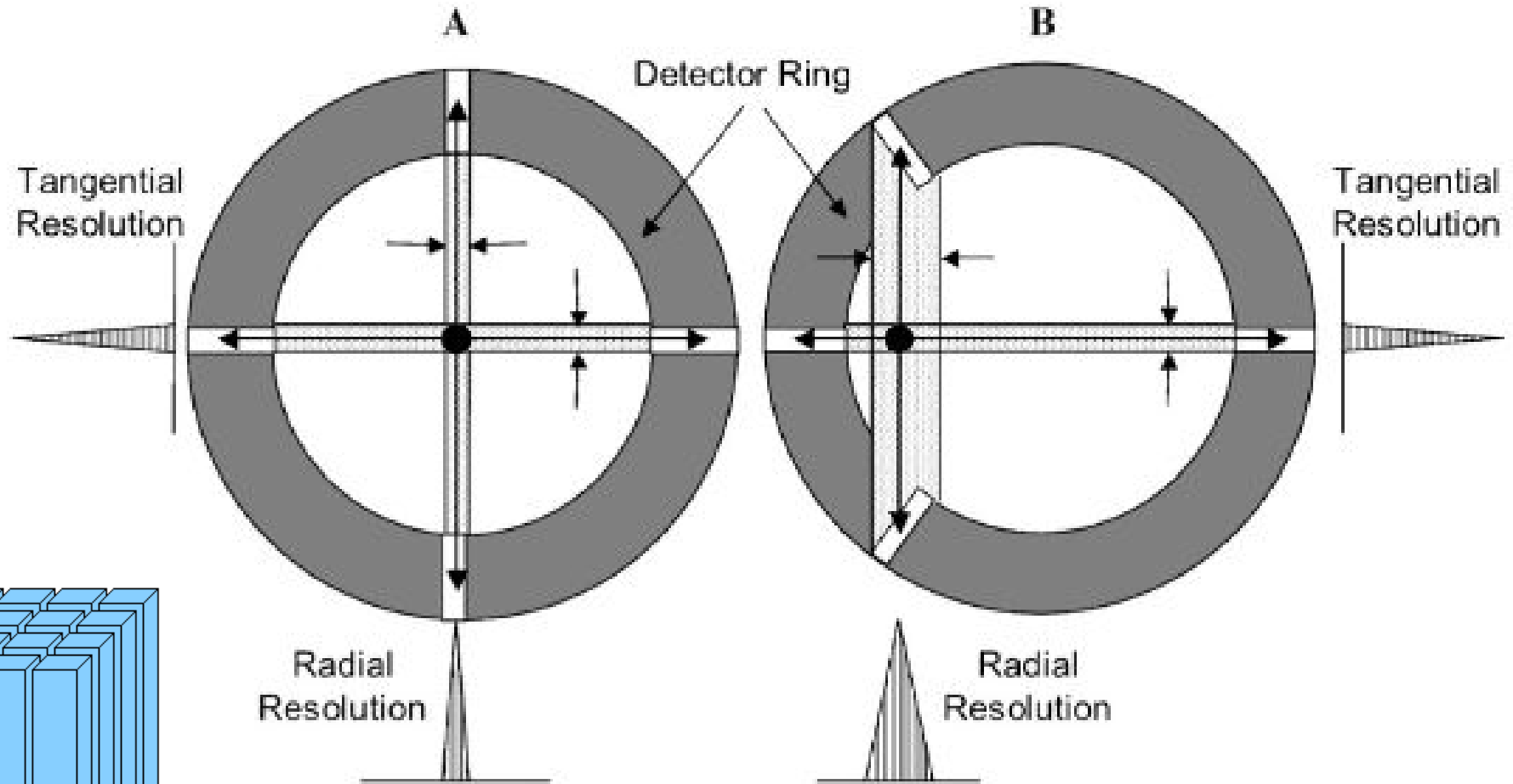


PET



Error de paralaje

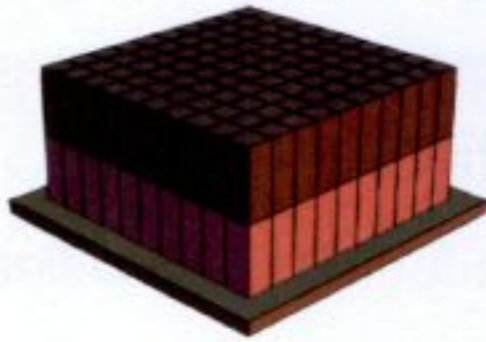
- Error creciente hacia los extremos del campo de visión.



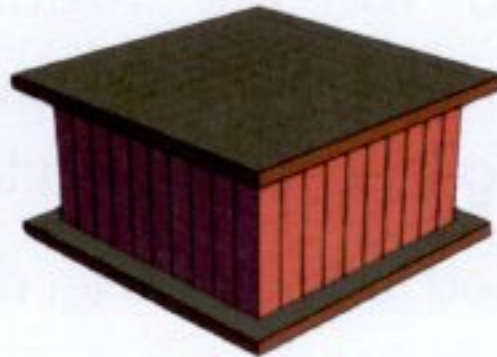
Green et al.
Molec. Im. 9(6) 2010

Determinación de la DOI

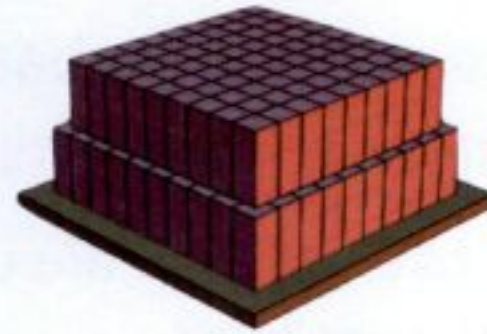
- Determinación de la profundidad de interacción



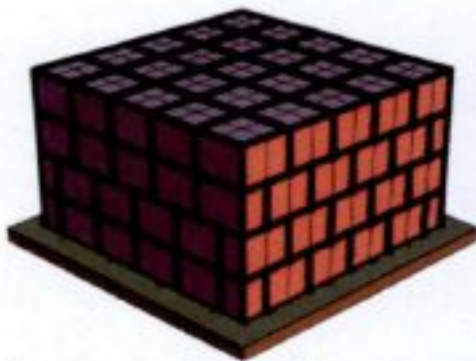
Phoswich design



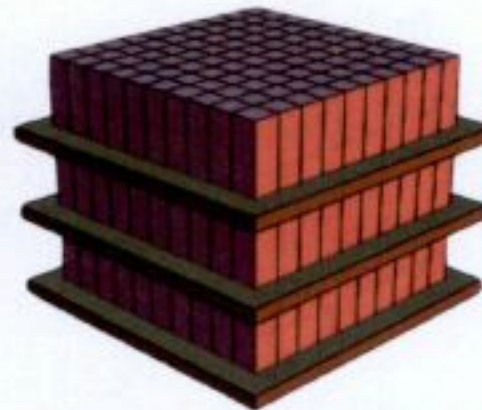
Double-sided readout



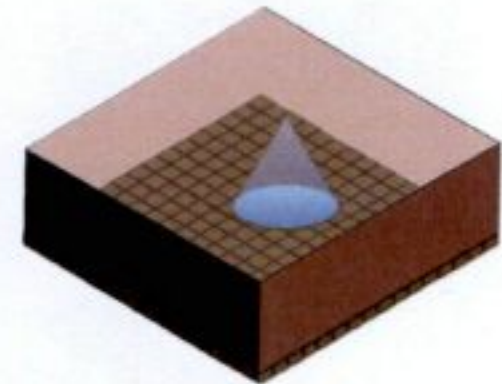
Stacked layers with a relative displacement with respect to each other



Layers with reflective optical structure

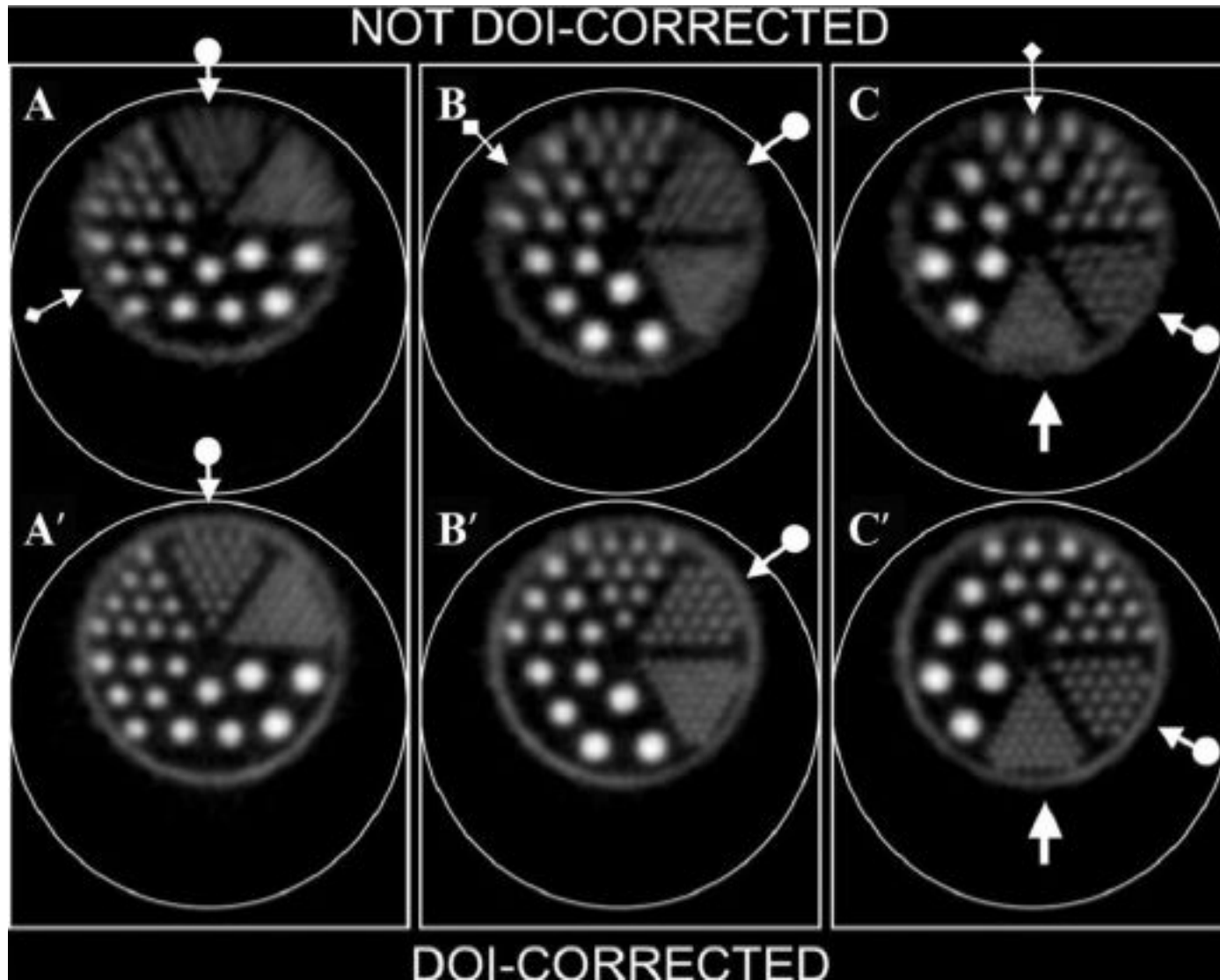


Multiple photosensors

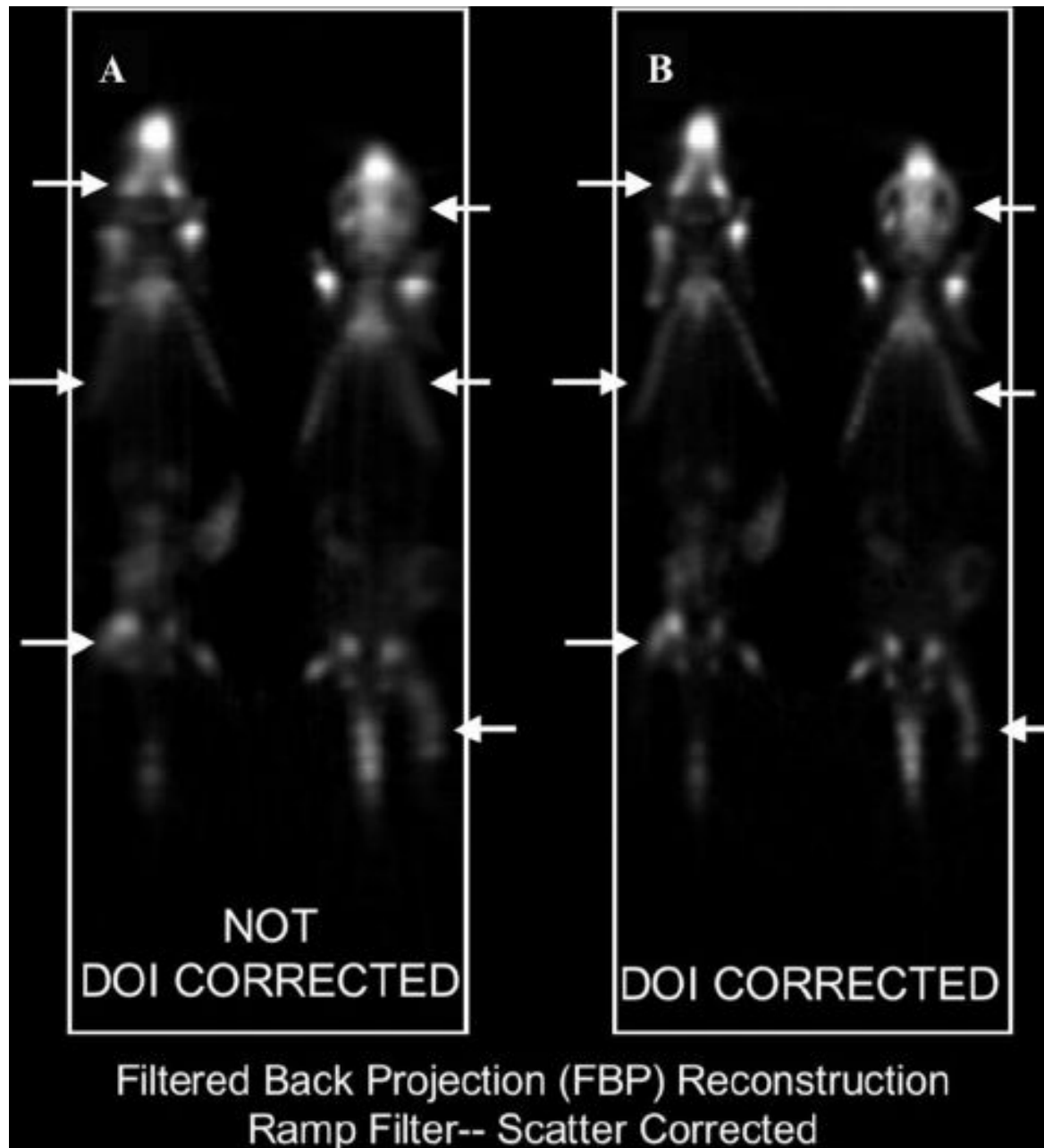


Width of the light spot in continuous scintillators

Determinación de la DOI

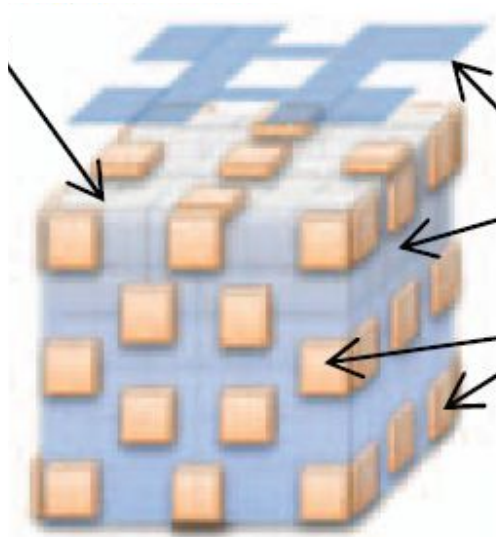


Determinación de la DOI



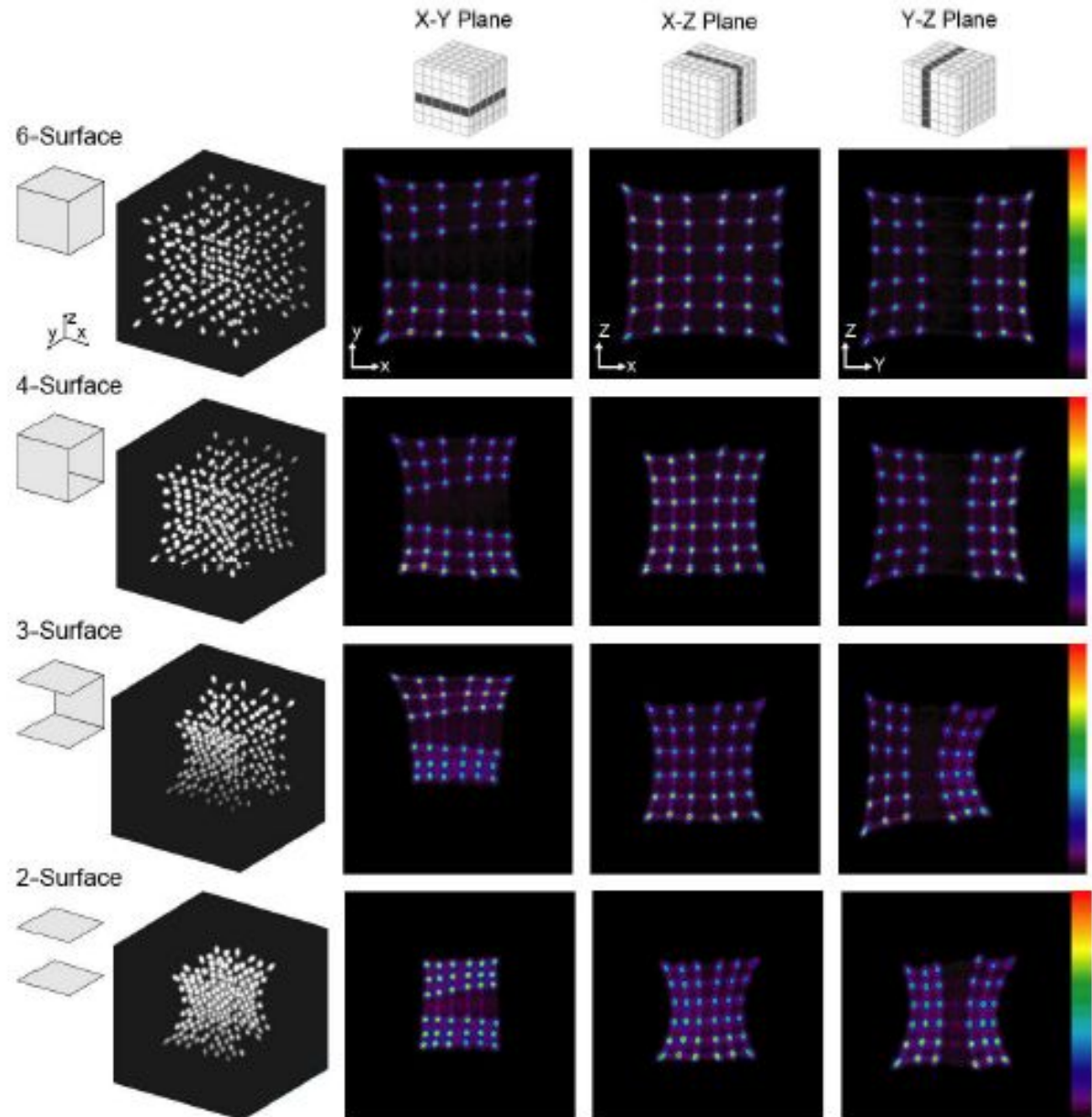
Diseños innovadores con SiPMs

- X'tal cube



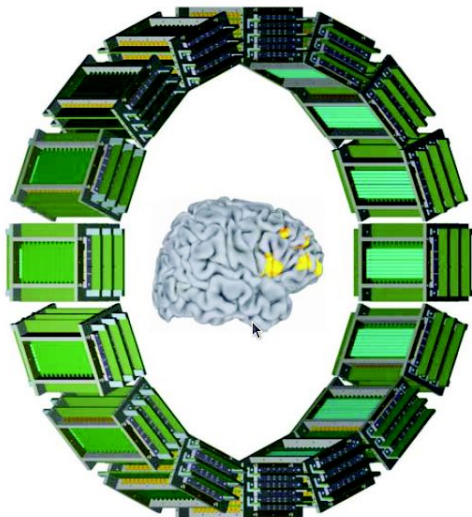
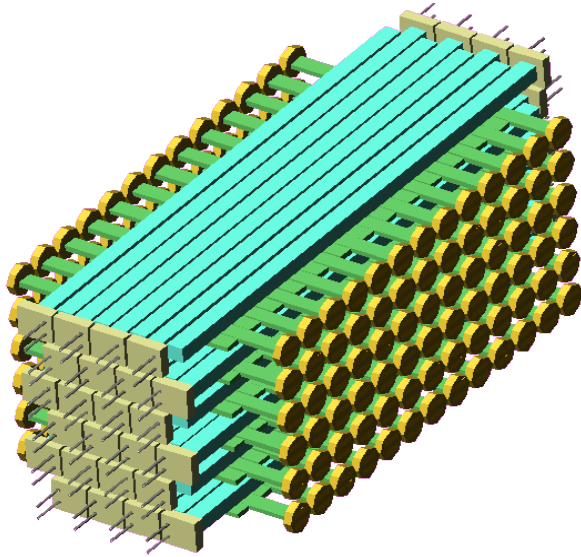
X'tal cube

Y. Yazaki et al.
2009 IEEE NSS
MIC Conf Rec



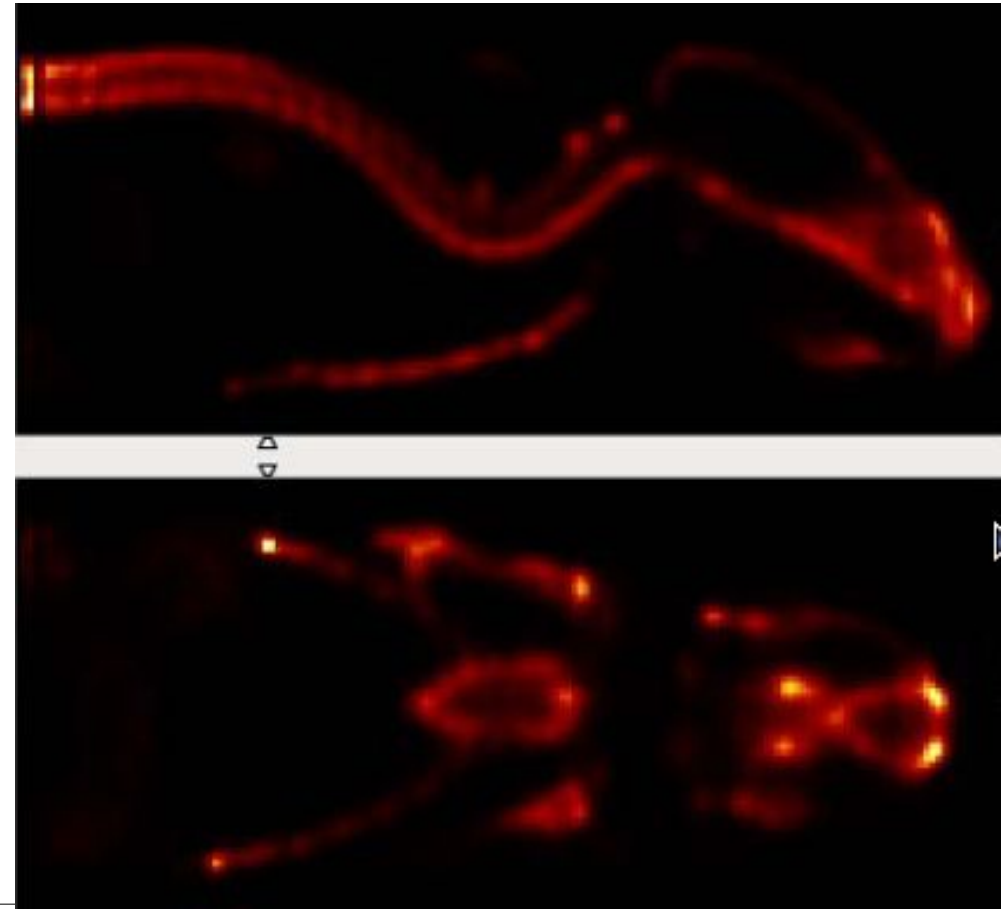
Diseños innovadores con SiPMs

- AX-PET



E. Bolle et al.
NIMA 2011.

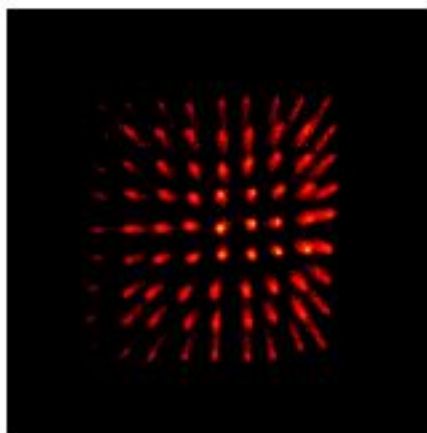
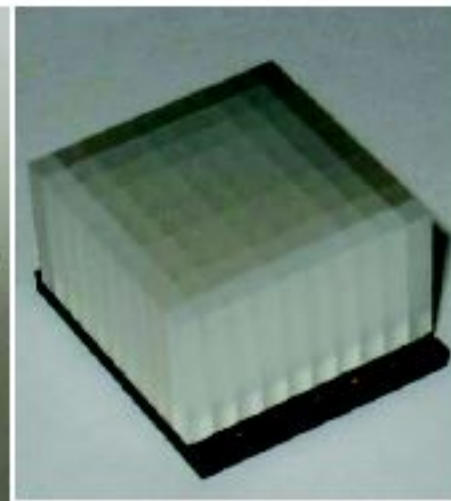
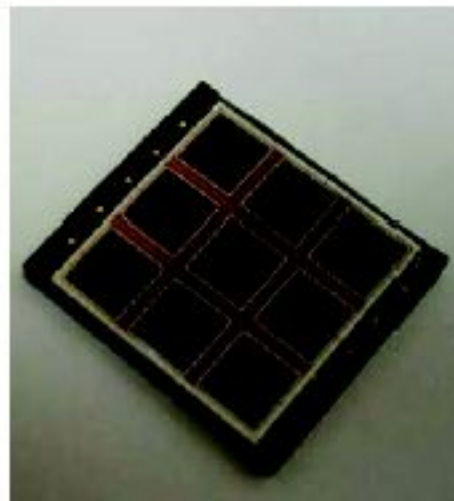
AXPET
Parallax-free detector
concept



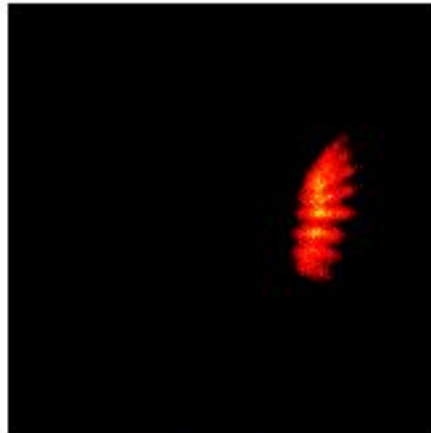
E. Bolle et al. 2013 IEEE
NSS MIC Conf Rec. M03-2.

Combinación PET/RM

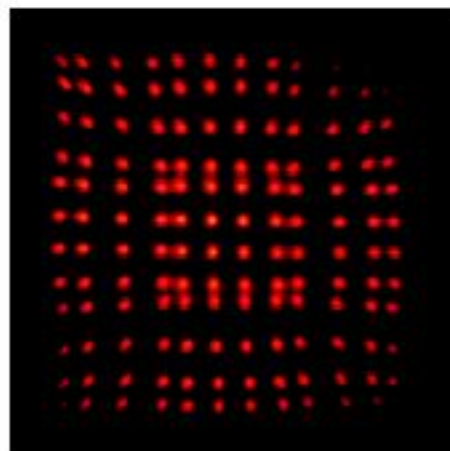
- Efecto del campo magnético:



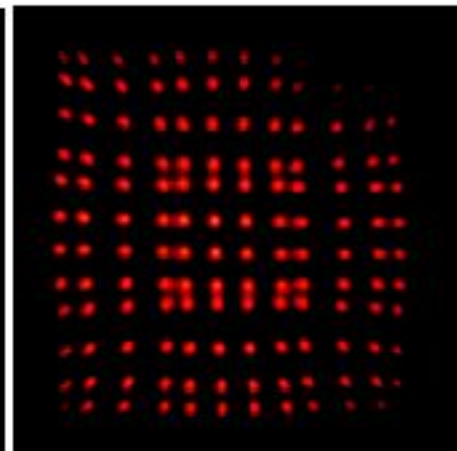
B=0



B≠0



B=0

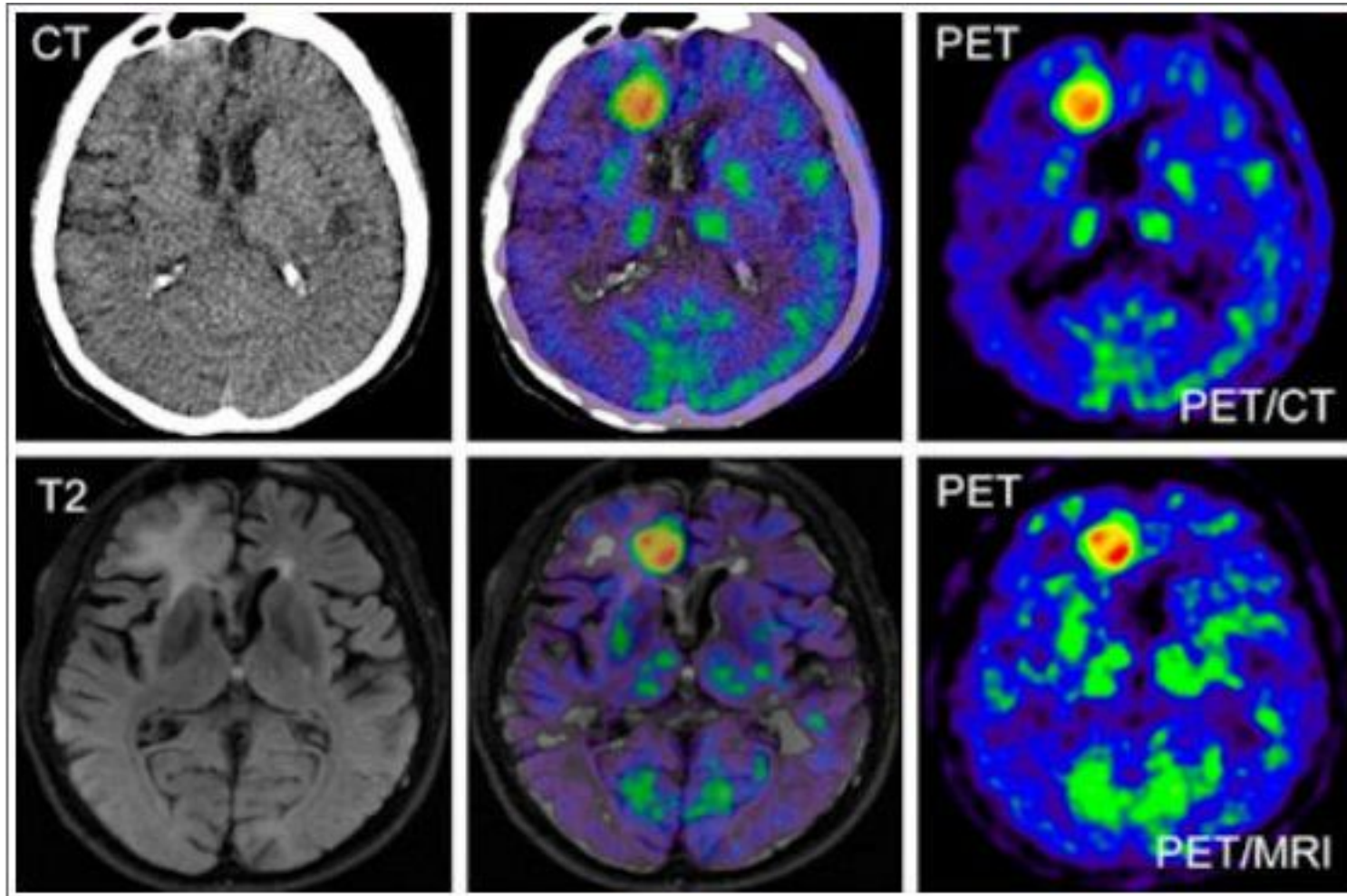


B≠0

Siemens Biograph mMR con APDs

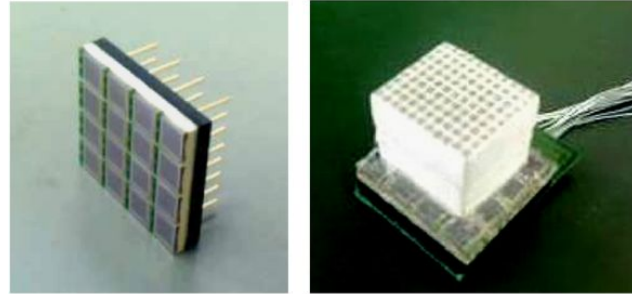
Combinación PET/RM

- PET/TAC vs. PET/RM



Combinación PET/RM

Anillo PET/MR para animales pequeños

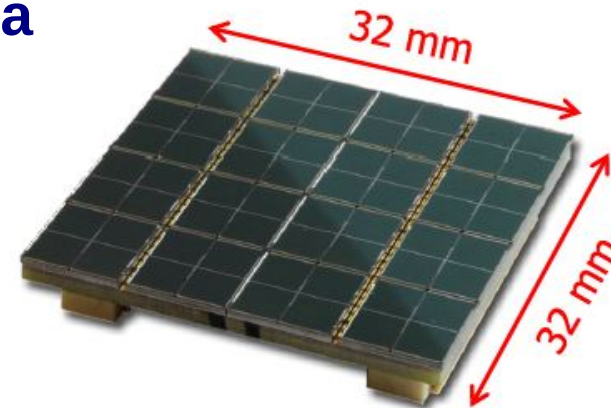
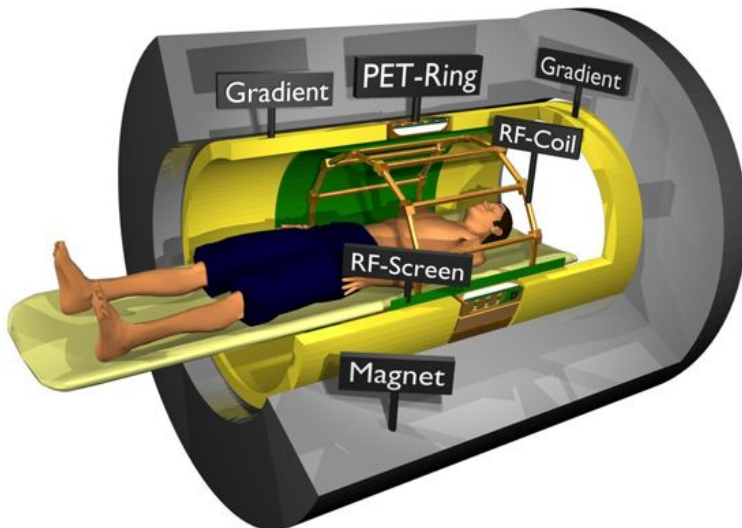


Yamamoto et al. PMB 2010

Dos tipos de cristales
LSO/GSO (phoswich)

1.1mm x 1.2mm x 5mm
1.1mm x 1.2mm x 6mm

Proyectos Europeos Hyperimage/Sublima + TRIMAGE y MINDVIEW (2013)

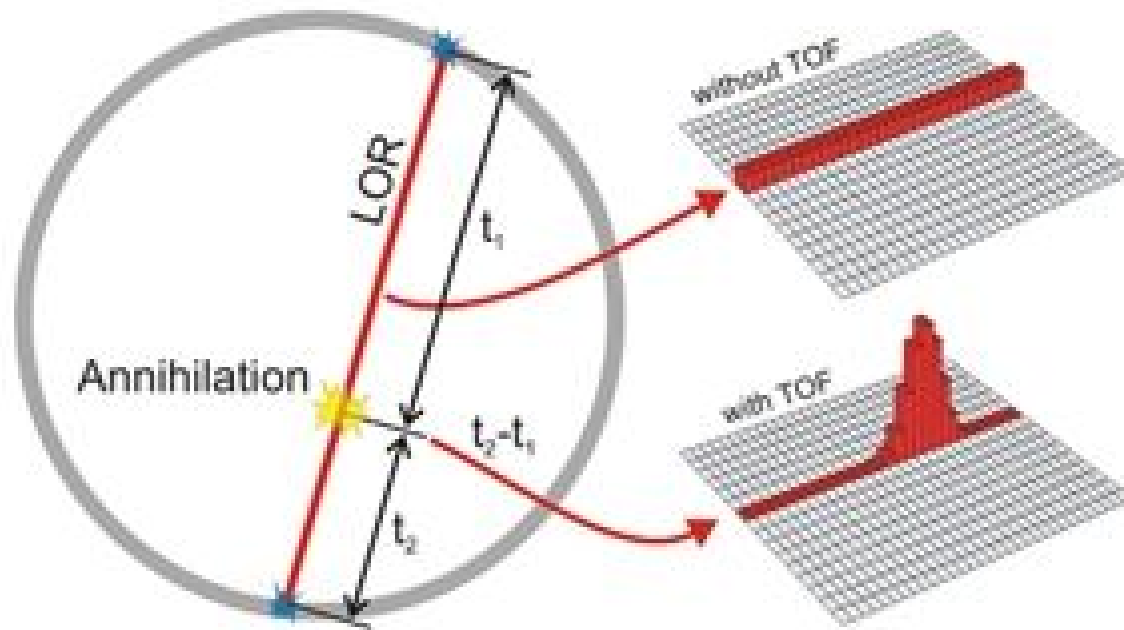


- SiPMs from FBK-irst
- PETA3 ASIC

C. Piemonte et al. PSMR 2012

TOF PET

- Restricción de la LOR a un segmento
- Mejora de la relación señal-ruido de la imagen.



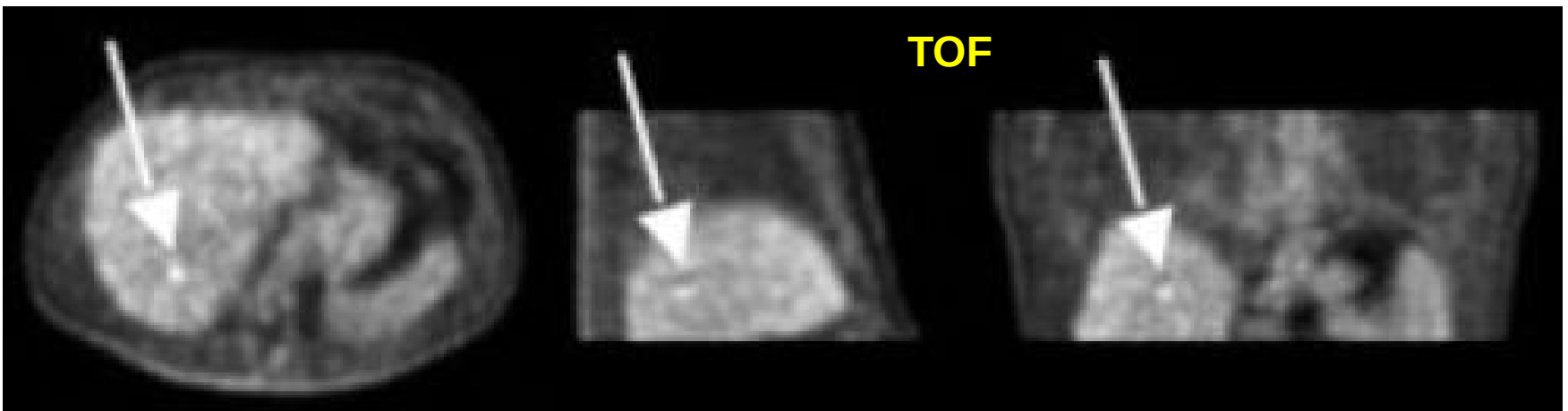
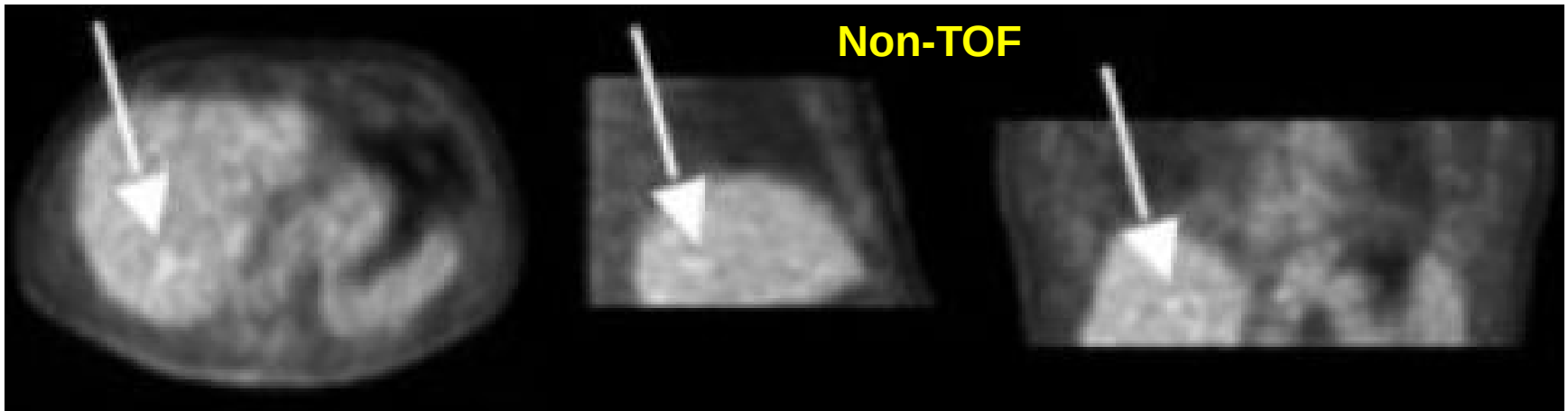
$$\Delta x = c/2 \Delta t$$

Sistemas comerciales:
 $\Delta t \sim 500 \text{ ps} \Rightarrow \Delta x \sim 7 \text{ cm}$

TOF-PET

- Lesión en el hígado

Surti et al.
J Nucl Med 52(5). 2011

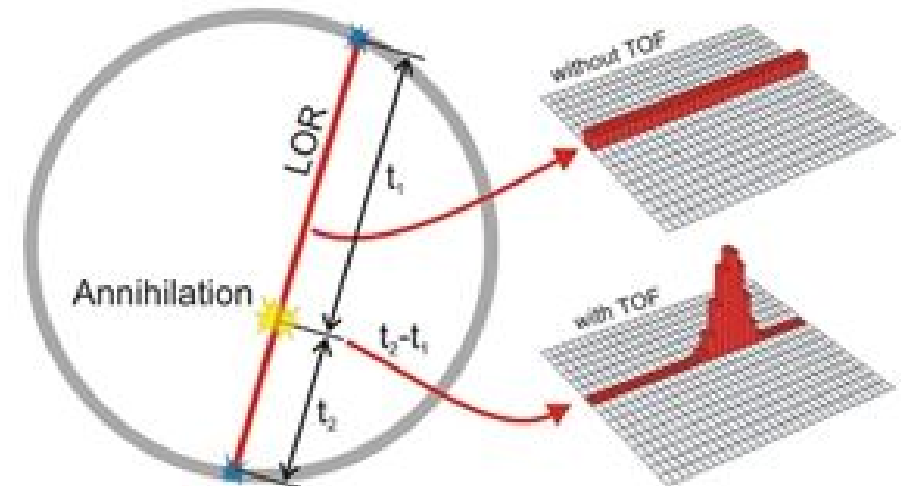


TOF-PET

- Valores actuales con SiPMs

$$\Delta x = c/2 \Delta t$$

Sistemas comerciales:
 $\Delta t \sim 500 \text{ ps} \Rightarrow \Delta x \sim 7 \text{ cm}$



101 ps FWHM with

- $\text{LaBr}_3:\text{Ce}$ crystals $3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$
- Hamamatsu MPPCs $3 \times 3 \text{ mm}^3$, $50 \times 50 \mu\text{m}^3$ microcells
- Electrónica propia

**D. Schaart et al,
PMB 2010**

170 ps FWHM with

- $\text{LSO}_3:\text{CeCa}$ crystals $2 \times 2 \times 20 \text{ mm}^3$
- Hamamatsu MPPCs $3 \times 3 \text{ mm}^3$, $50 \times 50 \mu\text{m}^3$ microcells
- NINO ASIC

**E. Auffray et al, 2011
IEEE NSS MIC CR**

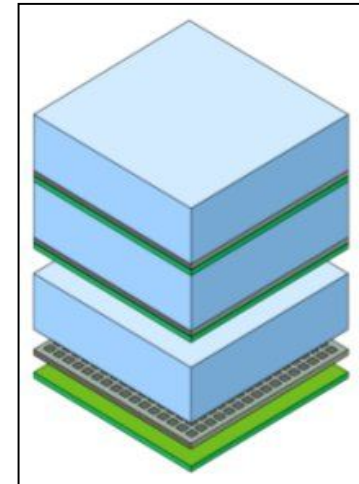
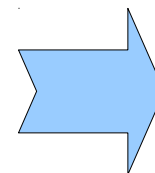
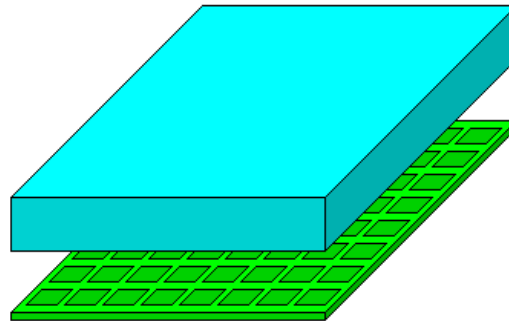
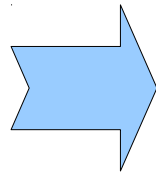
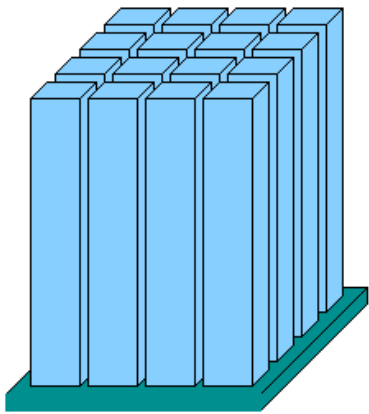
Cristales continuos



Mayor eficiencia
Resolución excelente
Bajo coste



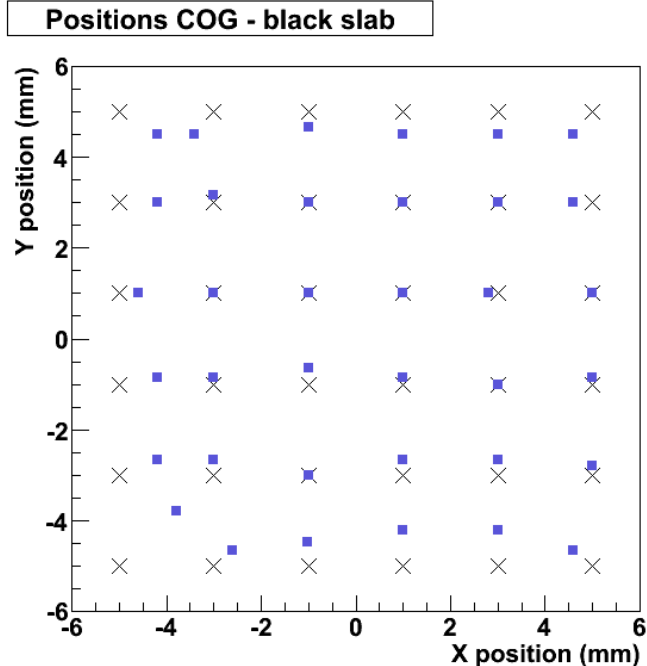
Dificultad
para
determinar
la posición



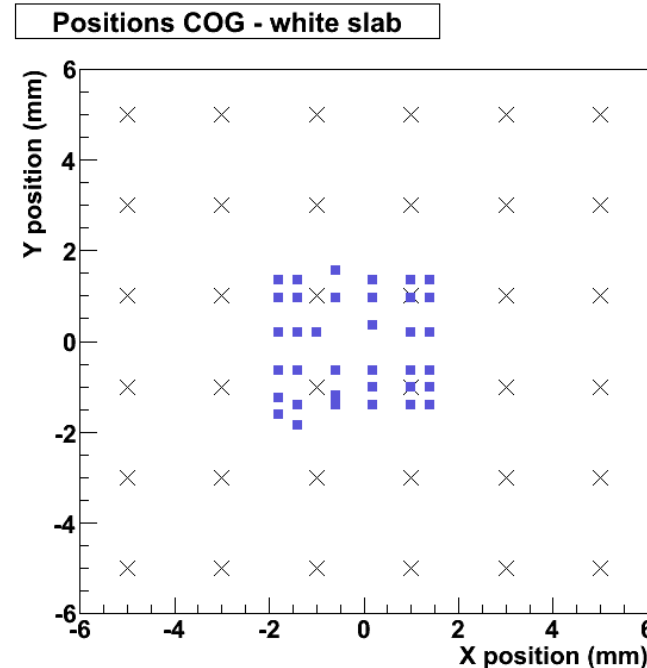
Cristales continuos

- Renovado interes con SiPMs y lectura de todos los canales
- Cristales continuos blancos: mejor resolución espacial, energética y temporal.

Cristal negro



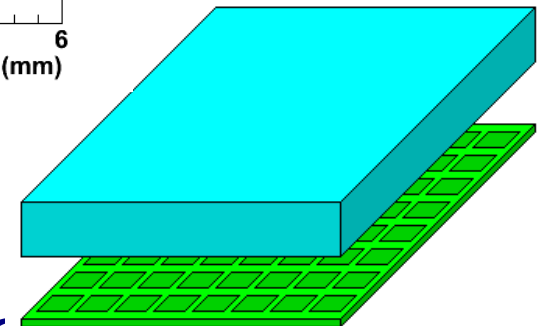
Cristal blanco



Posicionamiento
con algoritmo
centro de
gravedad

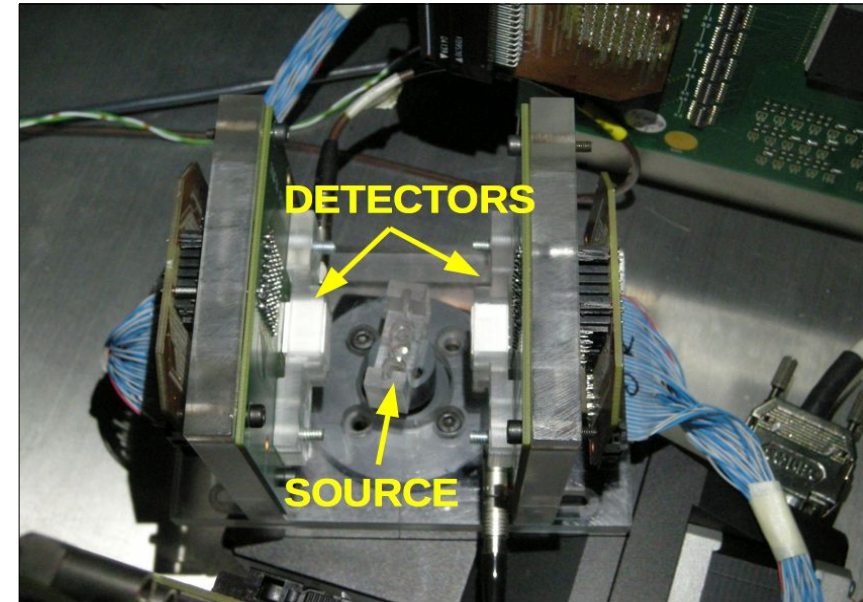
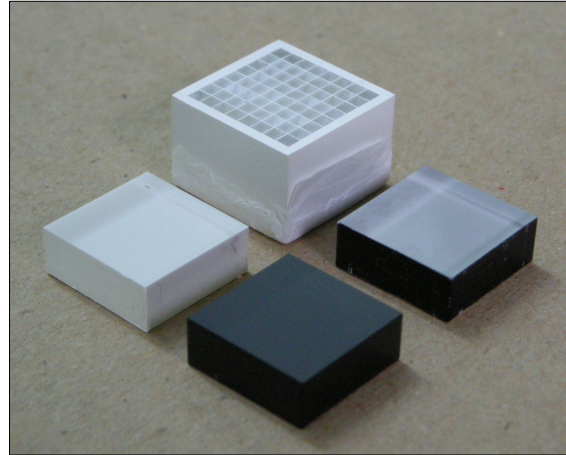
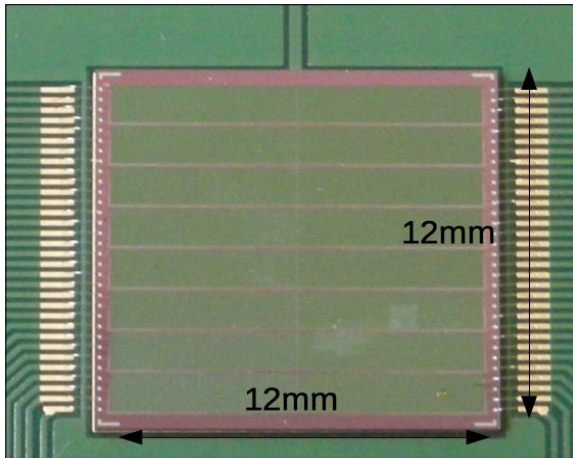
G. Llosá et al.
PMB 2010

Se necesita un método de posicionamiento
preciso



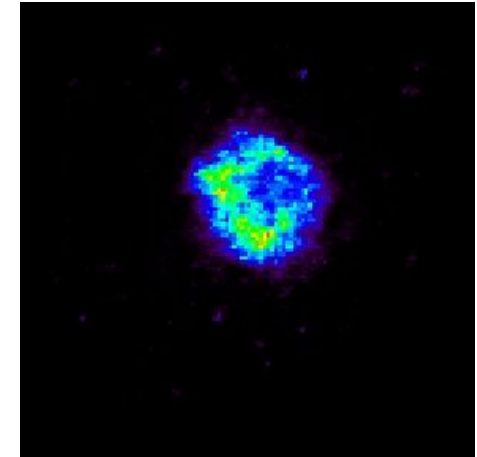
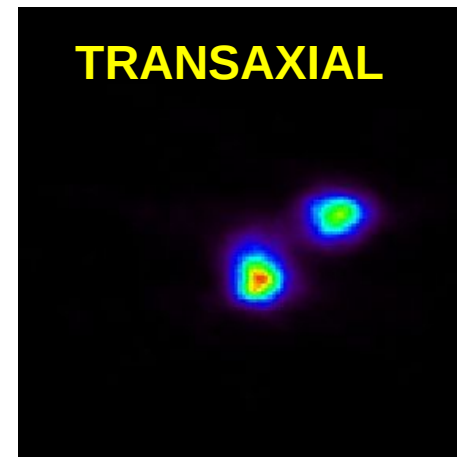
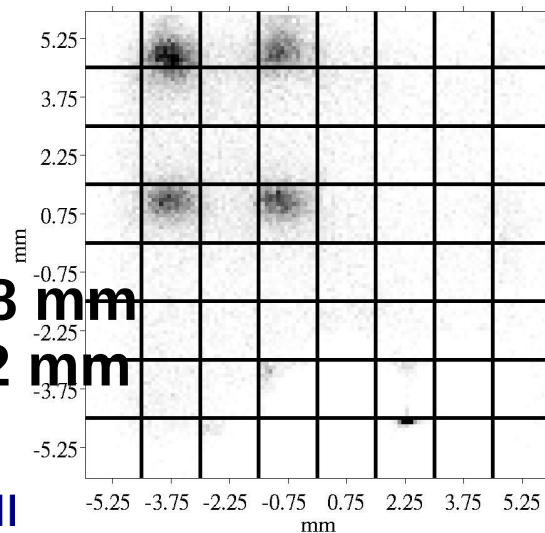
PET @ IFIC

- PETETE: PET con cristales continuos blancos y SiPMs



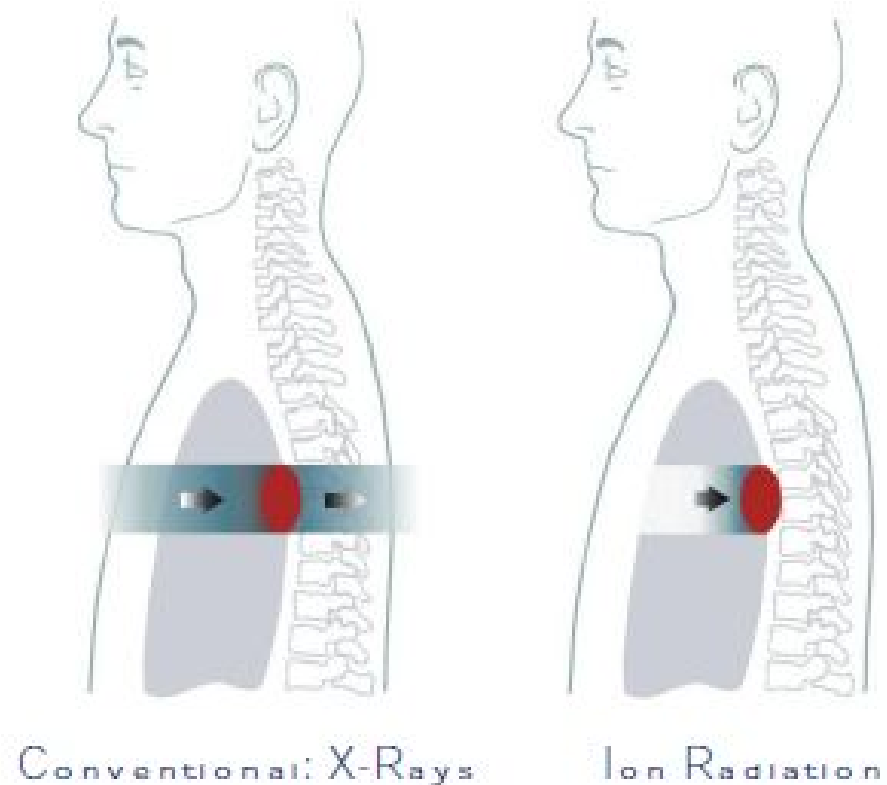
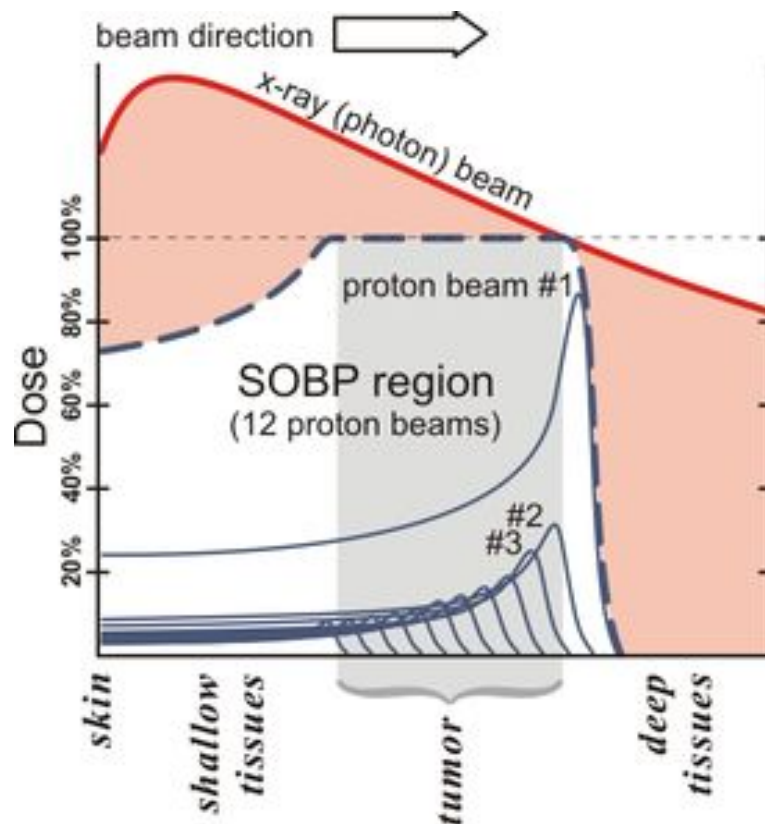
- Resolución espacial intrínseca mejor que 1 mm FWHM.

FWHM: 0.69 ± 0.08 mm
FWTM: 1.89 ± 0.22 mm



Terapia hadrónica

- Las **partículas cargadas** (protones e iones de Carbono), al contrario que los fotones, depositan la **dosis terapéutica de radiación al final del recorrido**.
- Concentrada en el tumor, **disminuyendo la dosis en el tejido sano circundante**.



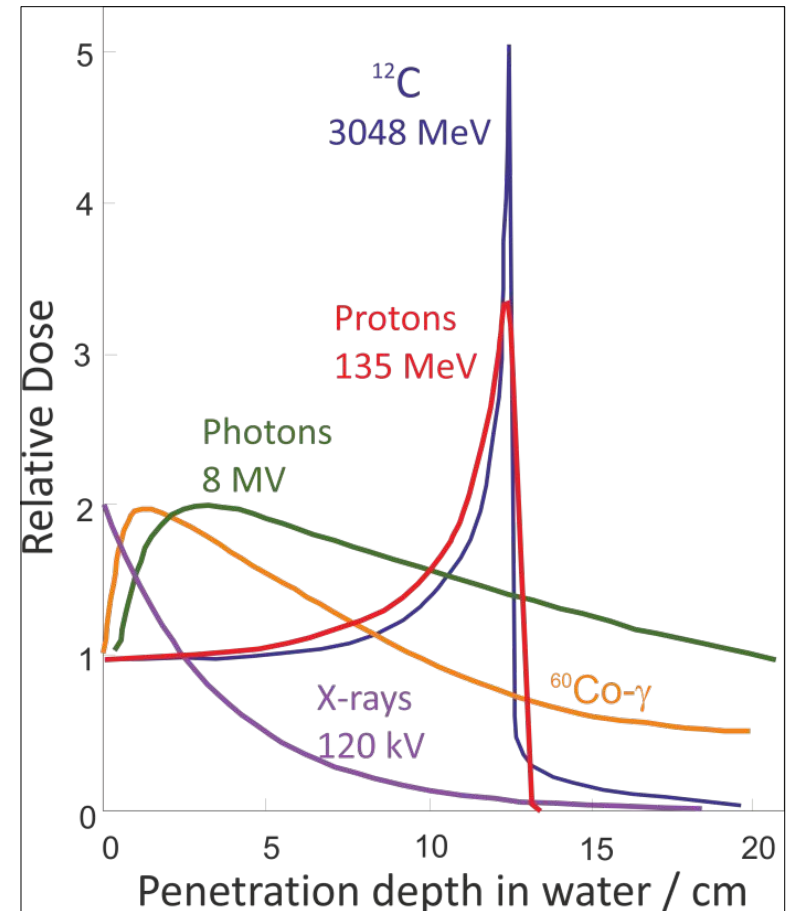
Terapia hadrónica



Robert R. Wilson

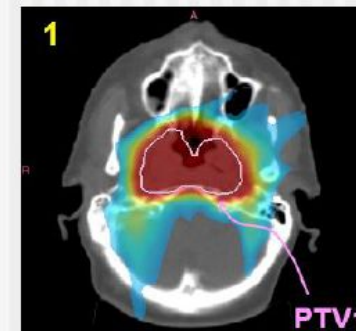
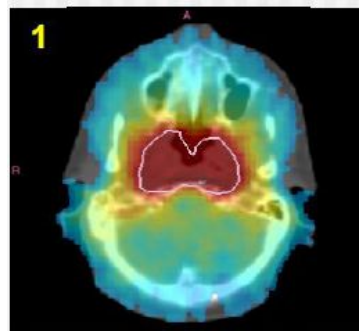
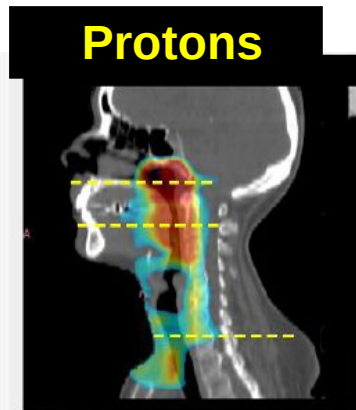
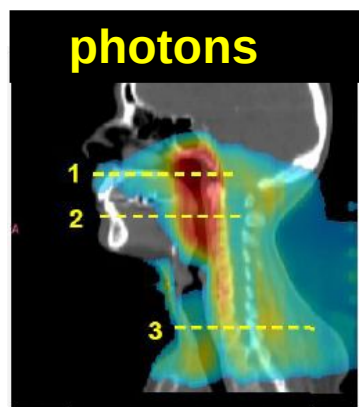
Radiology 47
(1946) 487

Heavier nuclei, such as very energetic carbon atoms, may eventually become therapeutically practical.



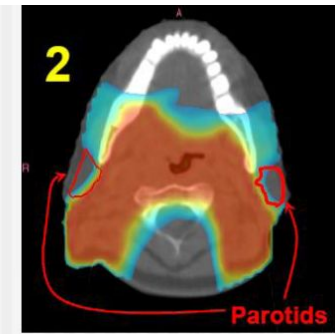
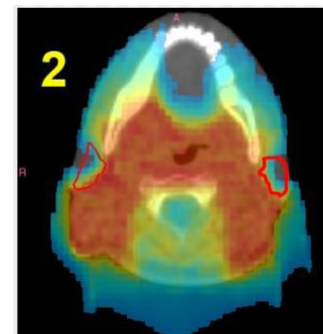
Ventajas

- **Gran beneficio frente a radioterapias convencionales, especialmente en casos particulares** (tumores oculares, órganos críticos, niños, tumores radiorresistentes).
- Mayor RBE – eficiencia de destrucción de células malignas



70 Gy

20 Gy



L. Widesott et al. Intensity-modulated proton therapy versus helical tomotherapy in nasopharynx cancer: planning comparison and NTCP evaluation. IJROBP 72(2):589, Oct. 2008

Terapia hadrónica en el mundo

- Cada vez mayor número de centros en Europa y en todo el mundo.

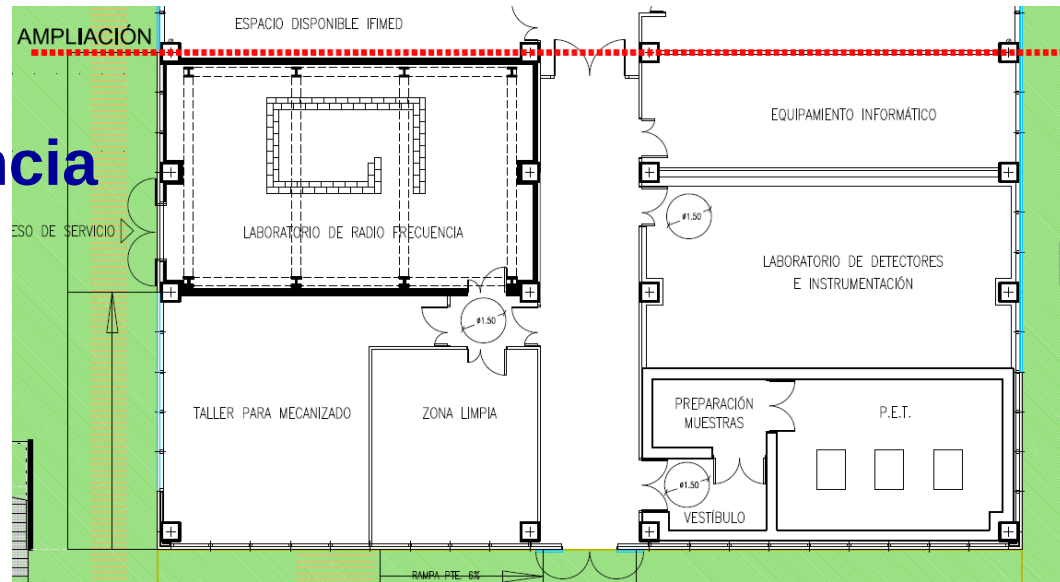


Hadron therapy centers in the world
(from <http://ptcog.web.psi.ch/ptcentres.html>)

Terapia hadrónica en Valencia

- Completada la primera fase del IFIMED: laboratorios de imagen, aceleradores y PET

Laboratorio radiofrecuencia



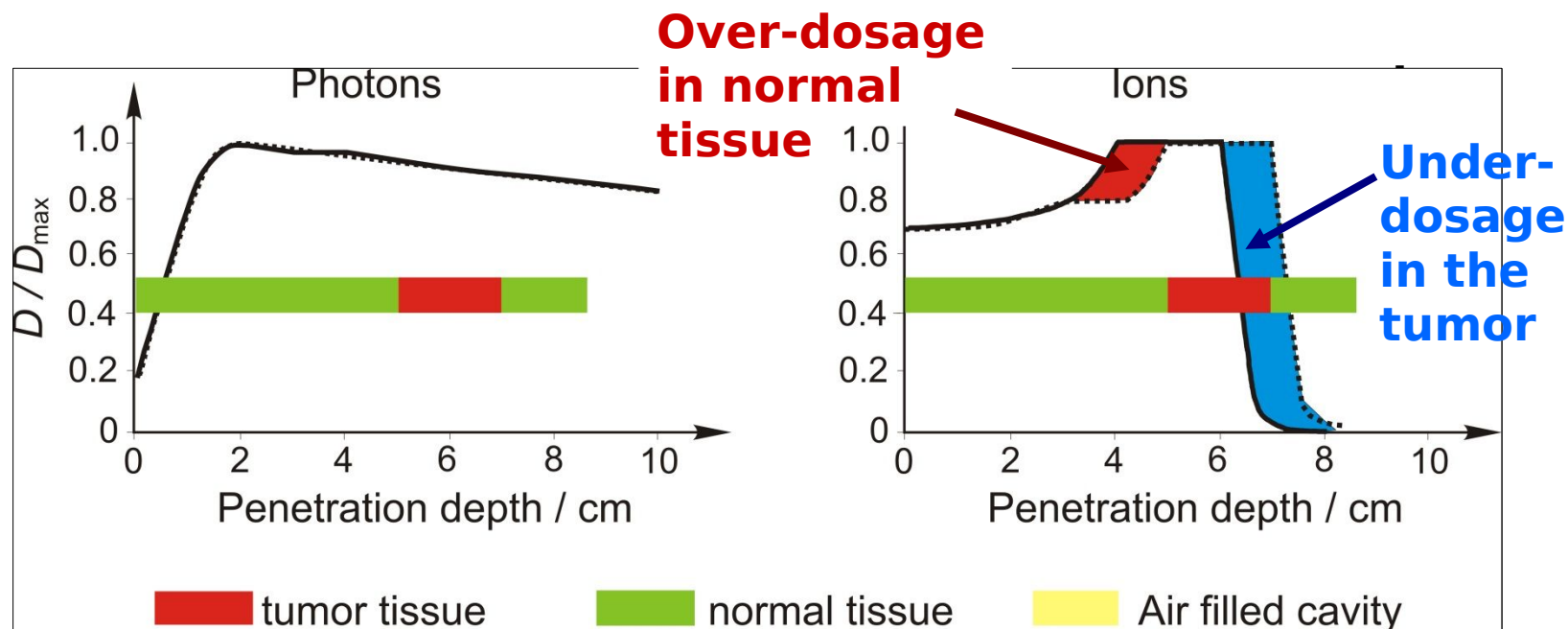
Laboratorio instrumentación

Micro PET



Pero...

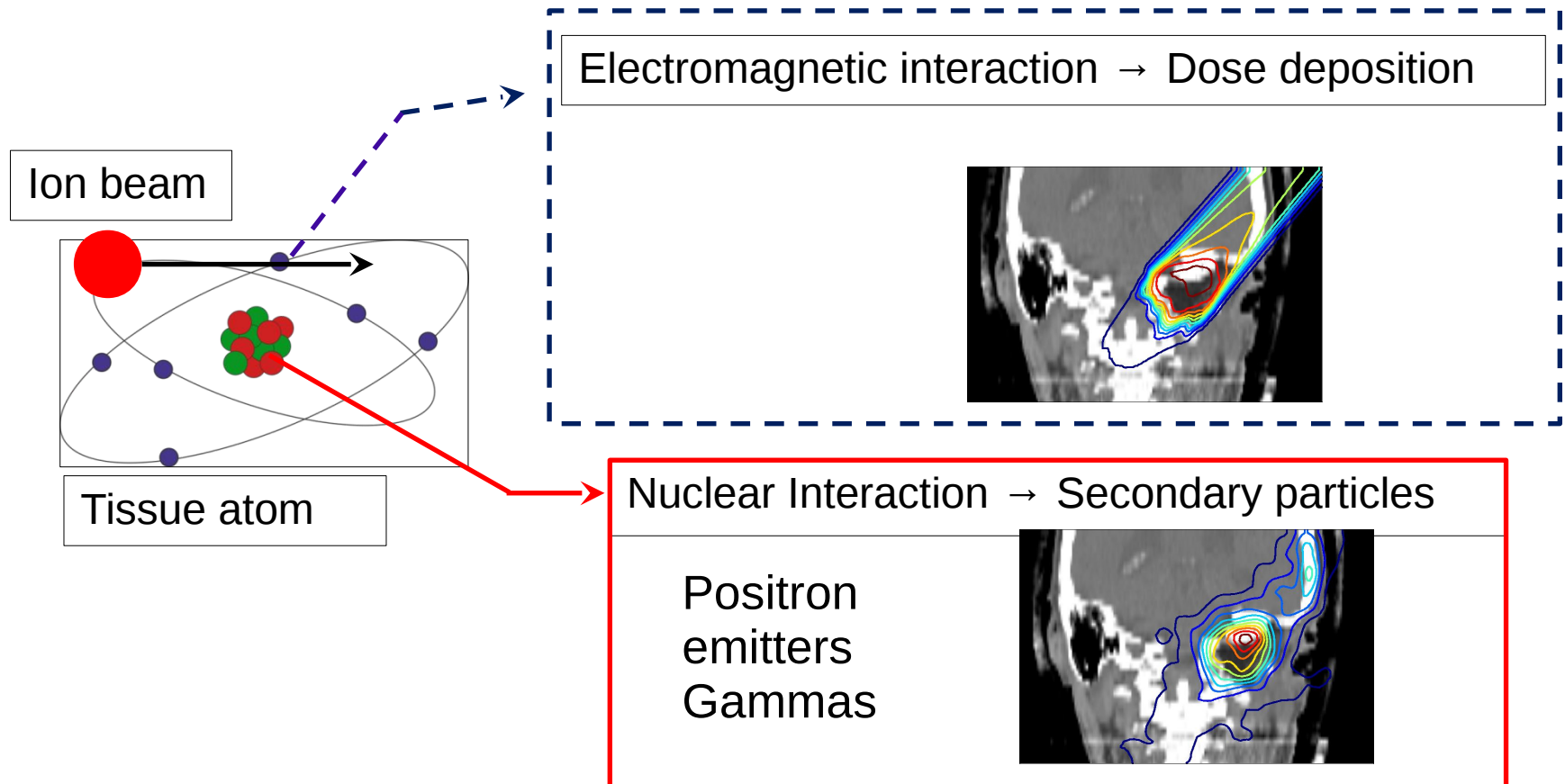
- Ametralladora frente a rifle de precisión:



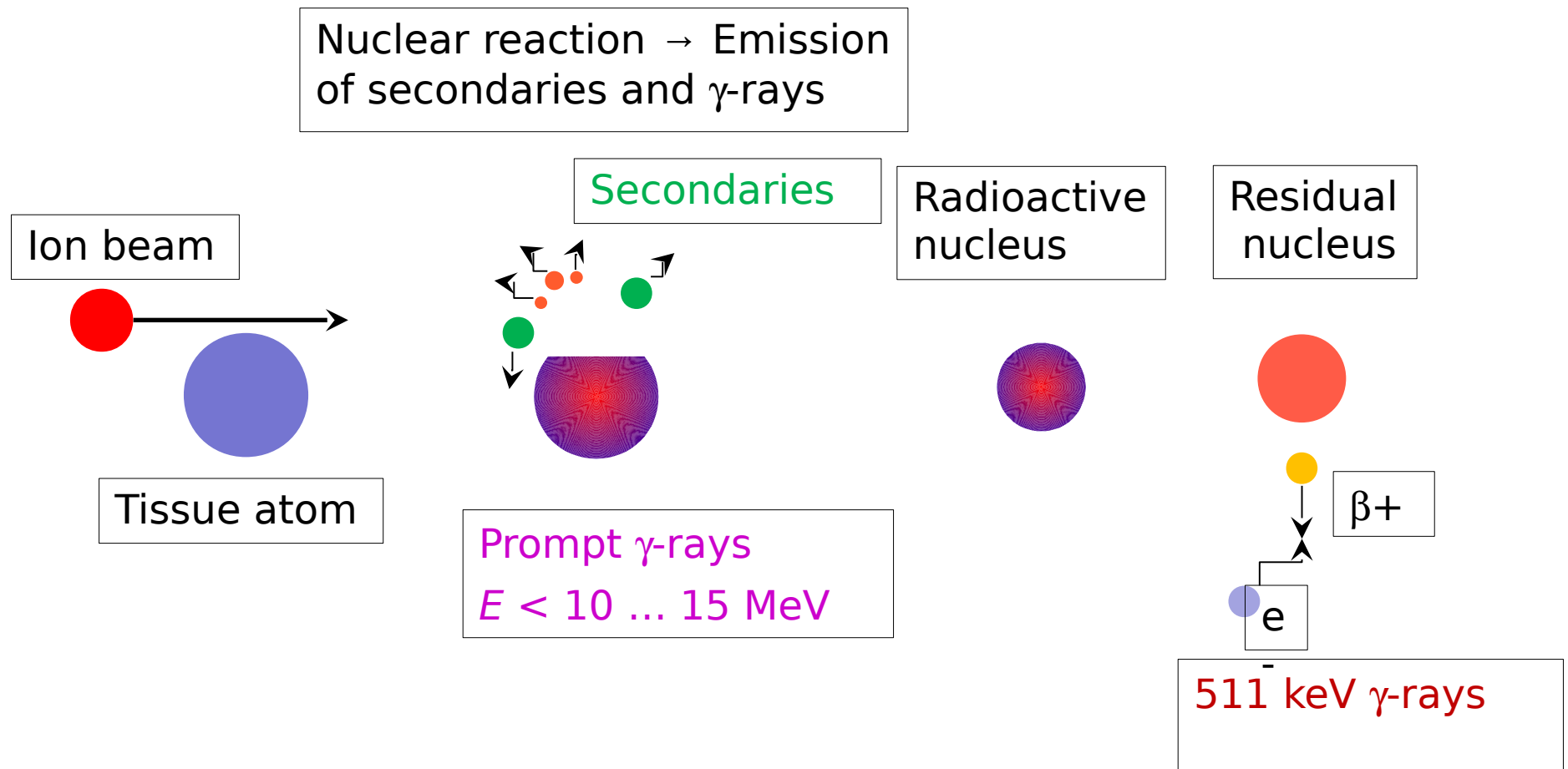
Es necesario un método de monitorización en tiempo real para asegurar que el tratamiento se produce correctamente y para reducir los márgenes de seguridad

Monitorización de la terapia

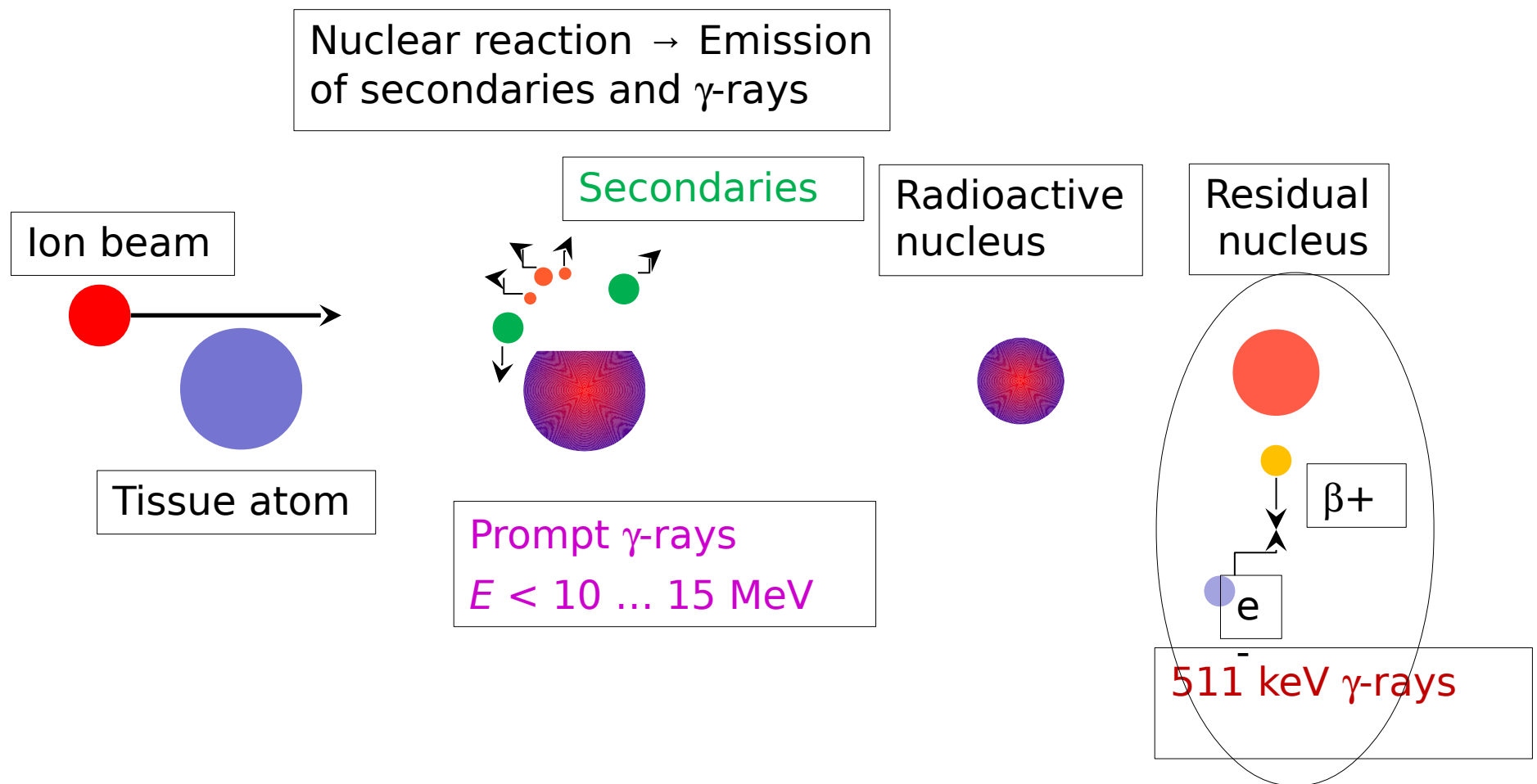
- No es posible una medida directa de la deposición de la radiación.
- La interacción del haz con el tejido produce partículas secundarias. Distribución correlacionada con la deposición de la dosis – medida indirecta.



Monitorización de la terapia

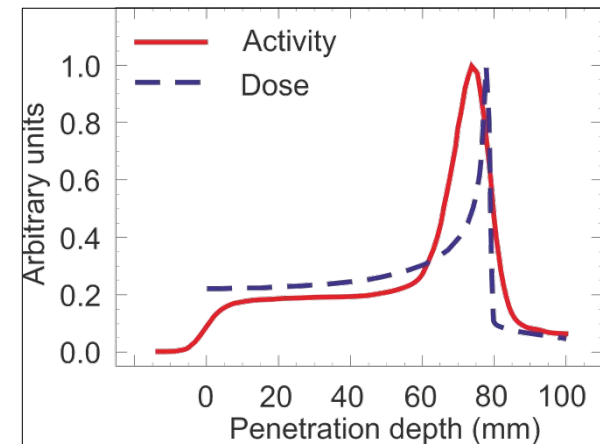


Monitorización de la terapia

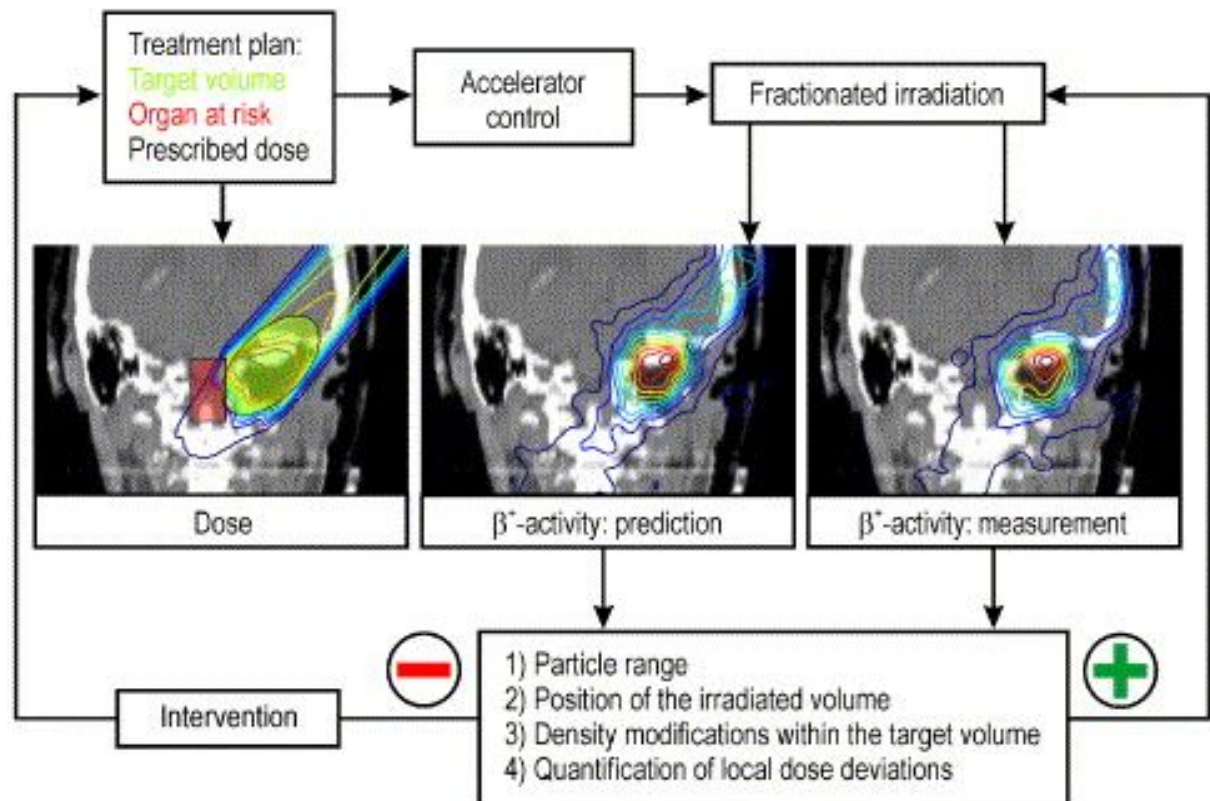


Monitorización actual - PET

- PET utilizado en la actualidad: la emisión β^+ del tejido está correlacionada con la dosis, aunque no es lo mismo.

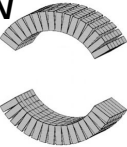

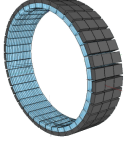
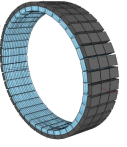


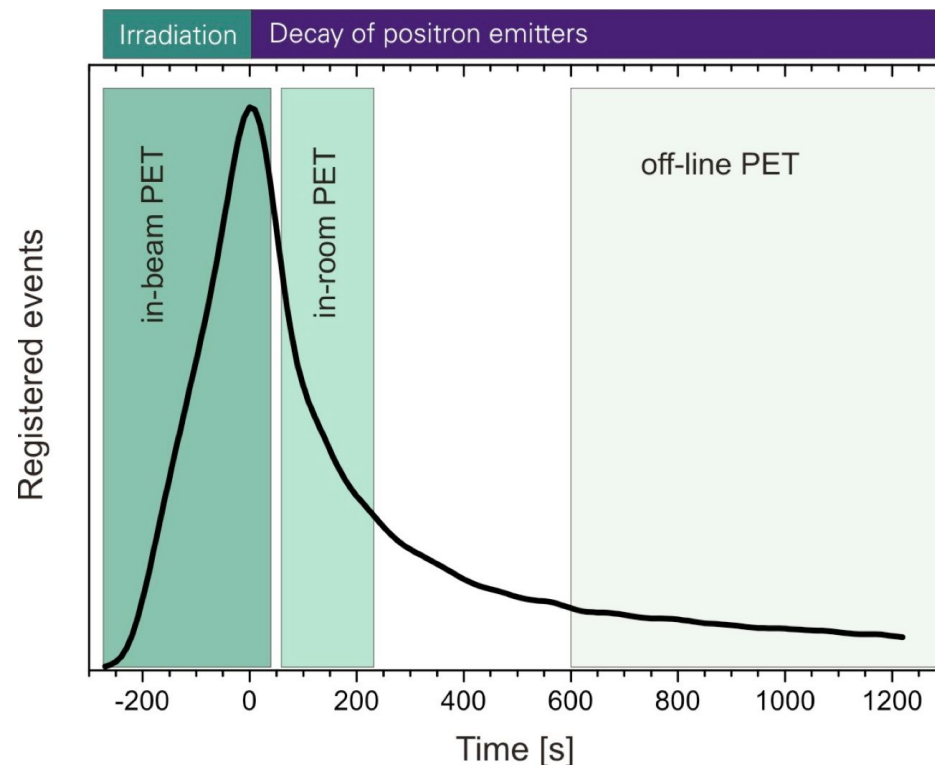
- Verificación: comparativa de la actividad β^+ medida y la prevista a partir de la dosis planificada.



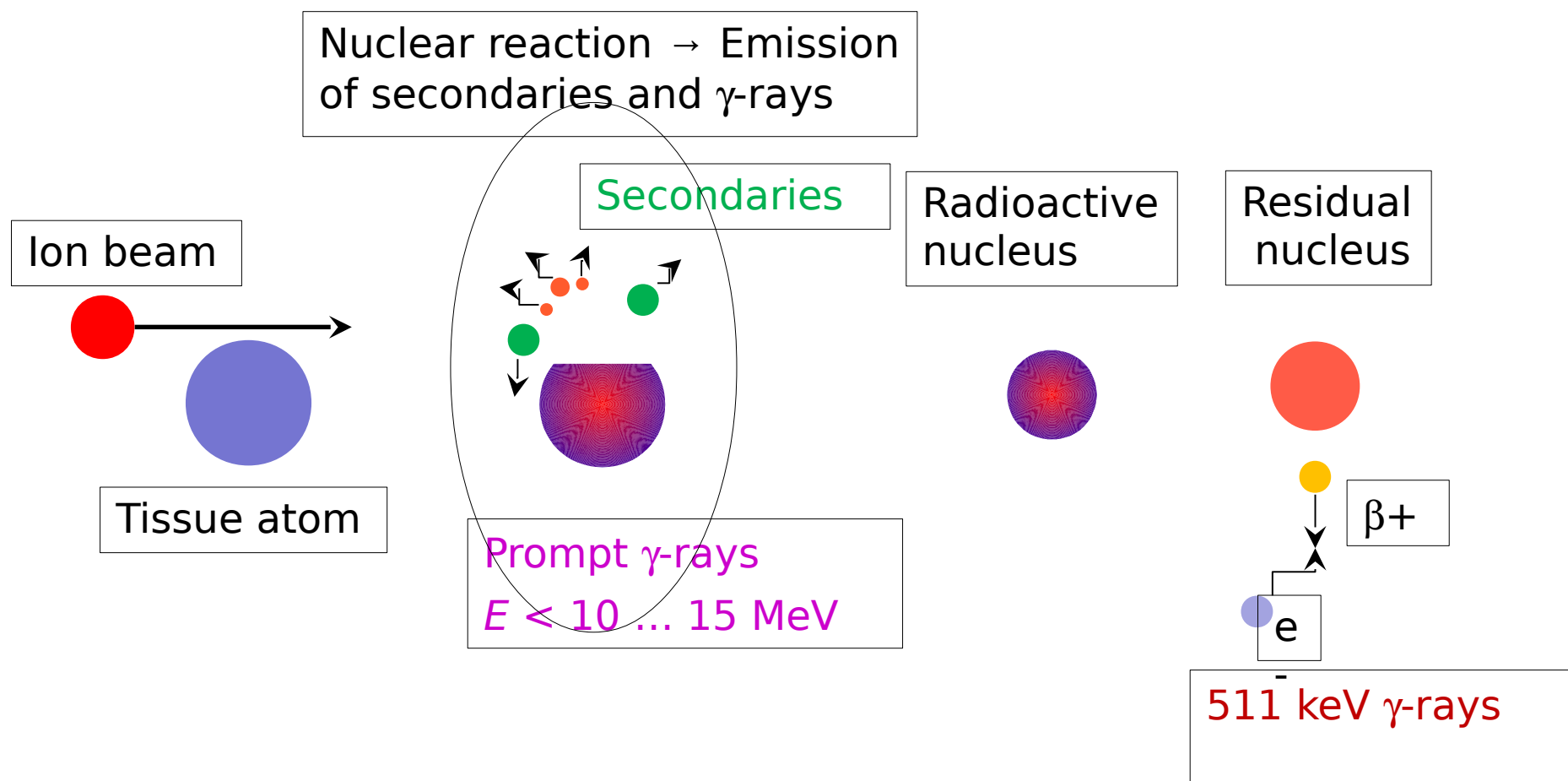
Pero...

- La producción de positrones no sigue inmediatamente a la irradiación (vidas medias hasta 20 min).
- Biological washout- los procesos metabólicos modifican la actividad.
- Poca actividad β^+ inducida- baja eficiencia.
- Dificultad para aplicar 'online' -anillo parcial y background de gammas

IN-BEAM	<i>OPEN</i> 
IN-ROOM	<i>OPEN</i>  <i>FULL</i> 
OFF-LINE	<i>FULL</i> 



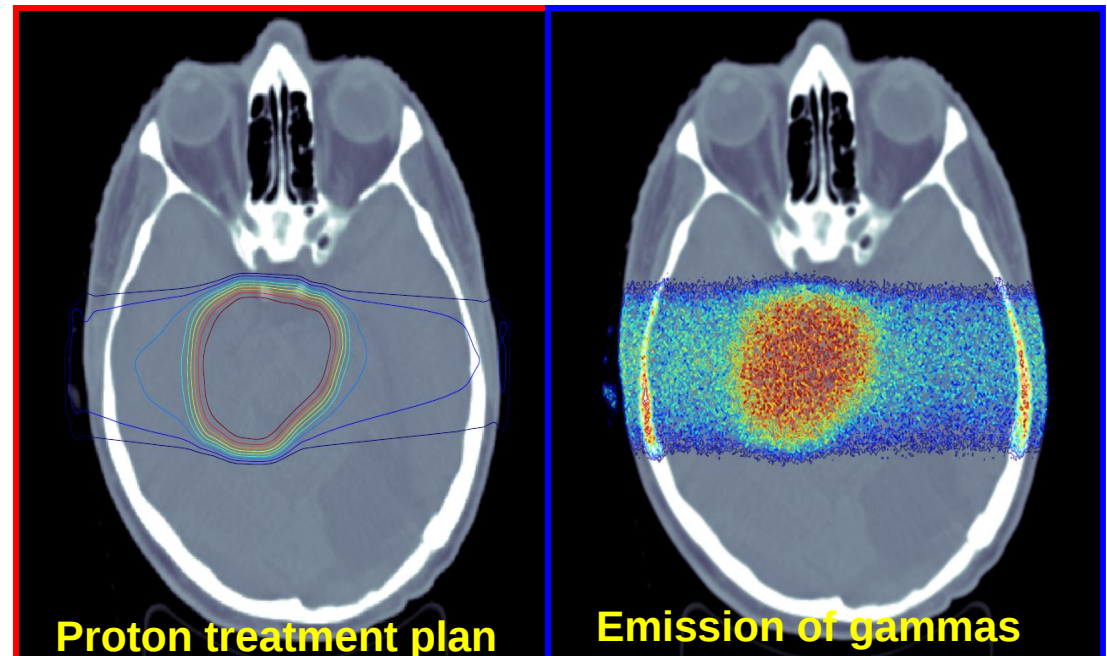
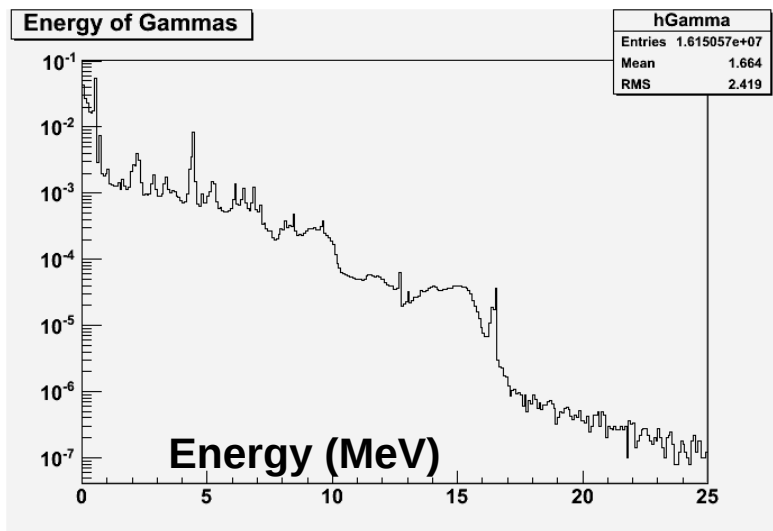
Dose monitoring



Prompt gammas

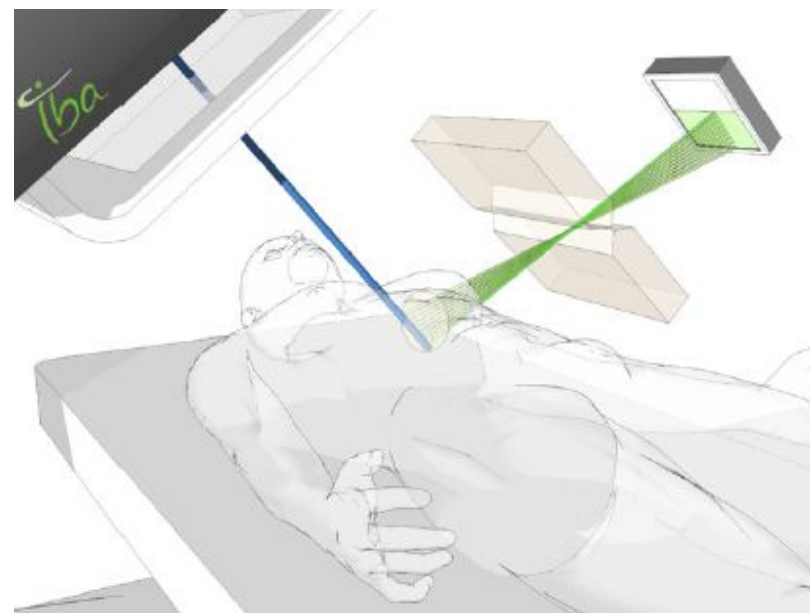
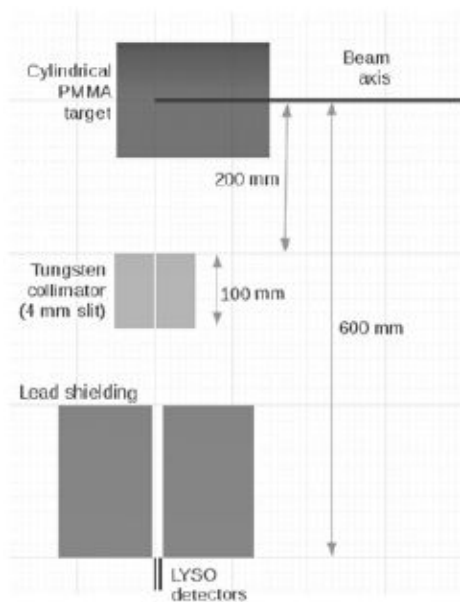
- Alternativa: gammas emitidos por los nucleos del tejido excitados durante la terapia.
 - Emisión ~ ns tras irradiación
 - ~ 7 veces más partículas/cGy.
- Espectro continuo de energía hasta 10-20 MeV.

Brain tumor. CMS TPS (Elekta)
AKH and Med. Univ. Vienna.



Cámaras colimadas

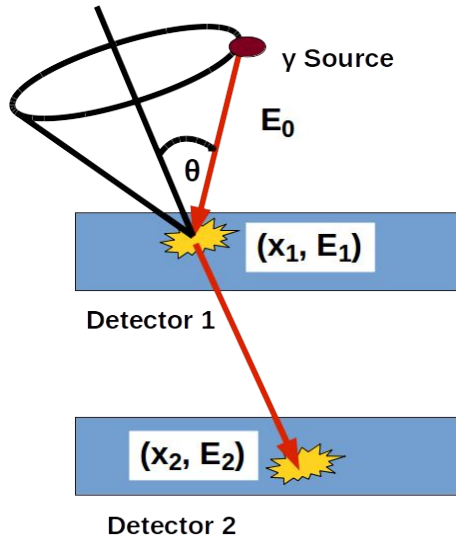
- Las cámaras colimadas convencionales no son adecuadas a las altas energías de los fotones.
- Colimadores gruesos y proyección de los fotones emergentes del tejido. Cámara con SiPMs



F. Roellinghoff et al.
Phys. Med. Biol. 59 (2014)

J. Smeets.
Phys. Med. Biol. 57 (2012)

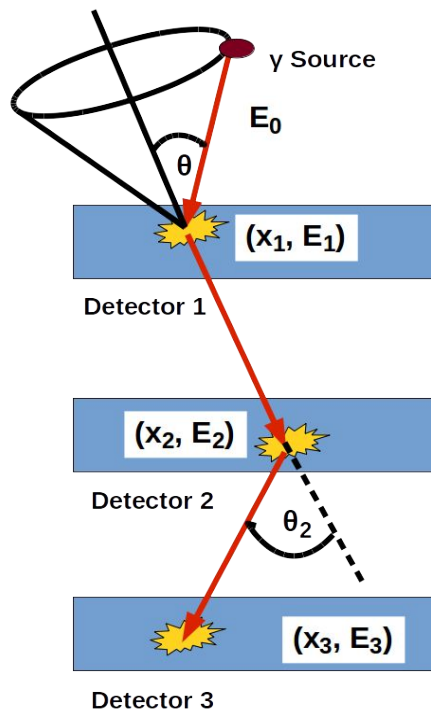
Cámaras Compton



Dispersión + absorción: 2 interacciones

Problemas si la energía del fotón es desconocida o si puede escapar (energías altas \sim MeV)

$$\cos\theta = 1 - m_0c^2 \left(\frac{1}{E_0 - E_e} - \frac{1}{E_0} \right)$$



Telescopio (multicapa): 3 interacciones en 3 detectores (+ orden correcto):

- Energía determinada
- Menor eficiencia

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

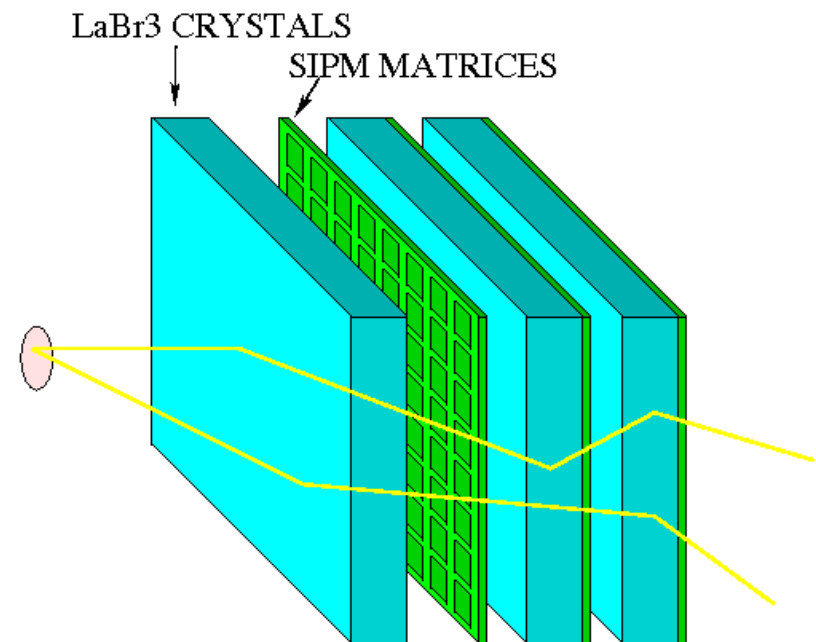
$$E_0 = E_1 + \frac{1}{2} \left(E_2 + \sqrt{E_2^2 + 4 \frac{E_2 m_e c^2}{1 - \cos\theta_2}} \right)$$

Telescopio Compton @ IFIC

- Prototipo consistente en 3 planos detectores de cristales LaBr_3 acoplados a arrays de SiPMs.
- Técnica innovadora:
 - **Absorción no requerida**
 - Combina sucesos con 2 y 3 interacciones aceptados => **Alta sensibilidad.**

Posible gracias al método de reconstrucción de imágenes desarrollado en el grupo.

J. Gillam et al. Simulated One Pass Listmode for Fully 3D Image Reconstruction of Compton Camera Data. 2012 IEEE NSS MIC Conference Record. M17-5. CDROM. ISBN 978-1-4673-2029-0. pp 3298-3305.



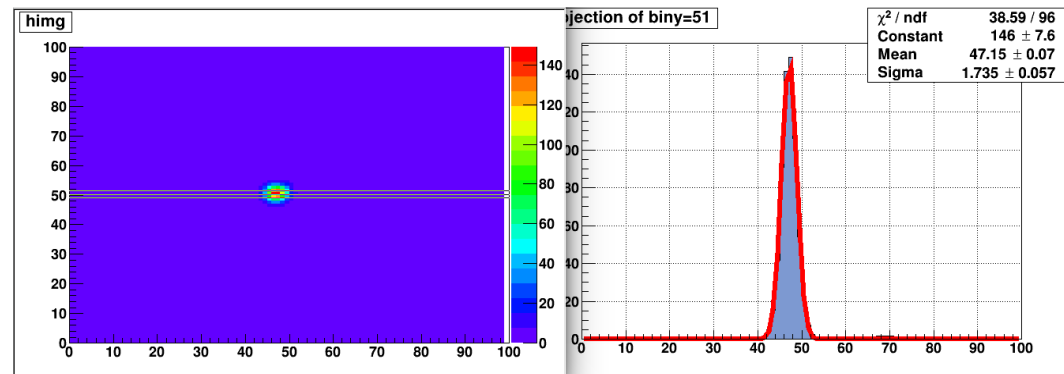
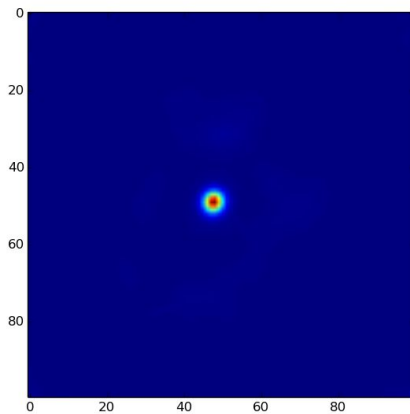
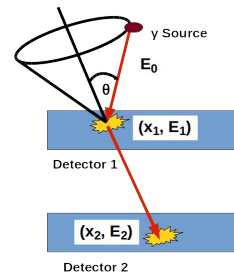
Telescopio Compton @ IFIC

- Sistema ligero y compacto



Medidas con dos planos

- Distancia fuente-detector 53 mm; det-det 100 mm

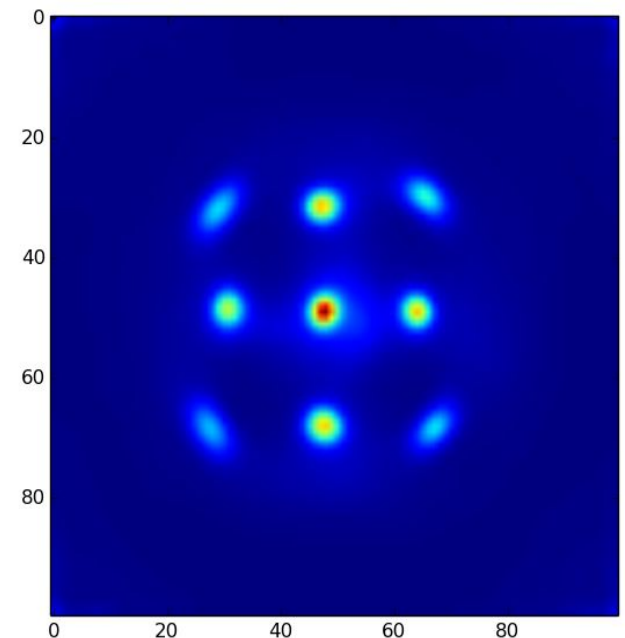


Ajuste gaussiano al perfil máximo

Resolución espacial (FWHM):

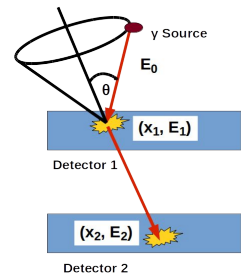
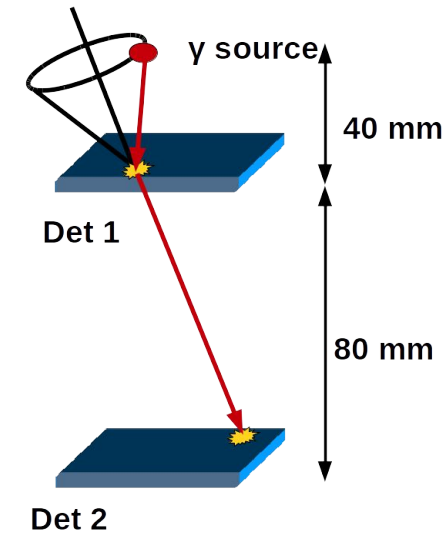
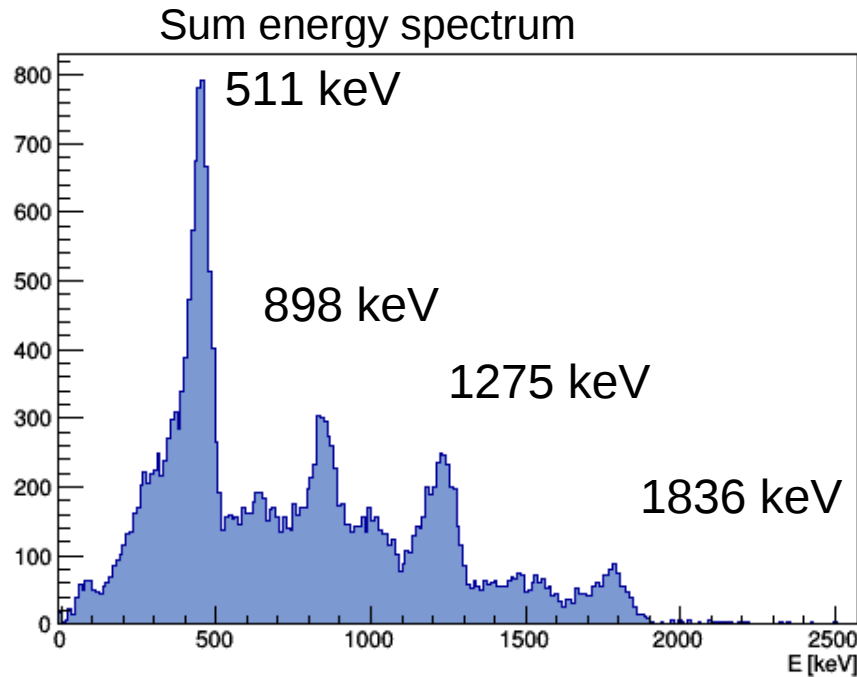
- 4 mm con Na-22 en el pico de 1273 keV
- 3.1 mm with Y-88 en el pico de 1836 keV

- Fuente en distintas posiciones, separadas 20 mm.
- Imagenes reconstruidas en la posición correcta.
- Puntos reconstruidos por separado.

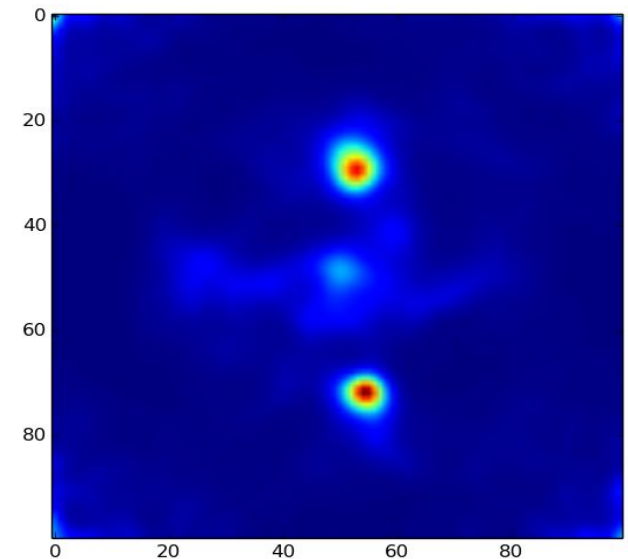


Medidas con dos fuentes

- Espectro suma de energías en ambos detectores

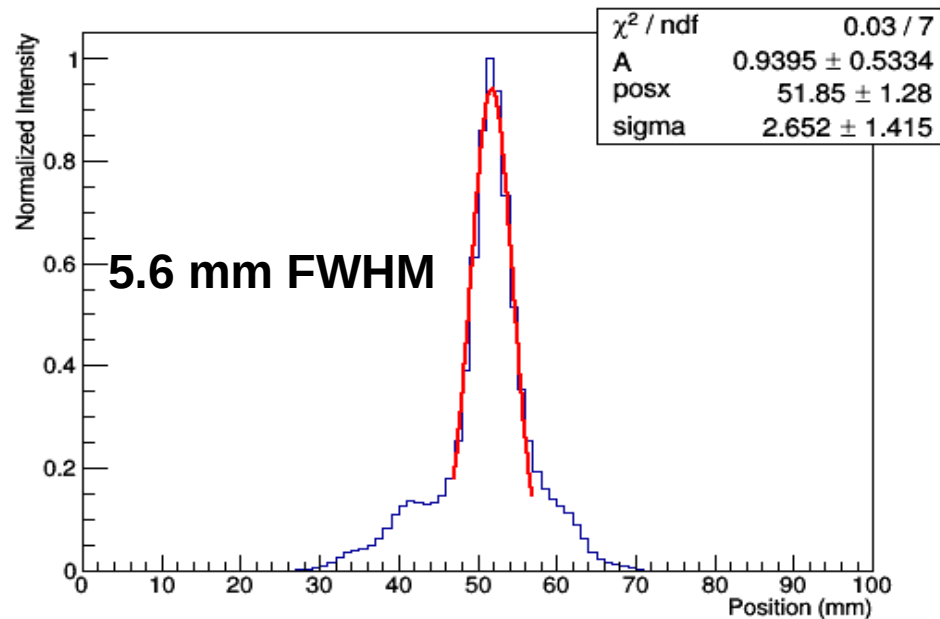
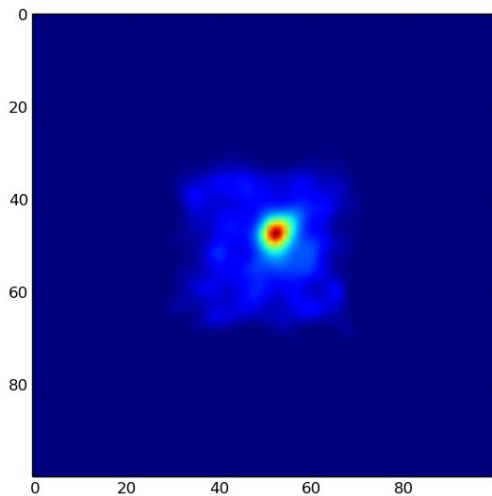
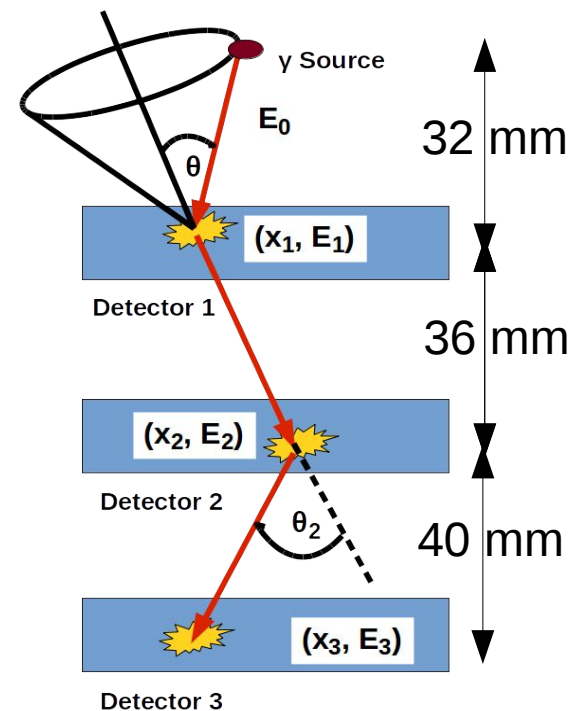
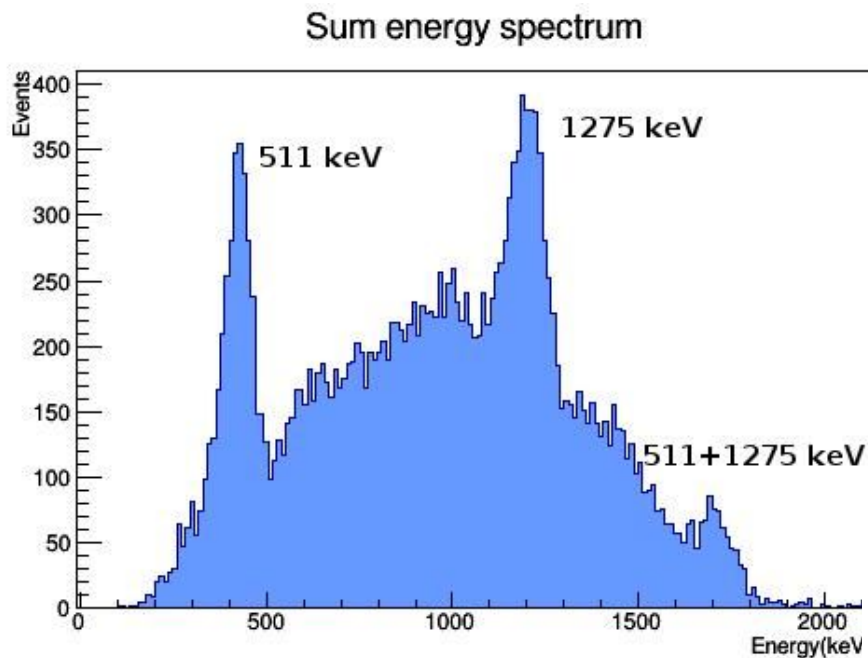


- Corte E: $950\text{keV} < E_{\text{sum}} < 1950\text{keV}$
- Fuentes separadas 40 mm.
- Imágenes reconstruidas simultáneamente.



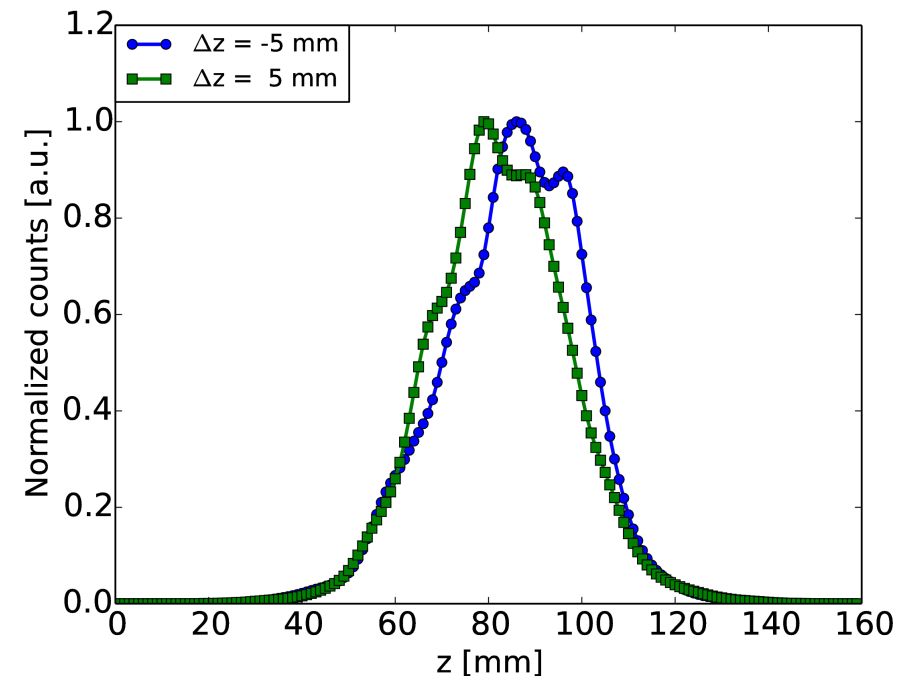
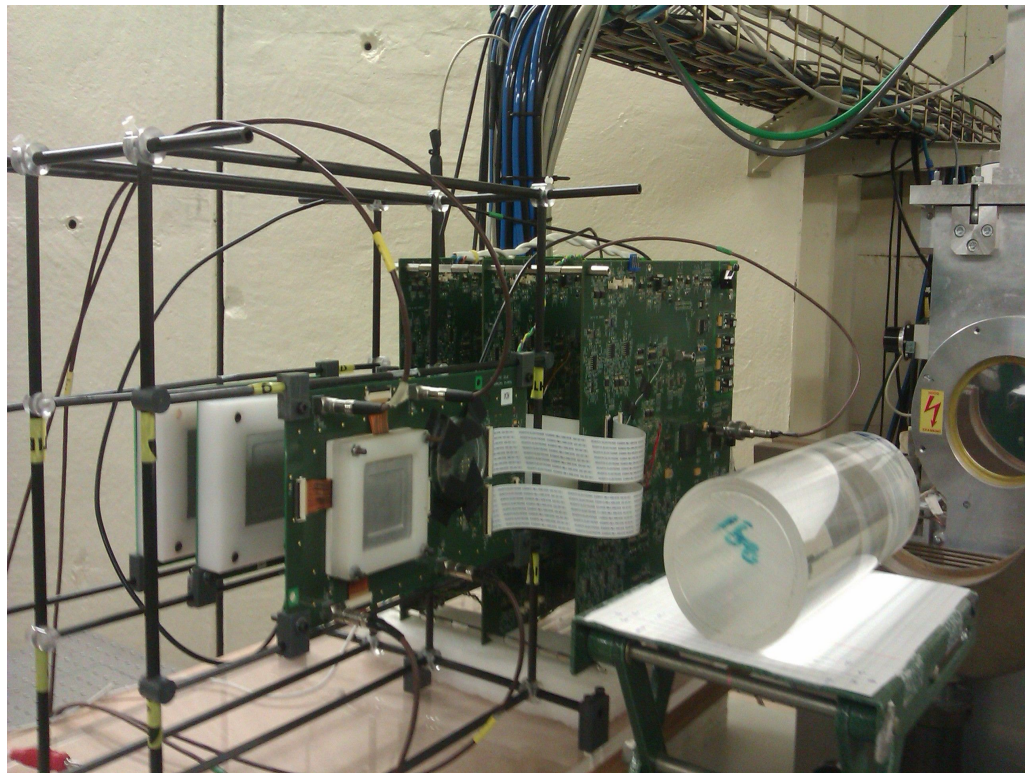
Medidas con tres planos

- Na-22: $650 \text{ keV} < E_{\text{sum}} < 1350 \text{ keV}$



Tests en haz

- Tests en el KVI-CART, AGOR cyclotron (Groningen).
- Haz de protones, 150 MeV, $\sim 10^8$ prot/sec.
- Blancos de grafito y PMMA en distintas posiciones.
- Posición del pico de Bragg varía según la posición del blanco.



P. Solevi et al.
Aceptado en Phys. Med. Biol.

Conclusiones

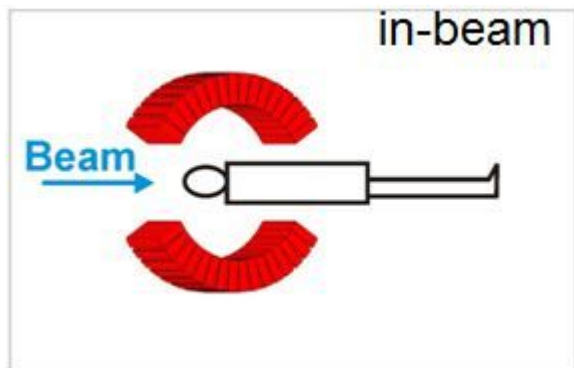
- Los fotomultiplicadores de silicio son unos nuevos fotodetectores que mejorarán enormemente las prestaciones de los sistemas de imagen
- La terapia hadrónica es un campo muy prometedor donde queda mucho terreno para investigación y mejora de las técnicas.
- La monitorización en tiempo real es esencial para una adecuada explotación de sus capacidades.
- El grupo IRIS del IFIC/IFIMED trabaja en la mejora de los sistemas de imagen y de la terapia hadrónica.

La investigación en detectores y técnicas innovadoras es fundamental para la mejora de los sistemas de imagen médica en el futuro.

Agradecimientos

- Este trabajo está financiado en parte por:
 - Ministerio de Economía y Competitividad (FPA2014--53599--R)
 - IFIC- Centro de Excelencia Severo Ochoa (SEV--2014--0398)
 - Generalitat Valenciana (GV/2013/133)
- Varios miembros del grupo están contratados a través del programa Ramón y Cajal y contratos predoctorales UVEG Atracció de Talent y Generalitat Valenciana.

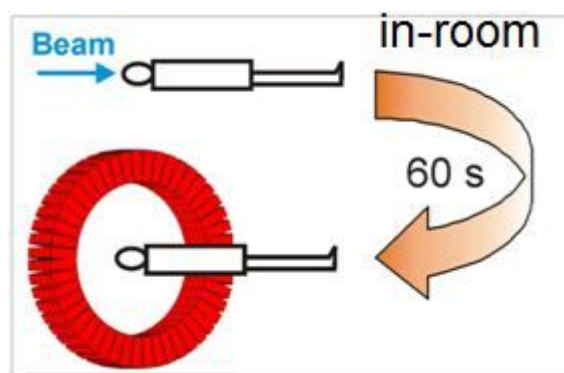
Monitorización actual - PET



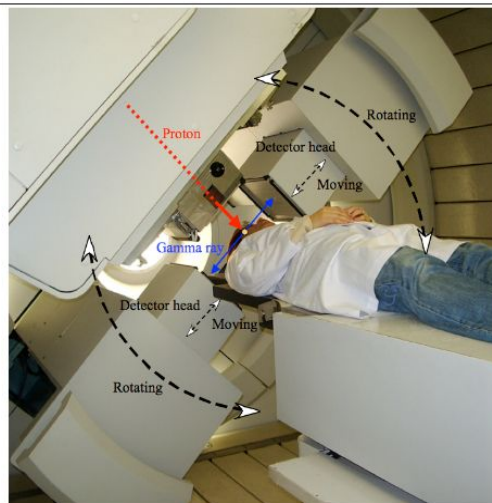
Measurement during irradiation



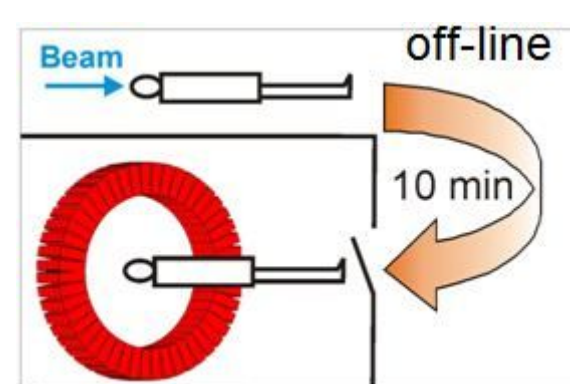
W. Enghardt et al.: Nucl. Instr. Meth. A 525 (2004) 284



Measurement shortly after the irradiation



T. Nishio et al.: Med. Phys. 33 (2006) 4190



Measurement some time after irradiation



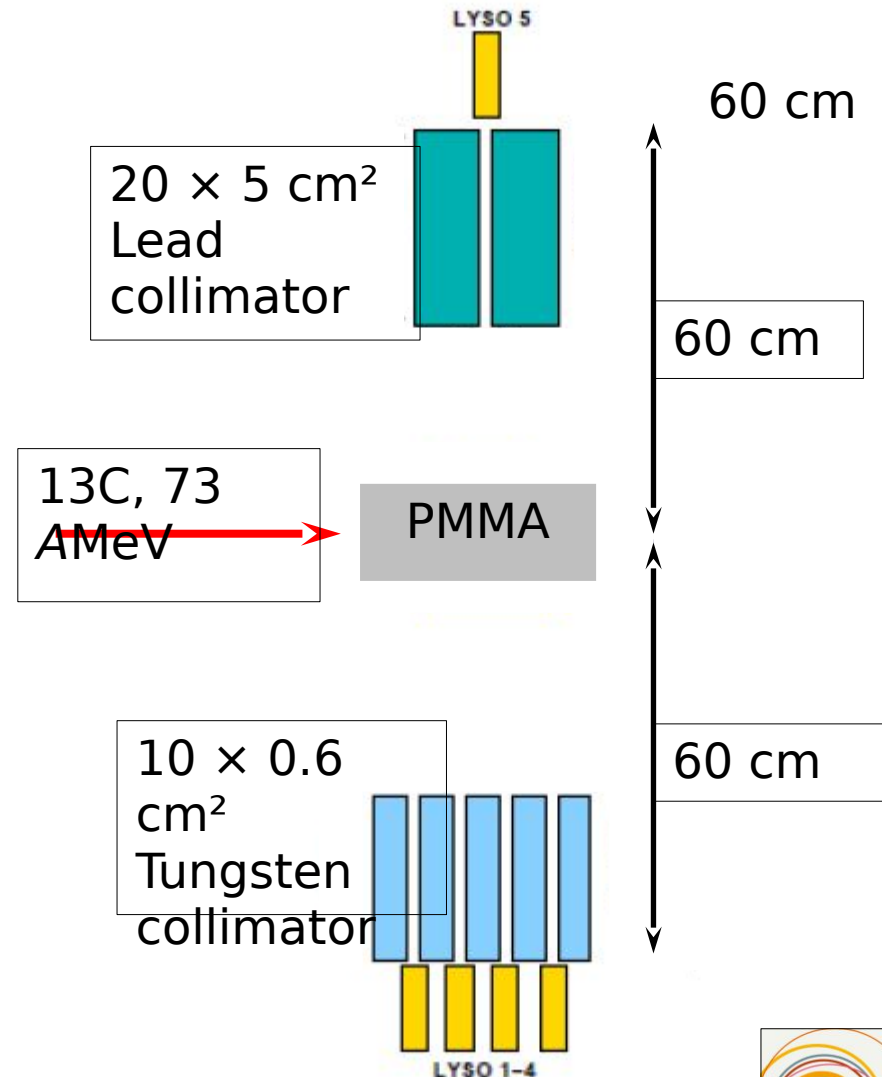
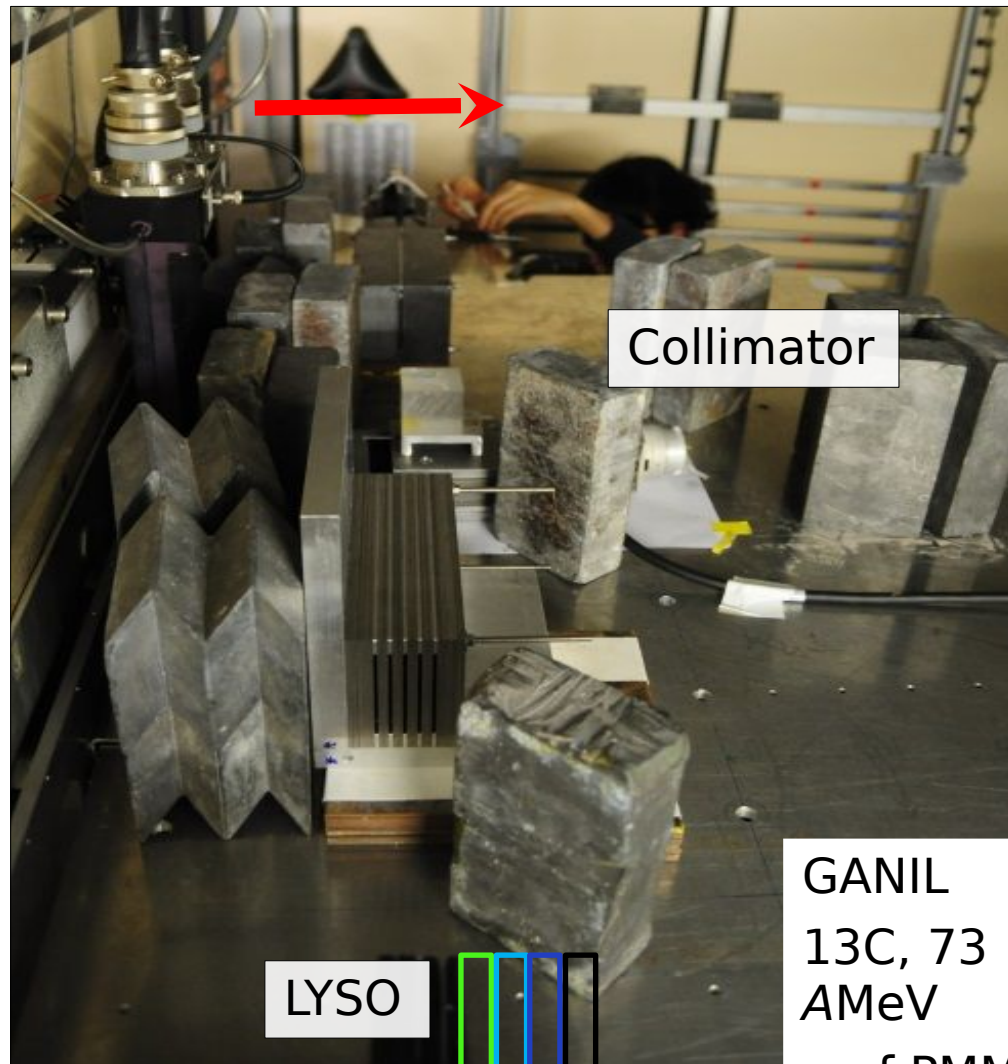
K. Parodi et al.: Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 68 (2007) 920

Influence of metabolism increases, count rate decreases

Cámaras colimadas

- Cámara colimada con SiPMs

Parallel Collimator, LYSO Detector

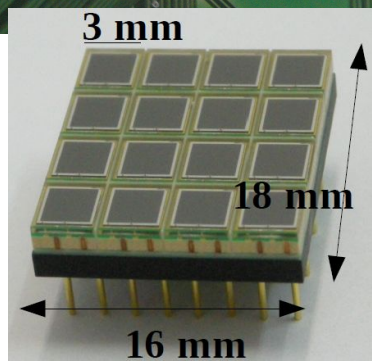
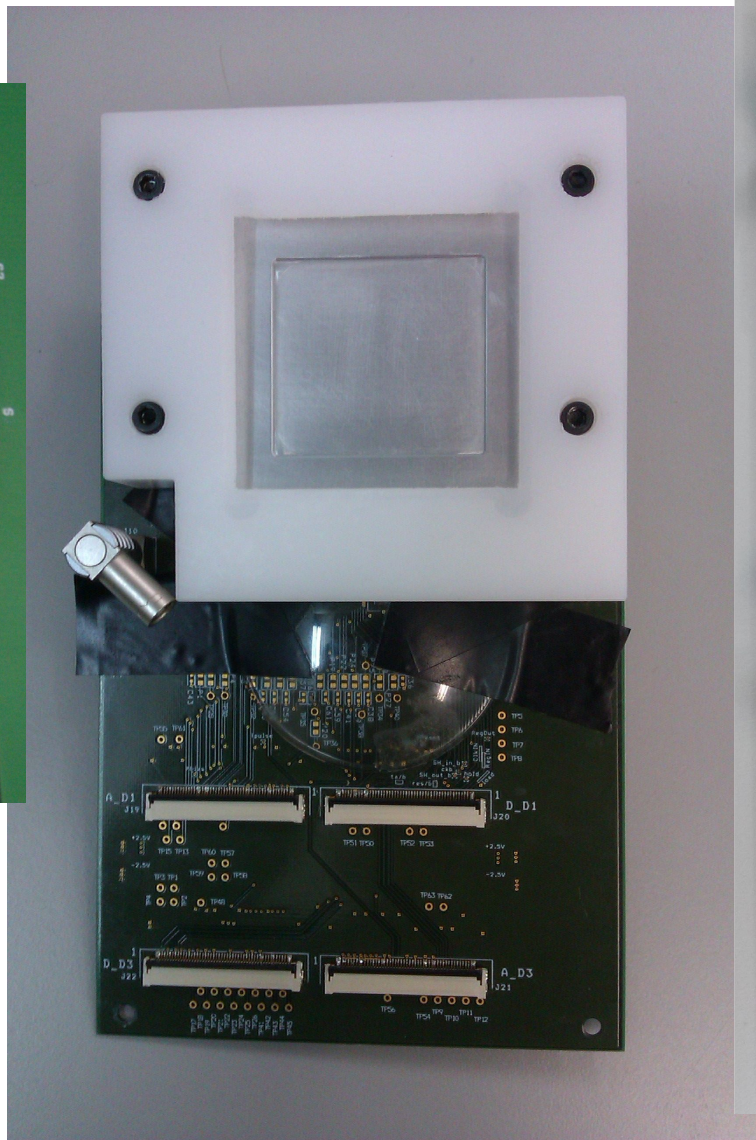
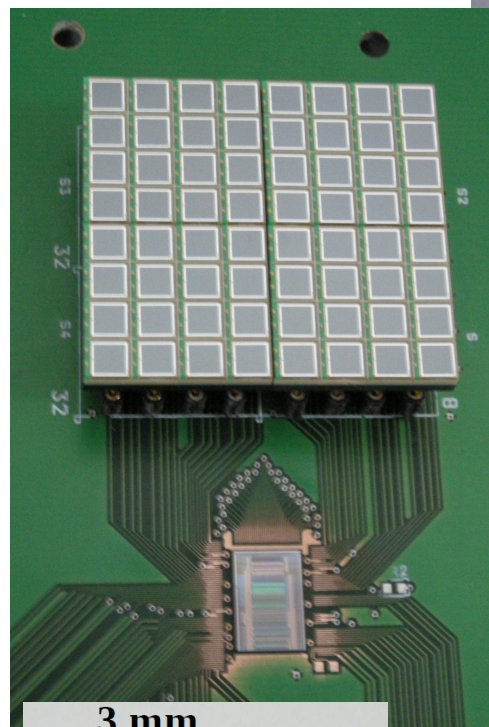


Courtesy of D. Dauvergne

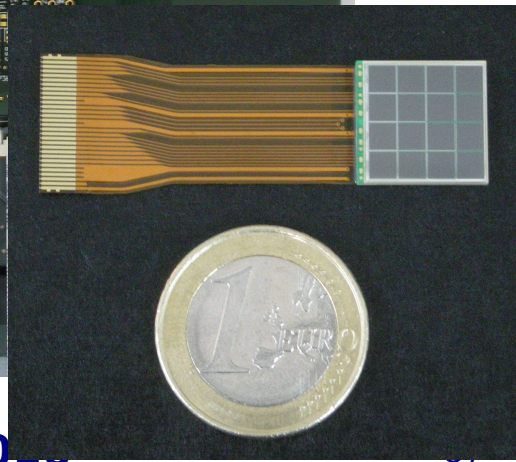
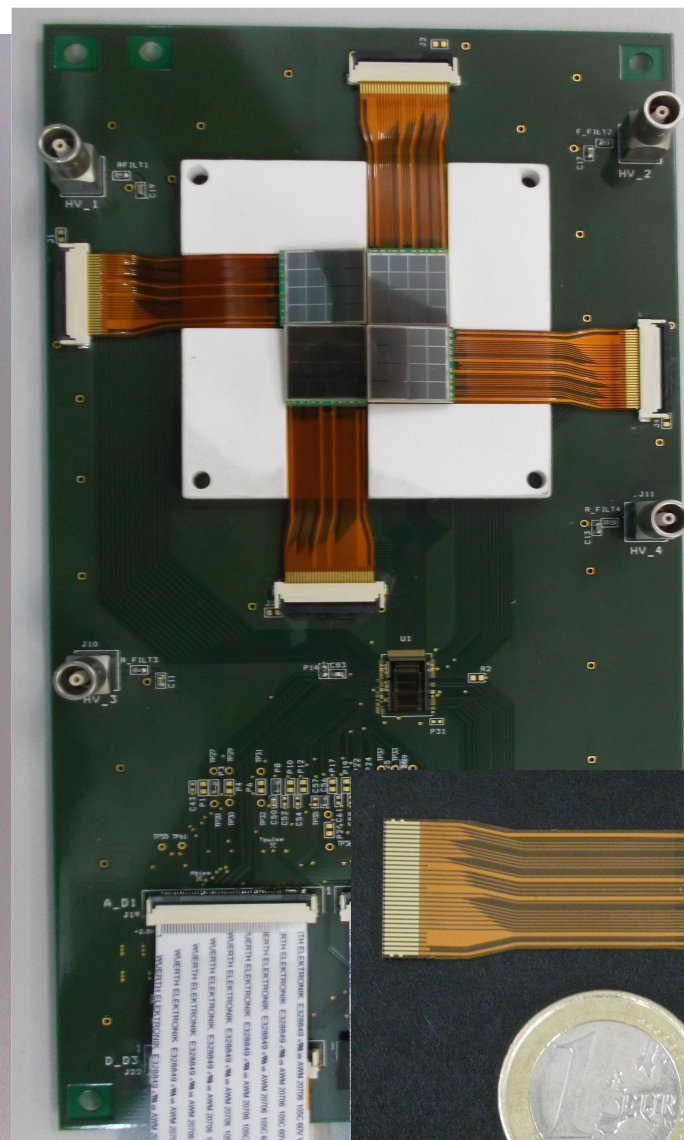


Detectors

Detectors 2 and 3

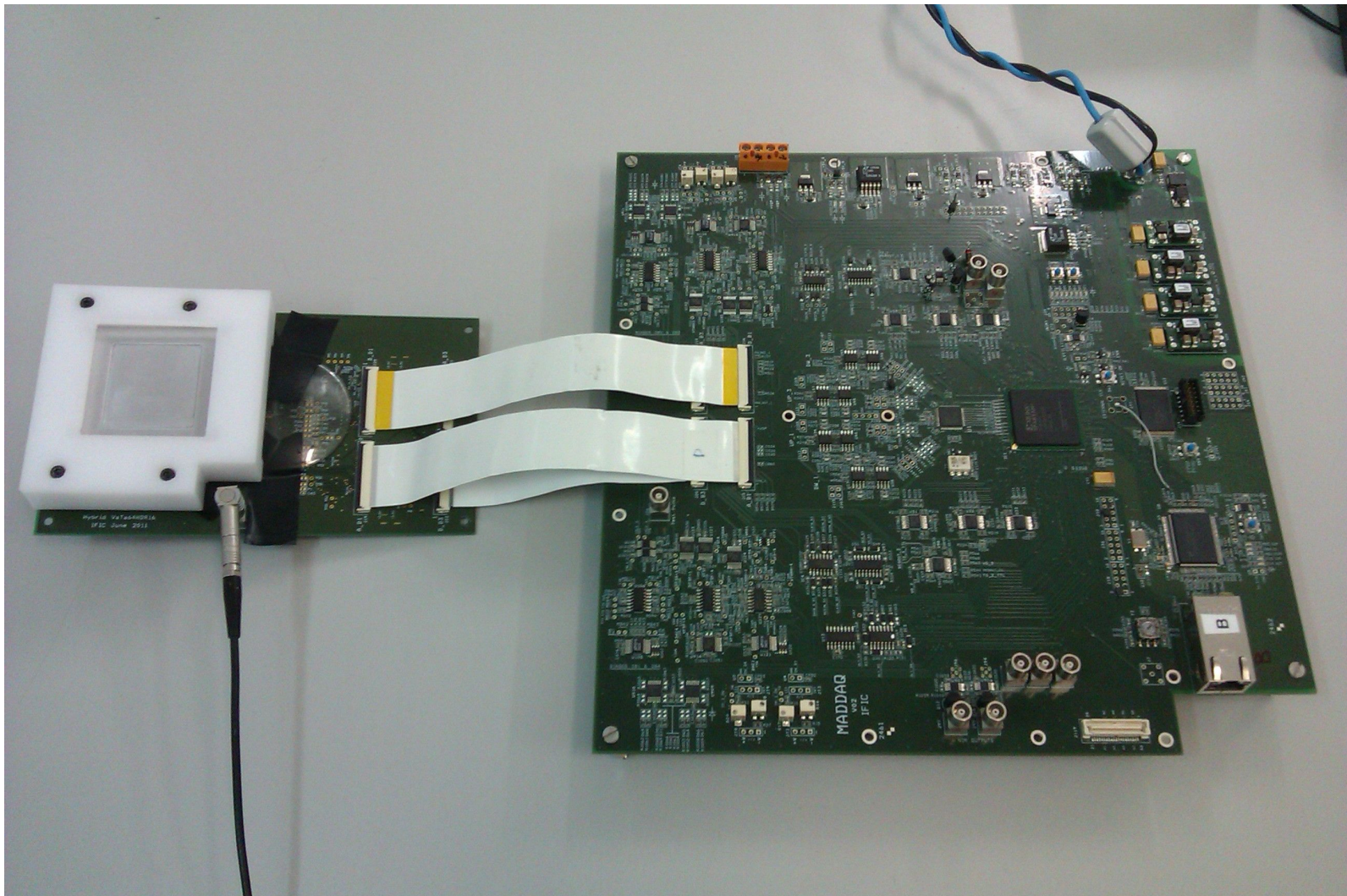


Detector 1



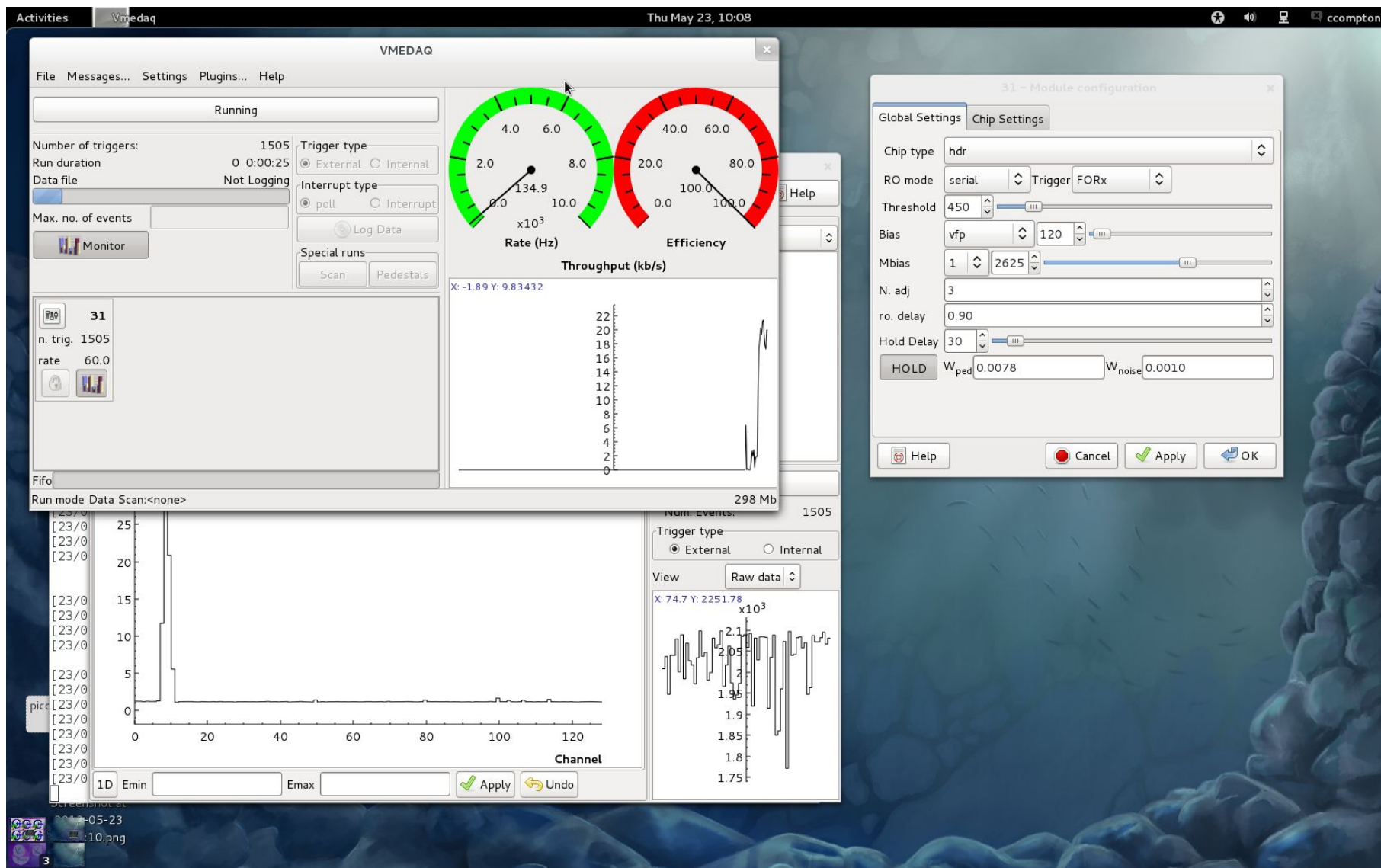
DAQ system

- VATA64HDR16 ASIC from IDEAS – 64 channels
- Connected to a DAQ system made at IFIC- Valencia



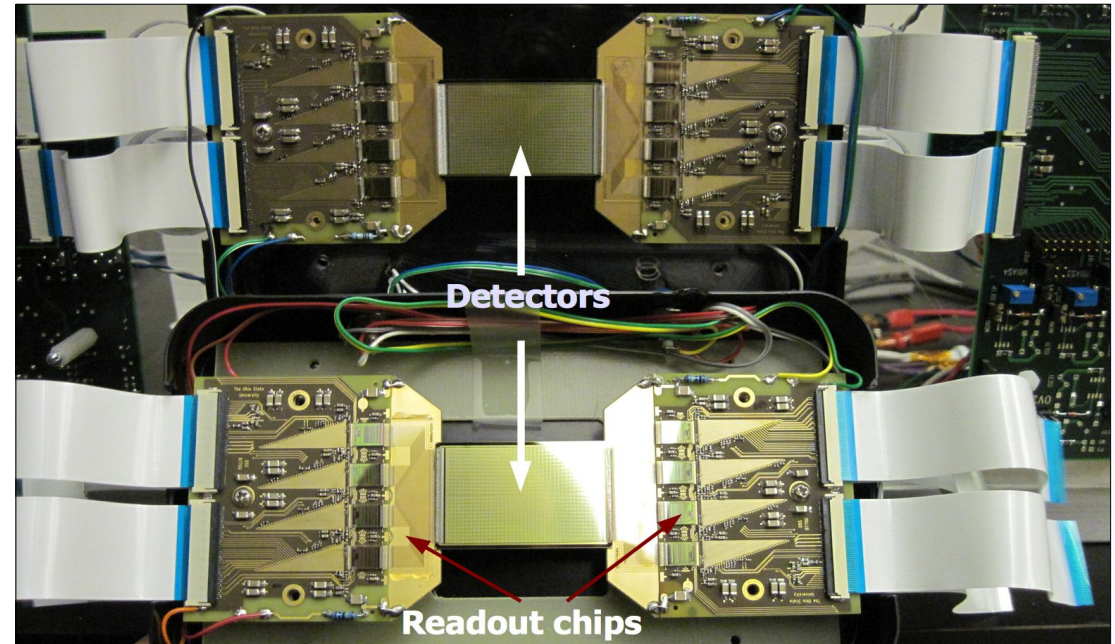
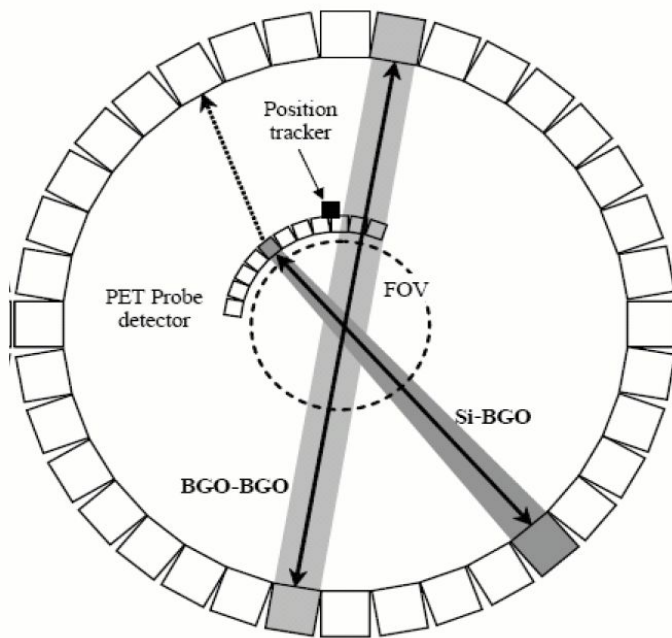
DAQ software

- User-friendly DAQ software also developed at IFIC-Valencia.

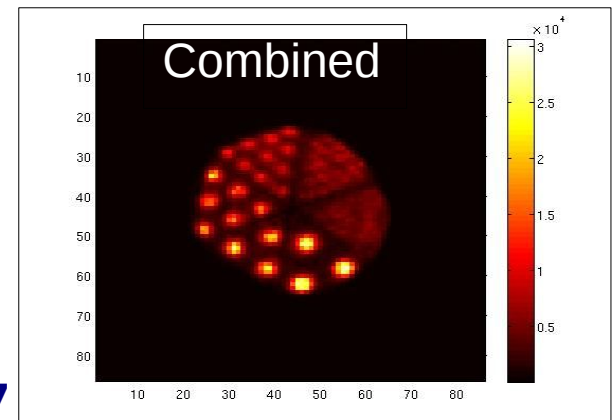
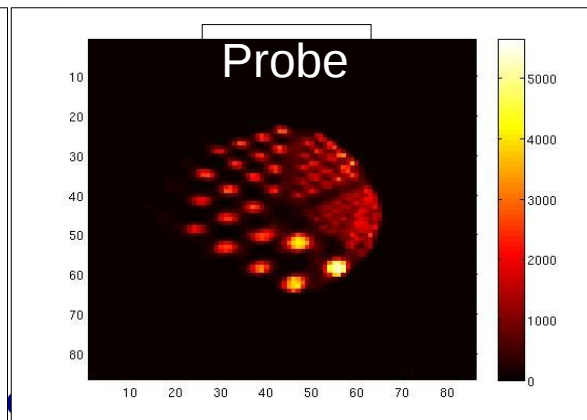
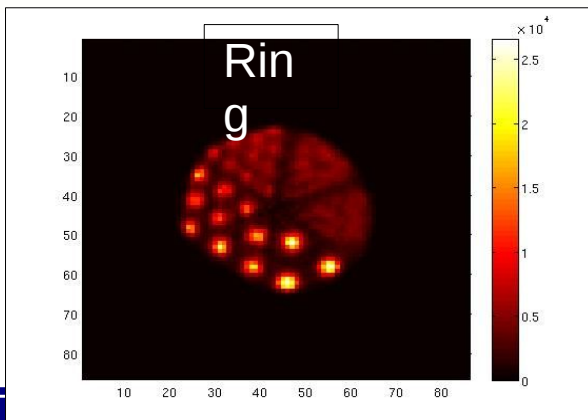


PET at IFIC

- MADEIRA European project. Silicon detectors as magnifying glass.

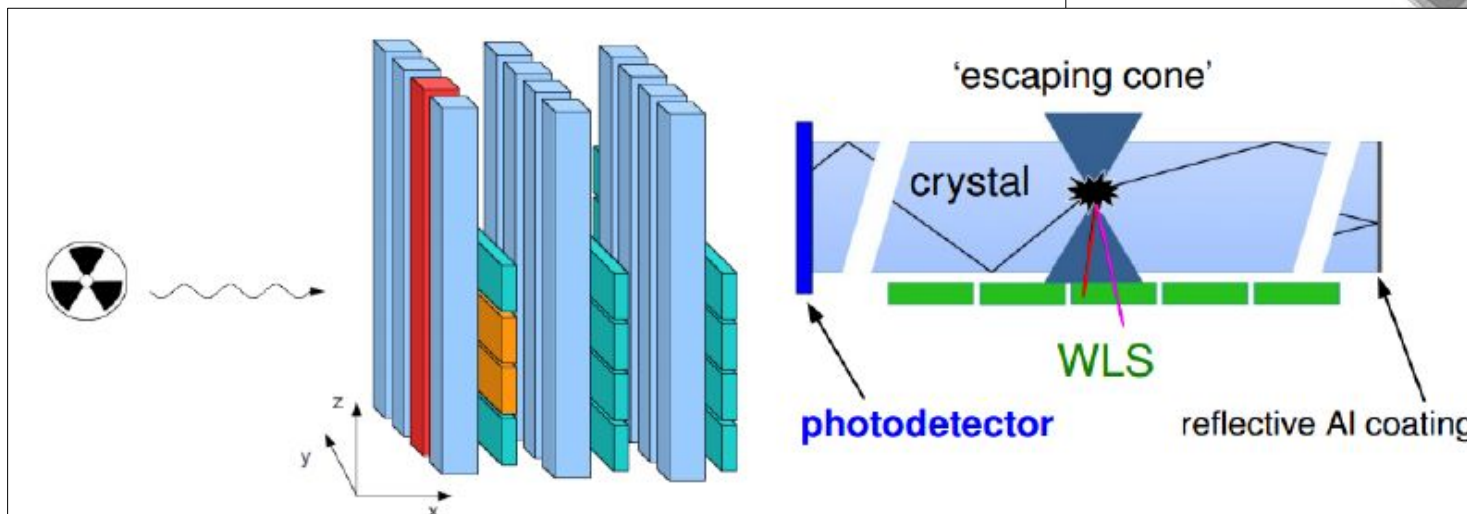
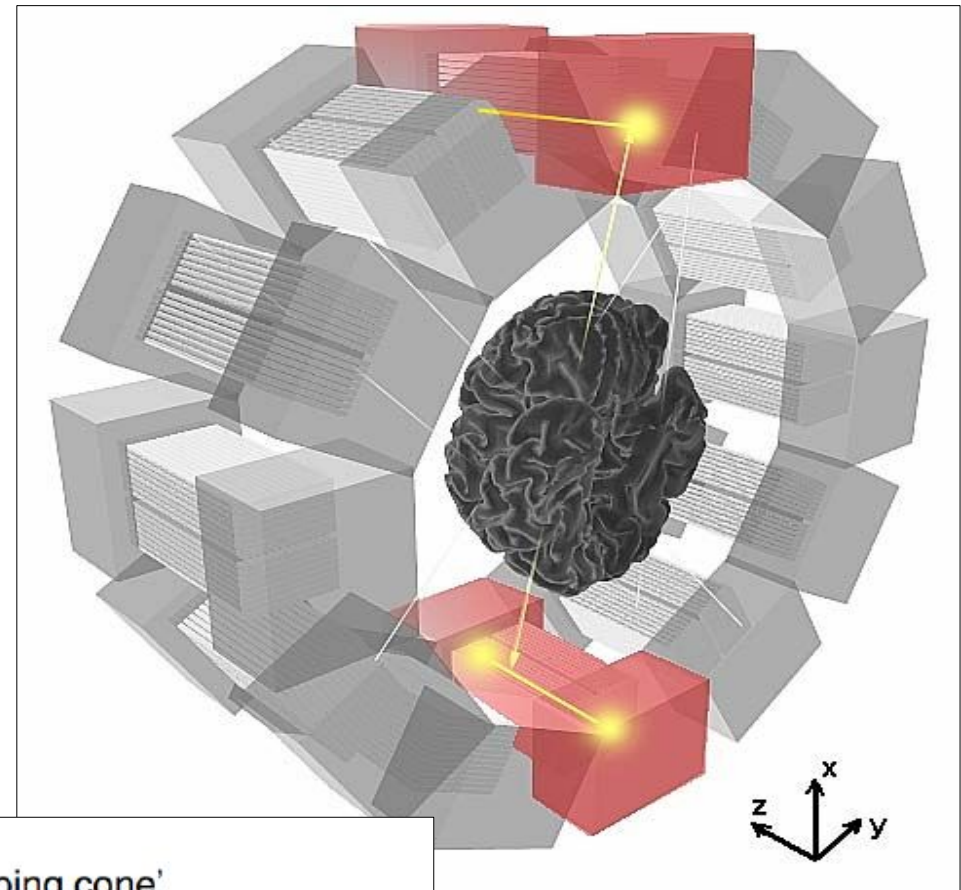
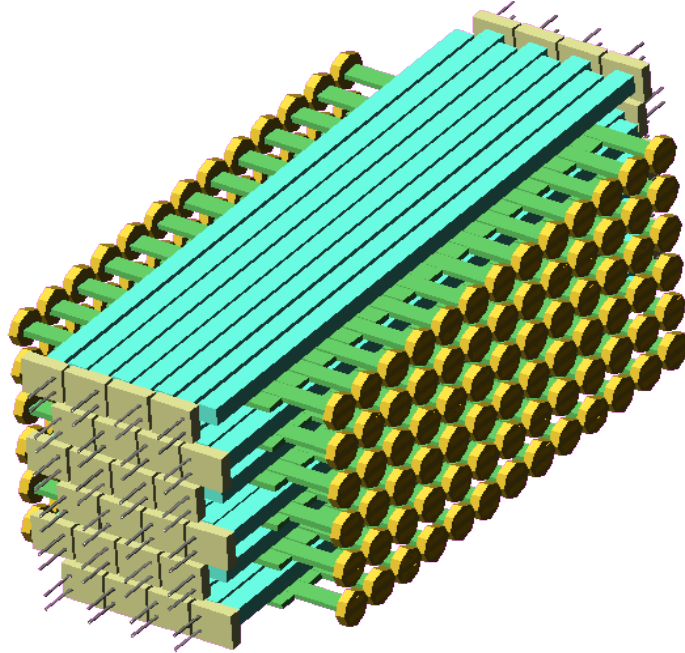


→ 511 keV photon → Scattered photon
■ LOR (position uncertainty)



PET at IFIC

- AX-PET: Detector with DOI



PET at IFIC

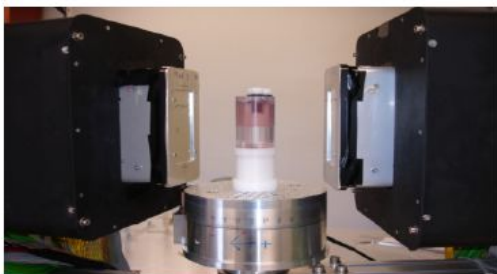
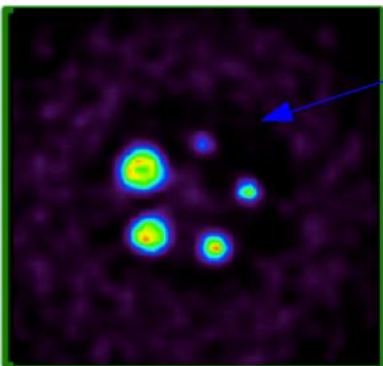
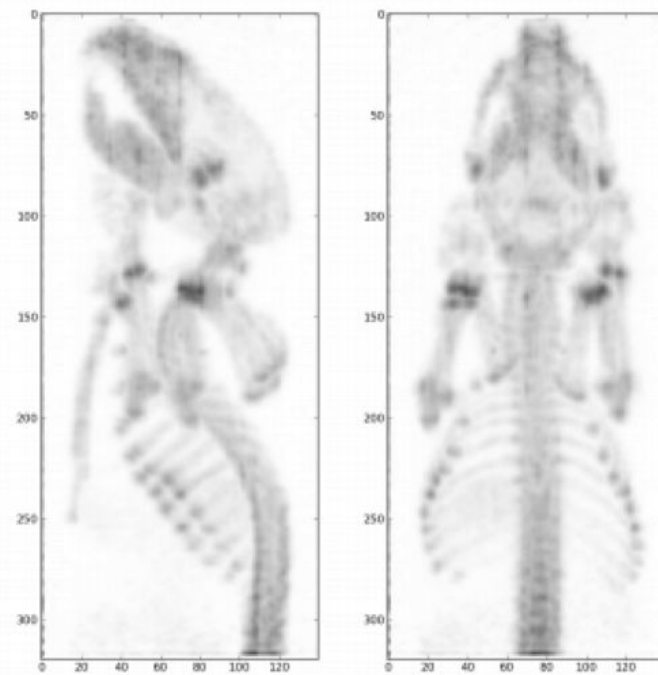
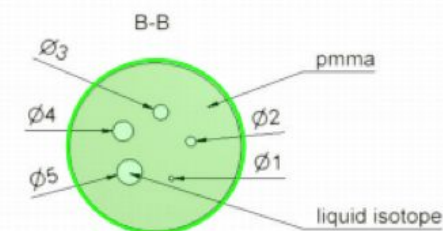
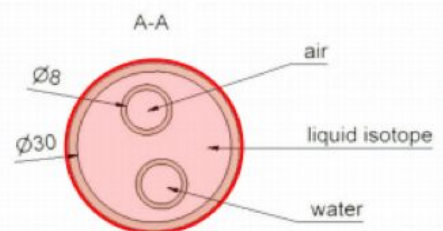
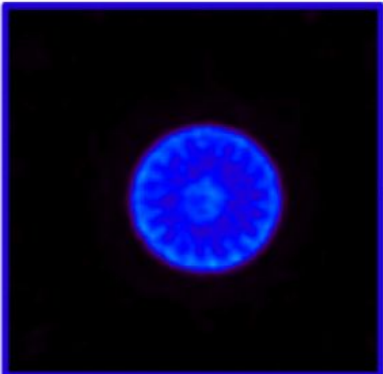
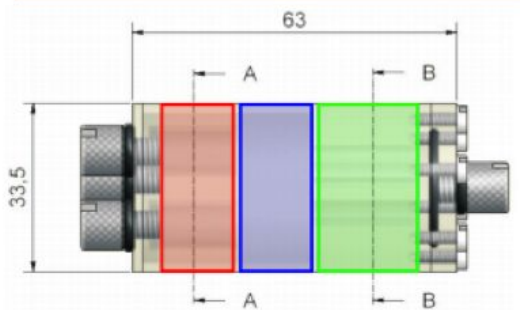


IMAGE QUALITY PHANTOM...



Resolve 1 mm rod with 1.6 mm FWHM

...SMALL ANIMAL IMAGING



F-18 rat study

Hadron therapy in Europe



The European Network for LIGHT ion Hadron Therapy

A multidisciplinary platform aimed at a coordinated effort towards ion beam research in Europe

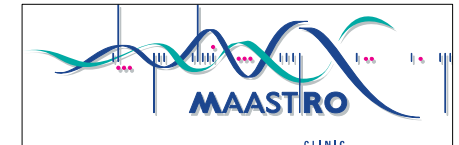


ENVISION - European NoVel Imaging Systems for ION therapy

Improvement of the quality assurance tools for hadrontherapy



Hadron therapy in Europe



The European Network for LIGHT ion Hadron Therapy

A multidisciplinary platform aimed at a coordinated effort towards ion beam research in Europe