

Algoritmos de Posicionamiento en Bloques Monolíticos para PET. Redes Neuronales

PAZ GARCÍA DE ACILU LAÁ

CIEMAT - Av. Complutense 22
28040 MADRID - SPAIN
Tel: +34 91 496 60 24
mpaz.garcia@ciemat.es

Proyecto BrainPET (MEC-DPI2006-03083)

- Desarrollo de un sistema de Tomografía por Emisión de Positrones (PET) de alta sensibilidad para el estudio del cerebro.
 - Detector alta sensibilidad:
Bloques monolíticos de LYSO:Ce + Fotodiodos de Avalancha, APDs.
 - Compatible con Resonancia Magnética Nuclear (MRI), para la obtención de imágenes multimodales.
- Escáner final disponible para su uso en entorno hospitalario.
 - Aplicaciones en neurología y psiquiaría, oncología.

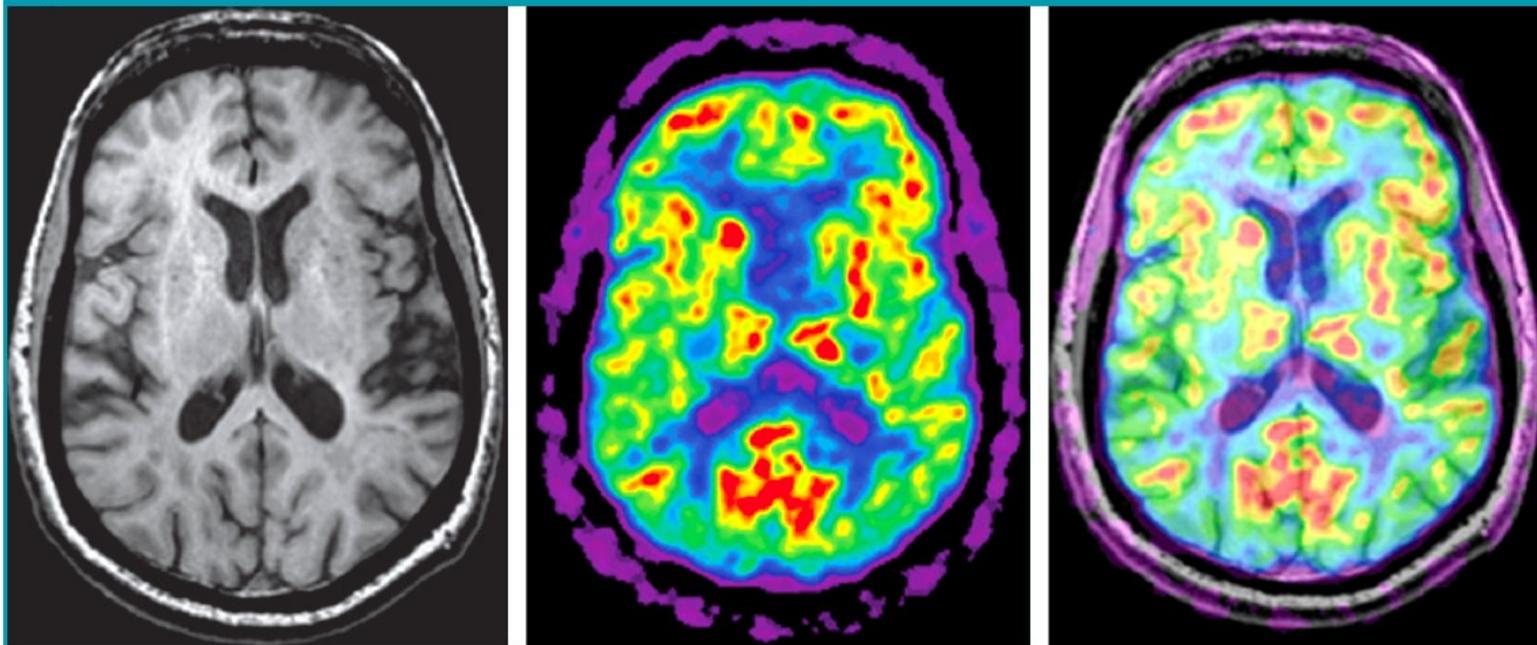
Imagen Multimodal

Imagen Anatómica
(MRI)

Imagen Funcional
(PET)

Imagen combinada
(I. Multimodal)

Figure 3



a.

b.

c.

Figure 3: Simultaneously acquired (a) MR, (b) PET, and (c) superimposed combined MR/PET images of 66-year-old man after intravenous injection of 370 MBq of FDG. Tracer distribution was recorded for 20 minutes at steady state after 120 minutes.

1032

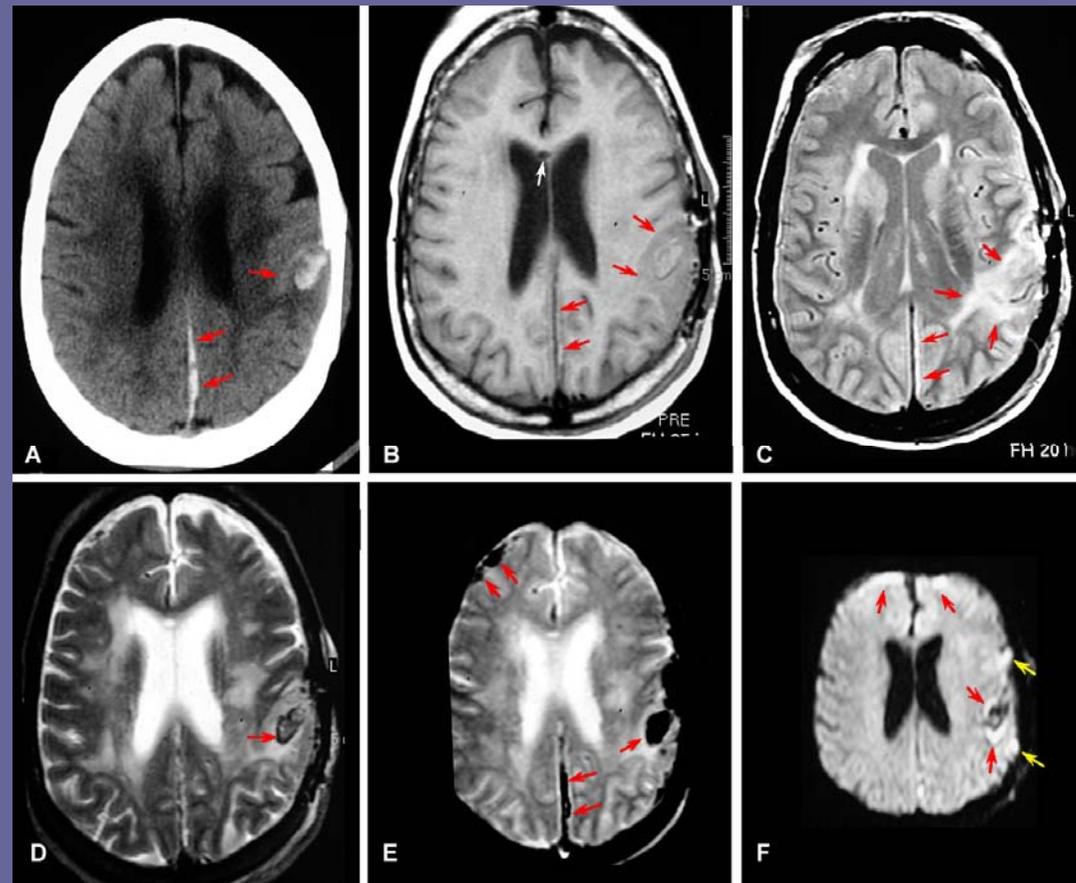
Radiology: Volume 248: Number 3—September 2008

Imagen adquirida con un prototipo de PET cerebral/MR (Siemens Medical)

Ventajas sobre PET/CT

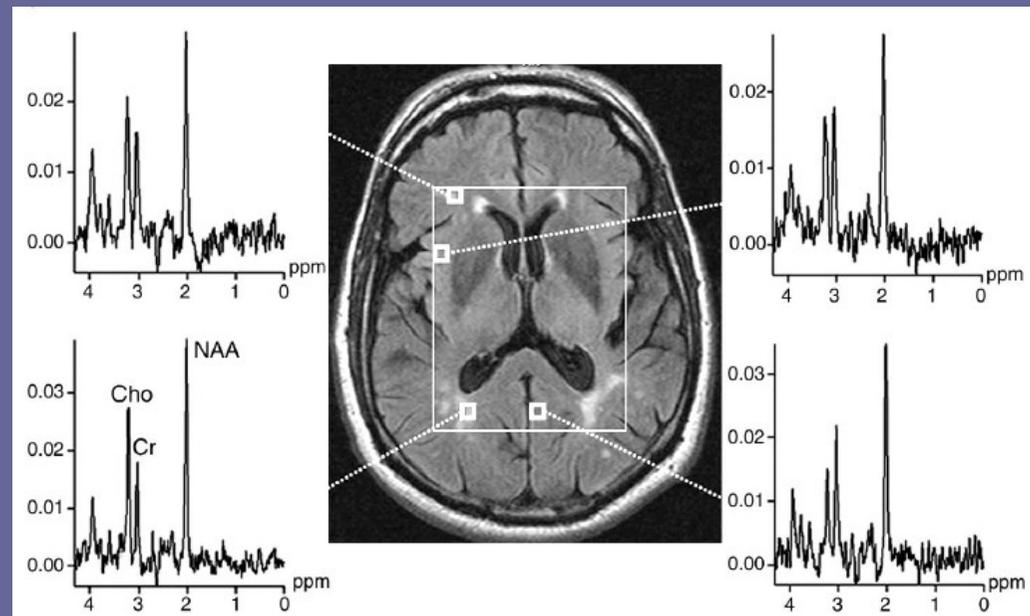
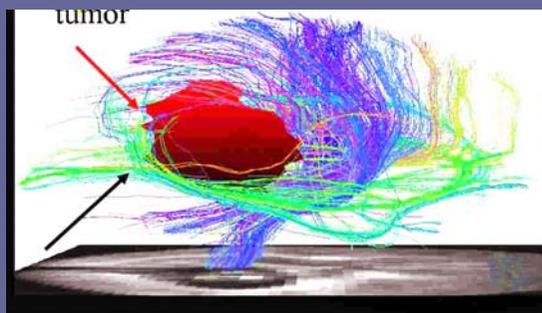
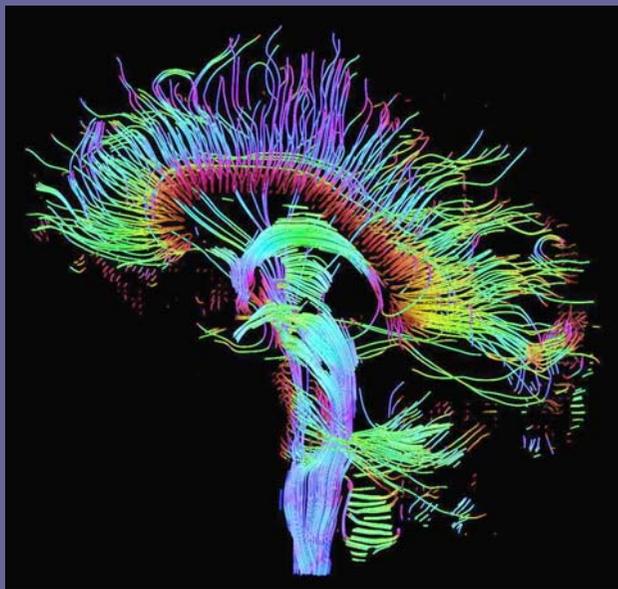
- Disminución de dosis aplicada.
- Múltiples posibilidades de imagen:

- MRI {
- A) CT (Imagen por atenuación de R-X).
 - B) Imagen potenciada en T1.
 - C) Imagen potenciada en densidad de espines.
 - D) Imagen potenciada en T2.
 - E) GRE potenciada en T2*.
 - F) Imagen potenciada en difusión.



Otras posibilidades MRI

- Espectroscopía por Resonancia Magnética (MRS)
- Imagen obtenida a partir de la anisotropía del tensor de difusión (DTI)
- Corrección de atenuación en la imagen PET.



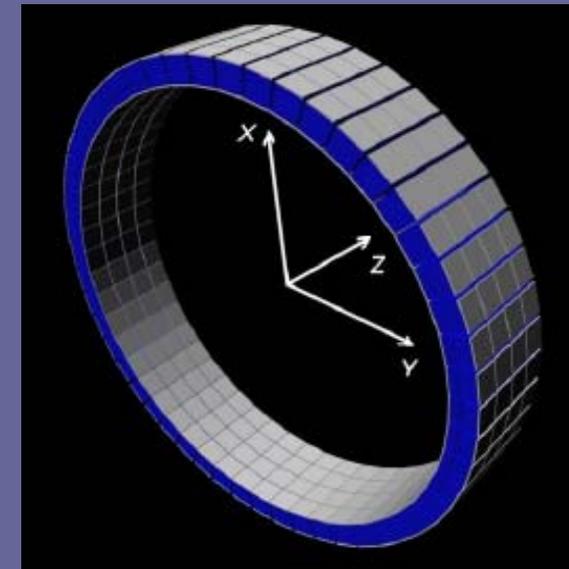
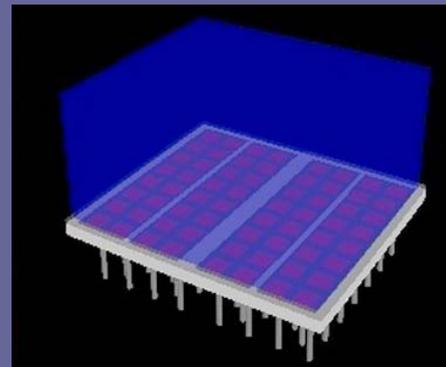
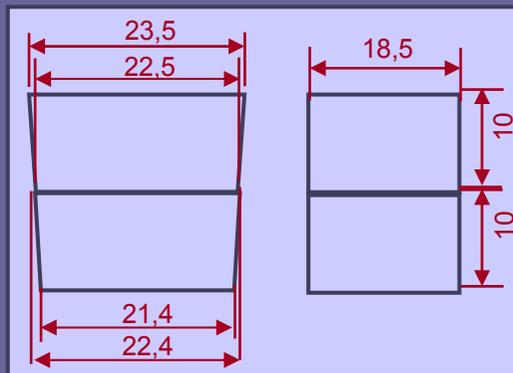
e.

Figure 4 (continued):

(e) proton MR spectroscopic imaging. Increased signal intensities of resonances of choline relative to creatine are apparent in areas of white matter hyperintensities seen on FLAIR images (left spectra) compared with normal gray matter (right spectra). *Cho* = choline, *Cr* = creatine, *NAA* = *N*-acetylaspartate.

Características del escáner BrainPET

- 4 anillos de $\varnothing = 400$ mm.
- 1 anillo = 52 bloques detectores.
- 1 bloque = 2 cristales centelleadores monolíticos trapezoidales (LYSO:Ce)
+ 4 matrices 32 APDs.



- Electrónica frontal individual para cada cristal.
 - ASIC VATA-240: suma por filas y columnas de las amplitudes recogidas en los 64 APDs.

Principio de funcionamiento

- Detección en coincidencia de dos fotones de aniquilación.
- Determinación de la posición a partir de la distribución de luz sobre los APDs.

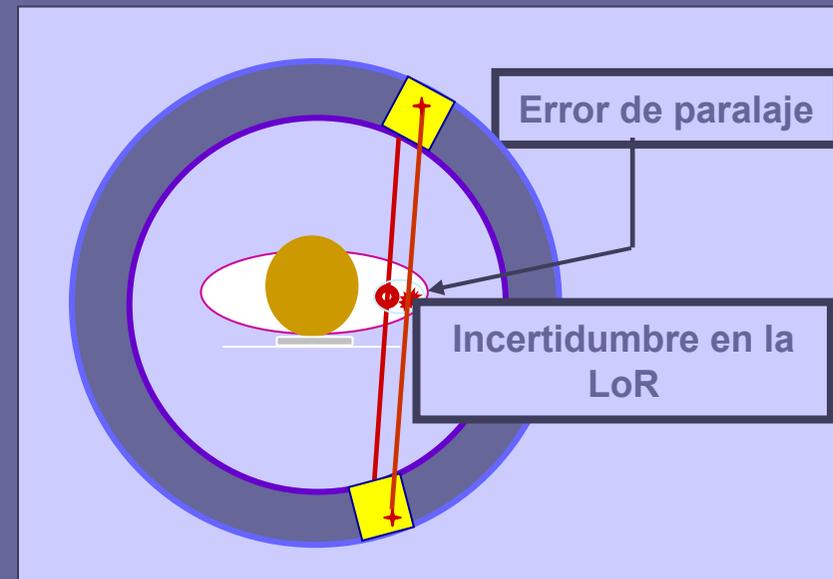
Algoritmos de Posicionamiento



Punto de incidencia en la superficie.



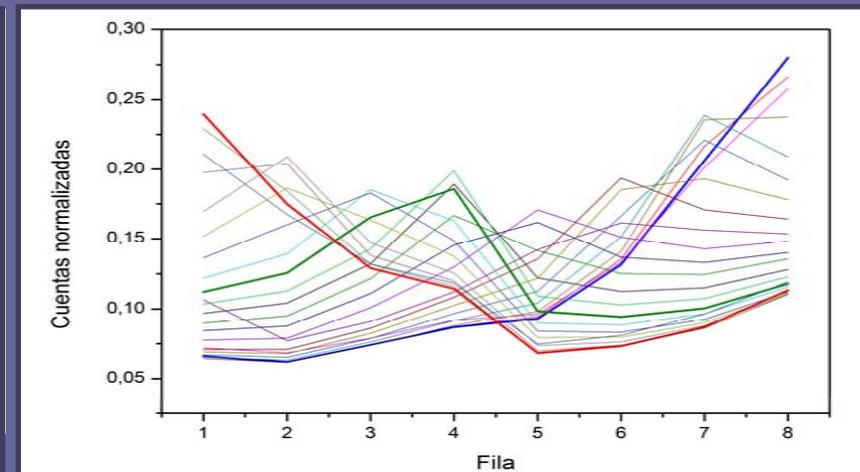
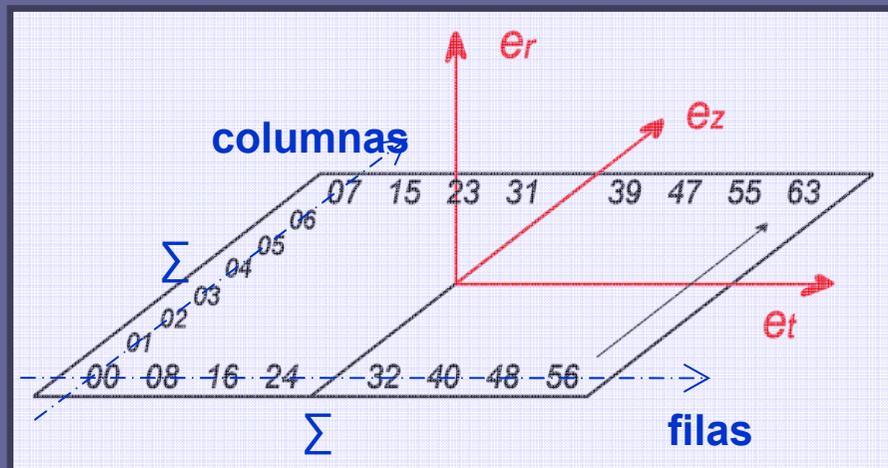
LoR (Line-of-Response)
sin error de paralaje.



- Número elevado de LoRs :
 - Distribución de radio-fármaco en el paciente → Imagen Funcional.

Algoritmos de Posicionamiento

- Permiten extraer la posición de entrada del fotón de aniquilación a partir de la distribución de luz en APDs.
 - Suma en 8 filas 8 columnas \rightarrow posiciones transversal/longitudinal.



- Conjuntos de datos:
 - Referencia: $\{x_1^i, \dots, x_8^i, y^i\}_{i=1..N}$, de incidencia conocida, y^i .
 - Test: $\{x_1^i, \dots, x_8^i, y^i\}_{i=1..M}$, para comprobar la validez del algoritmo.

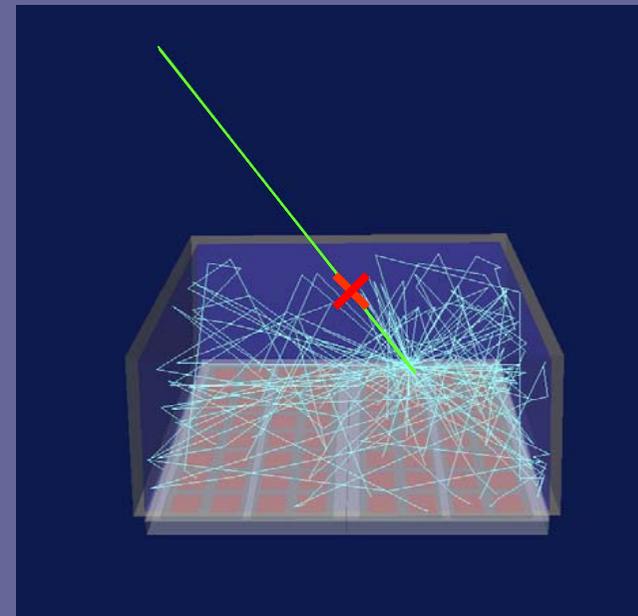
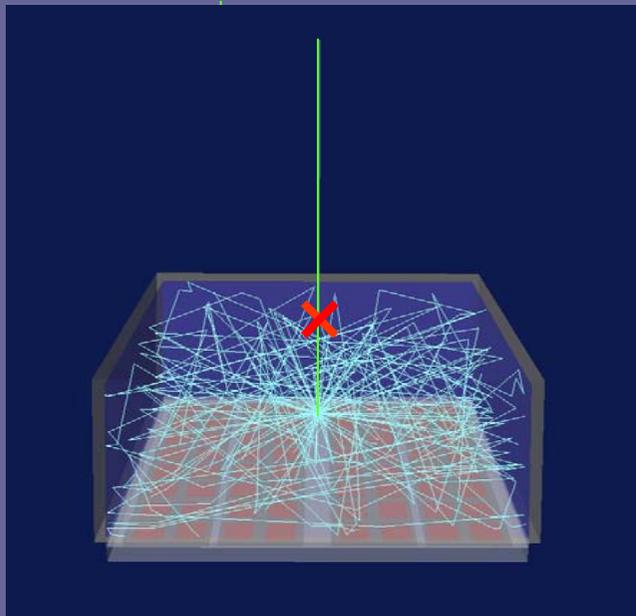
Algoritmos de Posicionamiento

- Cálculo directo de la posición: Lógica de Anger.
- Comparación con las distribuciones conocidas: Métodos Estadísticos.
 - Mínimos Cuadrados.
 - Chi Cuadrado.
 - Chi Cuadrado Generalizado.
 - Primer Vecino Próximo y Cinco Vecinos Próximos.
- Modelar una función : Redes Neuronales con Entrenamiento Supervisado.

Algoritmos de Posicionamiento

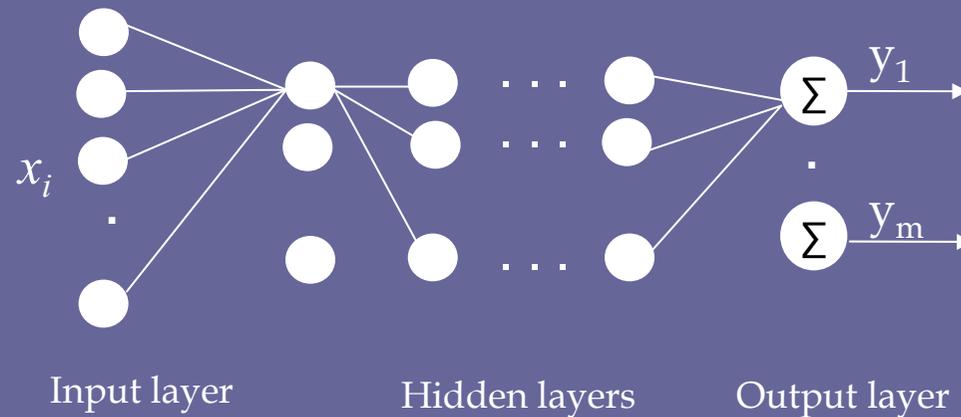
- Cálculo directo de la posición: Lógica de Anger.
- Comparación con las distribuciones conocidas: Métodos Estadísticos.
- Modelar una función : Redes Neuronales con Entrenamiento Supervisado.

;; Influencia del ángulo de incidencia en la distribución de luz !!
- Se necesitan datos de referencia para distintos ángulos de incidencia.



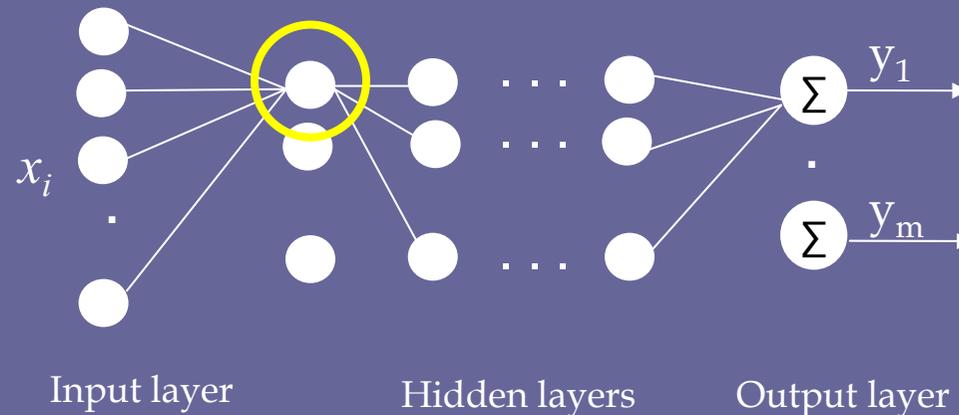
Redes Neuronales : Estimar $y = F(x)$

- ¿Qué es una red?
 - Capas de nodos interconectados



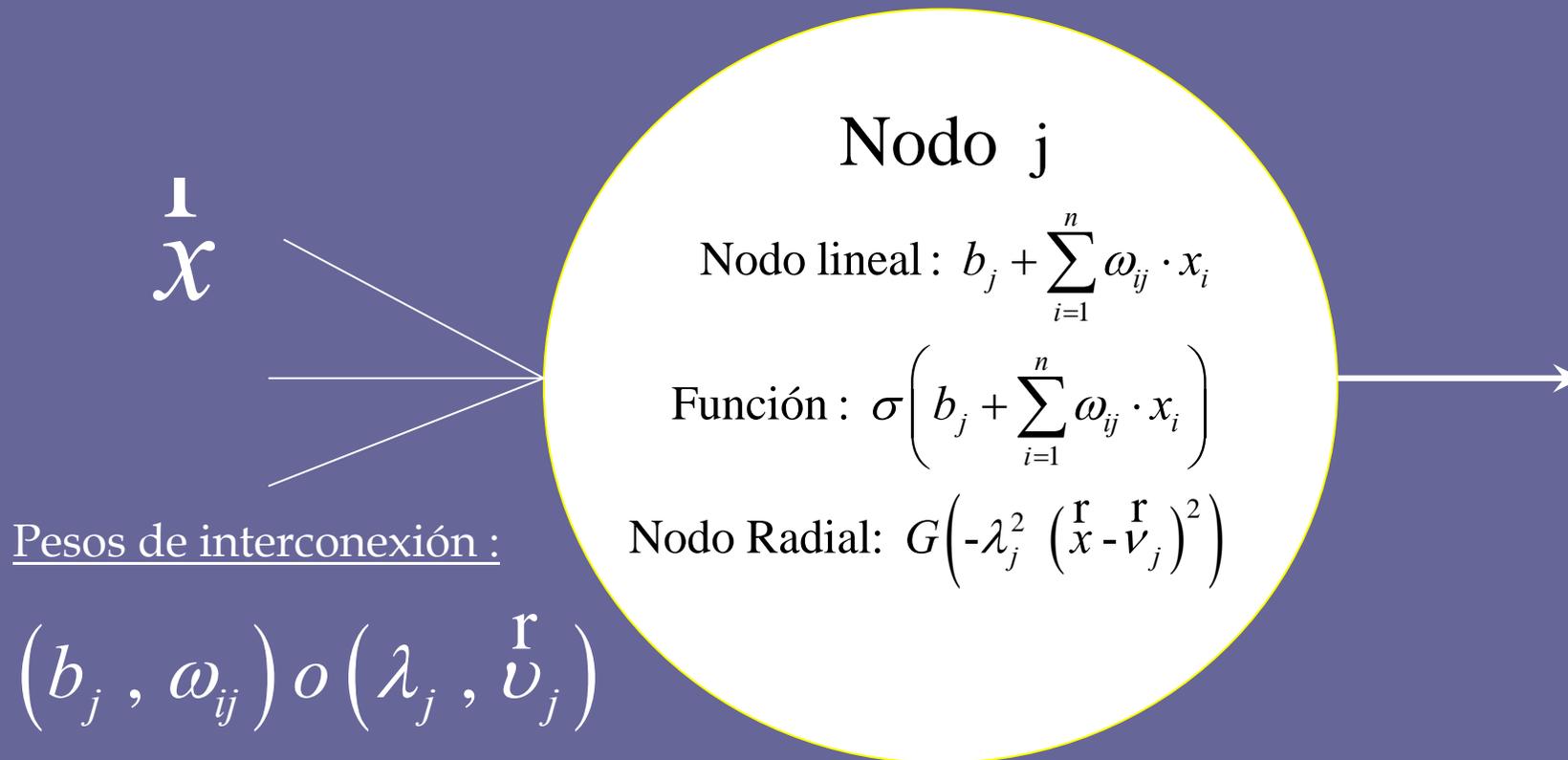
Redes Neuronales : Estimar $y = F(x)$

- ¿Qué es una red?
 - Capas de nodos interconectados
 - Nodo : Lineal o con una Función de Activación.



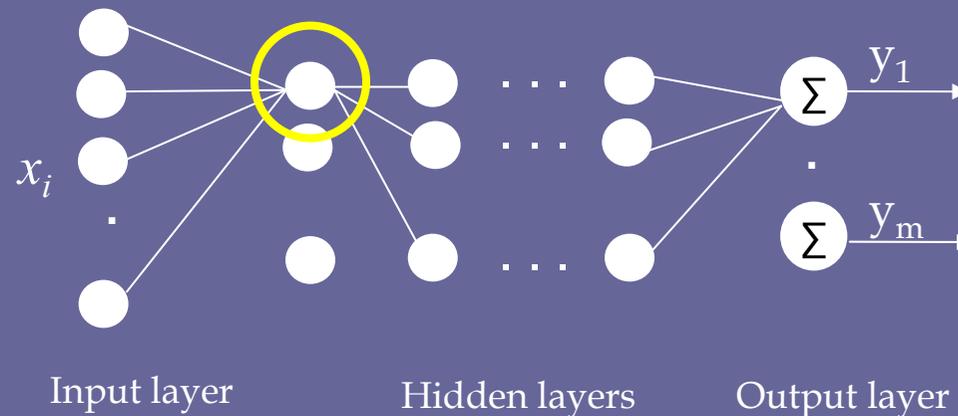
Redes Neuronales : Estimar $y = F(x)$

- ¿Qué es una red?
 - Capas de nodos interconectados
 - Nodo : Lineal o con una Función de Activación.



Redes Neuronales : Estimar $y = F(x)$

- ¿Qué es una red?
 - Capas de nodos interconectados
 - Nodo : Lineal o con una Función de Activación.



- Pasos necesarios:
 1. Elegir la estructura de red.
 2. Entrenamiento.
 3. Comprobar la validez de los coeficientes obtenidos

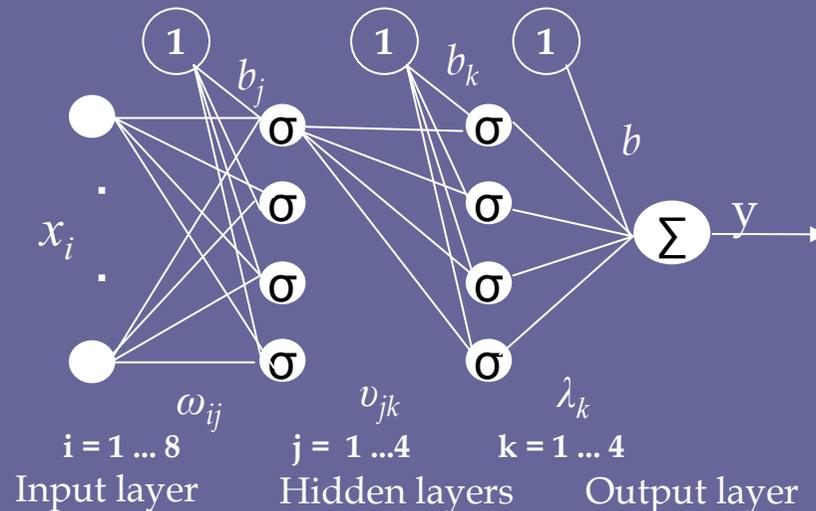
Estructura de la Red Neuronal

$$y = F(\mathbf{x}) = b + \sum_{k=1}^4 \lambda_k \cdot \sigma \left(b_k + \sum_{j=1}^4 v_{jk} \cdot \sigma \left(b_j + \sum_{i=1}^8 \omega_{ij} \cdot x_i \right) \right)$$

- FeedForward Neural Network
- 8 entradas (filas/columnas)
- 2 capas ocultas de 4 nodos
 - Neurona : Sigmoide

$$\sigma(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}}$$

- 1 salida lineal



- Entrenamiento con algoritmos iterativos que minimicen el error MSE:

$$v_N(\theta) = \frac{1}{N} \sum_{s=1}^N (y_s - g(\theta, \mathbf{x}_s))^2$$

- Levenberg-Marquard

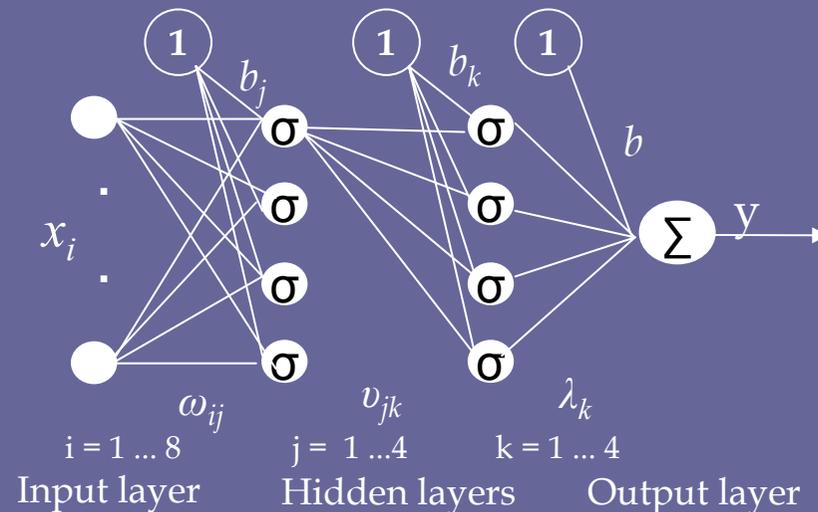
Estructura de la Red Neuronal

$$y = F(\mathbf{x}) = b + \sum_{k=1}^4 \lambda_k \cdot \sigma \left(b_k + \sum_{j=1}^4 v_{jk} \cdot \sigma \left(b_j + \sum_{i=1}^8 \omega_{ij} \cdot x_i \right) \right)$$

- FeedForward Neural Network
- 8 entradas (filas/columnas)
- 2 capas ocultas de 4 nodos
 - Neurona : Sigmoide

$$\sigma(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}}$$

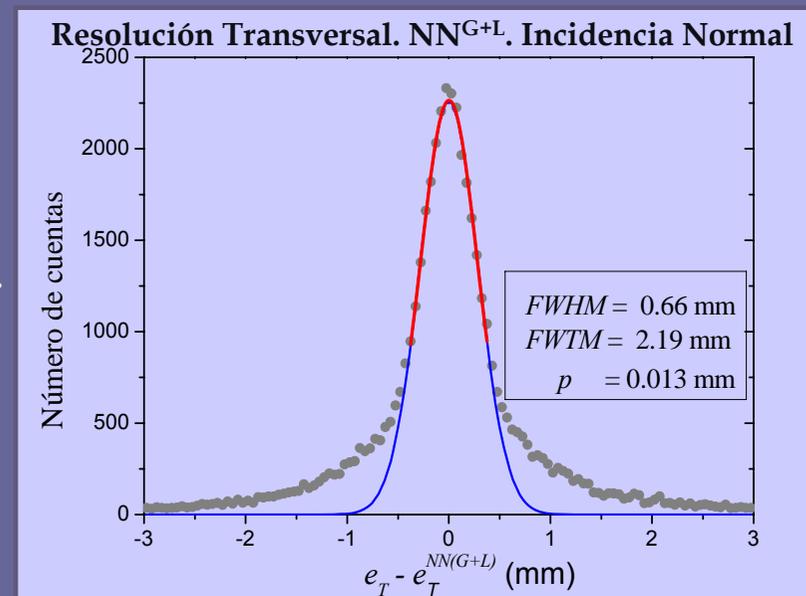
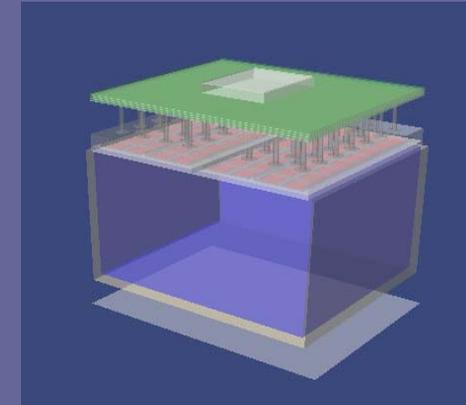
- 1 salida lineal



- Aplicación en dos pasos
 - Red Global : estimación preliminar de la posición.
 - Entrenada con eventos sobre toda la superficie del bloque.
 - Red Local : estimación más precisa.
 - Entrenada con eventos incidentes en 5 mm alrededor de la posición global.

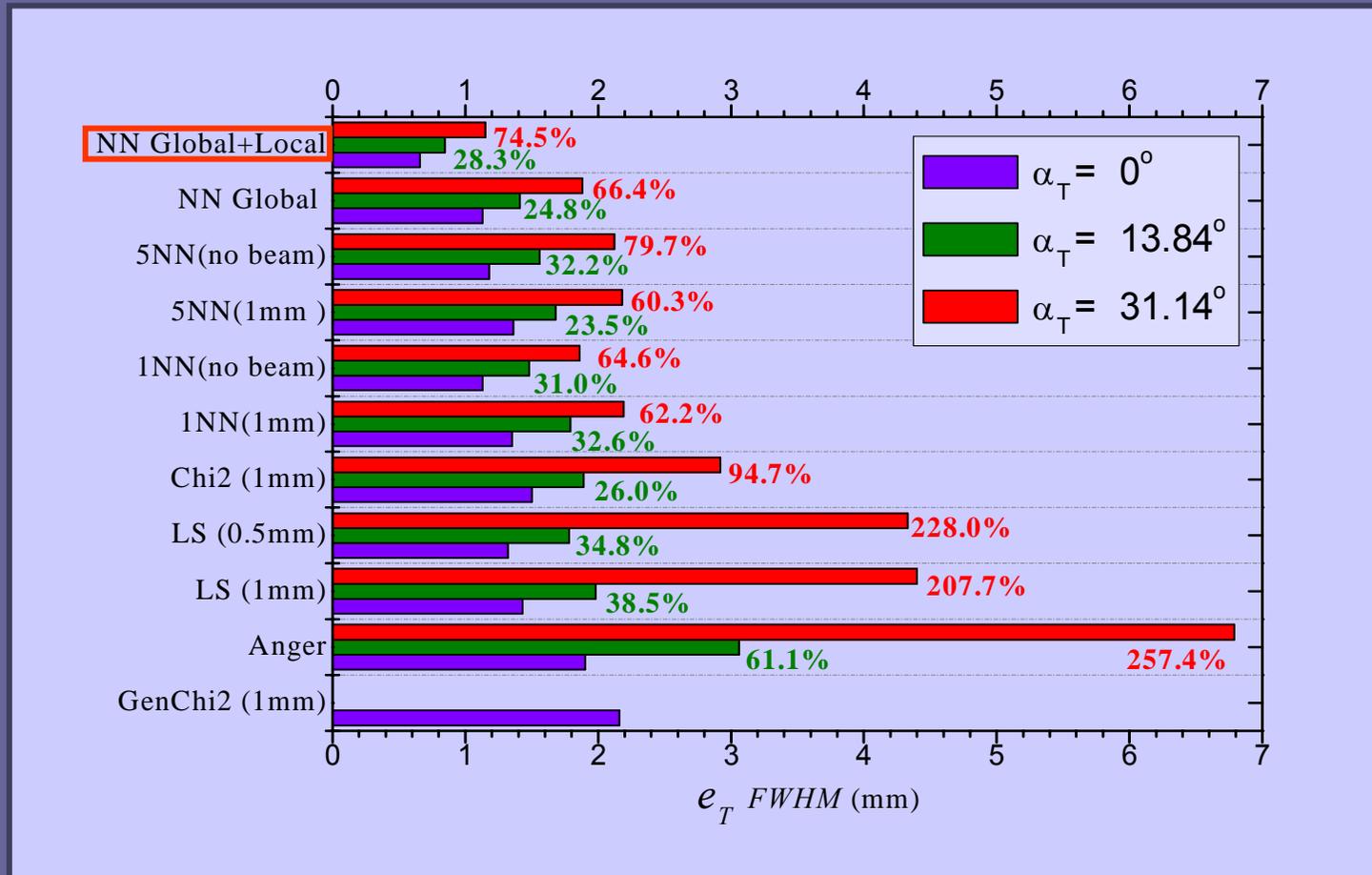
Resultados de Simulación (I)

- Comparar la bondad de los algoritmos descritos.
 - GAMOS (Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations).
- Bloque monolítico LYSO:Ce + APDs.
 - Plano emisor uniforme de gammas de 511 keV en la entrada del bloque.
 - Incidencia perpendicular y oblicua
 - $\alpha_T = 0^\circ, 13.84^\circ, 31.14^\circ$.
 - $\alpha_Z = 0^\circ, 5.6^\circ, 8.4^\circ$.
- Estimación de posición con cada algoritmo.
- Histograma del error + Ajuste gaussiano.
 - Resolución espacial global: FWHM.
 - Precisión: p (residuo)



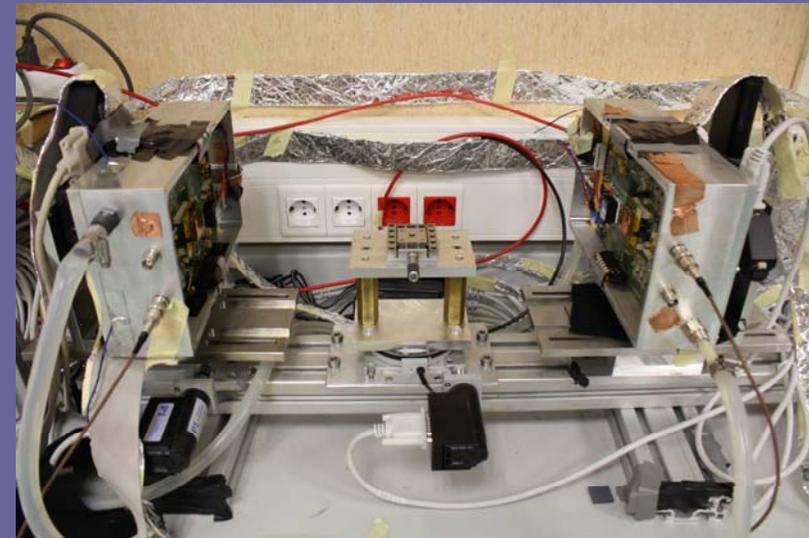
Resultados de simulación (II)

- Influencia del ángulo de incidencia transversal en la resolución global transversal



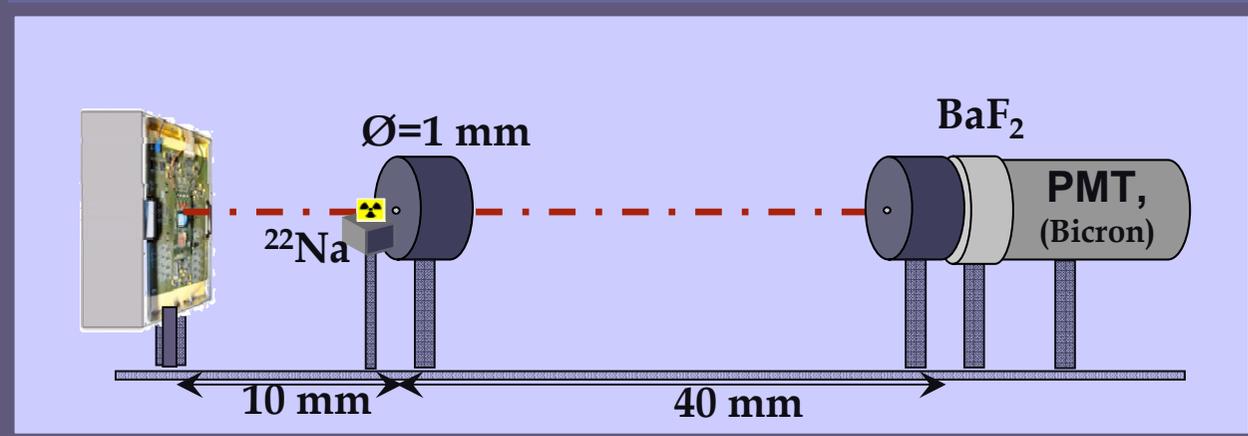
Primer Prototipo BrainPET (I)

- Montaje para la Obtención de Imágenes Tomográficas
 - Dos cajas con cristal +APDs + electrónica frontal en coincidencia, $\varnothing = 400$ mm.
 - Reflector detector 1 : Teflón, detector 2: Pintura Blanca.
 - Plataforma giratoria emula los datos adquiridos en un anillo completo.
 - Obtención de 120 proyecciones en pasos de 3° .
 - Evento válido:
 - Trigger de ambos ASICs dentro de ventana temporal de 500 ns.
 - $E > 350$ keV en cada uno.
 - Adquisición con cajas centradas y desplazadas aumenta la superficie de detección.
 - N° eventos adquiridos $> 100\ 000$.



Primer Prototipo BrainPET (II)

- Montaje para el Entrenamiento
 - Caja con en coincidencia con detector de BaF_2 + PMT.
 - Formación de haz de fotones de 511 keV, $\varnothing \sim 1$ mm.
 - Fuente de ^{22}Na , $\varnothing = 0.25$ mm + colimadores.
 - Adquisición de ~ 500 - 600 eventos coincidentes/punto en intervalos de 1 mm.
- Selecciona eventos con energía recogida > 350 keV.



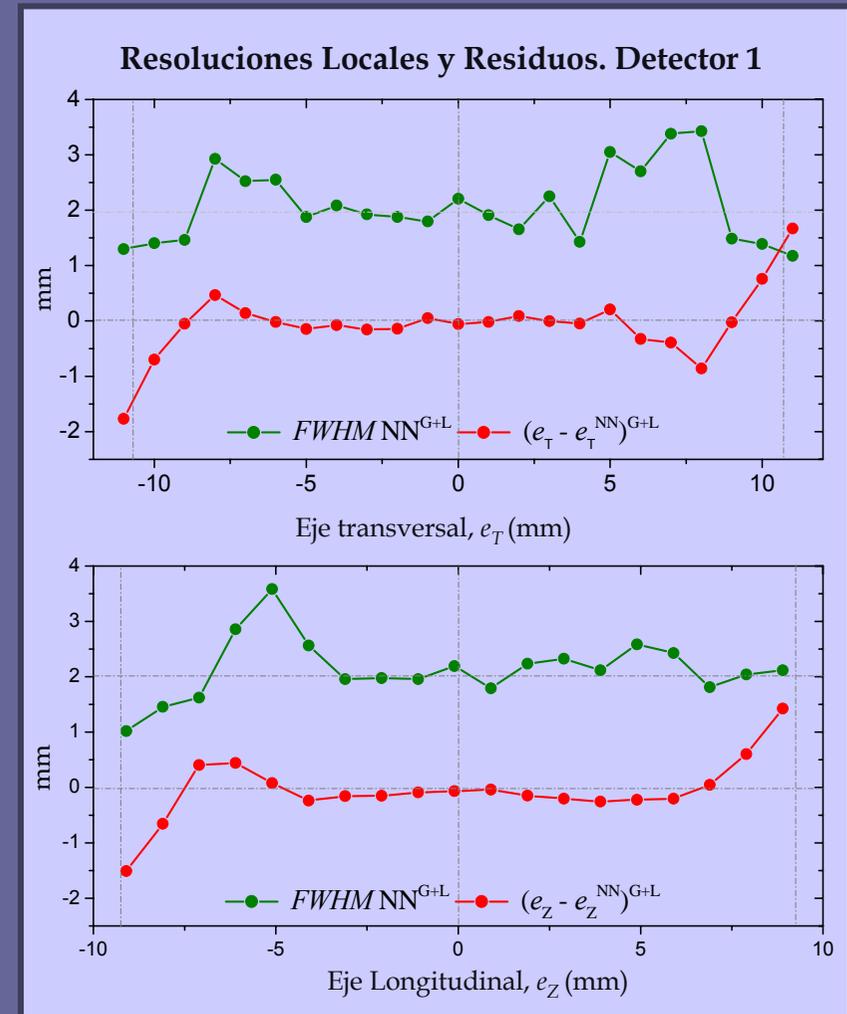
Resultados Experimentales (I)

Caracterización de los Cristales

- Resolución energética pico 511 keV.
 - Bloque 1 (Teflón) ~ 13 %.
 - Bloque 2 (Pintura Blanca) ~ 14 %.
- Red Neuronal en dos pasos:
 - Resolución espacial global.
 - Sustracción cuadrática del haz de 1 mm

	FWHM (mm)
Bloque 1. e_T	2.02
Bloque 1. e_Z	2.09
Bloque 2. e_T	1.99
Bloque 2. e_Z	2.10

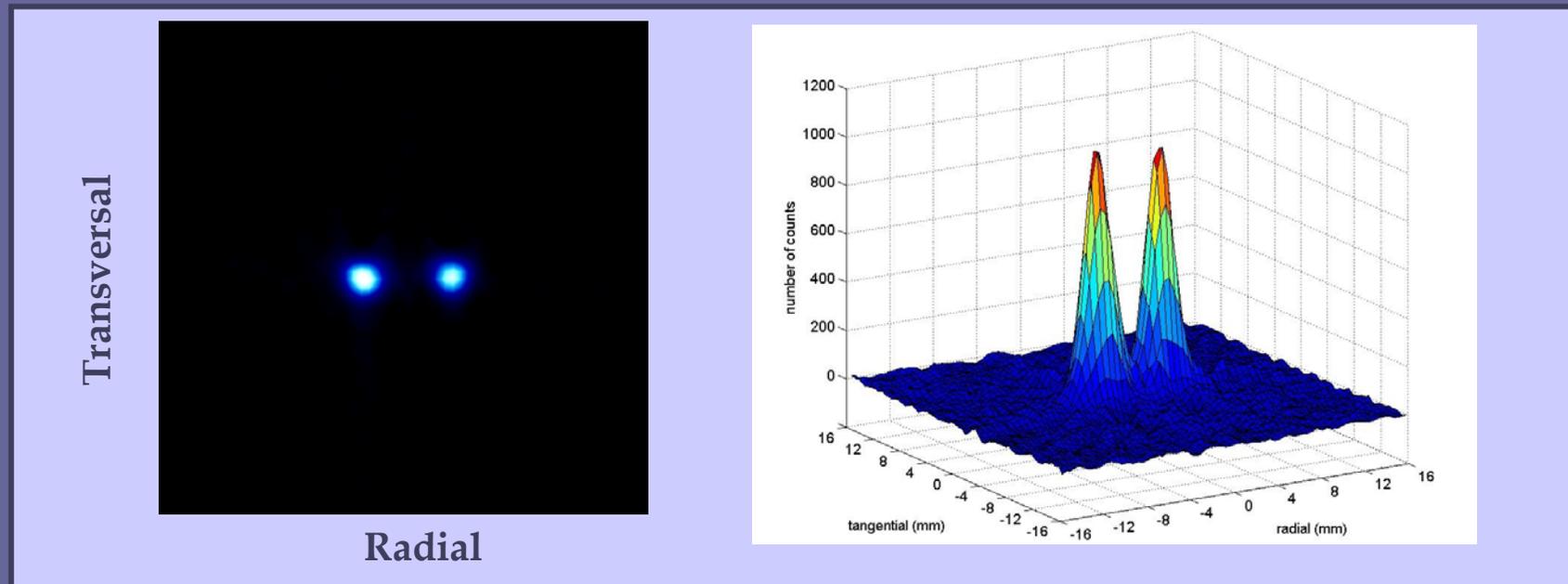
- Resolución puntual/local
 - No-linealidad por compresión en los bordes del bloque



Resultados Experimentales (II)

Imágenes Tomográficas

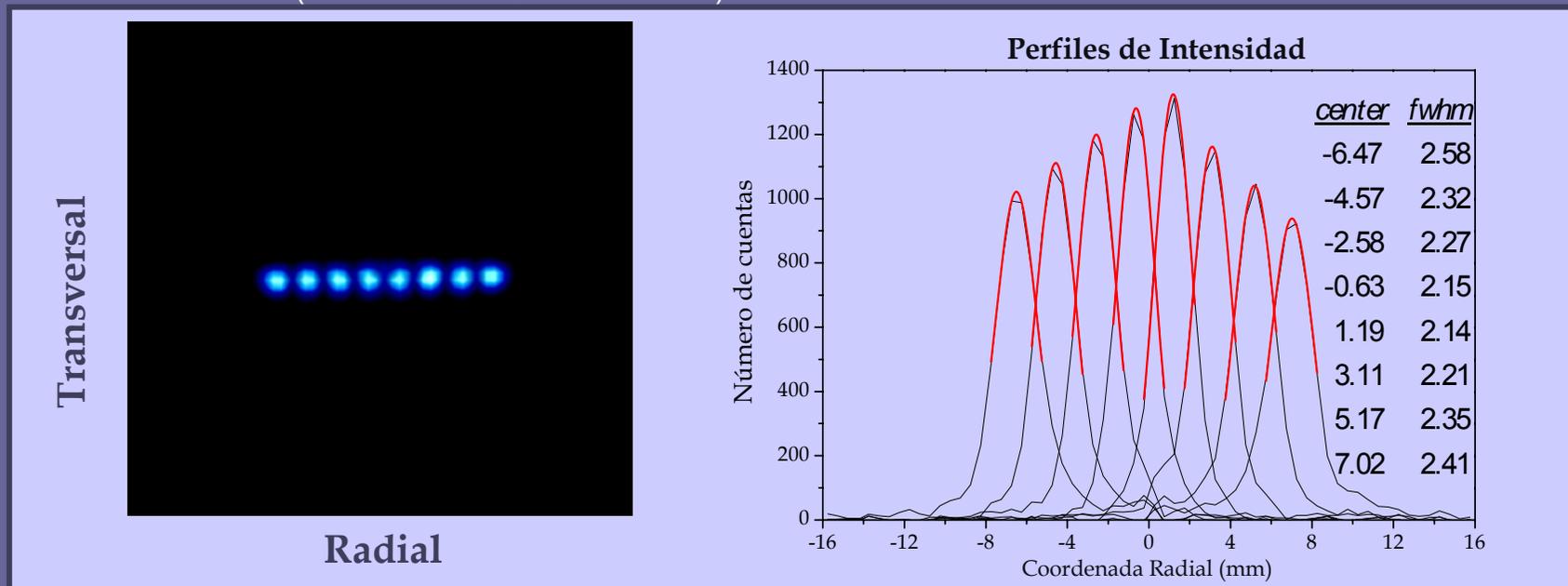
- Reconstrucción mediante Single Slice Rebinning (SSRB) y Filtered Back Projection (FBP)
- Fuente puntual de ^{22}Na , $\varnothing = 0.25$ mm, en posiciones separadas 6 mm.
 - 200 000 eventos/punto.
 - Superposición de las imágenes.



Resultados Experimentales (II)

Imágenes Tomográficas.

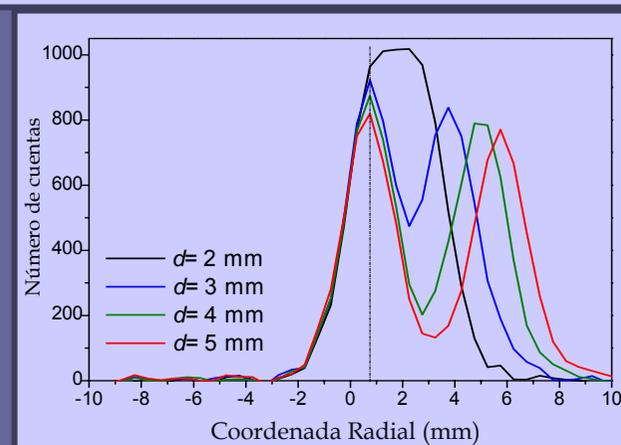
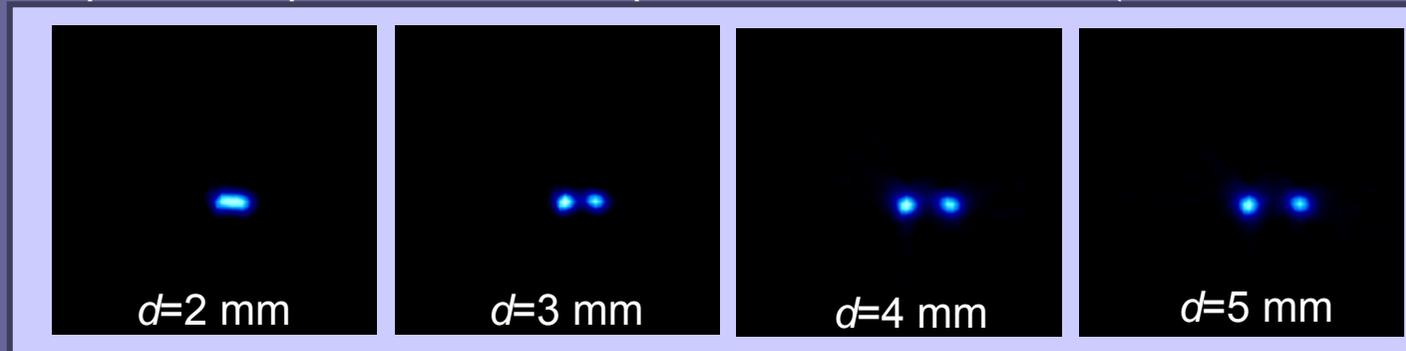
- Reconstrucción mediante Single Slice Rebinning (SSRB) y Filtered Back Projection (FBP)
- Resolución Espacial:
 - Fuente puntual de ^{22}Na , $\varnothing = 0.25$ mm, en posiciones equiespaciadas 2 mm (200 000 eventos/punto).
 - 8 posiciones en eje X. 6 posiciones en eje Z.
 - Resolución en imagen entre 2.14 y 2.58 mm.
 - (~ 2 mm a nivel de detector)



Resultados Experimentales (III)

Imágenes Tomográficas.

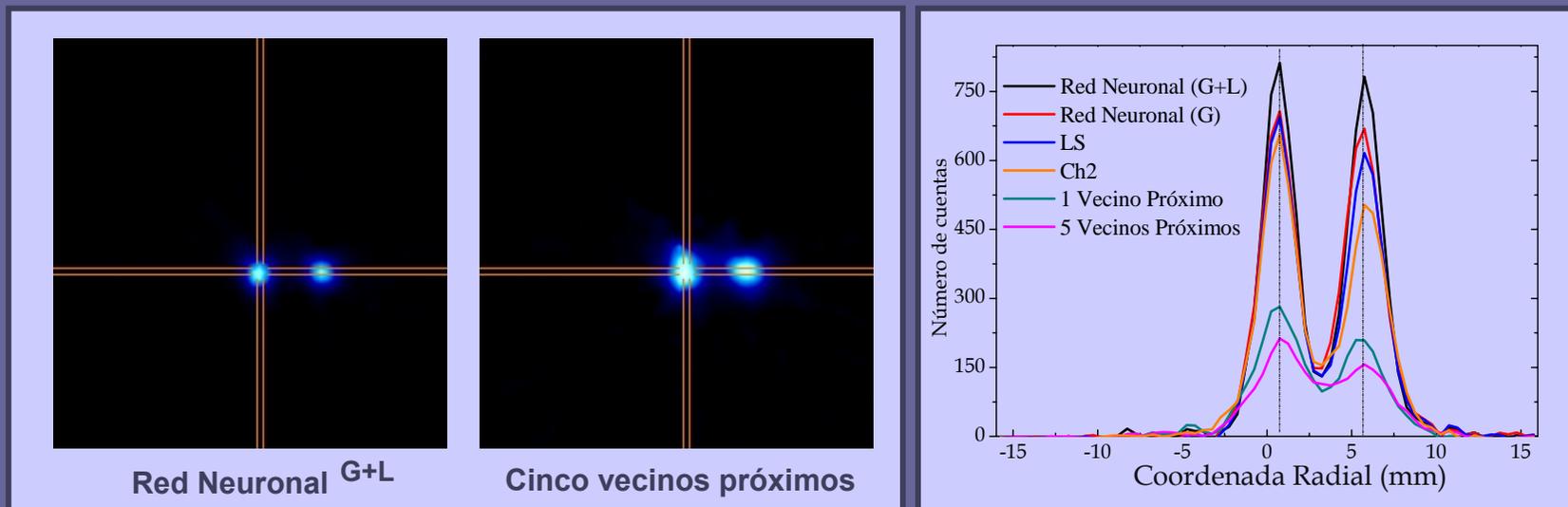
- Capacidad resolutive:
 - Adquisición simultánea de dos fuentes de ^{22}Na , $\varnothing = 1$ mm.
 - Separadas 2, 3, 4 y 5 mm.
 - Separables a partir de 3 mm \rightarrow poder resolutive ~ 2 mm (corte transversal).



Resultados Experimentales (IV)

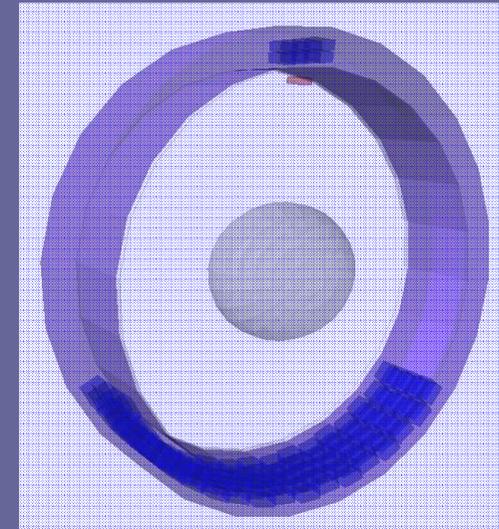
Imágenes Tomográficas.

- Capacidad resolutive:
 - Adquisición simultánea de dos fuentes de ^{22}Na , $\varnothing = 1$ mm.
 - Separadas 2, 3, 4 y 5 mm.
 - Separables a partir de 3 mm \rightarrow poder resolutive ~ 2 mm (corte transversal).
- Influencia de Métodos de Posicionamiento:
 - Adquisición simultánea de dos fuentes de ^{22}Na , $\varnothing = 1$ mm separadas 5 mm.
 - Mejor resolución y poder resolutive con la red neuronal aplicada en dos pasos.



Entrenamiento del anillo BrainPET

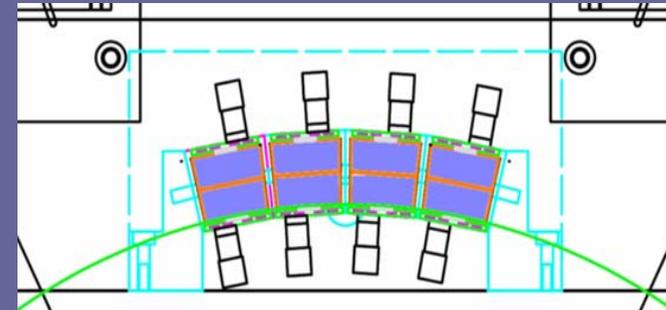
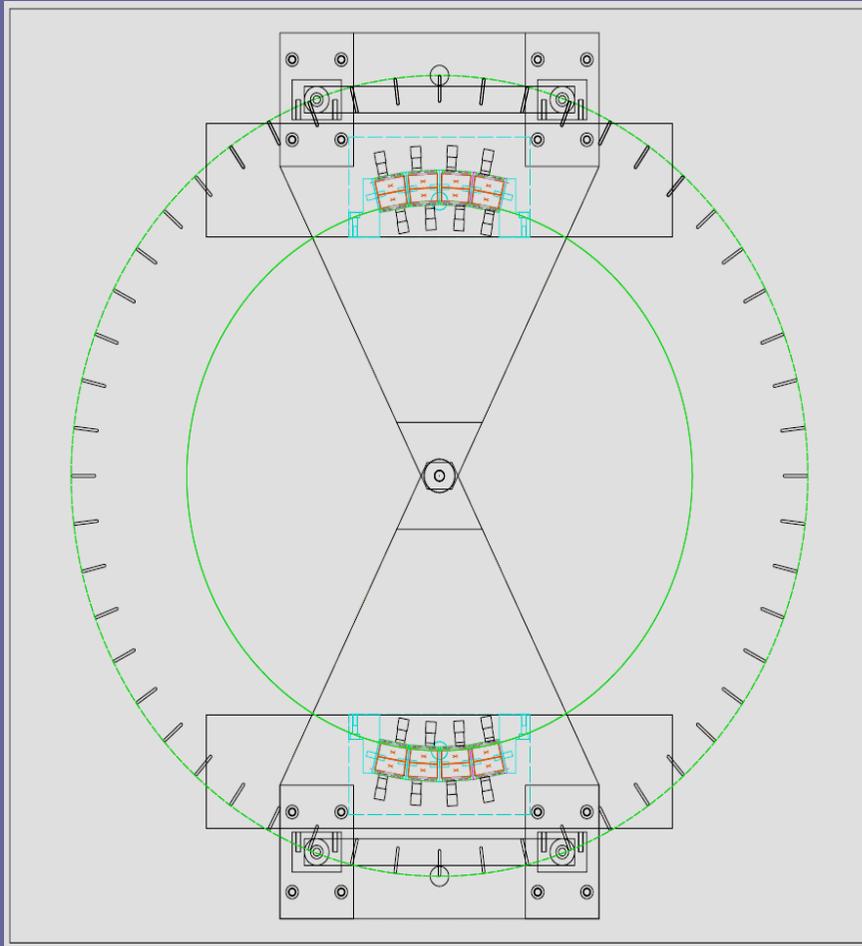
- $2 \frac{\text{cristales}}{\text{bloque}} \times 4 \frac{\text{bloques}}{\text{cassette}} \times 52 \frac{\text{cassettes}}{\text{anillo}} = 416$ cristales que entrenar.
- Fuente de ^{22}Na cercana a la superficie del bloque a entrenar.
- Coincidencias válidas: bloque detector con 17 cassettes enfrentados.
 - FOV apropiado para un BrainPET (~21 cm).
- Posición de la fuente + identificación del cassette y bloque coincidente → posición de incidencia
 - ¡¡1 cristal necesita 17 x 4 redes!!**
- Es necesario algún procedimiento de optimización
 - ¿Varias fuentes simultáneamente?
 - ¿Agrupación de detectores cercanos en una misma red?



Estudio de tasas de coincidencias y error introducido en la resolución como consecuencia de dichas aproximaciones

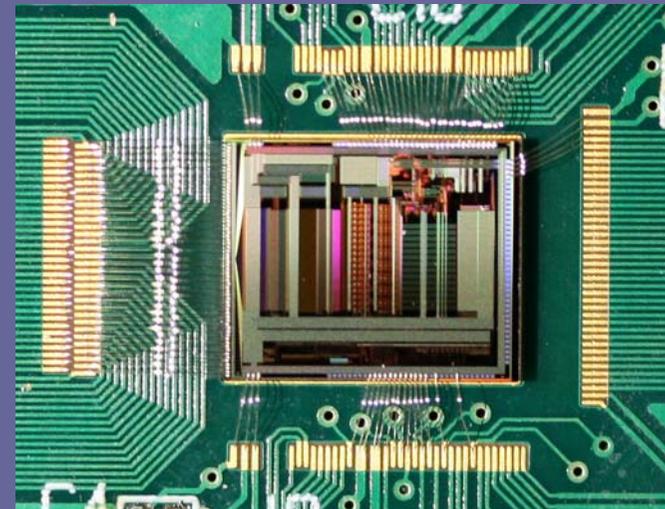
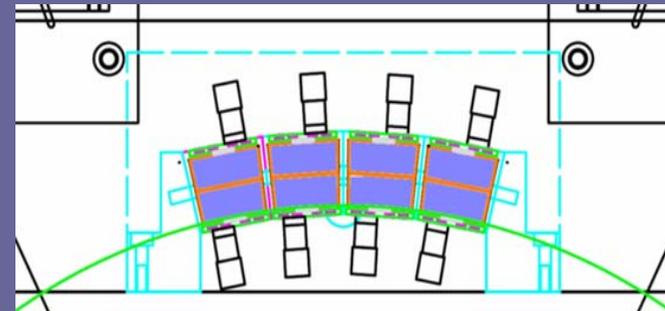
Proof Of Concept prototype (POC).

- Montaje experimental con 8 bloques dobles enfrentados



Proof Of Concept prototype (POC).

- Montaje experimental con 8 bloques dobles enfrentados
- Testear electrónica y procesamiento de coincidencias del anillo final.
- ASIC VATA-241 :
Constant Fraction Discriminator
↓
Resolución temporal \sim ns
- Comprobar validez experimental del método de adquisición para entrenamiento propuesto.



Conclusiones

- Se ha comprobado que el algoritmo de posicionamiento más adecuado para el sistema BrainPET es una red neural aplicada en dos pasos
 - Estructura de la red : (8/4/4/1) con neuronas sigmoidales.
 - Reducción en la resolución espacial respecto al siguiente método más preciso:
 - 42 % para incidencia normal.
 - 39 % para ángulos de incidencia grandes.
- Se ha implementado un procedimiento de entrenamiento y posicionamiento apropiado para el prototipo tomográfico desarrollado en el CIEMAT.
 - Resolución espacial a nivel de detector ~ 2 mm
 - Resolución espacial del sistema tomográfico ≤ 2.5 mm.
 - Poder resolutivo ~ 2 mm
- Evolución de Proyecto:
 - Construcción del segundo prototipo (POC) de forma simultánea con la fabricación de las primeras fases del escáner final.
 - Desarrollo un método óptimo de entrenamiento y posicionamiento para el anillo completo BrainPET.

Agradecimientos



- VUB Bruselas (Bélgica)
 - P. Bruyndonckx.



- CIEMAT
 - Departamento de Tecnología:
J. M. Pérez.
 - Aplicaciones Médicas:
P. Rato Mendes, I. Sarasola, M. Cañadas,
R. Cuerdo, L. Romero.
 - Electrónica:
C. Willmott, J. Navarrete, J. Alberdi.