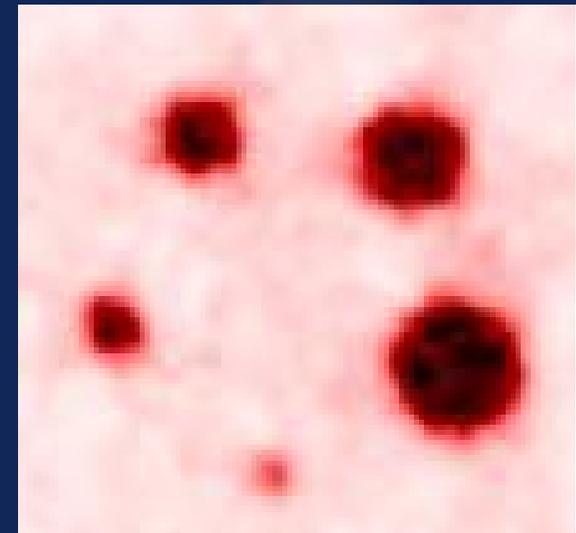
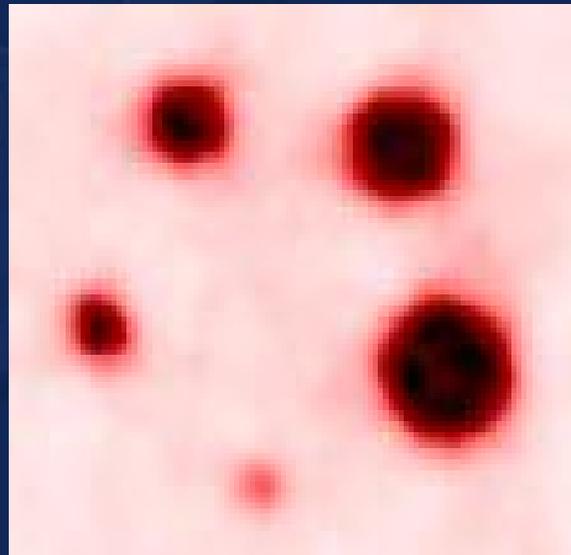
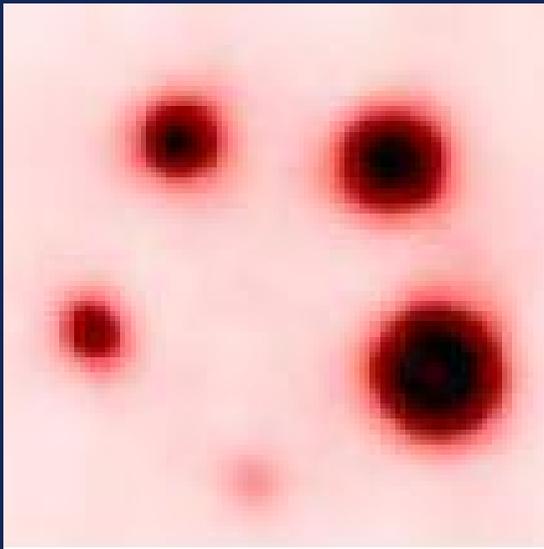
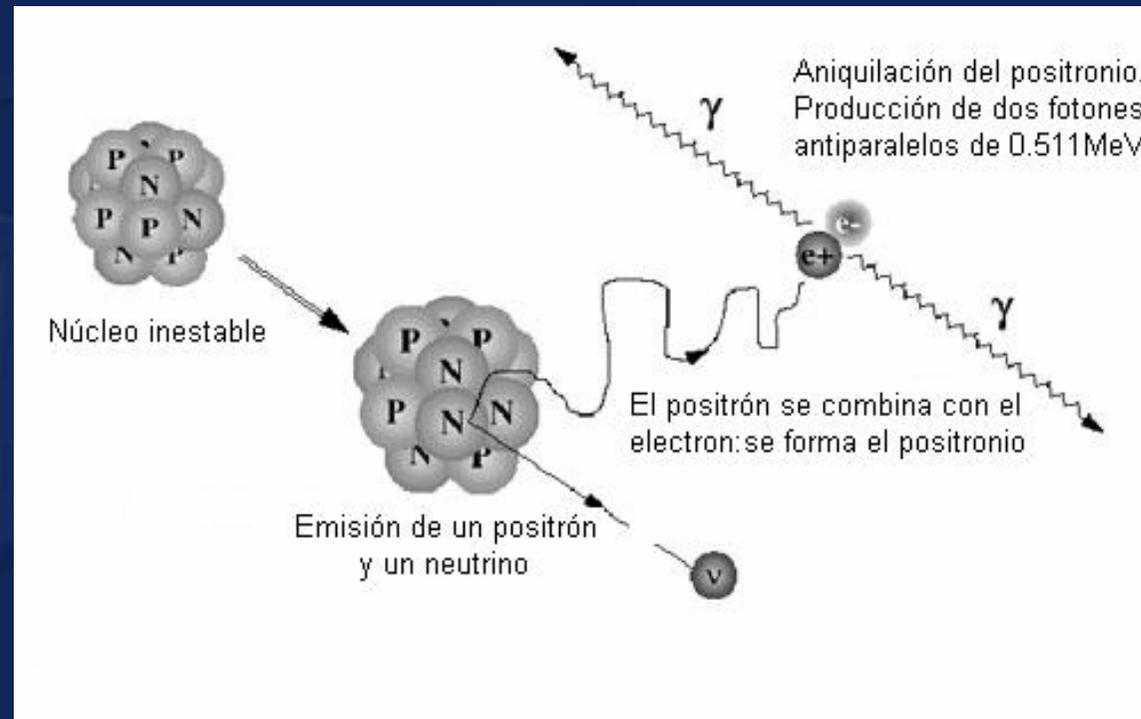


Análisis de calidad de imagen en PET



Fundamento físico del PET

- Método de diagnóstico por imagen no invasivo
- Se basa en la detección simultánea de dos fotones de 0.511 MeV.

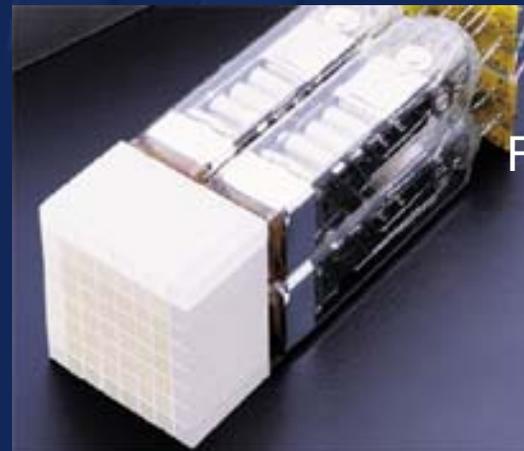


Detección de los rayos gamma

- Centelleador: el fotón gamma es absorbido y reemitido en forma de fotones del visible.
- Fotomultiplicador: absorbe fotones del visible y emite electrones que multiplica para crear una corriente apreciable.
- Electrónica: procesa y almacena la información recibida.

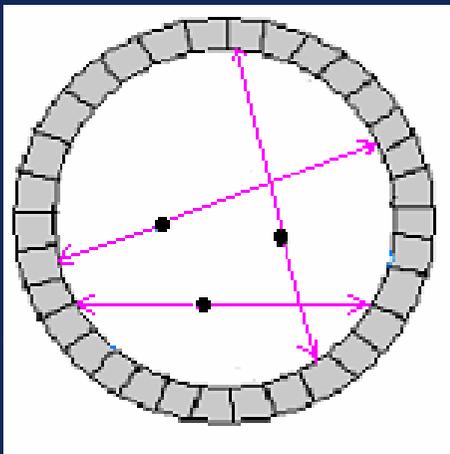


Cristales
centelleadores



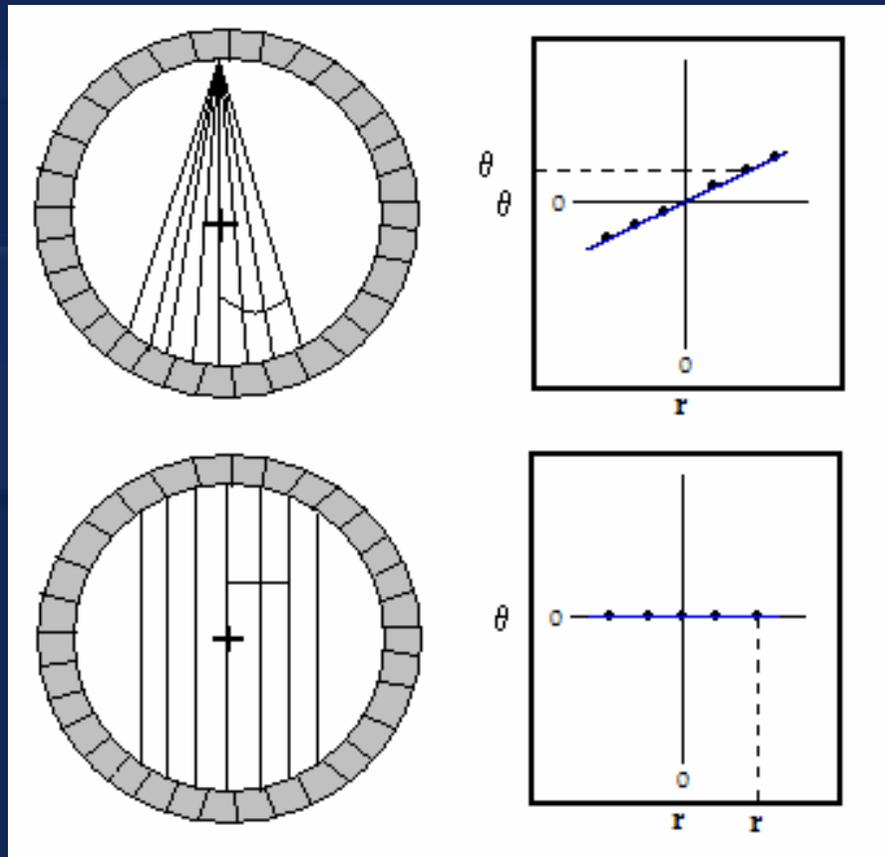
Fotomultiplicadores
y cristal LSO

Sinograma



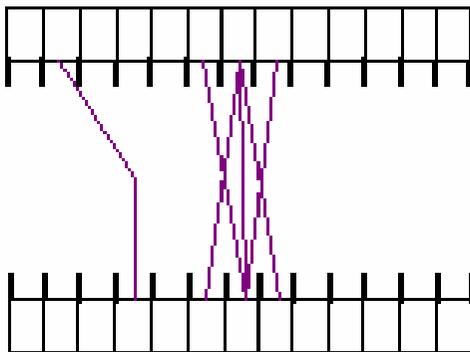
LOR (Línea de Respuesta)

- Representación gráfica que permite guardar las coincidencias entre detectores
- Sistema con dos coordenadas



Tipos de adquisición

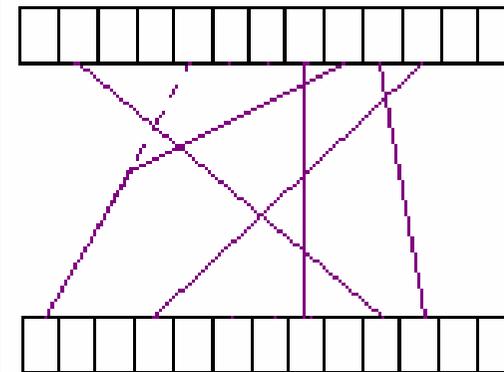
Adquisición 2D



- Tiene en cuenta todas las posibles combinaciones de coincidencias.
- Sensibilidad mayor pero no tan buena como cabría esperar debido a la atenuación y dispersión de fotones

- Sólo tiene en cuenta coincidencias entre cristales dentro del mismo anillo
- Colimadores de tungsteno

Adquisición 3D



Reconstrucción de imágenes

Un objeto se puede reproducir exactamente a partir de un conjunto de sus proyecciones tomadas desde distintos ángulos

- Métodos directos de Fourier o analíticos
- Métodos iterativos-estadísticos

Métodos analíticos: FBP

- Método de retroproyección filtrada
- Basado en el Teorema de la sección central de Fourier
- Rápido y sencillo. No utiliza información estadística
- Muy útil cuando el número de cuentas es alto

Métodos iterativo-estadísticos

- Estadística de Poisson aplicada a la emisión de positrones en la fuente
- La resolución de imagen PET se considera un problema estadístico de datos incompletos
- Método de maximización de la esperanza (EM)
- Inconvenientes: deterioro de la calidad de la imagen tras cierto número de iteraciones, alto coste de cómputo, lenta convergencia.
- Ventajas: mejor contraste y relación señal-ruido
- Método utilizado: *MLEM (Maximum Likelihood -expectation maximization)*

Método *MLEM*

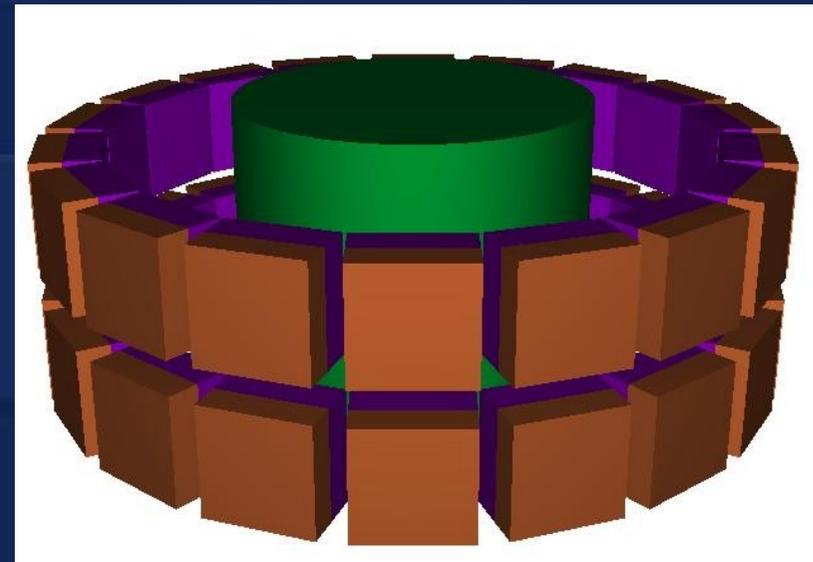
- *SRM (System Response Matrix)*

Objetivos del trabajo

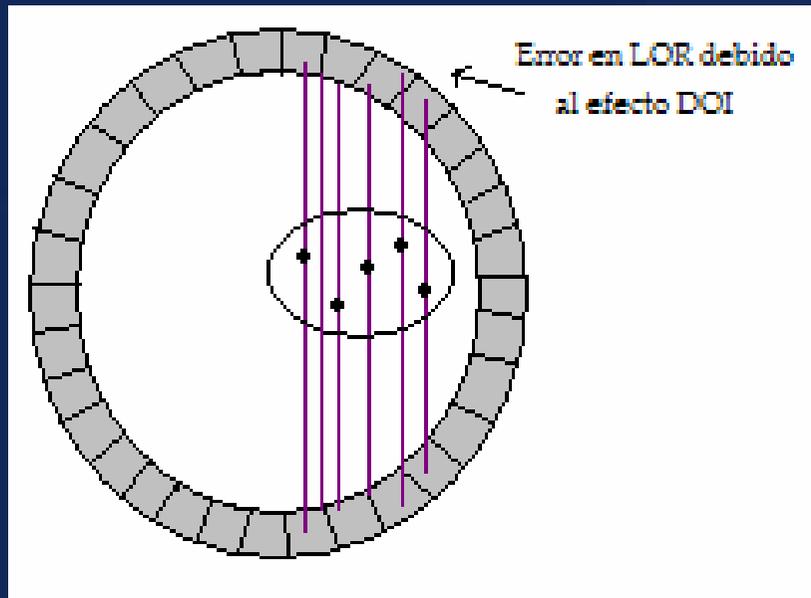
- Determinación de los parámetros óptimos para la reconstrucción de imágenes obtenidas con el tomógrafo GE/VISTA- drT.
- ¿Cómo? Realizando un estudio de la calidad de dichas imágenes para varias combinaciones de los parámetros con los que reconstruimos.

eXplore VISTA

- Escáner PET para animales pequeños
- Presenta un sistema de corrección del efecto *DOI* (*Depth of interaction*)
- Diámetro anillos 11.8 cm
 Apertura 8 cm
 FOV axial 4.8 cm

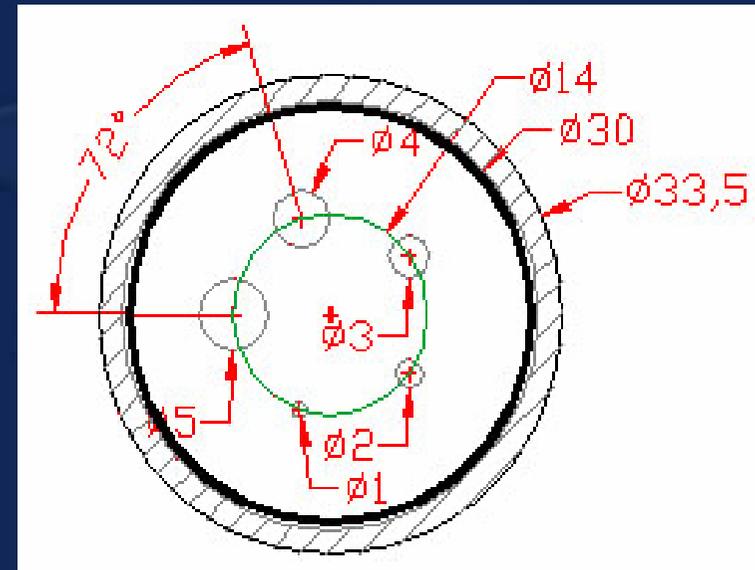
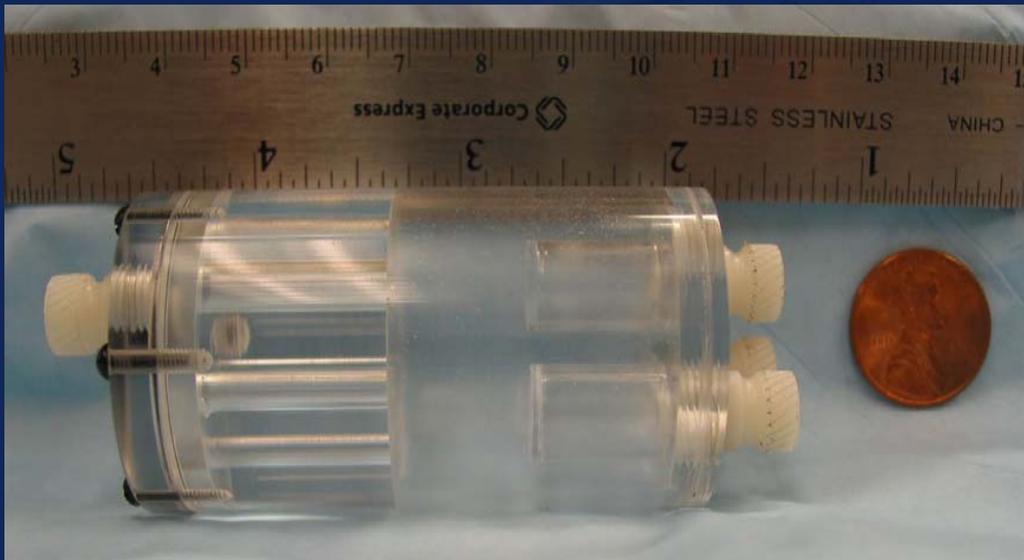


Tamaño del detector: DOI



- Efecto de la profundidad de la interacción
- Error en la identificación de LOR
- A mayor grosor del cristal mayor sensibilidad del detector, pero mayor dispersión de fotones

NEMA phantom



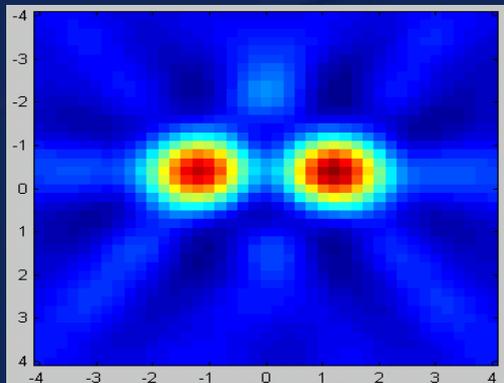
QC-NEMA-PHANTOM

Medidas realizadas

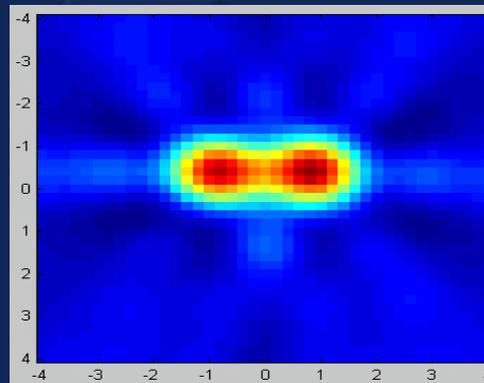
- Resolución
- Ruido
- Coeficientes de Recuperación
- Contraste
- Detectabilidad
- Otros aspectos evaluados

Resolución

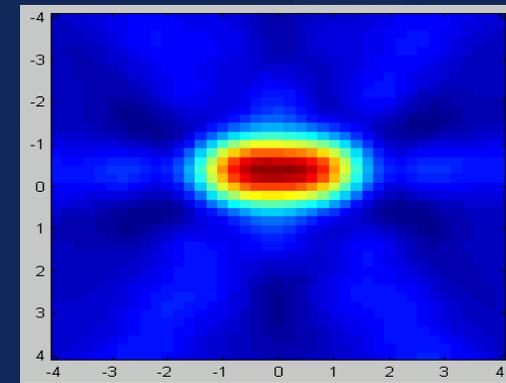
- La resolución de una técnica de imagen médica es la capacidad del sistema para percibir como separados dos objetos próximos entre sí



6 mm



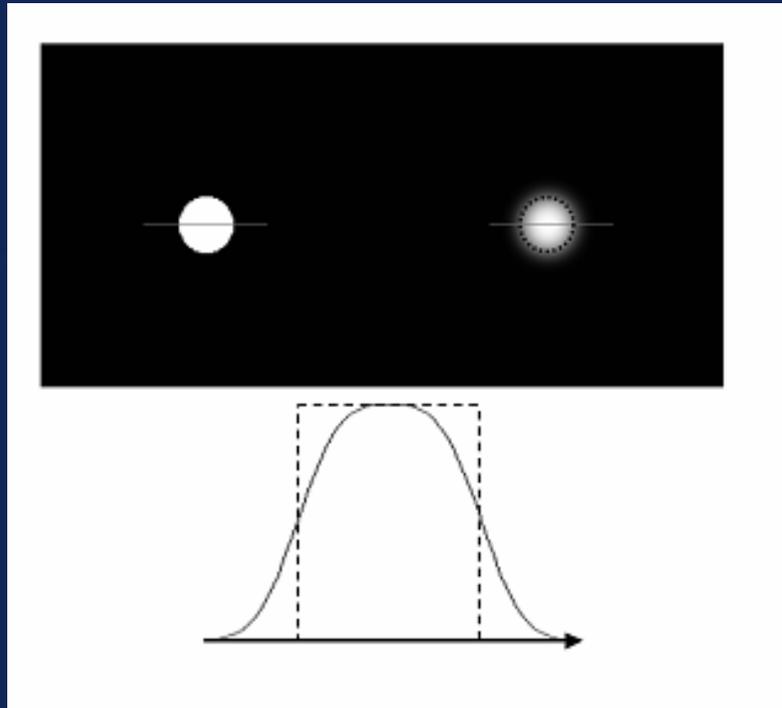
4 mm



3 mm

Factores que influyen en la resolución: Tamaño del detector, rango del positrón, no colinealidad, geometría del sistema, materiales que componen el sistema detector

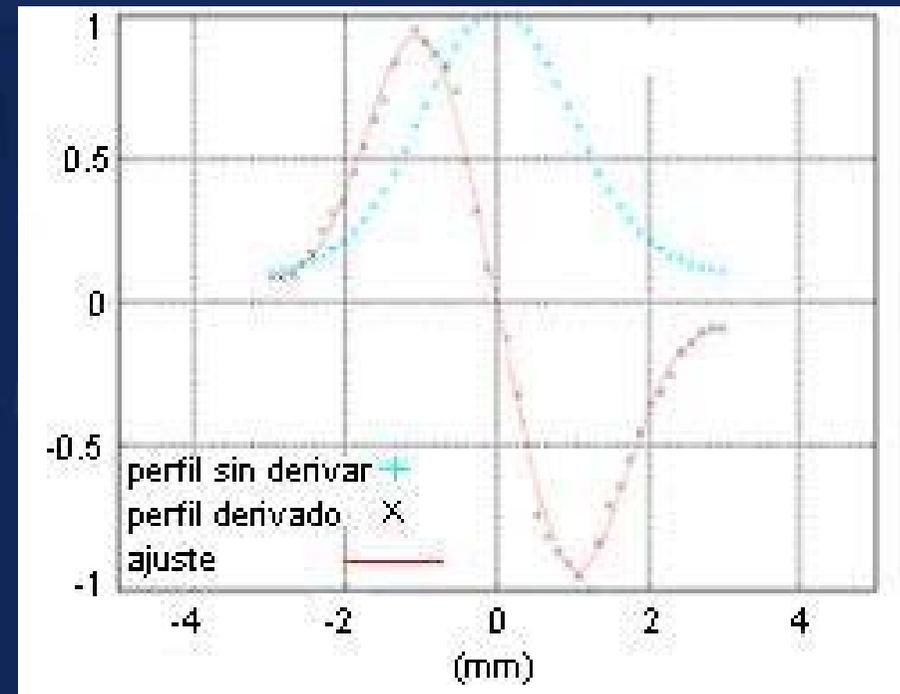
¿Cómo medimos la resolución?



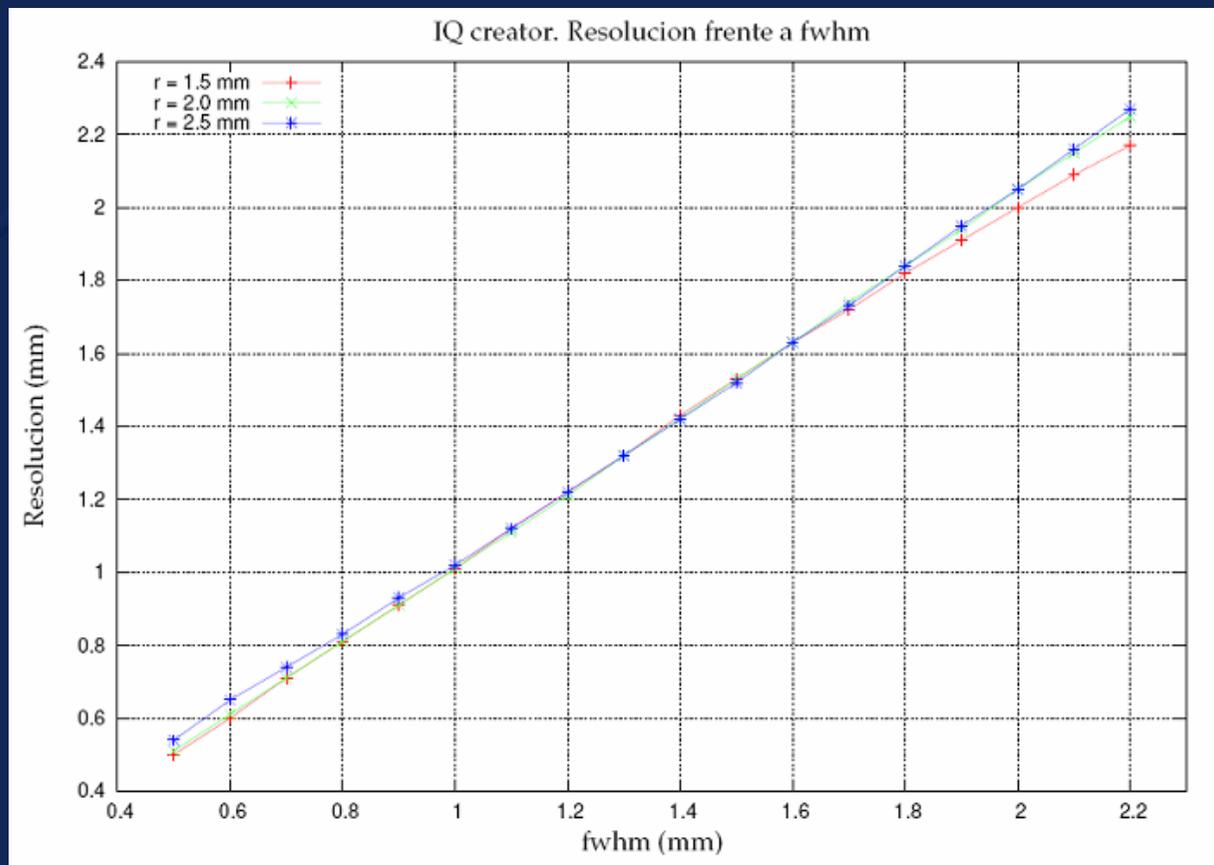
- Efecto de volumen parcial
- En el caso ideal recuperaríamos un perfil cuadrado. En el caso real, parte de la actividad contenida en el cilindro se ha desbordado a regiones circundantes, de forma que un perfil idealmente cuadrado adquiere la forma de una gaussiana. La actividad real queda subestimada.

¿Cómo medimos la resolución?

- Definimos la **resolución** del sistema como el *fwhm* de la gaussiana con la que nuestro perfil original ha sido convolucionado.
- Derivamos el perfil obtenido tras la reconstrucción para obtener la anchura de la gaussiana con la que se ha convolucionado nuestro perfil cuadrado original.

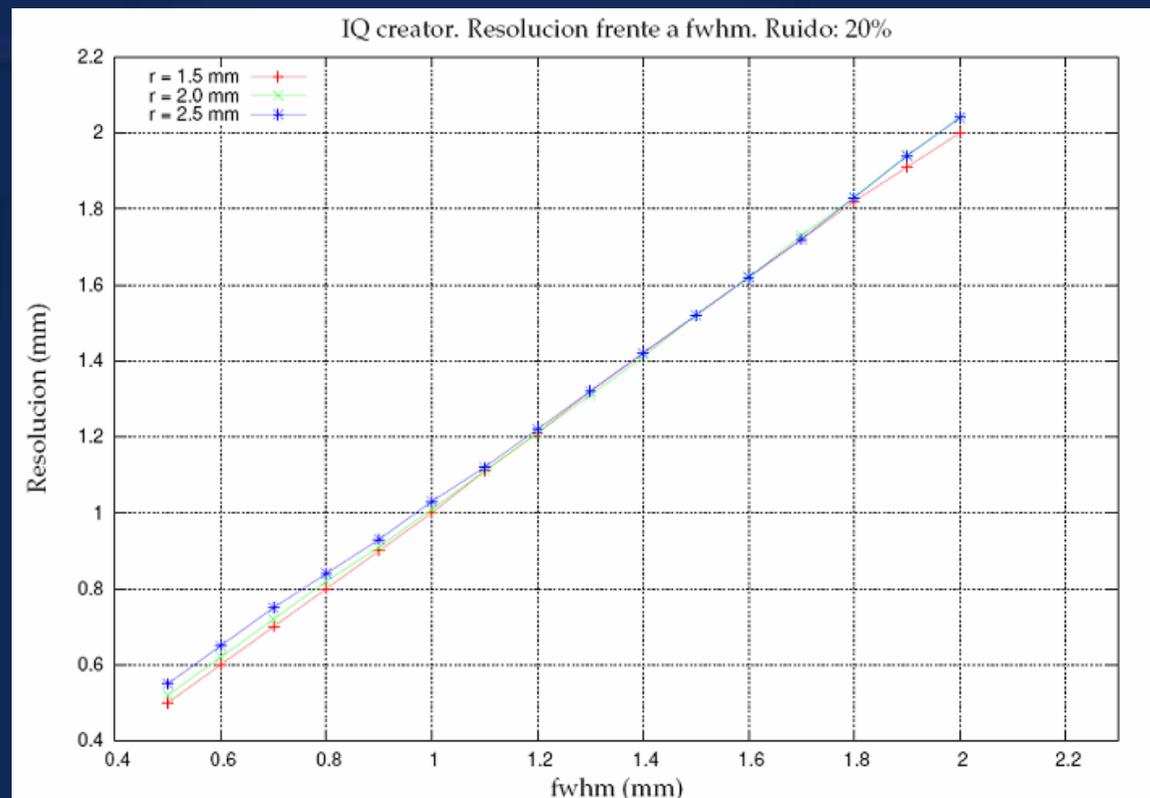


Imágenes sintéticas sin ruido

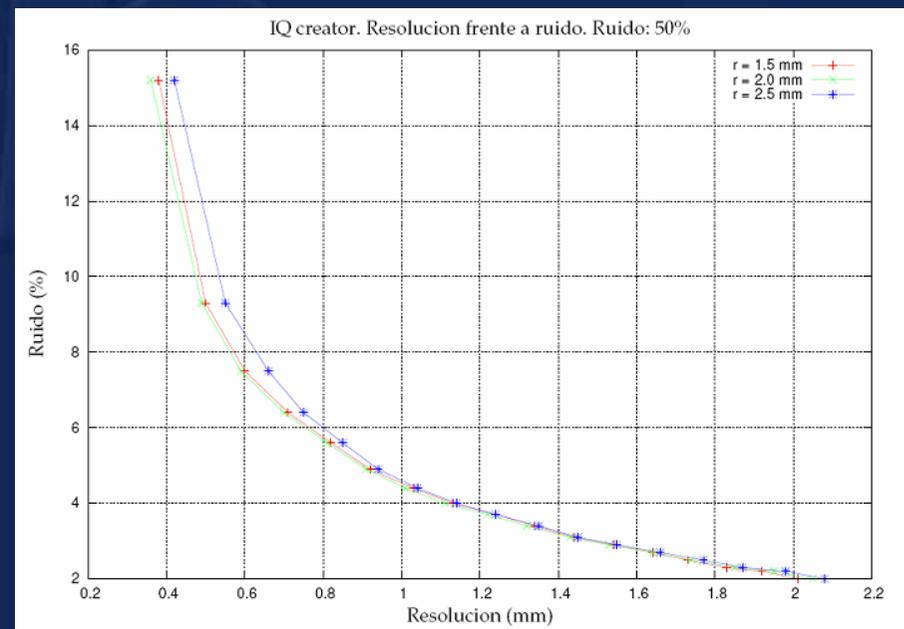
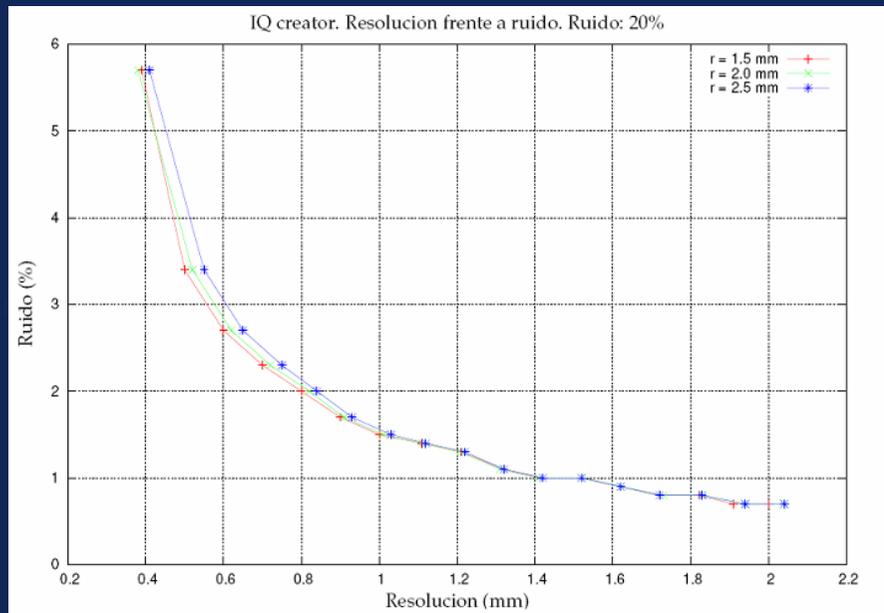


Imágenes sintéticas con ruido

- Definimos el ruido como el cociente entre la desviación estándar de la zona uniforme y el número de cuentas medidas en la zona uniforme.

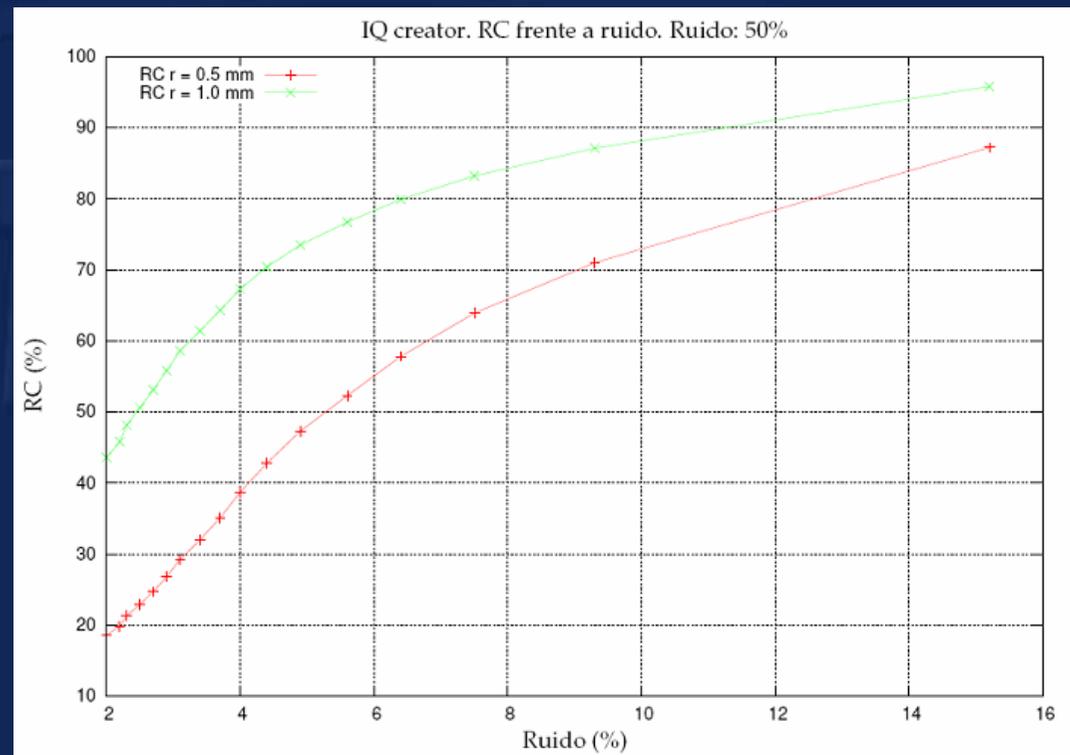


Curvas resolución-ruído

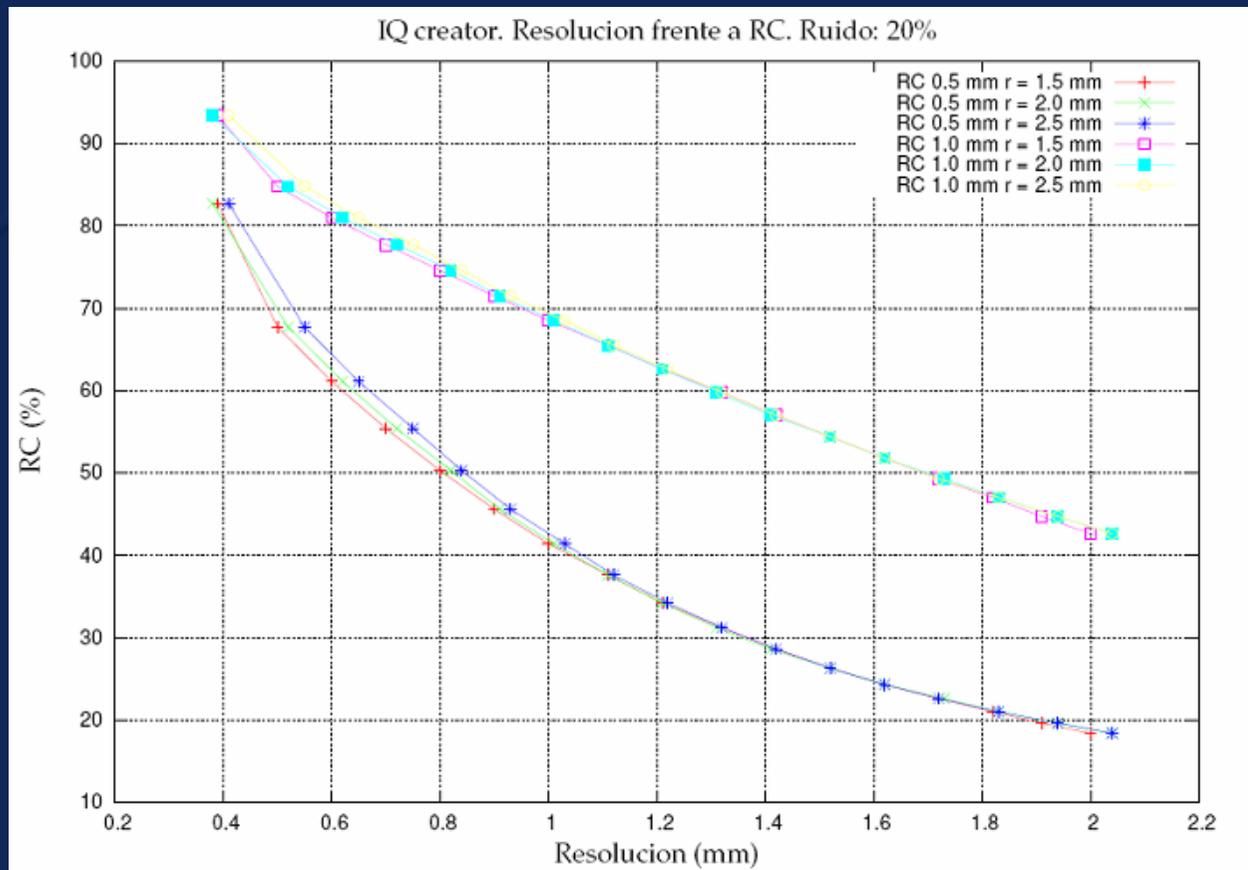


Coeficientes de recuperación

- Se definen como el cociente entre el número de cuentas en un cilindro y el número de cuentas en la región uniforme.
- En el caso ideal deberían ser del 100%. En el caso real, en cambio, debido a los efectos de volumen parcial, los valores de RC oscilan entre el 30% para los cilindros más pequeños y el 70-80% para los cilindros más grandes.



Curvas resolución-RC



Contraste y detectabilidad

$$Q_H (\%) = \frac{\frac{C_H}{C_B} - 1}{\frac{A_H}{A_B} - 1} \times 100$$

Contraste caliente

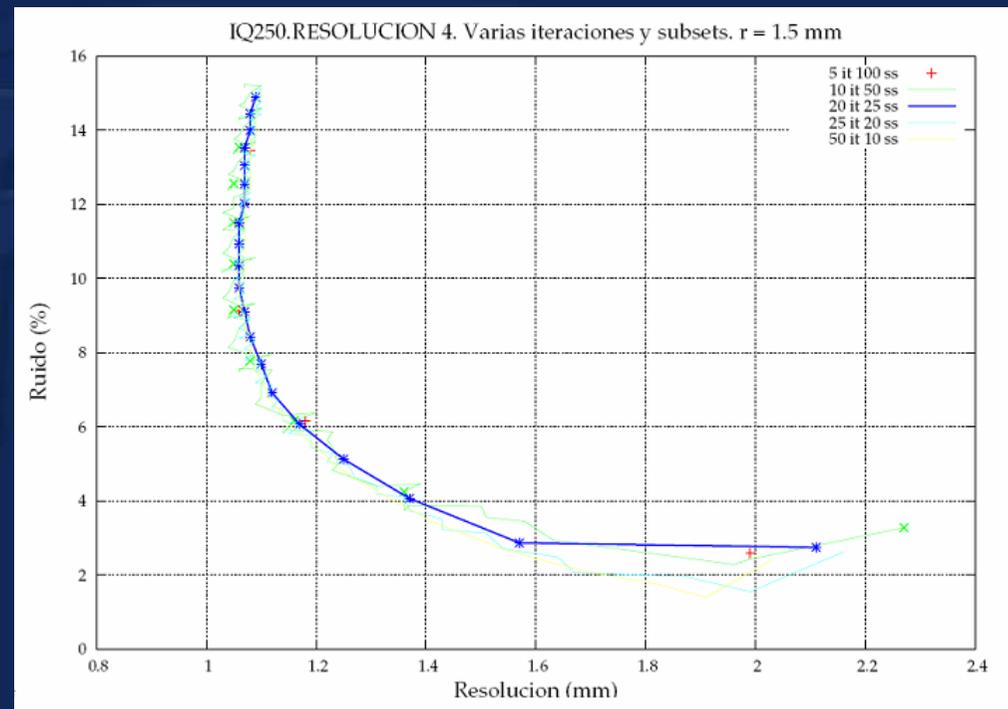
$$Q_C = \left(1 - \frac{C_C}{C_B} \right) \times 100$$

Contraste frío

- Se define la detectabilidad como el cociente entre el número de cuentas en un cilindro pequeño y la desviación estándar de la zona uniforme

Otros aspectos evaluados

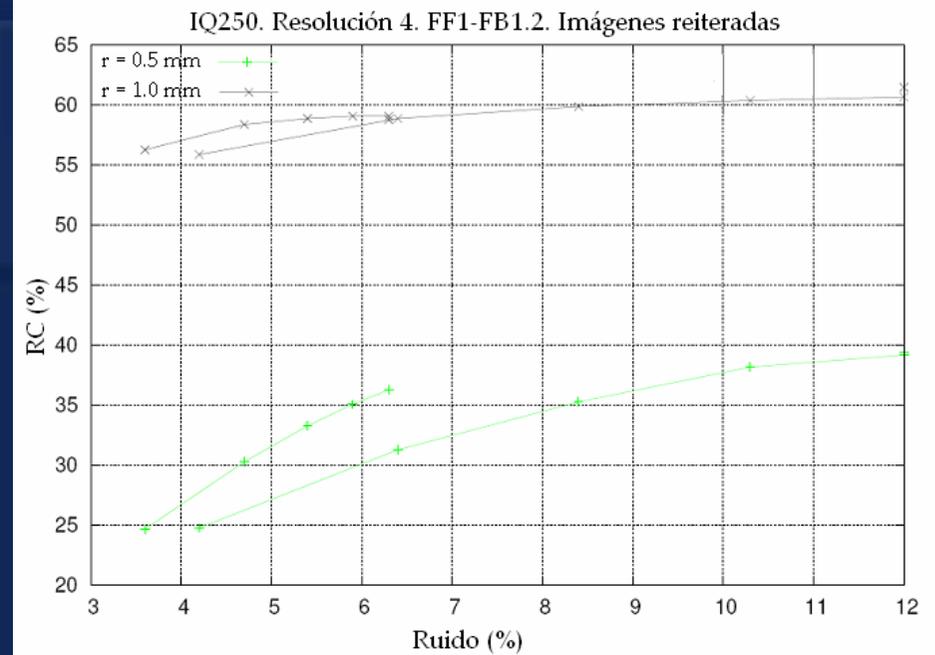
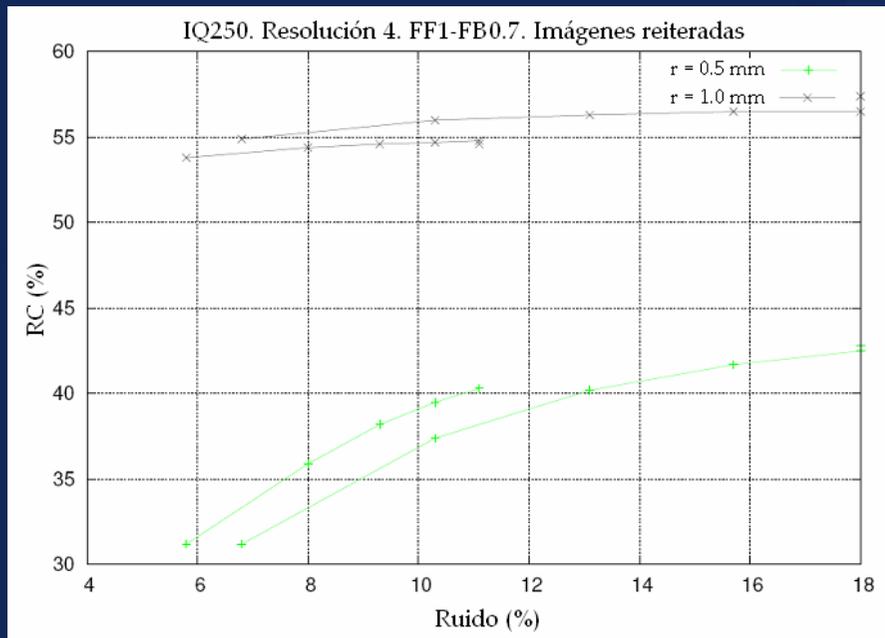
- Número de subsets: cada iteración es una actualización de la imagen para mejorar su calidad. Pueden estar compuestas a su vez, de diferente número de subsets.
- Objetos reiterados
- Ventana de energía
 - IQ100: 100-700 keV
 - IQ250: 250-700 keV
 - IQ400: 400-700 keV



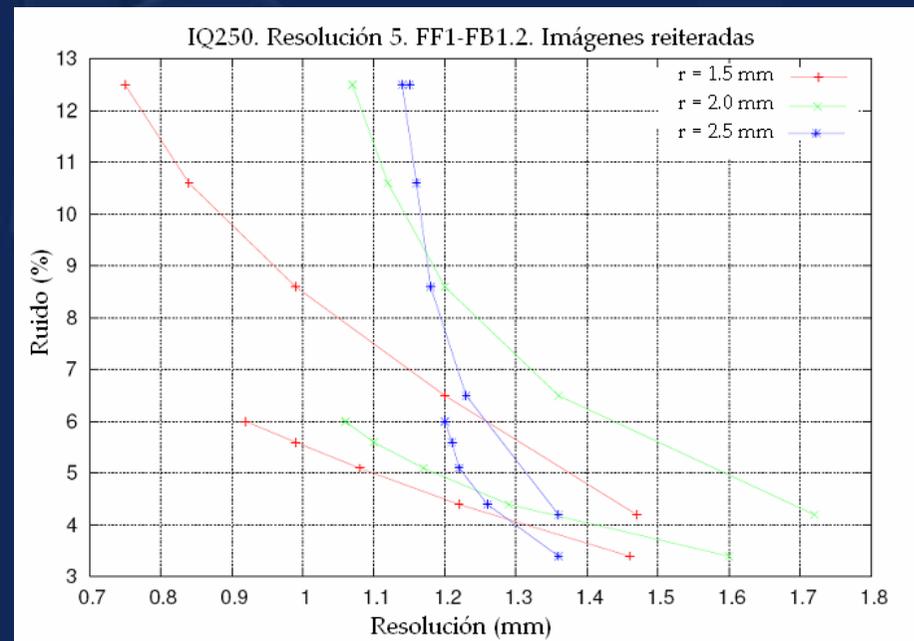
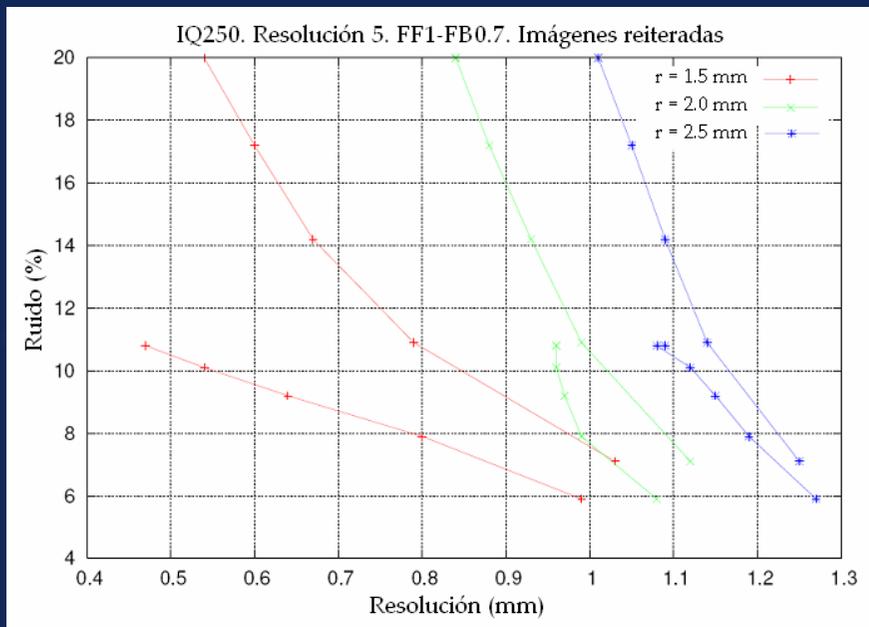
Imágenes reales

- Estudio de la calidad de imágenes obtenidas a partir de *QC-NEMA-PHANTOM* para distintos emborronamientos en proyección y retroproyección.
- Trabajamos en concreto con dos combinaciones de FF y FB para los modelos de matriz de respuesta del sistema simplificado y normal de IQ250. Estudiamos los valores de *Recovery Coefficient*, resolución, contraste y detectabilidad para distintos valores de ruido.

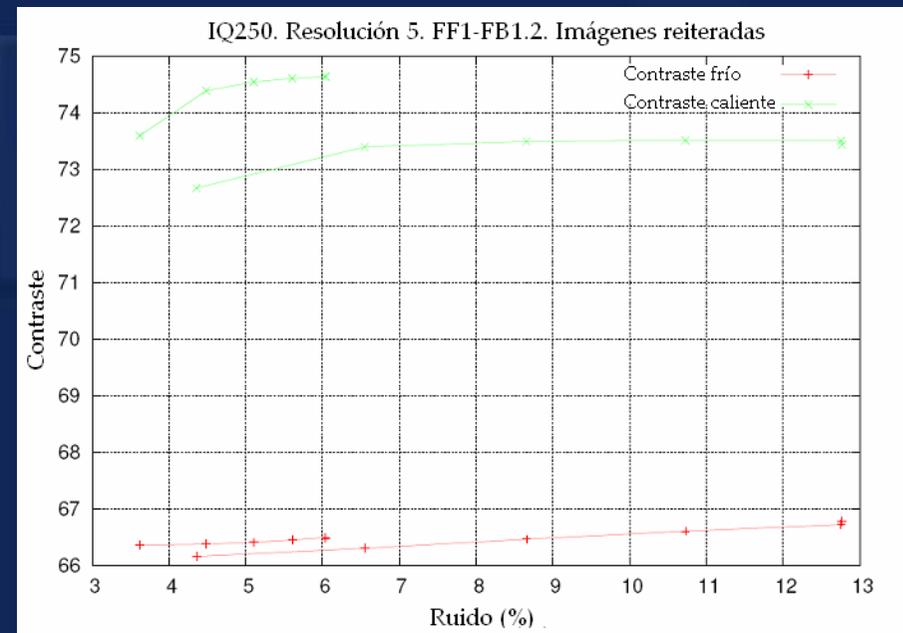
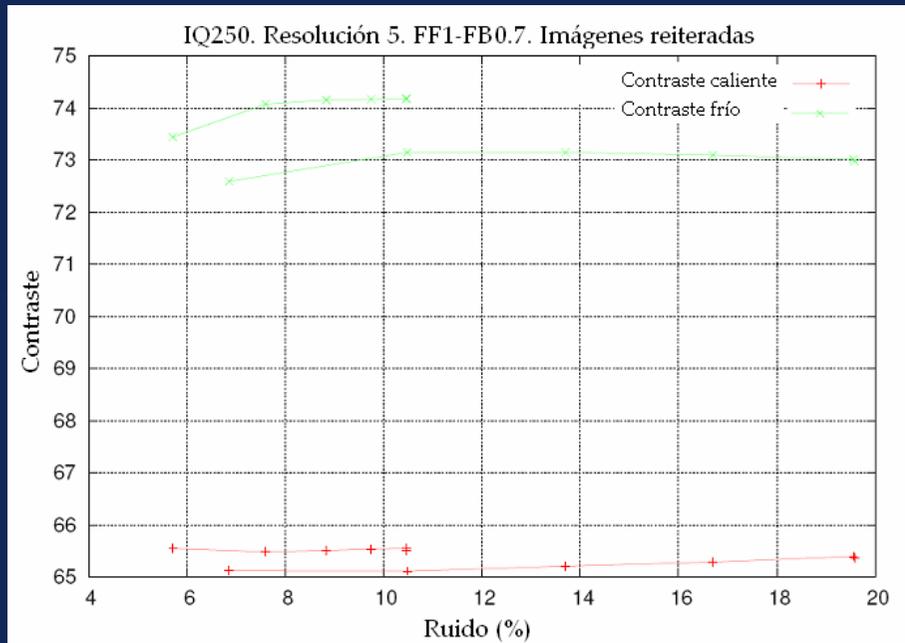
Curvas RC-ruido



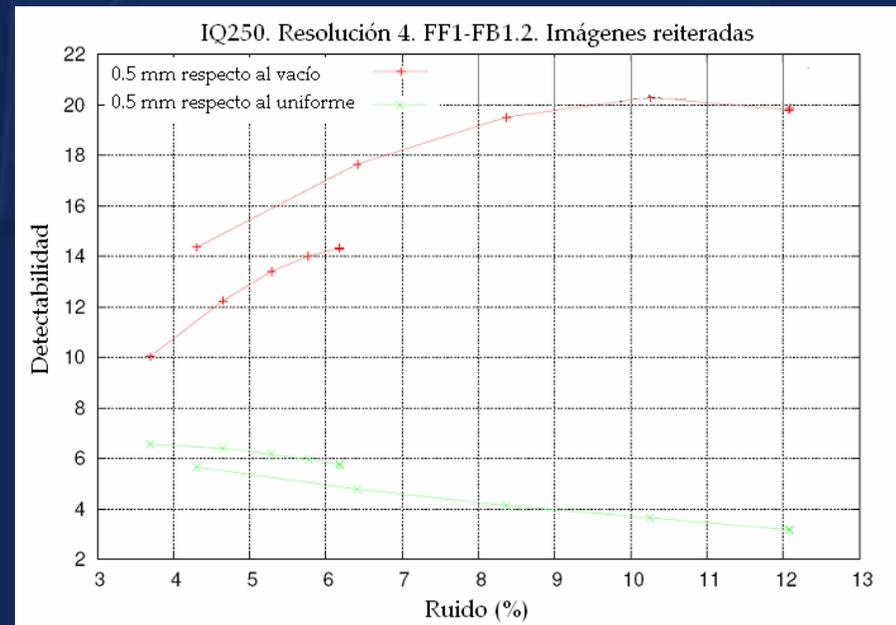
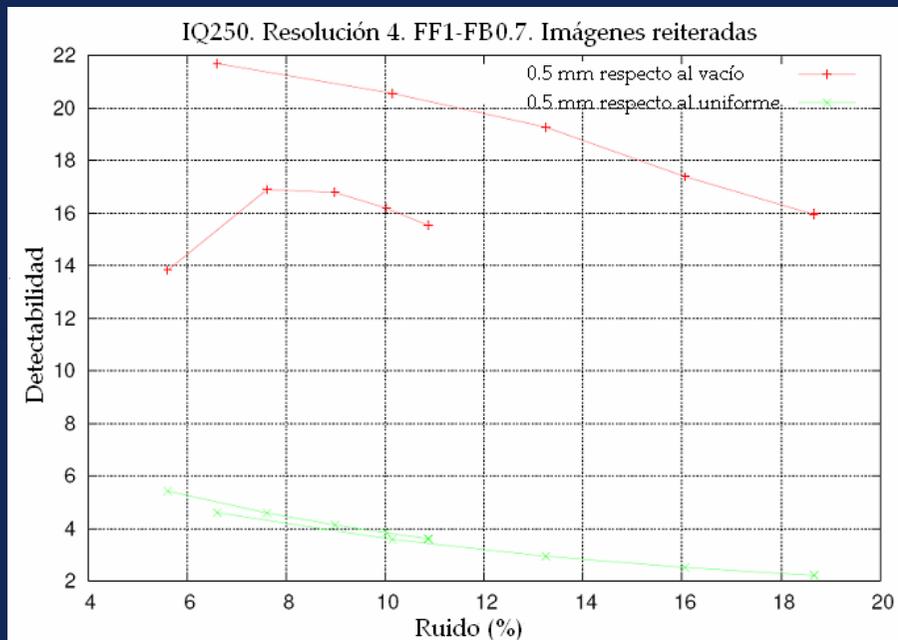
Curvas resolución-ruído



Curvas contraste

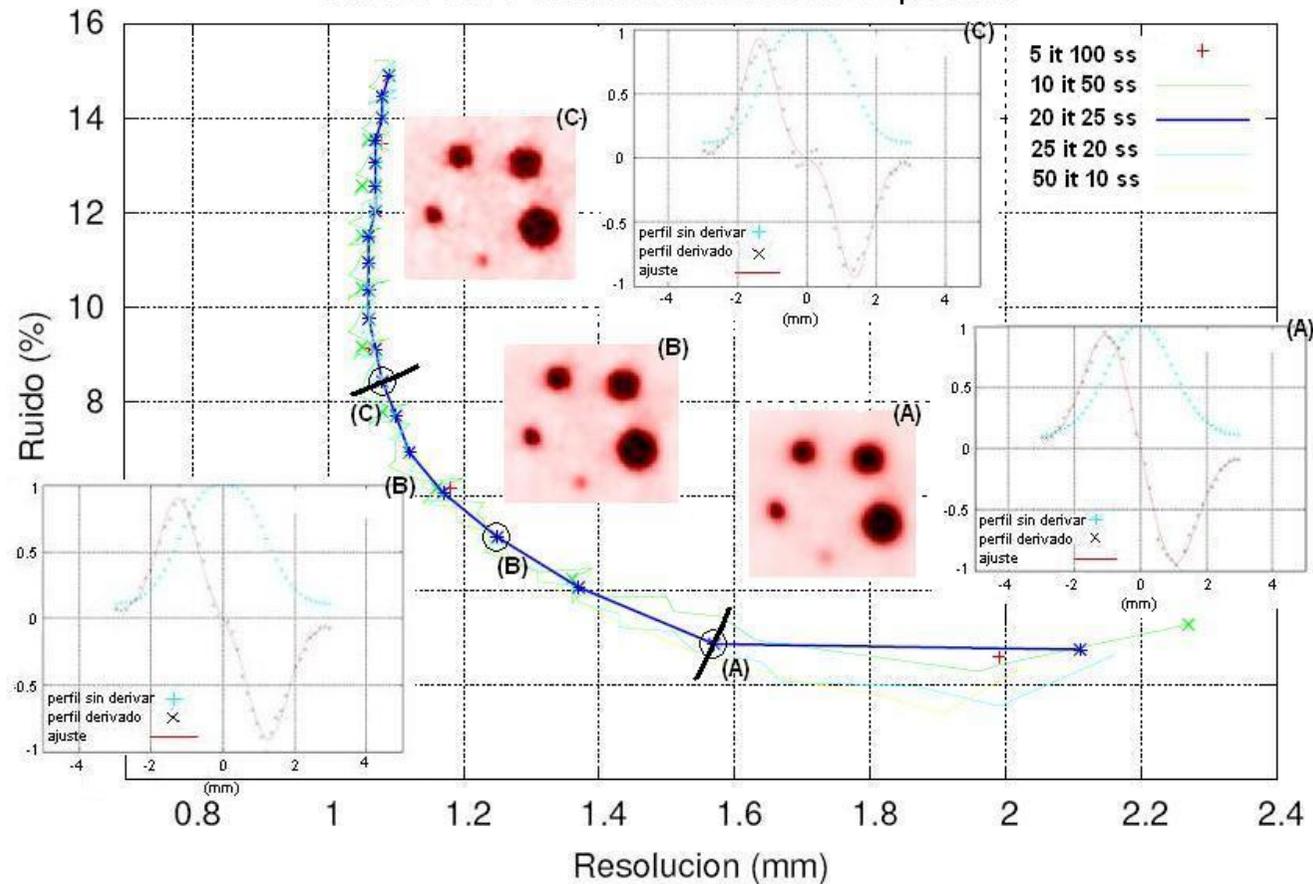


Curvas detectabilidad

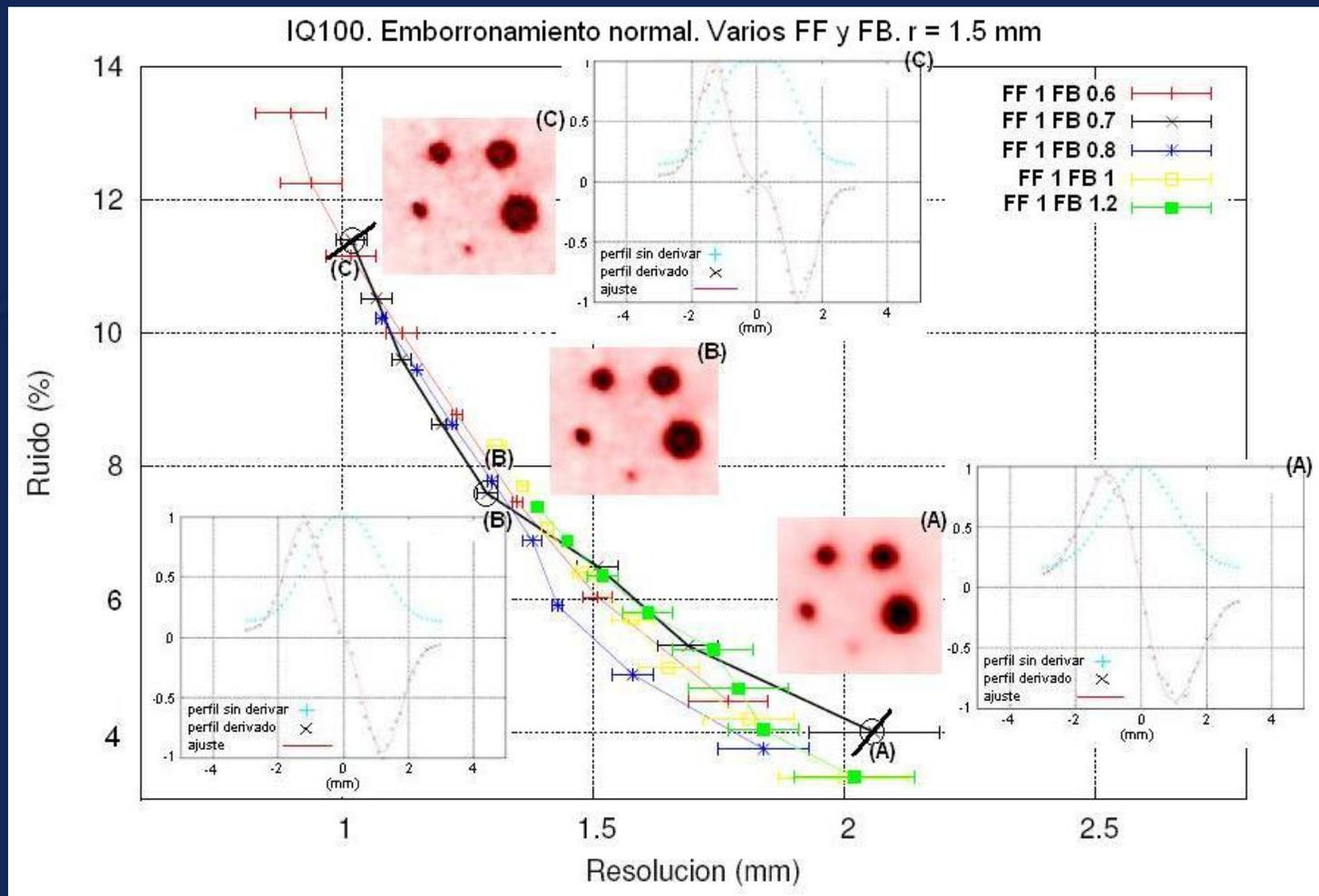


Ficha 1

IQ250. FF0.7-FB0.7. Emborronamiento simplificado.



Ficha 2



Conclusiones

- La mejor resolución alcanzable con el tomógrafo GE/VISTA-drT y nuestro método de reconstrucción es del orden de 1 mm.
- La reiteración reduce el ruido de las imágenes y mejora, por tanto, su calidad con moderado o ningún coste en los valores de otros parámetros de calidad de imagen.
- El hecho de considerar una *SRM* simplificada con gran empleo de cuasi-simetrías [9], no implica un deterioro de la calidad de las imágenes, incluso al contrario. El modelo simplificado es válido para obtener una calidad de imagen aceptable.