

Simulación con *GEANT* de Imágenes de Angiografía Digital con Técnica de Energía Dual

Trabajo de grado para optar por el título de Físico

Diego Sánchez Herrera

Departamento de Física

Universidad de los Andes

2004

Por qué de este trabajo

- Desarrollo de **detectores de silicio** para angiografía y mamografía con energía dual.
- Mejoras requeridas en angiografía por: Método altamente **invasivo**, uso de medios de contraste (**cateterismo**) . Riesgos extra a los debidos a la radiación.
- **Radiografía digital** permite mejorar la calidad de la imágenes sin aumentar dosis de radiación.

Imágenes con Rayos X

- Imágenes formadas por diferencias de absorción de un haz de fotones por diferentes materiales en un cuerpo.
 - Características de atenuación del material.
 - Cantidad de material.
 - Intensidad de haz de fotones decrece exponencialmente con el espesor de un material.

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Angiografía

Método de diagnóstico con rayos X para vasos sanguíneos (corazón, cerebro, riñones, etc.). Detecta:

- Bloqueos
- Distensiones
- Estrechamientos

Implementación convencional:

Con medio de contraste, típicamente solución yodada 370mg/ml. Método digital de sustracción temporal DSA: Imagen máscara-imagen de contraste.

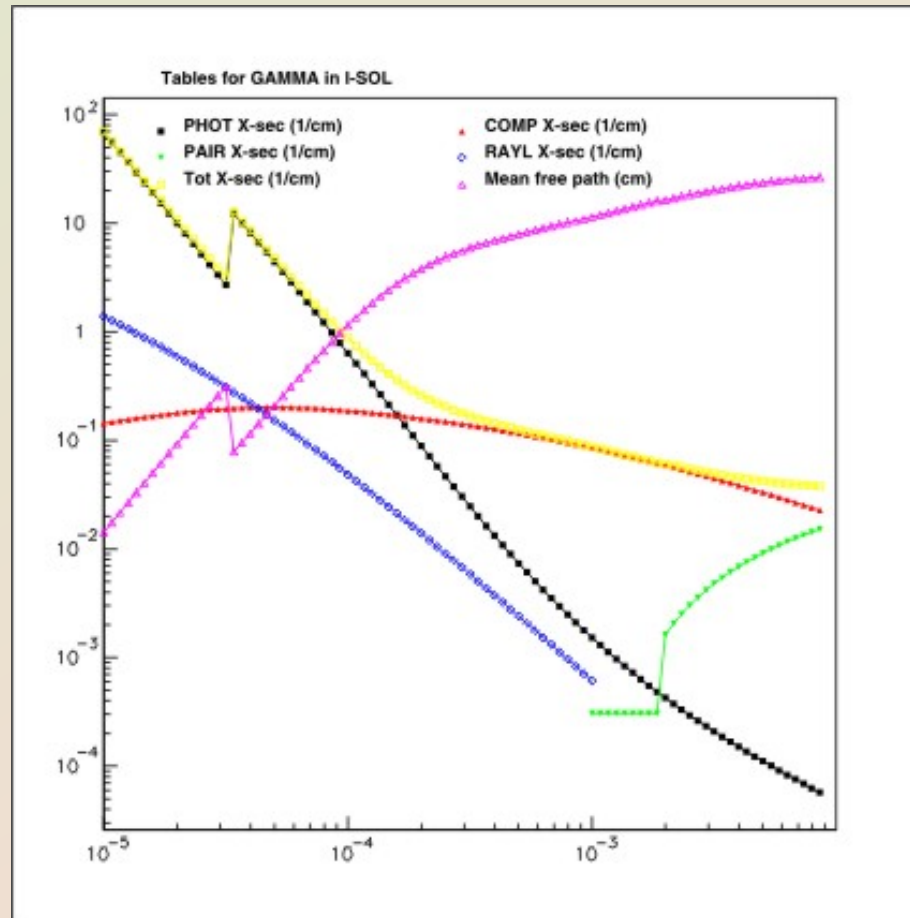
Desventajas:

- Imágenes tomadas en tiempos diferentes.
 - Cateterismo arterial.

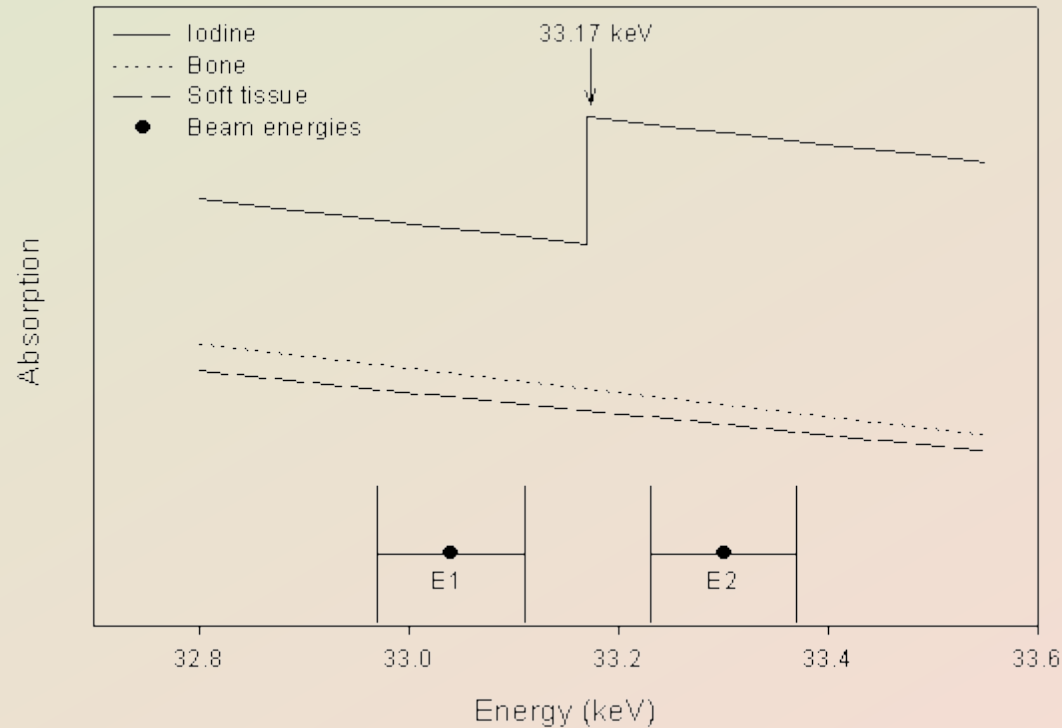
Métodos de Energía Dual

- Rayos X 2 energías diferentes.
- Amplio procesamiento digital.
- Aislamiento de estructuras
- En angiografía: método de sustracción de *K-edge*
- Aprovechamiento discontinuidad absorción fotones por efecto fotoeléctrico en energía capa K del yodo
- Fotoeléctrico interacción principal en radiología rayos X. No fotones dispersados

Sustracción de *K-edge*



Coeficientes de atenuación (1/cm) en función de la energía de la solución de contraste usada en la simulación (10 keV-10 MeV)



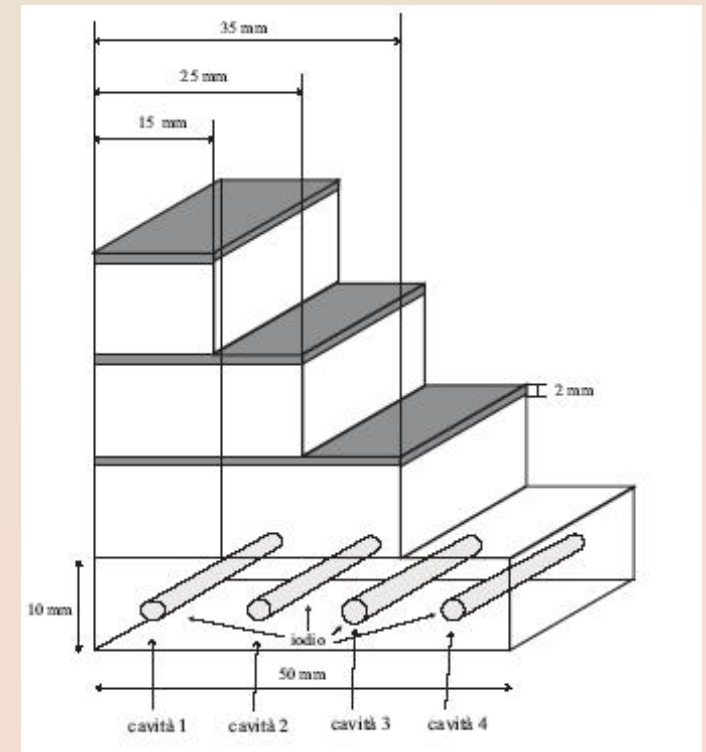
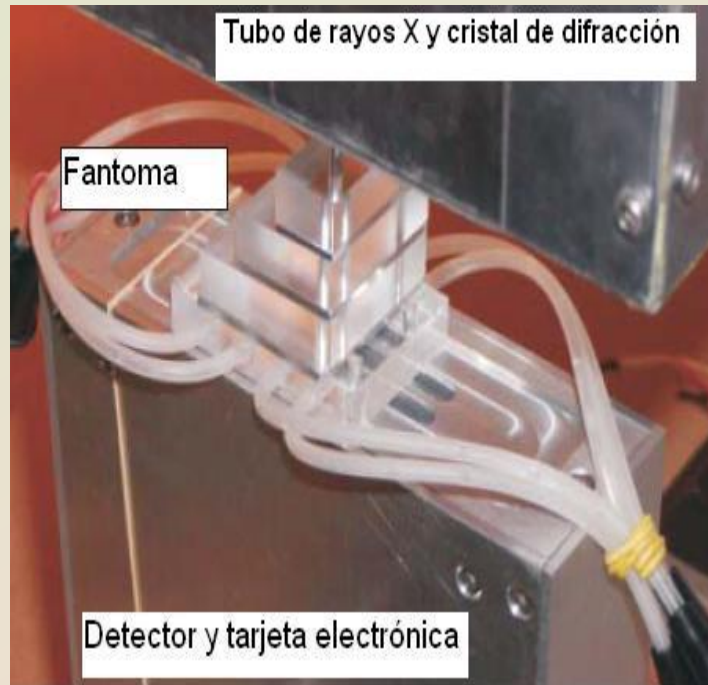
1. Contraste relacionado directamente con diferencias de absorción de diferentes sustancias
2. Alto contraste solución yodada sobre tejidos blandos y huesos a una energía
3. Alto contraste solución yodada y bajo contraste tejidos a alta energía con respecto a baja energía.

Ventajas *K-edge*: Aumento contraste vasos sanguíneos con agente contraste SIN aumentar concentración ni dosis de radiación. Permitiría paso de cateterismo arterial a venoso. Sustracción NO temporal.

Limitaciones: Fuente rayos X. Debe emitir dos haces monocromáticos con ancho de banda pequeño (eV) para que el método sea exitoso (energías muy cercanas). Uso de sincrotrones y fuentes convencionales de flujo alto con cristales de difracción (planos del cristal como rejillas de difracción).

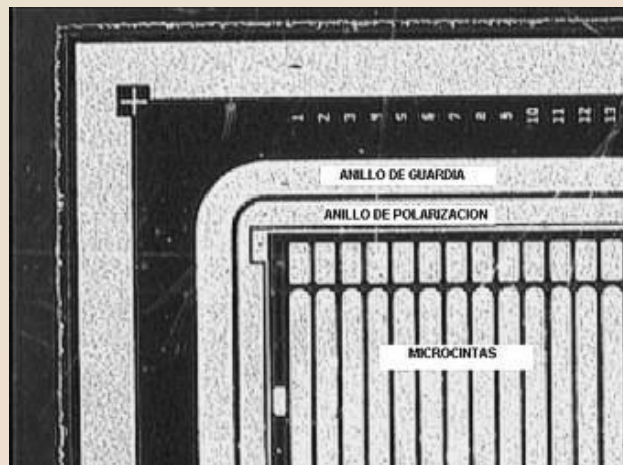
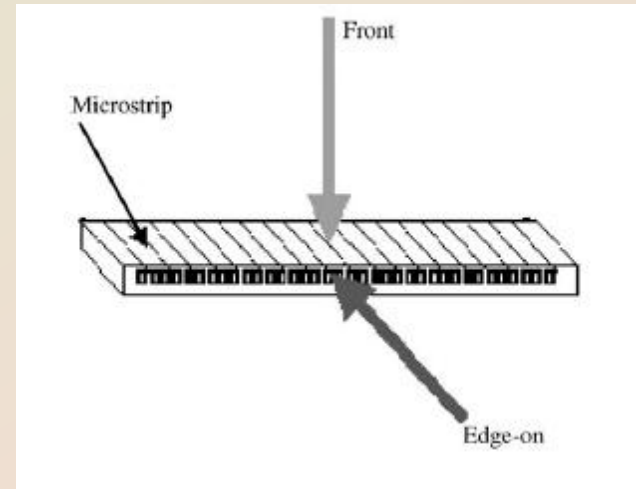
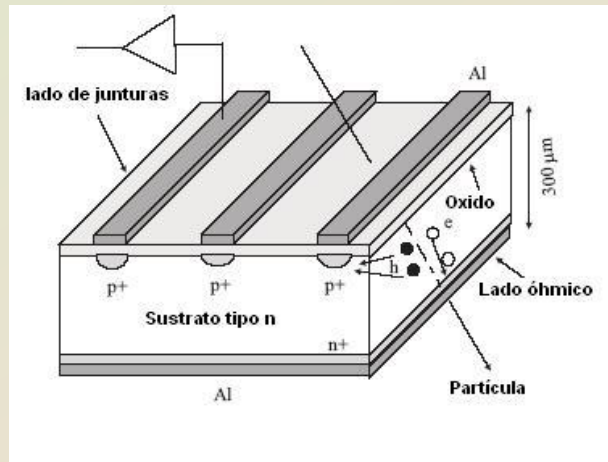
Montaje Experimental Simulado

(Bologna, Italia)



Montaje completo y esquema de fantoma de Plexiglás
(*PMMA*->tejido blando) y Aluminio (*Al*->hueso)

Detector de Microcintas de Silicio



Espesor	300 μm
Canales	384
Largo microcinta	1cm
Ancho microcinta	80 μm
Paso entre microcintas	100 μm
Si no sensible (<i>edge-on</i>)	765 μm

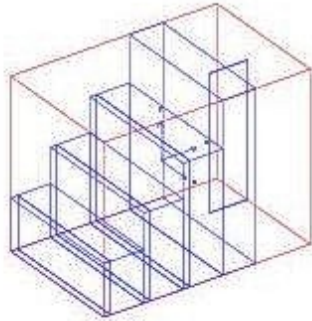
Simulación de Monte Carlo

- Monte Carlo GEANT 3.21/13, año 1999 desarrollado en CERN para física de **altas energías**.
- **Conteo de carga en detector:** Conteo de interacciones por efecto fotoeléctrico y Compton en cristal de **silicio NO polarizado**. No interés en rastreo de electrones.
- **Asignación carga a microcintas:** Rutina externa de Fortran77 de acuerdo con coordenada Y de ocurrencia de interacción.

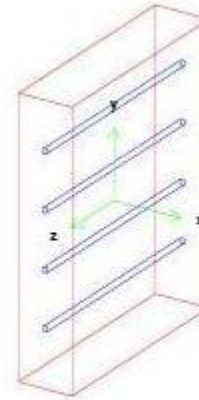
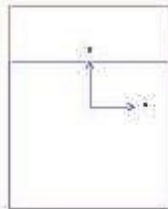
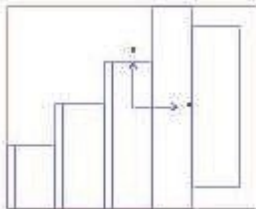
- **Limitaciones en física médica:** Fotones y electrones por debajo de 10 keV no rastreados ni creados durante simulación.
- **Efectos en esta simulación:** Algunos electrones creados por fotoeléctrico y Compton (PHOT/COMP) en *Si* no reportados.
- **Solución:** Usuario capaz de detectar interacciones PHOT y COMP no exitosas. A ~30 keV en *Si* sólo contribución de COMP

Box

DX = cm 3.126
DY = cm 2.5
DZ = cm 2



1 cm



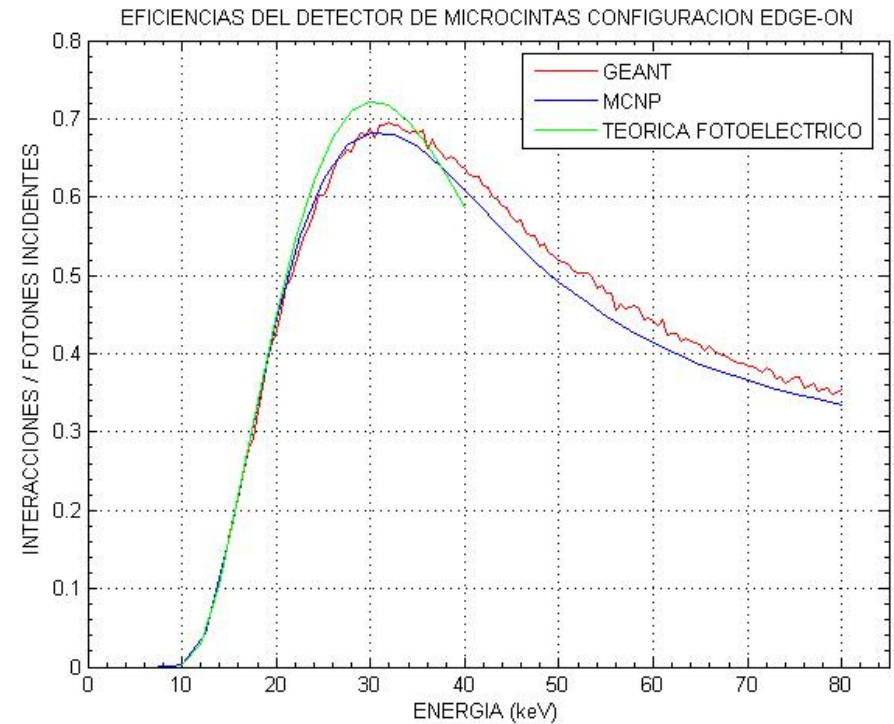
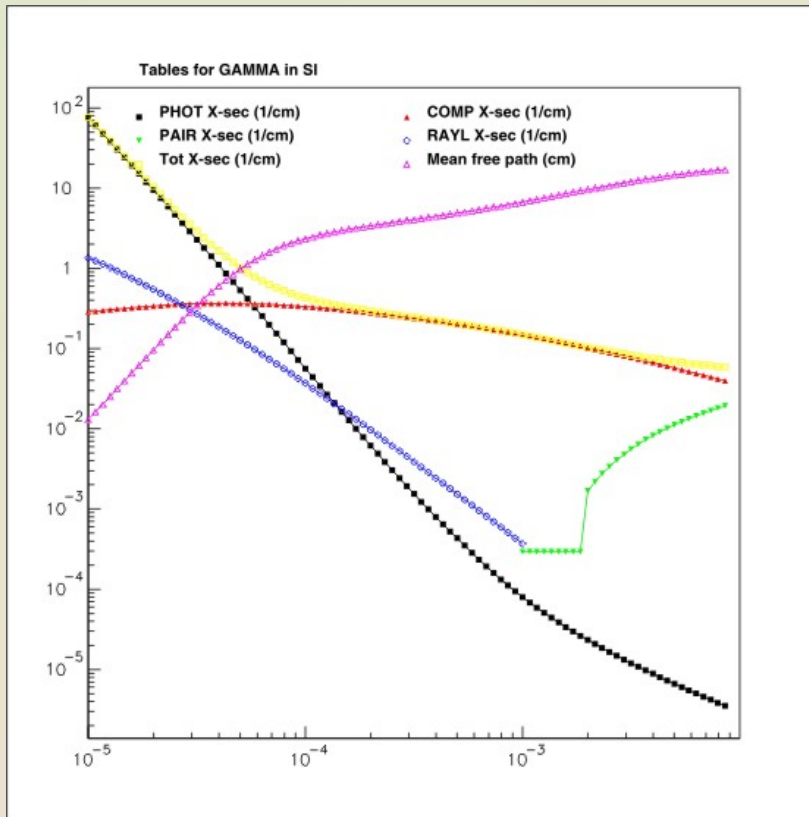
1 cm

Box

DX = cm .5
DY = cm 2.5
DZ = cm 2

Definición geometría de simulación.

Resultados Eficiencia Detector *edge-on*

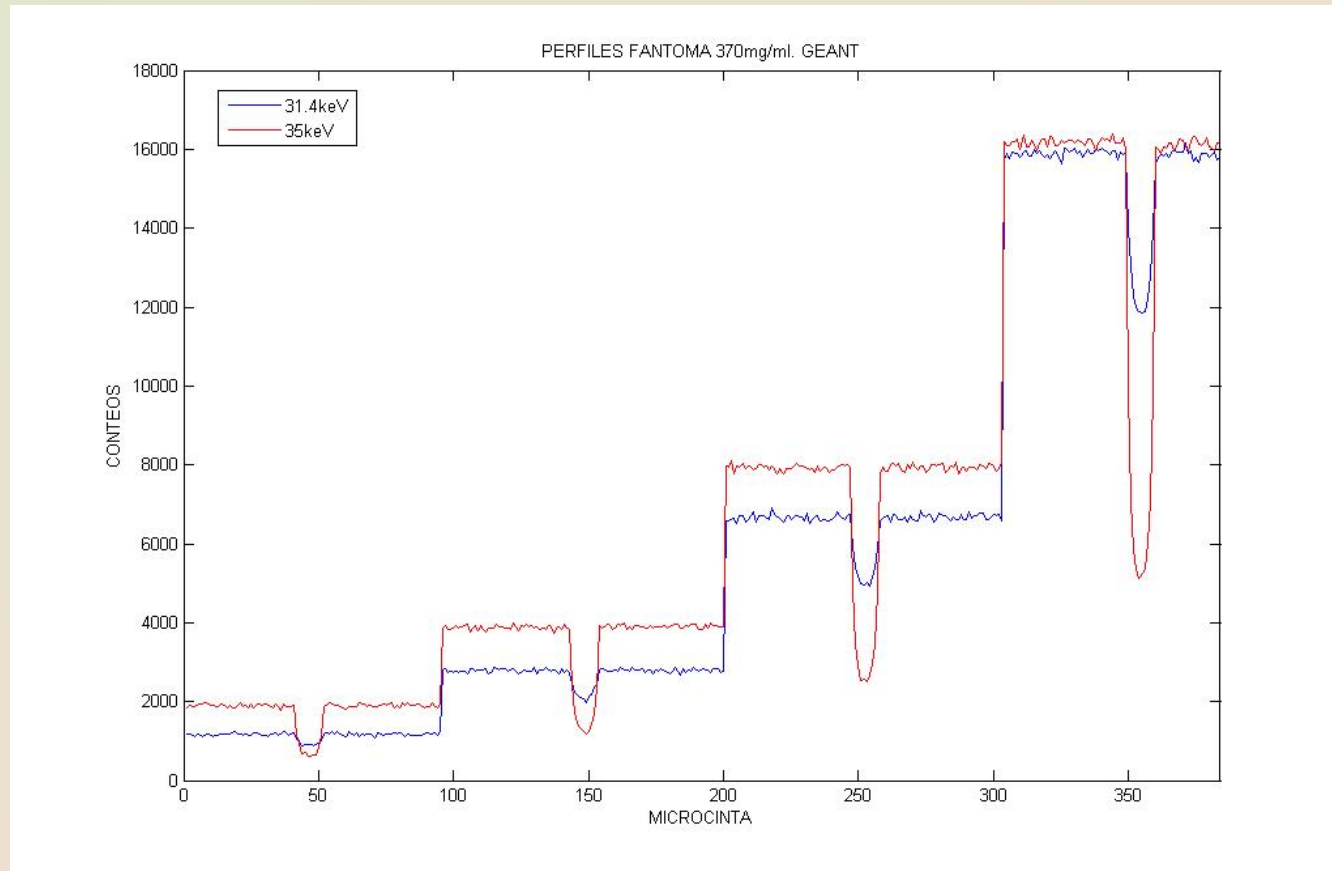


- Camino medio libre fotones en *Si* a 30 keV ~ 1 cm. Luego configuración *edge-on* mayor eficiencia que *front*.
- Comparación eficiencia cuántica GEANT, MCNP, cálculos teóricos sólo fotoeléctrico.

EFICIENCIA = INTERACCIONES / FOTONES INCIDENTES.

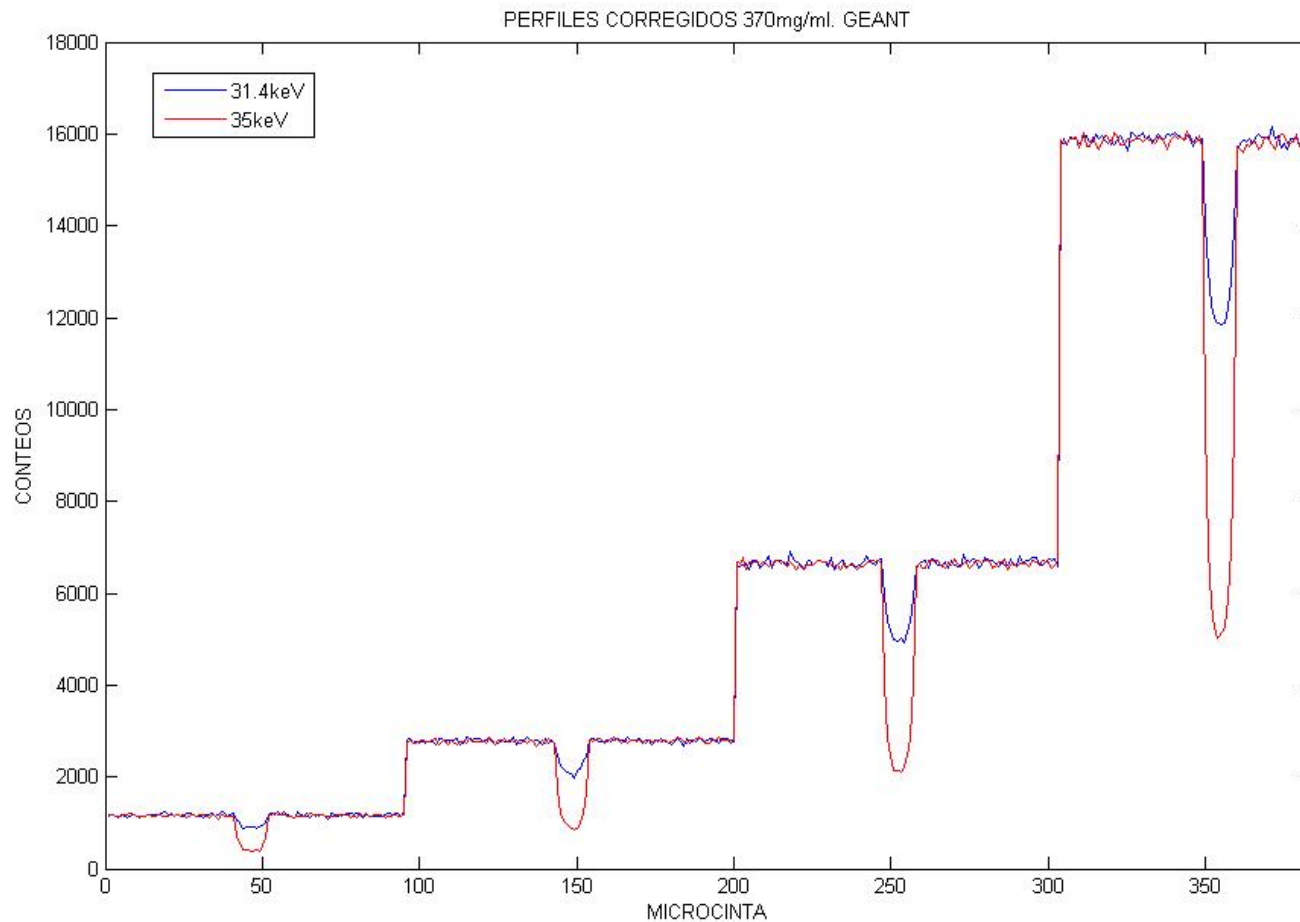
Válido pues detector semiconductor de dimensiones apropiadas casi 100% eficiente para partículas cargadas.

Resultados Fantoma-Detector 370mg/ml



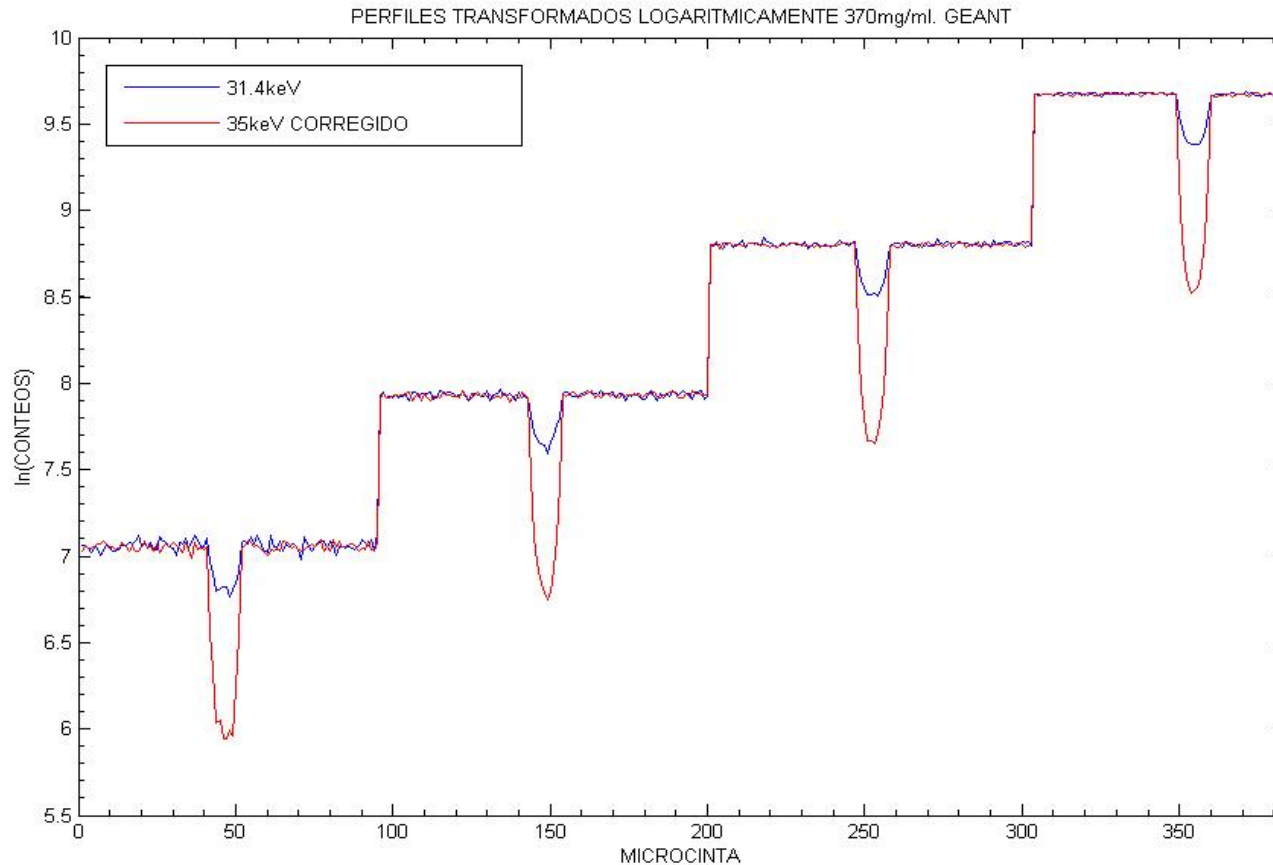
Perfiles del fantoma formados con la asignación de los conteos a las microcintas correspondientes.

- Azul 31.4 keV
- Rojo 35.0 keV Mayor absorción en las cavidades, mayor contraste.



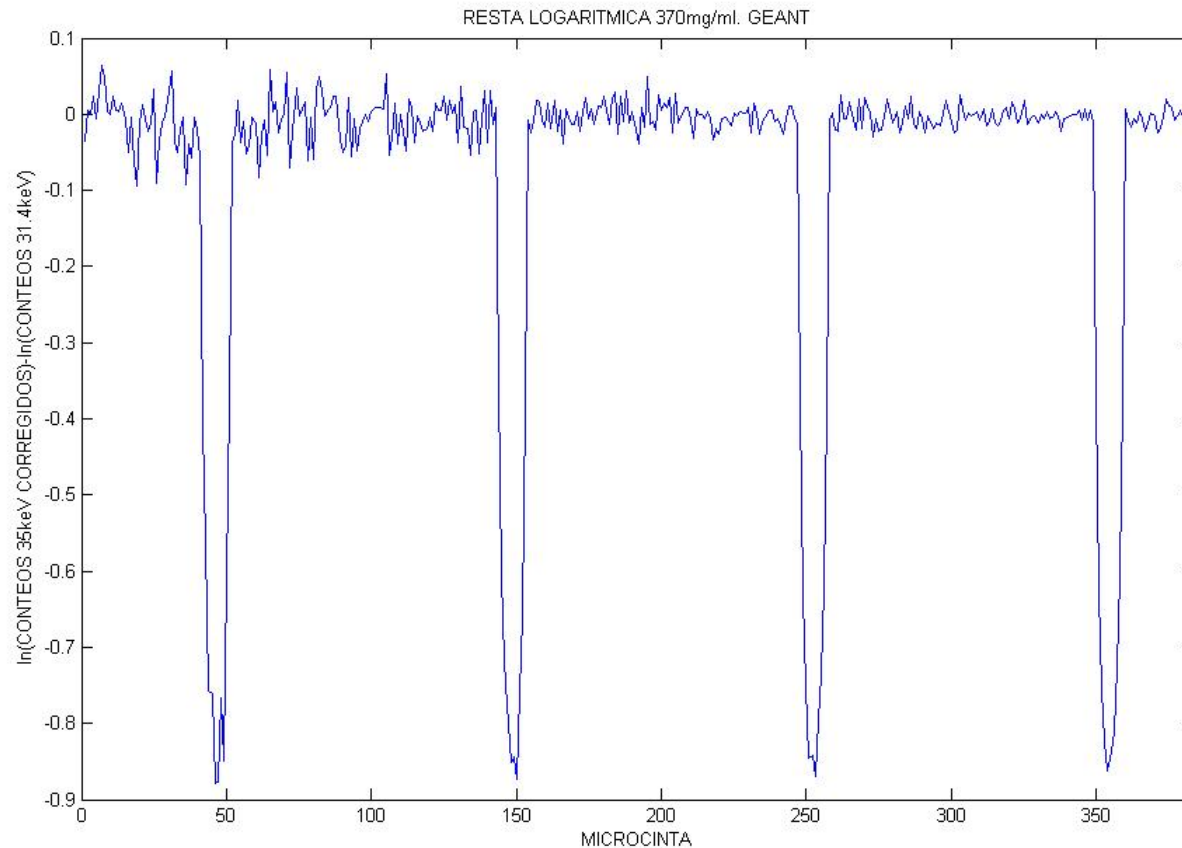
Perfil de 35 keV corregido para eliminar diferencias de niveles de background y eficiencia del detector a ambas energías. Corrección basada en conocimiento de tipo y cantidad de materiales que rodean cavidades y curva de eficiencia.

- SNR mejora con decremento de espesor.



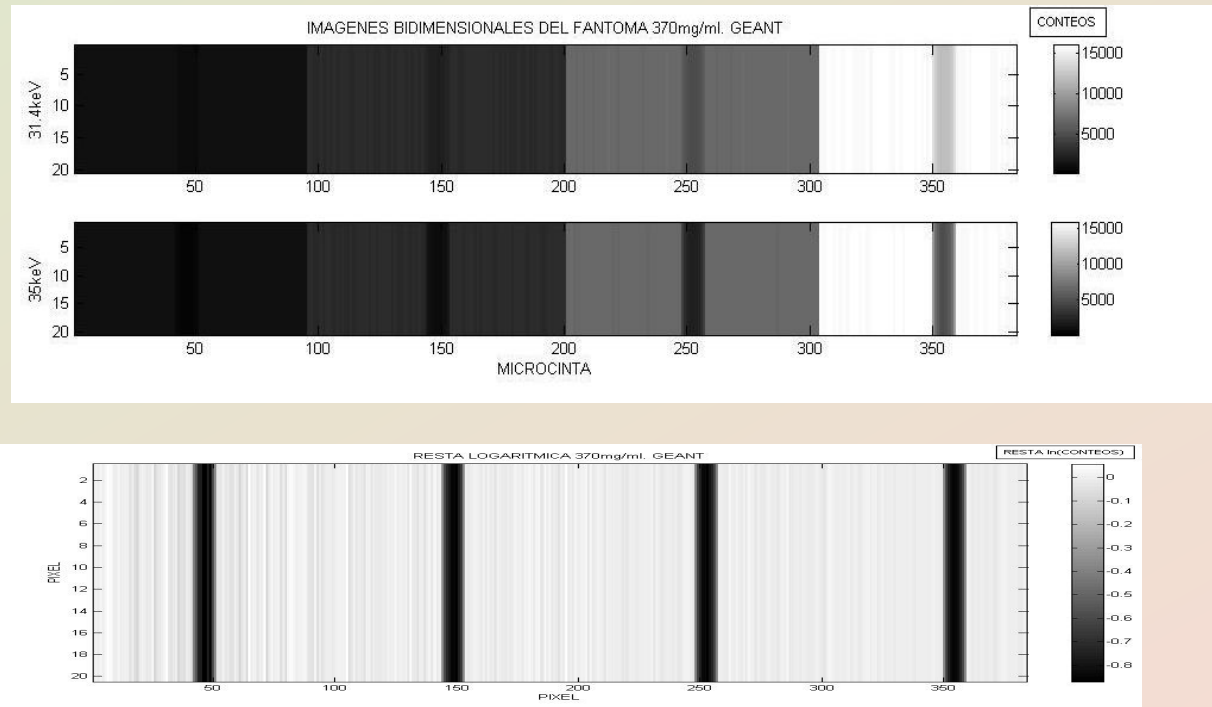
Perfiles transformados logarítmicamente y listos para ser restados.

- Señales de absorción dependen linealmente de la cantidad de material.
- Cavidades igual tamaño y composición dan señales similares.
- Tendencia de SNR se hace evidente.



Perfil de sustracción.

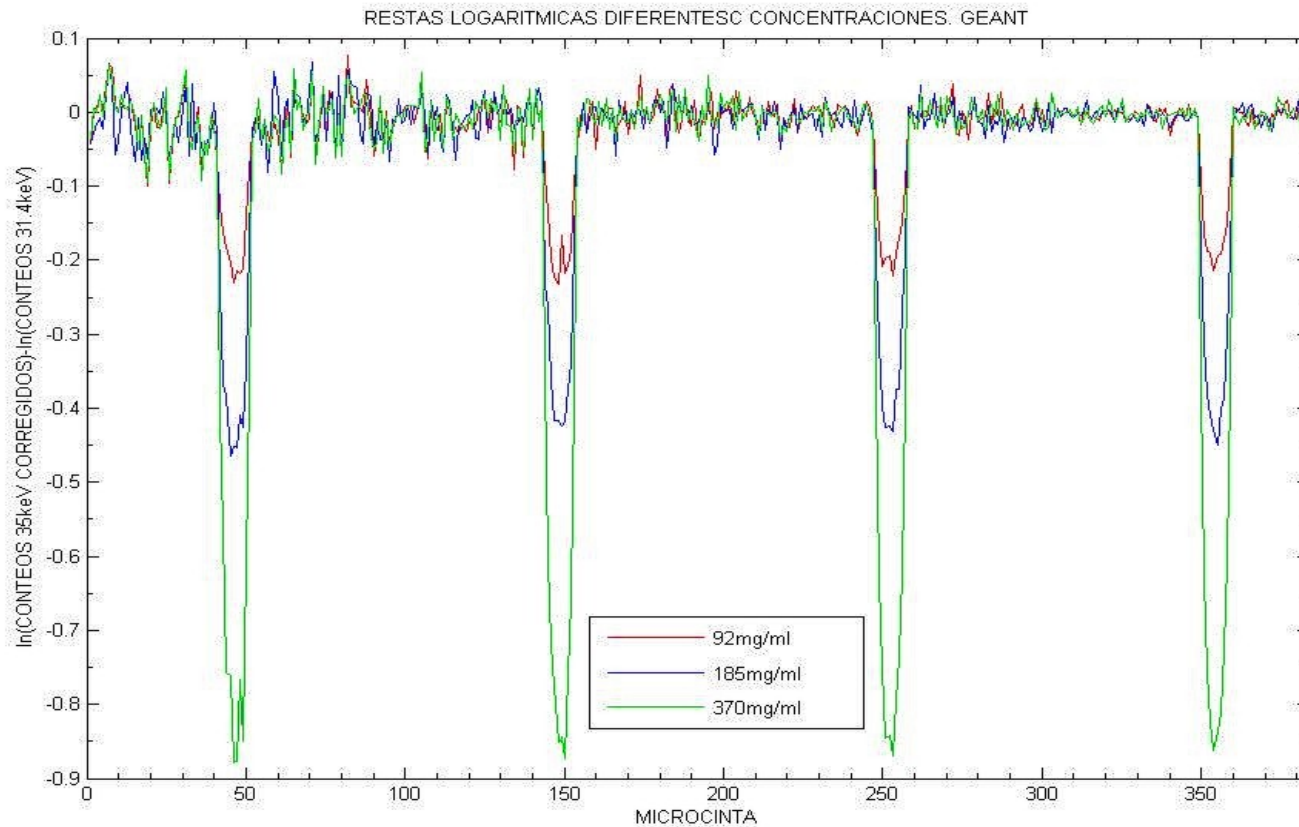
- Niveles de background eliminados.
- Señal de medio de contraste prácticamente independiente de absorción de otros materiales.
- SNR desmejora por la sustracción.



Imágenes generadas a partir de un solo perfil (ruido no aleatorio verticalmente).

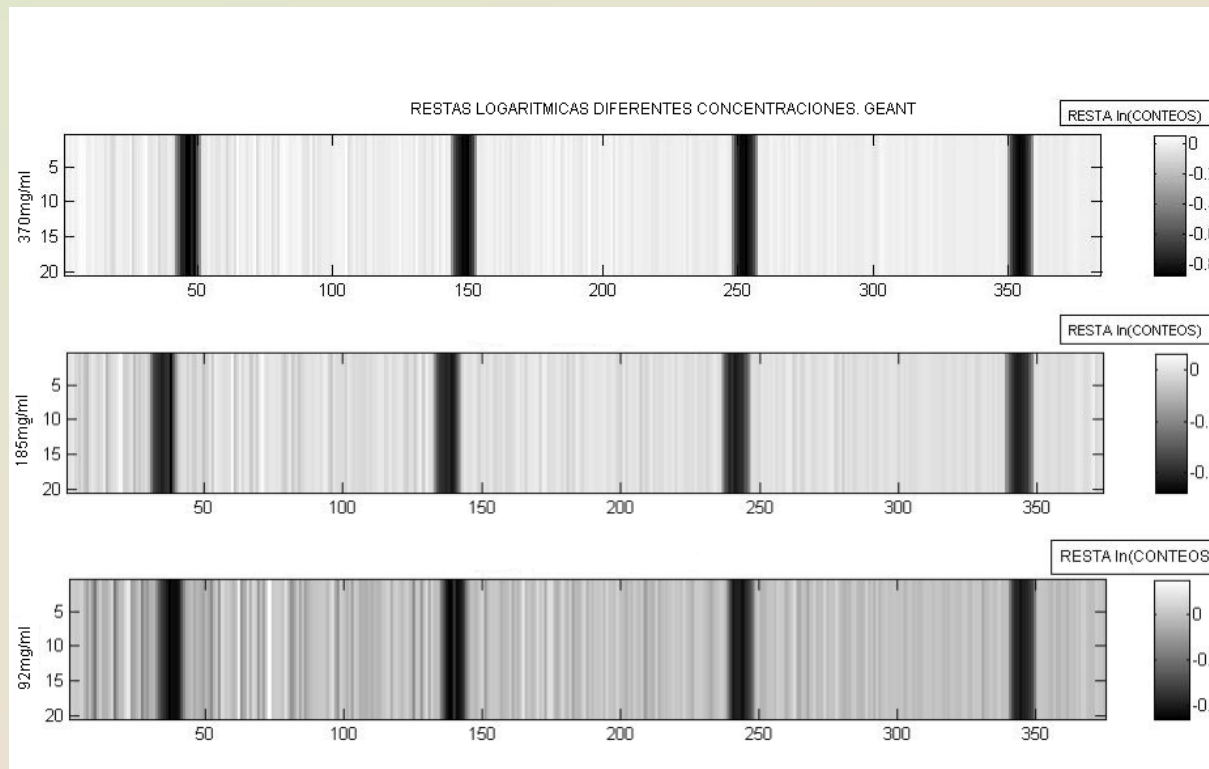
- Imágenes de perfiles de 31.4 y 35 keV. Contraste cavidades insuficiente a cualquiera de las energías para alta absorción.
- Imagen de perfil de sustracción logarítmica. Contraste magnificado. Aumento de ruido pero aún en niveles permisibles para distinción cavidades.

Otras concentraciones: 185, 92 mg/ml



Perfiles sustracción superpuestos. 370mg/ml (verde), 185 (azul), 92 (rojo).

- Reducción concentración factor ~ 0.5 reduce absorción ~ 0.5 (linealidad)
- Niveles de ruido iguales 3 concentraciones. Cambio en SNR.

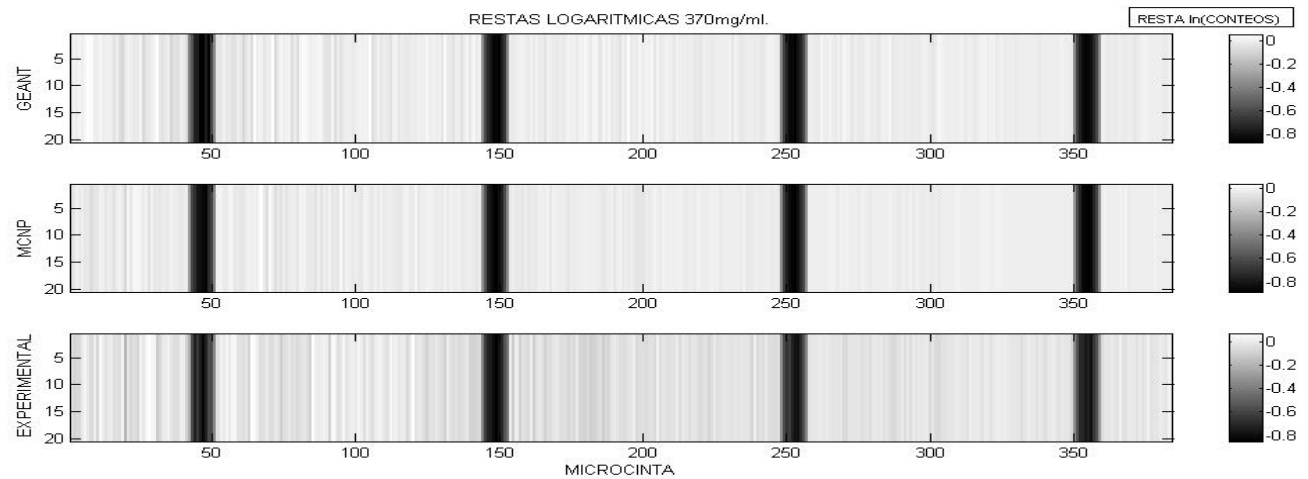
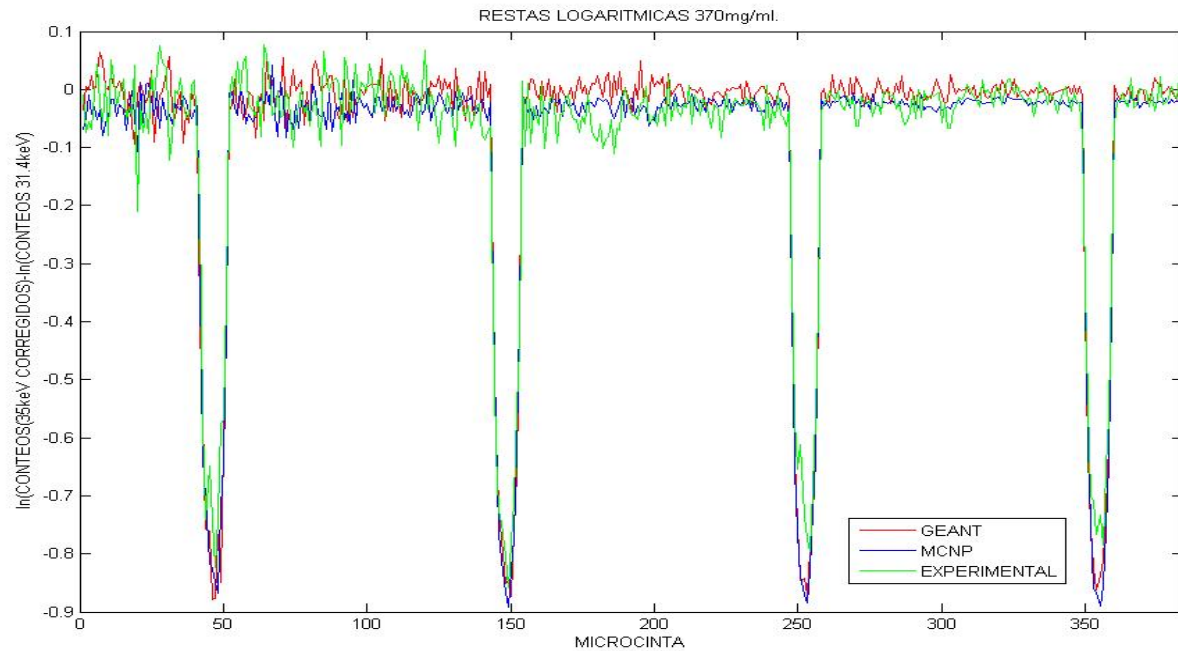


Imágenes de sustracción 3 concentraciones. Arriba a abajo: 370, 185, 92 mg/ml.

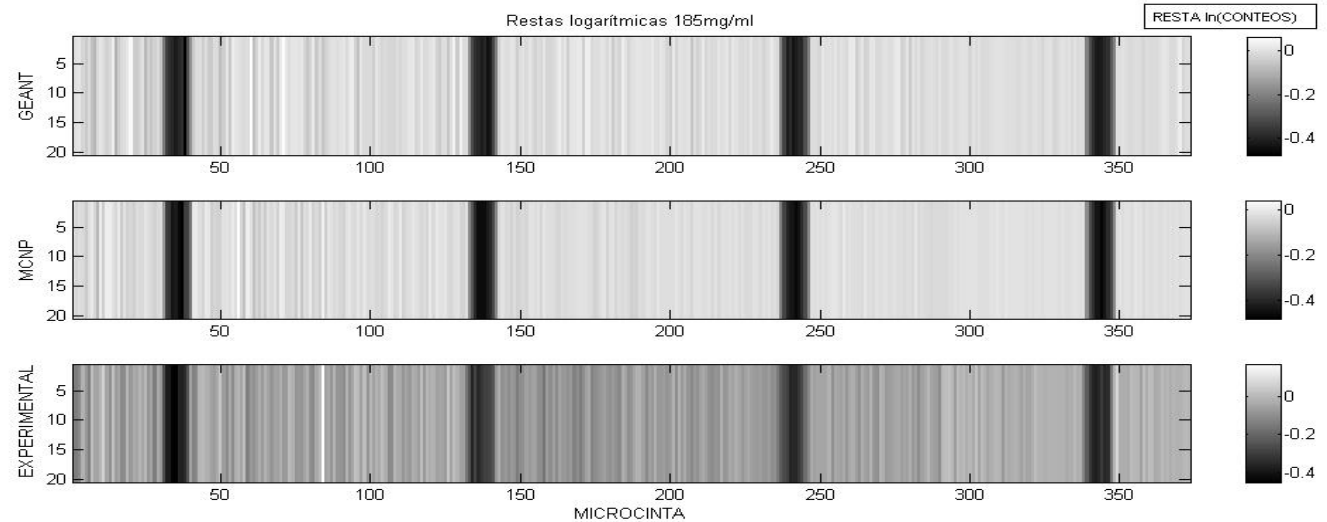
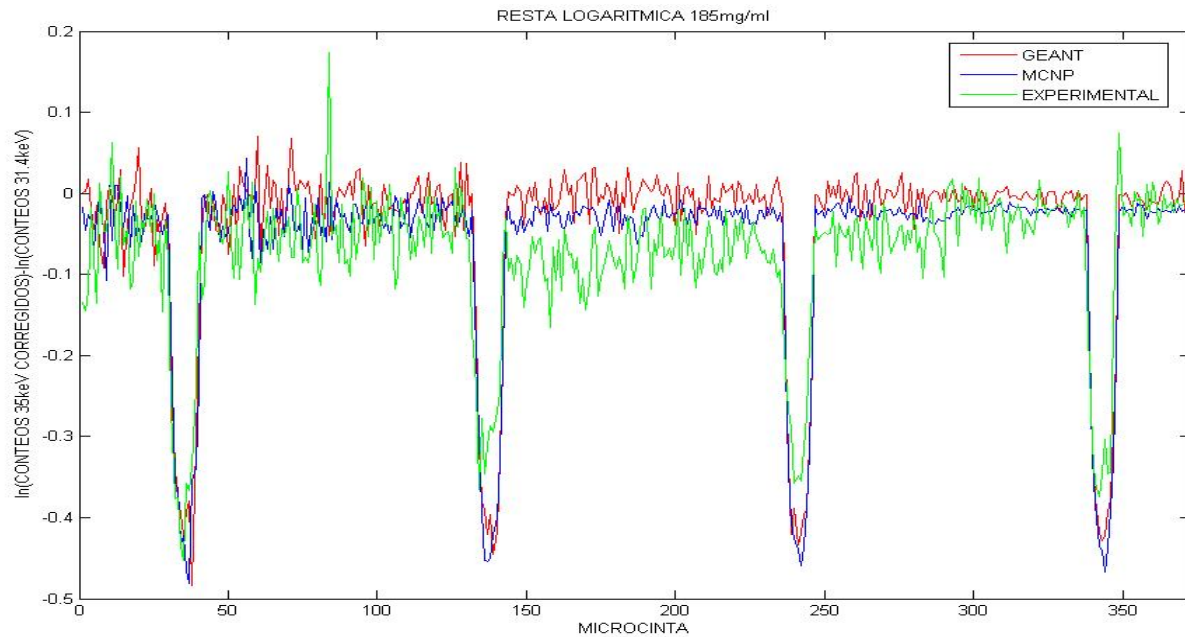
- Nivel alto de contraste cavidades todas las concentraciones.
- Ruido más notorio con disminución concentración (baja SNR).
- Niveles de gris distribuidos en un rango de conteos más amplio para concentraciones mayores (mejora contraste cavidades).

Comparación Resultados Fantoma-Detector GEANT con Resultados MCNP y Experimentales

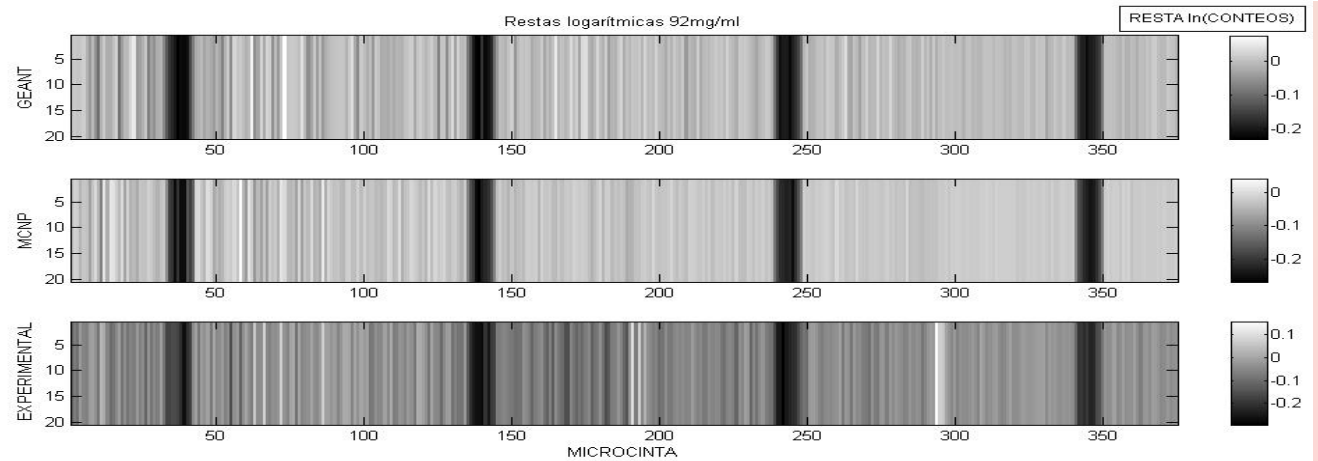
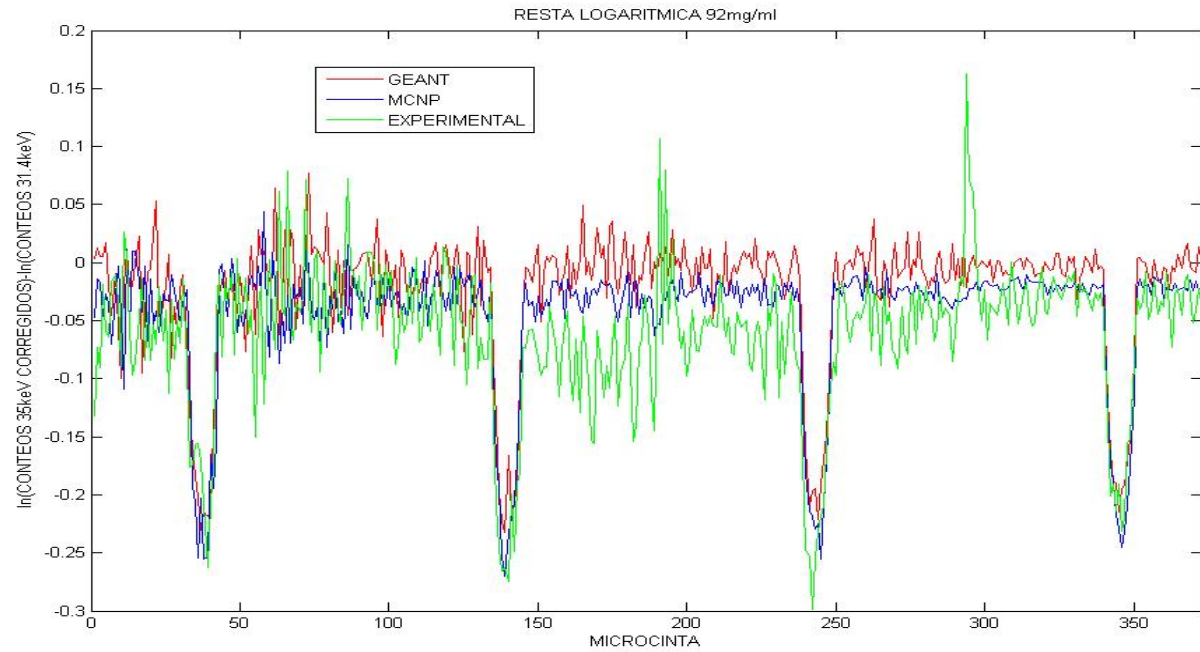
370mg/ml



185 mg/ml



92 mg/ml



Observaciones:

- Resultados simulaciones GEANT y MCNP similares.
- Simulaciones asemejan resultados experimentales.
- Niveles de ruido más altos en resultados experimentales. Notorios en 185 y 92 mg/ml donde SNR experimental menor que simulaciones. Experimentalmente se tienen otras fuentes de ruido como la electrónica de lectura.

Conclusiones 1: Método *K-edge*

- Método energía dual de sustracción *K-edge* posibilita magnificación contraste de una estructura con relación a imágenes formadas en procedimientos donde sólo se obtiene una proyección. Ejemplo: imagen a una energía.
- Transformación logarítmica previa a sustracción da linealidad entre señal y absorción. Permite remover background (llevarlo a 0) si se ha corregido por absorción y eficiencia.
- Sustracción *K-edge* método atemporal elimina movimientos paciente entre toma y toma. Fuentes de alto flujo requeridas para tomas rápidas como angiografía coronaria. Detectores semiconductores soportan altas tasas de conteos.

Conclusiones 2: Diagnóstico con Rayos X

- Sistemas digitales nuevos potenciales sistemas de diagnóstico con rayos X: Mejoramiento métodos convencionales, desarrollo nuevos métodos.
- Detectores semiconductores cumplen demandas de nuevos sistemas digitales (altas tasas conteo, alta eficiencia, resolución espacial).
- Si preferido a Ge para rayos X con energías por debajo ~ 30 keV pues da fotoelectrones con mayor energía porque:
K-edge (Si) = 1.8 keV, K-edge (Ge) ~ 11 keV. Además trabaja a temperatura ambiente.
- Radiología diagnóstico amplias perspectivas con rayos X digitales, MRI, PET, etc. Elemento computacional protagonista en su desarrollo.

Conclusiones 3: Simulación con GEANT

GEANT 3.21 MC que puede ser utilizado en física médica porque:

- Exhibe concordancia con resultados experimentales.
- Simula de forma muy parecida a MCNP interacción fotones-materia.

Con respecto al manejo de GEANT

- Su orientación a aplicaciones física altas energías puede presentar dificultades que requieran intervención del usuario al trabajar en orden keV. Depende aplicación.
- Uso estructuras internas almacenamiento de GEANT podría facilitar adquisición de la información de interés.