

I. Introducción

1. Introducción a la Medicina Nuclear

La Medicina Nuclear se define como la rama de la medicina que emplea isótopos radioactivos, radiaciones nucleares, variaciones electromagnéticas de los componentes del núcleo y técnicas biofísicas afines para la prevención, diagnóstico e investigación médica. La Medicina Nuclear inicia su desarrollo como especialidad a finales de los años 40, momento en el que se decide utilizar la energía nuclear con fines médicos. El año 1946 constituye una fecha histórica, ya que se construye el primer reactor productor de isótopos radiactivos para investigación.

1.1 Cronología del desarrollo de la Medicina Nuclear en el mundo

- 1895. Descubrimiento de los Rayos X. Roentgen.
- 1896. Descubrimiento de la radioactividad de uranio. Becquerel.
- 1898. Descubrimiento de la radioactividad natural. Marie Curie.
- 1923. Primera utilización de los trazadores en la exploración biológica. Hevesey.
- 1927. Puesta a punto de un detector de radiaciones. Geiger y Müller.
- 1931. Construcción del primer ciclotrón.
- 1934. Descubrimiento de la radioactividad artificial. Curie y Joliot.
- 1939. Primeras aplicaciones terapéuticas.
- 1946. Construcción del primer reactor productor de radionúclidos.
- 1951. Construcción del Scanner con cristal de centelleo de yoduro sódico, que permite realizar las primeras gammagrafías. Reed y Libby.
- 1956. Desarrollo del radio Inmuno Análisis.
- 1962. Aparición de los generadores de ^{99m}Tc , con cualidades idóneas como trazadores y posibilidades de unión a diversos fármacos.
- 1963. Construcción de la cámara de centelleo. Anger.

A partir de los años 60 el desarrollo de la Medicina Nuclear es imparable. Son de gran importancia la puesta a punto en los años 70 de la técnica del SPECT cerebral (Tomografía por emisión de fotón único), y en los años 80 del PET (Tomografía por emisión de positrones).

La implantación de la Medicina Nuclear en el mundo está en relación directa con el desarrollo económico del país. Así pues, EE.UU y Japón son los países que cuentan con más centros, seguidos por Europa Occidental, Europa Oriental, Latinoamérica, Asia y África.

1.2 Cronología del desarrollo de la Medicina Nuclear en España

- 1948. Se forma el primer grupo español sobre isótopos radiactivos, se realizan los primeros estudios prácticos y se publica el primer artículo español sobre el tema.
- 1950. Se inaugura el primer Servicio de Isótopos Radioactivos para la Seguridad Social en Madrid.

1951. Creación de la Junta de Energía Nuclear (JEN). Presentación de las primeras comunicaciones de Medicina Nuclear. Publicación de los dos primeros libros en lengua castellana sobre Medicina Nuclear.

1953-54. Se ponen en marcha diversos centros de Medicina Nuclear en Madrid, San Sebastián, Sevilla y Barcelona.

1955. Adquisición del primer gammógrafo lineal.

1956. Creación de nuevos centros de Medicina Nuclear en España.

1958. Inauguración del Centro Nacional de Energía Nuclear "Juan Vigón" donde empieza la producción de isótopos radioactivos en España.

1964. Inauguración del Primer Servicio de Isótopos Radioactivos independiente creado por la Seguridad Social. Se promulga la Ley de Energía Nuclear.

1972. Se promulga el "Reglamento sobre las Instalaciones Nucleares y Radioactivas". Se empiezan a otorgar los títulos de Supervisor y de Operador de Instalaciones Radioactivas.

1980. Se crea el Consejo de Seguridad Nuclear.

1983. Se crean los Servicios de Protección radiológica.

1984. Se crea ENRESA, que se ocupará de la recogida y tratamiento de residuos radioactivos.

1995. Instalación del primer PET de España, en Madrid.

Desde finales de los años 60 hasta nuestros días, el progreso de la Medicina Nuclear en España ha seguido un ritmo acelerado, al igual que en el resto del mundo. Se han creado numerosos centros en toda España, se ha formado un gran número de especialistas, se han desarrollado múltiples congresos, *symposiums*, jornadas y reuniones y se han publicado muchos trabajos en revistas y libros.

El desarrollo tecnológico ha seguido, por otra parte, su curso, lo que ha su puesto un aumento en la gama de exploraciones y tratamientos, al tiempo que la investigación continuada abre interesantes perspectivas de aplicación.

En la actualidad existen 140 centros con unidades de Medicina Nuclear, de los cuales el 60% son públicos y el 40% son privados con más de 250 gammacámaras. De estos centros, 45 públicos y 12 privados son centros universitarios. Se realizan anualmente más de 900000 exploraciones y tratamientos (90% y 10% del total respectivamente). Existen 21 centros PET en España.

Ref. [10] [11]

2. Tomografía por emisión de positrones (PET)

2.1 Introducción

La Tomografía por Emisión de Positrones o PET (*Positron Emission Tomography*) es un método de diagnóstico por imagen no invasivo cuyas principales aplicaciones médicas se encuentran en el campo de la oncología, la neurología y la cardiología.

Con ella obtenemos imágenes tomográficas de la distribución tridimensional en el organismo de algunos radiofármacos emisores de positrones los cuales representan determinados procesos bioquímicos in vivo. Así, mediante PET se pueden visualizar numerosas funciones biológicas como son el metabolismo de la glucosa, el transporte de aminoácidos, el flujo sanguíneo, la densidad y la ocupación de neuroreceptores entre otros.

Dado que podemos estudiar el metabolismo de un órgano o tejido en particular, podemos evaluar también la información correspondiente a la fisiología (funcionamiento) y la anatomía (estructura) del órgano o tejido, así como sus propiedades bioquímicas. Por ello, las tomografías PET detectan cambios bioquímicos en un órgano o tejido que pueden identificar el comienzo de un proceso patológico antes de que se presenten los cambios anatómicos relacionados con dicho proceso a través de otros procedimientos con imágenes, como por ejemplo, la tomografía computarizada (TC) o la resonancia magnética (RMN).

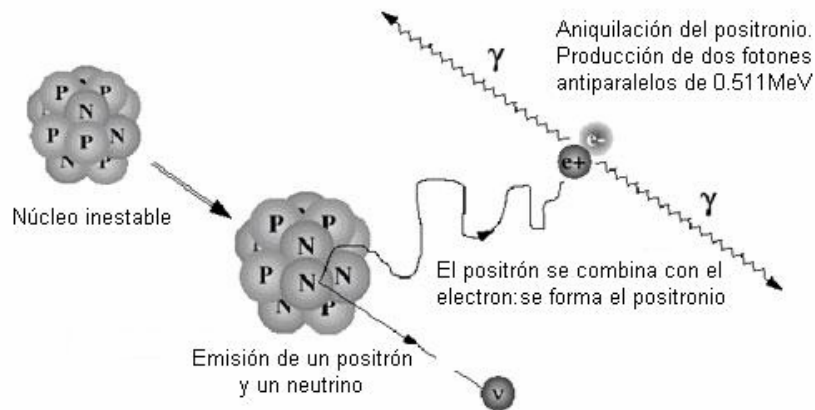
Por tanto, podemos ver que la diferencia entre este estudio y otros exámenes de medicina nuclear es que el PET detecta el metabolismo dentro de los tejidos corporales, mientras que otros tipos de exámenes de medicina nuclear detectan la cantidad de sustancia radioactiva acumulada en el tejido corporal en una zona determinada para evaluar la función del tejido.

El PET también puede utilizarse conjuntamente con otras técnicas de diagnóstico, como la tomografía computarizada o la resonancia magnética nuclear, para proporcionar información más concluyente sobre tumores malignos (cancerosos) y otras lesiones. La tecnología más moderna combina el PET y la TC en un estudio conocido como PET/TC, que promete mejoras especialmente para el diagnóstico y el tratamiento del cáncer de pulmón.

2.2 Fundamento físico del PET

El **método** se basa en la detección simultánea de dos fotones de 0.511 MeV. Un positrón es emitido en un decaimiento radiactivo beta con alta energía cinética. Al ir colisionando inelásticamente con electrones atómicos, va perdiendo energía hasta que se termaliza, y es en este momento en el que se une con un electrón para formar un positronio. El positronio se aniquila rápidamente produciendo dos fotones de energía 0,511 MeV que llevarán la misma dirección y sentidos opuestos, conservándose la energía y el momento. Si disponemos de suficientes detectores, en el momento en que detectemos simultáneamente dos fotones, podemos suponer que el positrón proviene de la línea que une ambos detectores.

La siguiente figura ilustra lo explicado:



Producción de dos rayos γ

El positrón es emitido según una distribución continua de energías, es decir, el espectro de la desintegración beta es continuo. Esto es posible gracias a la existencia de otra partícula, de masa prácticamente nula y carga neutra, emitida al mismo tiempo que el positrón, de modo que la energía del proceso se reparte entre ambas. Esta partícula recibe el nombre de neutrino.

Dado que los positrones no forman parte de la materia que nos rodea, necesitamos hacer uso de átomos radiactivos β^+ (producidos a su vez en ciclotrones) para crearlos.

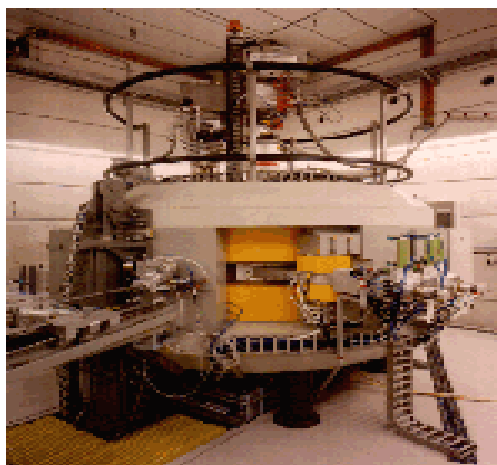


Imagen de un ciclotrón

El hecho de medir dos fotones en lugar de uno representa un gran avance con respecto a las técnicas anteriores al PET como por ejemplo la SPECT. En esta última, es necesario el uso de colimadores para conocer la procedencia del fotón detectado, lo que disminuye la sensibilidad del proceso, es decir, el número de fotones que detectamos, frente al total que fue emitido por la fuente. En el caso del PET, al detectar dos fotones de forma simultánea, podemos determinar la línea en la que fueron producidos, sin necesidad de utilizar colimadores, obteniendo mayor sensibilidad.

La **técnica** empleada consiste en introducir al paciente un radiofármaco que contiene radioisótopos β^+ , los cuales emitirán positrones que junto con los electrones, como hemos explicado anteriormente, darán lugar a los pares de fotones que medimos. A las moléculas que contienen los radioisótopos, se les llama trazadores. Una vez dentro del organismo, estas moléculas marcadas se distribuyen por la sangre tal como lo harían si no estuviesen marcadas, de forma que las células con una actividad mayor que la normal presentarán una concentración superior de trazador, permitiendo distinguir así zonas cancerosas o con algún tipo de disfunción.

Las características más importantes a la hora de la elección de los radioisótopos son su corta vida media y que sean emisores β^+ puros. Nos interesa que la vida media sea pequeña para evitar al paciente una alta dosis de radiación, pero que al mismo tiempo sea lo suficientemente larga como para obtener una buena información en una sesión de scanner. El que sean emisores β^+ puros disminuye factores que influyan en el ruido, de modo que todos los fotones que se generen en el interior del paciente tendrán una energía de 0,511 MeV. Además, nos interesa que sean isótopos de elementos comunes en el organismo, por lo que serán los más apropiados para marcar moléculas orgánicas.

Los principales radioisótopos utilizados son:

Radioisótopo utilizado	Vida media	Rango máximo	Rango medio	Elemento resultante (estable)
^{15}O	2.04 min	8.82 mm	1.1 mm	^{15}N
^{18}F	1.83 h	2.4 mm	0.35 mm	^{18}O
^{13}N	9.97 min	5.4 mm	0.72 mm	^{13}C
^{11}C	20.39 min	5.0 mm	0.56 mm	^{11}B

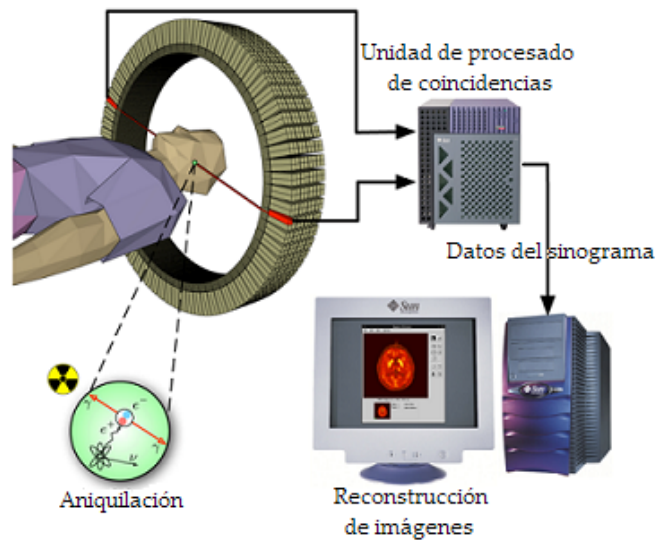
El alcance o **rango** es la distancia que separa el lugar donde fue emitido el positrón y el lugar donde se aniquila con el electrón para dar lugar a los dos rayos γ . El rango del positrón no es siempre el mismo ya que la energía con la que el positrón es emitido tampoco es siempre la misma (el espectro de la desintegración beta es continuo).

De todos los radioisótopos el flúor-18 (^{18}F) es el más utilizado en investigación y diagnóstico clínico. Esto se debe en parte a su mayor disponibilidad, ya que su periodo de semidesintegración (110 minutos) permite su transporte a otros centros, mientras que esto no es posible con otros radiofármacos de uso clínico como el ^{15}O o el ^{11}C cuyos periodos de semidesintegración son mucho más cortos y las exploraciones requieren ser realizadas en los centros PET que dispongan de ciclotrón.

2.3 Detección de los rayos gamma

Una vez que los rayos gamma han sido generados, es necesario detectarlos y saber de dónde vienen para poder obtener una imagen fiable de la distribución de trazador en el organismo.

La detección se realiza en diferentes pasos: primero tenemos un **centelleador** en el que el fotón gamma es absorbido y que reemite la energía en forma de fotones del visible. Posteriormente, tenemos un **fotomultiplicador** que absorbe los fotones del visible y emite electrones que multiplicará para crear una corriente apreciable. Y por último hacemos uso de la **electrónica** para procesar y almacenar la información recibida.



Proceso de detección de los rayos gamma

Lo primero que tenemos es el **centelleador**. Los materiales centelleadores pueden ser orgánicos o inorgánicos, y pueden encontrarse tanto en estado sólido como líquido o gaseoso; de entre todos ellos, los utilizados principalmente en el PET son los inorgánicos sólidos. Las características que se le piden son: que exista una linealidad entre la energía absorbida y la emitida por él mismo; y que la respuesta y recuperación del detector sea en un tiempo corto. También es importante conseguir que el material sea transparente a la propia luz que emite y lograr esto supone el principal problema.

Los fotones gamma atraviesan el material centelleador cediendo energía a los electrones, que pasan a un estado excitado; abandonan la banda de valencia y pasan a la de conducción. Al formarse huecos en la banda de valencia se crean pares electrón-hueco, es decir, excitones. Los centros de activación alcanzarán estados excitados capturando electrones, huecos o excitones, y su posterior desexcitación dará lugar a emisión de luz.

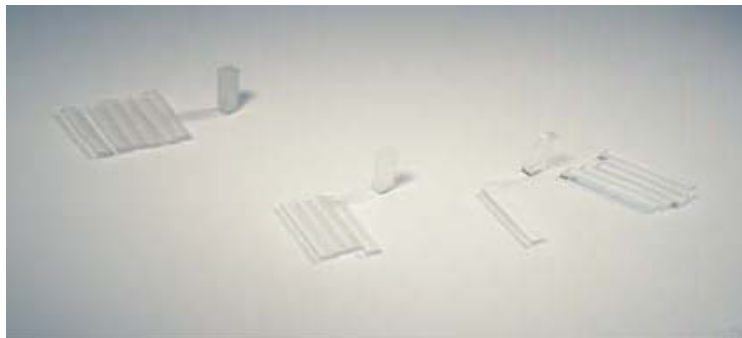
Los fotones interactúan con la materia según diferentes procesos, como el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton o la producción de pares. En el rango de energías considerado (los fotones emitidos tras la aniquilación del positronio presentan una energía de 511 keV) podemos considerar el efecto Compton como dominante frente a los otros procesos de interacción.

Los centelleadores más utilizados en PET son:

Material	$\lambda_{m\acute{a}x}(nm)$	$\tau_f(ns)$	$\rho (g/cm^3)$	Fotones/MeV
<i>NaI(Tl)</i>	415	230	3,67	38000
<i>BGO</i>	480	300	7,13	8200
<i>GSO</i>	440	60	6,71	10000
<i>LSO</i>	420	40	7,4	30000

El funcionamiento de un escáner PET depende en gran medida de las propiedades del material detector. Como podemos ver en la tabla anterior, el *LSO* presenta el menor tiempo de desexcitación de entre los cristales centelleadores en uso. Posee alta densidad y alto número atómico.

En la figura siguiente podemos observar tres tipos de cristales centelleadores individuales, de izquierda a derecha: *LSO*, *LYSO* y *MLS*. Podemos apreciar la diferencia de color, brillo y transparencia en los distintos casos.



Cristales centelleadores

Tras pasar por el centelleador, llegamos al **fotomultiplicador**, que como hemos dicho, absorbe los fotones del visible y emite electrones que multiplicará para crear una corriente apreciable, es decir, convierte los pulsos de luz en pulsos de corriente eléctrica.



Detector LSO con tubos fotomultiplicadores

El fotomultiplicador está compuesto por:

-Fotocátodo: material fotosensible, con alta probabilidad de efecto fotoeléctrico y cuya respuesta espectral debe solapar con la longitud de onda de los fotones que emite el centelleador. Así, al incidir fotones sobre él con la energía adecuada, responde emitiendo electrones.

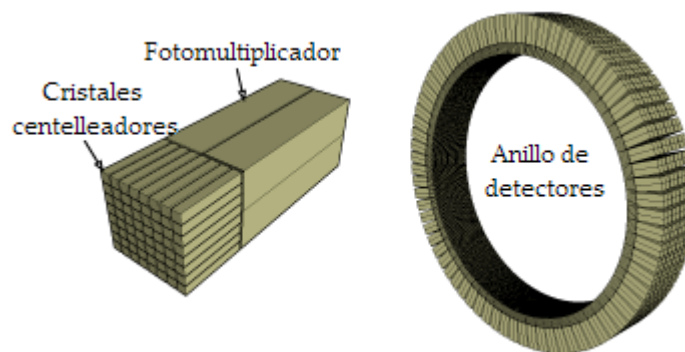
-Dínodos: los electrones son acelerados mediante un campo eléctrico y dirigidos hacia el primer dínodo. La energía de los electrones incidentes provoca la emisión de un número mayor de electrones secundarios, que son dirigidos hacia un segundo dínodo y así sucesivamente. El número de dínodos y su disposición varía con el modelo de fotomultiplicador.

-Ánodo: es el último dínodo, y por tanto en él se recoge la avalancha de electrones que dará lugar al pulso de tensión.

El último paso corresponde a la **electrónica**. La señal que sale del amplificador es en forma de pulsos, y cada uno de ellos es proporcional a la energía depositada en el centelleador. Primero hacemos pasar la señal por una electrónica que ensancha el pulso de manera que reducimos el ruido y facilita su análisis posterior. A continuación, para realizar un análisis espectral de modo que midamos los pulsos correspondientes a una banda de energía determinada y rechacemos los que estén fuera de esa banda, utilizamos un analizador monocanal en modo diferencial o ventana. Además, en el PET nos interesa saber si los pulsos provenientes de dos detectores están en coincidencia, para lo que conectamos todos los detectores entre sí mediante un circuito electrónico, capaz de identificar si dos señales producidas en sus respectivos detectores lo han hecho dentro de una ventana de tiempo.

Para detectar los rayos gamma y saber de donde vienen, situamos un conjunto de detectores en torno al paciente. Estos detectores pueden disponerse de dos modos distintos: **en anillo**, en el que los detectores se sitúan rodeando al paciente y es el utilizado en las pruebas a personas; y **en planos**, que consiste en situar al paciente entre dos planos paralelos y es el habitual en animales de laboratorio.

Aquí mostramos la imagen de un detector PET en planos y otro en anillo:

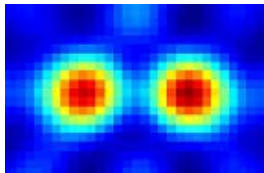


Detectores PET en planos y en anillo

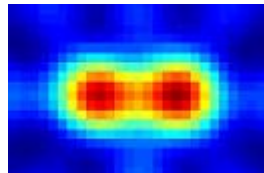
2.4 Parámetros de importancia en PET

• Resolución

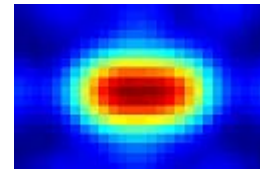
La **resolución** de una técnica de imagen médica es la capacidad del sistema para percibir como separados dos objetos próximos entre si. En los tomógrafos para humanos esta resolución es cercana a 5 mm. En los más desarrollados podemos alcanzar unos 2 mm.



6 mm



4 mm

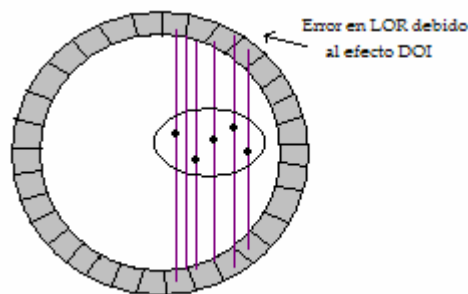


3 mm

En la resolución intervienen varios factores:

- El tamaño del detector: para un cierto punto del paciente, todos los rayos que subtienden un mismo par de detectores son considerados como la misma dirección. La resolución variará según la posición del punto emisor con respecto de los detectores.

Esta necesidad de disponer de suficiente material de centelleo es lo que da origen a un error en la identificación de las líneas de respuesta, denominado error en la determinación de la profundidad de la interacción (*DOI*); cuanto mayor sea el grosor del cristal, mas sensible será el detector (más fotones detectará) pero al mismo tiempo, habrá una mayor dispersión de los mismos en su trayecto hacia el detector. Esto hace que estimar la verdadera posición donde ha ocurrido la aniquilación sea más complicado.

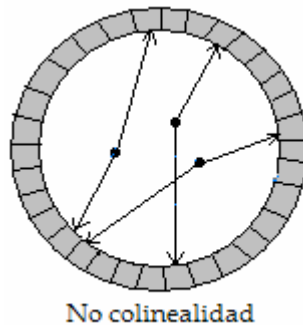


Efecto DOI

- Rango del positrón: es la distancia que separa el lugar en que el isótopo generó el positrón hasta el lugar donde se desintegra. Los positrones son generados según un continuo de energías característico de cada isótopo, por lo que para hallar la resolución se hace un promedio.

- No colinealidad: los 180° teóricos que forman los rayos gamma no son exactamente tales debido al principio de conservación de la cantidad de movimiento; el positrón mantiene parte de su momento y de su energía cinética justo antes de la aniquilación, lo que origina una no colinealidad de alrededor 0.25°. Dependiendo del diámetro del escáner, puede llegar a traducirse en un emborronamiento de hasta 2 mm para

sistemas aplicados en humanos ó 0,3 mm en sistemas de pequeño diámetro para animales.



- Geometría del sistema y materiales del detector: estos factores hacen variar la sensibilidad. En el primero según sea el punto emisor, y en el segundo, según sean las cualidades de los materiales.

El rango del positrón y la no colinealidad imponen un límite a la mejora de la resolución.

Si tratamos de reconstruir un punto idealmente pequeño, tras la reconstrucción obtendremos un perfil parecido a una campana gaussiana. En la imagen PET, al contrario que en otros sistemas de imagen, el emborronamiento del objeto sí depende del punto donde se realice la medida, de forma que podemos distinguir tres tipos de resolución espacial: axial, radial y tangencial.

Las **resoluciones radial y tangencial** se calculan en el plano de la imagen y se miden por la anchura de esta curva gaussiana a la mitad del máximo, medidas en el perfil radial y el perfil tangencial (perpendicular al radial) respectivamente. El mismo punto, colocado a diferentes distancias del centro, da lugar a distintas imágenes produciéndose un alargamiento de la dimensión radial conforme nos alejamos del centro.

La **resolución axial** se denomina “grosor de rodaja”, que describe más gráficamente su significado si tenemos en cuenta que el PET es intrínsecamente tridimensional. No debemos confundir esto con la “distancia entre rodajas”, que es la distancia en la dirección del eje axial entre los centros de dos rodajas consecutivas. Si esta medida es mayor que el grosor de rodaja tendremos espacios en blanco en el muestro axial. Si es menor que dicho grosor, entonces tendremos rodajas solapadas.

● **Sensibilidad**

La **sensibilidad** es la capacidad que tiene el sistema para detectar eventos. Cuanto mayor sea esta, mayor cantidad de eventos detectados. Sensibilidad y resolución son conceptos contrapuestos; a mayor sensibilidad, menor resolución y viceversa.

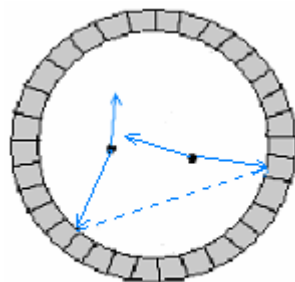
El diseño del tomógrafo tiene un papel importante a la hora de determinar la sensibilidad de un sistema, ya que los factores más importantes son el ángulo sólido

que cubren los detectores, la eficacia del empaquetamiento espacial de estos, y el material de centelleo utilizado, junto con su grosor. También influirá en la sensibilidad la capacidad del sistema de adquisición de datos.

• Absorción y dispersión

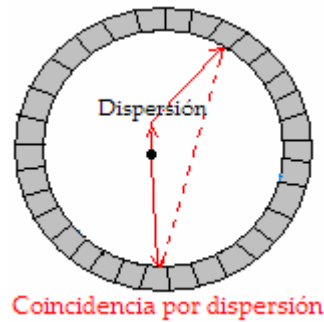
Los rayos gamma tienen que atravesar la materia que compone el objeto de nuestro estudio antes de alcanzar los detectores. Aunque podría parecer que el tejido biológico es casi transparente para el rayo gamma de 0.511 MeV, existe una probabilidad no despreciable de que este rayo interactúe con la materia. Este rayo puede sufrir una **absorción** total por efecto fotoeléctrico o una **dispersión** por efecto Compton.

Cuando tenemos **absorción**, el rayo gamma no llega a salir del objeto, y por lo tanto, esa coincidencia se pierde. En este caso, la probabilidad de que un fotón gamma sea detectado es función exclusivamente de la distribución de materia a lo largo de la línea que une ambos detectores. En la siguiente imagen podemos observar cómo se producen coincidencias erróneas debido a la atenuación de uno de los dos rayos gamma producidos tras la aniquilación.



Coincidencias aleatorias

Cuando tenemos **dispersión**, la energía del rayo gamma se deposita parcialmente en la muestra a la vez que altera su trayectoria. Este rayo con la trayectoria alterada continuará su camino hasta ser detectado, y dado que está en coincidencia con su pareja, el sistema los detecta al mismo tiempo y les asigna una LOR errónea. Esto se traduce en un emborronamiento de la imagen final, y un error de cuantificación en medidas regionales. Para aceptarlo como válido, además de requerir que los rayos gamma estén en coincidencia podemos exigir que su energía se encuentre entre un determinado nivel máximo y mínimo, de modo que podremos descartar los rayos que hayan sufrido dispersión. Sin embargo, para esto es necesario que la resolución en energía de los sensores sea lo suficientemente buena como para poder resolver el espectro con fiabilidad. Además, podemos destacar que este efecto de dispersión puede afectar a la imagen aún cuando se produzca fuera del campo de visión.



El proceso de aniquilación del electrón-positrón da origen a un par de rayos gamma prácticamente colineales y con la misma probabilidad por cada dirección posible del espacio, lo cual supone que el área cubierta por los detectores representa un porcentaje muy bajo. Esto implica que, de los rayos gamma emitidos por la muestra, sólo es detectada una fracción muy baja de éstos, lo que tiene una incidencia directa en la capacidad cuantitativa de la técnica. Los fotones no detectados, además de perderse, dan origen a efectos no deseados como las dispersiones. Por lo tanto, un tomógrafo con alta sensibilidad mejorará la estadística de la imagen final ya que detectará un mayor número de fotones.

En el caso del **PET**, éste nos permite una gran sensibilidad con lo que podemos detectar pequeñas cantidades de materia. Esto es un gran avance con respecto a otras técnicas, como por ejemplo la RMN en la que necesitamos tener cantidades mayores de materia para poder detectarlas.

- **Ventana de coincidencia**

La colimación electrónica en que se basa la técnica del PET asume la detección en coincidencia entre dos detectores opuestos de los rayos gamma generados. Sin embargo, dependiendo de la posición en la que ocurra la desintegración estos rayos llegarán a los detectores con una ligera diferencia. Por lo tanto es importante que la electrónica pueda detectar esa coincidencia aún cuando las detecciones no ocurran simultáneamente. Además, también hay que tener en cuenta que los propios circuitos encargados de la detección tienen un tiempo de respuesta del orden de nanosegundos. Para solventar este problema, se utilizan las llamadas **ventanas de coincidencia**, es decir, cuando se detecta un evento en un determinado sensor, se abre una ventana temporal durante la cual se analiza si alguno de los sensores enfrentados también detecta un evento. Si esto es así, queda registrada la coincidencia.

- **Tiempo muerto**

Relacionado con la temporización y los aspectos cuantitativos de la imagen PET, está el problema del **tiempo muerto del sistema**. Debido a que cada evento requiere un tiempo de procesamiento, durante este tiempo el sistema no podrá responder a nuevos eventos, con lo que éstos se perderán. Esta pérdida será mayor cuanto mayor sea la actividad.

Ref. [1] [4] [2]

3. Adquisición de datos

Tras el proceso de aniquilación, dos fotones son detectados simultáneamente. La línea que une los dos detectores donde se ha registrado la coincidencia recibe el nombre de **línea de respuesta o LOR**. El número de coincidencias detectadas en un tiempo fijo es, en el caso ideal, proporcional a la integral de la concentración del trazador a lo largo de la línea de respuesta:

$$\sum_{LOR} (\text{events}) \propto \int_{LOR} dx f(x)$$

donde la función $f(x)$ representa la distribución del trazador en tres dimensiones.

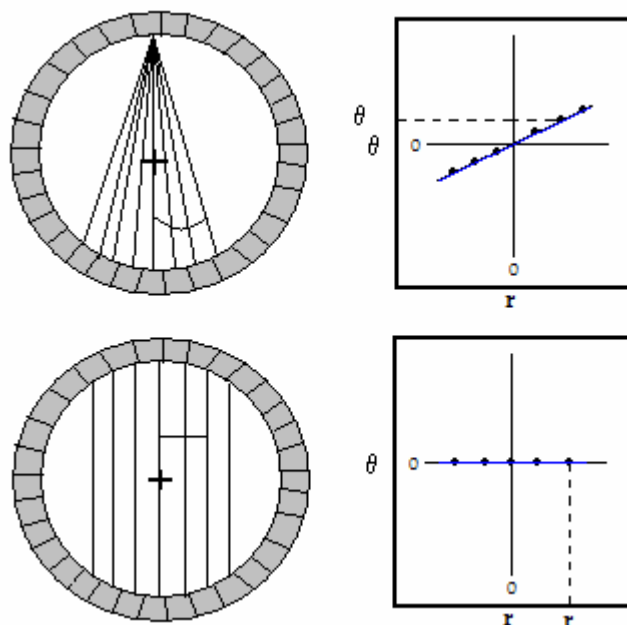
En la práctica la ecuación anterior sólo es válida en media, debido a la naturaleza estocástica de la emisión del positrón y de la detección de los fotones producidos en la aniquilación.

• Sinogramas

Un sinograma es una representación gráfica que nos permite guardar las coincidencias entre detectores. Este sistema utiliza dos coordenadas.

En el eje de ordenadas representamos el ángulo que forma la línea que une los detectores en coincidencia con una línea de referencia, es decir, nos estamos fijando en las líneas de coincidencia para un detector concreto. En función de la localización de dicho detector, la pendiente de las rectas obtenidas en el sinograma será positiva o negativa.

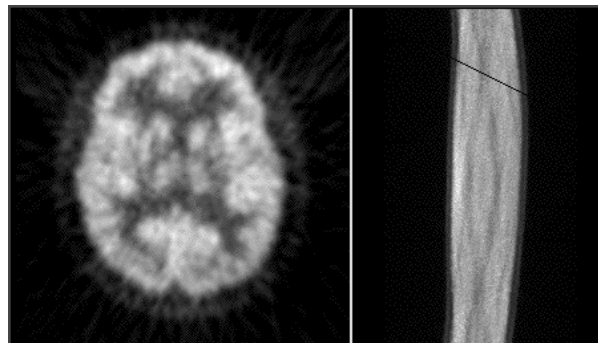
En el eje de abscisas representamos la posición de la línea de coincidencia respecto a la paralela que pasa por el origen de coordenadas.



Sinograma

Trataremos a continuación errores en los sinogramas que generan a su vez errores en las imágenes reconstruidas.

El fallo de un detector individual se observa en el sinograma como una línea diagonal que lo atraviesa. En la imagen reconstruida esto se aprecia como un abanico de ondulaciones. El fallo de varios detectores agrupados en cambio, genera en el sinograma una línea individual más ancha que en el caso anterior y que da lugar a una mayor distorsión en la imagen reconstruida.



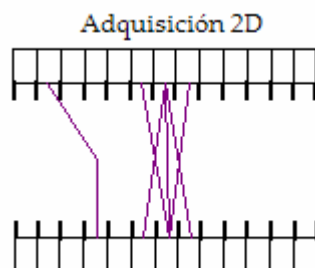
Fallo en detector individual

• **Adquisición 2D y 3D**

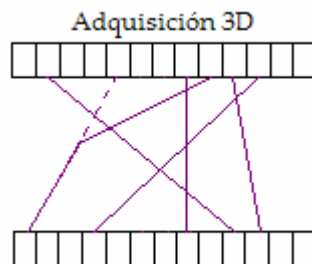
Existen dos modos de adquisición usuales en los tomógrafos PET: 2D y 3D.

2D. Si tenemos un tomógrafo PET con forma de anillo formado por varios anillos consecutivos de cristales, la adquisición 2D consiste en tener sólo en cuenta las coincidencias entre cristales dentro del mismo anillo. Para ello se colocan unos colimadores de tungsteno que absorben los rayos con mayor inclinación. Así, las imágenes que obtenemos del objeto son láminas paralelas en dirección axial. La mayor ventaja de este método es la sencillez de la reconstrucción y la toma de datos. Además, si uno de los fotones o ambos han sufrido dispersión, no son tenidos en cuenta en su mayor parte.

La desventaja es que tenemos poca sensibilidad, pues estamos rechazando la mayor parte de los fotones que llegan desde el objeto hasta los anillos de detectores. Otro inconveniente es que la resolución axial es baja, pero esto lo podemos mejorar permitiendo la detección de coincidencias con los anillos adyacentes.



3D. En la adquisición de datos 3D tenemos en cuenta todas las posibles combinaciones de coincidencias en todos los anillos de cristales quitando los colimadores de tungsteno. La sensibilidad es mucho mayor al obtener mayor número de coincidencias, aunque no es tan buena como cabría esperar. Esto se debe a que los fotones con mayor inclinación tienen mayor recorrido hasta llegar a los anillos, lo que favorece su atenuación. Los fotones que llegan inclinados recorren menos distancia dentro del cristal, por lo que existe una mayor probabilidad de que no depositen su energía en él. También los fotones dispersados son más numerosos que en la adquisición 2D, sin embargo el balance es positivo, obteniéndose un incremento de la sensibilidad en un factor 3-4.



Un aspecto importante en la técnica PET es la necesidad de software y hardware rápidos y eficaces. Tras el proceso de adquisición de datos, el sistema informático debe ser capaz de producir en el menor plazo de tiempo posible imágenes del objeto estudiado. Un estudio básico PET del cerebro contiene 15 imágenes y genera aproximadamente 24 megabytes de datos (incluyendo correcciones, normalización e imágenes). De estos datos, sólo 0.5 Mb contienen la imagen final.

Ref. [1] [6] [13]

4. Reconstrucción de imágenes

El objetivo de todas las modalidades de imagen médica es visualizar los órganos internos del cuerpo de forma no invasiva para obtener información estructural y anatómica (como en la tomografía computerizada CT) o funcional (como en la técnica PET).

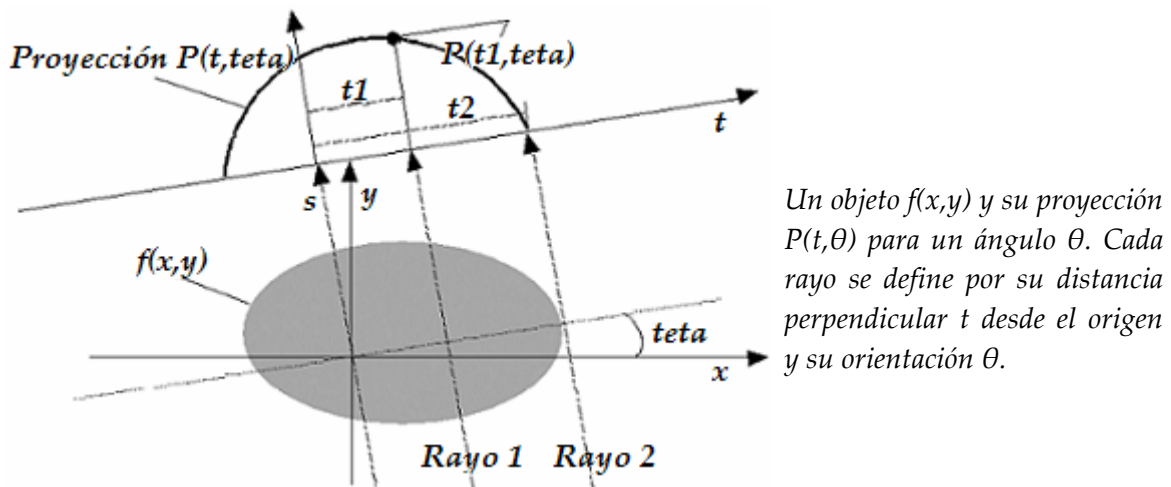
El principio de reconstrucción de imagen en todas las modalidades de tomografía es que un objeto se puede reproducir exactamente a partir de un conjunto de sus proyecciones tomadas desde distintos ángulos. La fidelidad de la reconstrucción en cada caso depende de varios factores. Los más destacables son el método de adquisición de datos y su proceso previo, la implementación numérica de las fórmulas matemáticas de reconstrucción y el post-procesado de las imágenes reconstruidas. También hay que tener en cuenta la exactitud del muestreo y las proyecciones.

Denominaremos $f(x,y)$ a la distribución espacial de la densidad de actividad que se desea visualizar. Dado que la línea de respuesta (*LOR*) del par de fotones generados en la aniquilación se conoce, el número de cuentas registrado a lo largo de la misma,

definida por t (su distancia al origen) y θ (su ángulo con respecto al eje x), es un punto del sinograma $P(t,\theta)$. Esta función $P(t,\theta)$ representa para cada punto (t, θ) el valor de la integral de línea definida por esos dos parámetros de la función $f(x,y)$, que haciendo el cambio a coordenadas polares queda expresada de la forma:

$$P(x,\theta) = \int f(x,y) ds = \int f(t \cos \theta - s \sin \theta, t \sin \theta + s \cos \theta) ds$$

Así descrita, la función $P(t,\theta)$ representa la transformada de Radón de la función $f(x,y)$. La ecuación anterior sólo se cumple si pueden despreciarse los efectos de atenuación del medio. Ahora debemos aplicar un algoritmo apropiado de inversión o de reconstrucción.



El problema de la reconstrucción es ahora el siguiente, dado $P(t,\theta)$ hay que calcular $f(x,y)$. La solución a dicho problema fue publicada por Johann Radón en 1917, aunque la implementación de esta fórmula en problemas prácticos se ha efectuado mucho más tarde.

4.1 Métodos de reconstrucción de imágenes

Las imágenes de tomografía de emisión se generan mediante un algoritmo de reconstrucción, a partir de un conjunto de proyecciones adquiridas del objeto o paciente bajo examen. Existen dos familias principales de métodos de reconstrucción de imágenes: los **métodos directos de Fourier o analíticos** y los **métodos iterativos-estadísticos**.

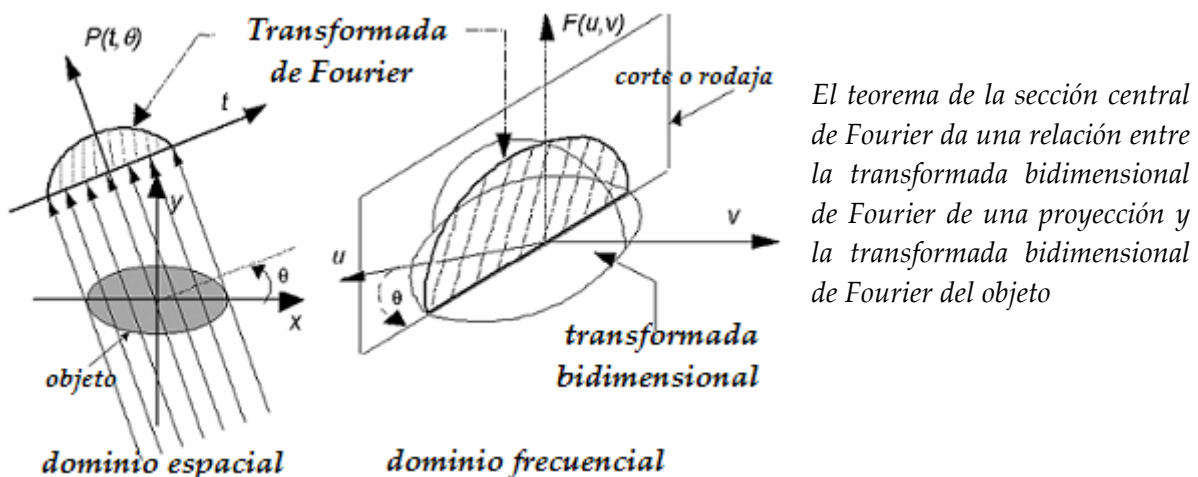
Dentro del primer grupo, el procedimiento clásico de reconstrucción de imagen es la **retroproyección filtrada (FBP)**, un método rápido y sencillo pero que no utiliza información sobre el sistema, aparte obviamente, de la geometría del sistema utilizada en la construcción del sinograma. Produce imágenes aceptables en los casos en los que el número de cuentas es alto, pero no tanto cuando el número de cuentas es bajo, como es el caso de las imágenes en medicina nuclear. Los **métodos iterativos de reconstrucción de imagen** se han propuesto como alternativas a la FBP. Esta técnica tiene un coste computacional más alto, pero las imágenes que genera poseen mejor contraste y mejor relación señal-ruido.

A continuación introduciremos las bases matemáticas del método FBP para presentar después los métodos de reconstrucción iterativa.

Para el método de **reconstrucción de imágenes por retroproyección filtrada** se utiliza un teorema matemático que relaciona todas las proyecciones correspondientes a LOR paralelas con una sección del objeto perpendicular a estas LOR. Es el teorema de la sección central de Fourier, que dice que “la transformada unidimensional de Fourier de la proyección de una imagen $f(x,y)$, obtenida a partir de rayos paralelos entre sí y formando un ángulo θ con el eje x , es el corte o muestreo de la transformada bidimensional de Fourier de la imagen $F(u,v)$ a lo largo de una línea que forma un ángulo θ con el eje u ”. Si escribimos las fórmulas matemáticas queda:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{i2\pi(ux+vy)} du dv \quad F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} p(x_r, \phi) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx_r$$

Según este teorema, si disponemos de las proyecciones de una imagen es posible determinar cuál es esa imagen calculando una transformada bidimensional inversa de Fourier.



Existe un problema en el primer paso que nos lleva a la transformada de Fourier de la proyección. Al utilizar coordenadas polares para el espacio de frecuencias estamos sobremuestreando la región central de frecuencias bajas. Si no corrigiéramos esto, provocaríamos una suavización en los perfiles del objeto, que nos llevaría a imágenes erróneas. Para corregir este problema, el método más utilizado es multiplicar el resultado de la transformada de las proyecciones por el módulo de la frecuencia $|v|$, denominado filtro rampa. Conviene atenuar las altas frecuencias debido a que contienen el ruido debido a las fluctuaciones estadísticas inherentes al proceso de emisión y detección de radiación.

Finalmente el método de reconstrucción queda del siguiente modo:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \left[\int_{-\infty}^{\infty} F(v, \theta) e^{i2\pi(x \cos \theta + y \sin \theta) v} dv \right] d\theta$$

Los **métodos iterativos-estadísticos** para la reconstrucción de imágenes parten de la consideración de la estadística de Poisson para la emisión de positrones dentro de la fuente. Desde esta perspectiva, el problema de la resolución de imagen PET se puede

considerar como un problema estadístico de estimación con datos incompletos. Los datos adquiridos con PET se consideran incompletos por el hecho de que, aunque se conoce el par de detectores donde la coincidencia fue detectada, no se conoce el origen de la aniquilación (y por tanto, tampoco el punto donde se produjo el positrón).

El algoritmo de maximización de la esperanza (EM) es el más extendido dentro de los anteriores métodos; consta de proyección y retroproyección sucesivas.

Básicamente, este método consiste en maximizar una función (verosimilitud), que representa la probabilidad de medir el número de eventos obtenido para una densidad de actividad determinada. Generalmente, mediante un método iterativo, se busca esa densidad de actividad que hace máxima la función verosimilitud.

El **algoritmo EM** parte de una imagen inicial uniforme que va modificando. Esta imagen es volumétrica y constituye nuestros datos estimados. Proyectamos estos datos y los comparamos con los datos medidos, es decir, con el número de cuentas detectadas en cada *LOR*. Es necesario que los proyectemos porque en los datos medidos no conocemos exactamente a qué vóxel corresponden las cuentas, sólo sabemos cuántas cuentas hay en cada *LOR*.

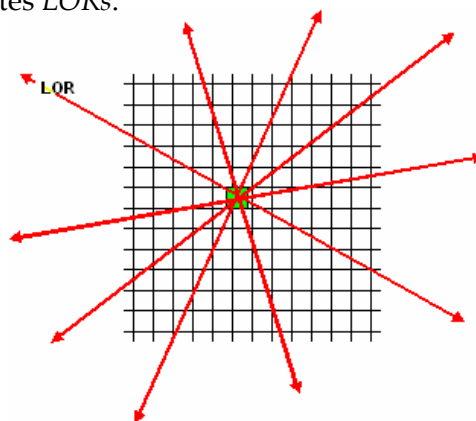
La expresión que utilizamos para proyectar los datos estimados es la siguiente:

$$y(i) = \sum_j A(i, j)x(j)$$

donde $A(i, j)$ es un elemento de la *SRM* (*System Response Matrix*), que representa las probabilidades de que un vóxel dé cuentas en una *LOR* determinada y que depende de factores como el ángulo sólido que subtende el vóxel hacia el elemento detector, el scatter, la atenuación, la respuesta de los detectores, el rango del positrón... La matriz *SMR* es conocida y se obtiene mediante simulación de Monte Carlo.

La expresión anterior representa la probabilidad de que una emisión en el vóxel j sea detectada en la *LOR* i . Proyectamos para todos los vóxeles y todos los *LOR*'s, es decir, tenemos en cuenta que un vóxel puede dar cuentas en distintas *LOR*s según sea la *SRM* del sistema, y que por un mismo vóxel pasan diferentes *LOR*s.

La figura inmediatamente inferior muestra el hecho de que por un mismo vóxel pasan diferentes *LOR*s:



Una vez hecho esto, comparamos la proyección de los datos estimados con los datos medidos (verdaderos) y asignamos a cada vóxel y a cada *LOR* un factor de corrección. Tras esto, retroproyectamos y recuperamos una imagen volumétrica. La imagen se actualiza y mejora.

Hemos partido por tanto, de una imagen uniforme y después de varias iteraciones sucesivas hemos llegado a otra imagen que representa de forma bastante fiel nuestros datos.

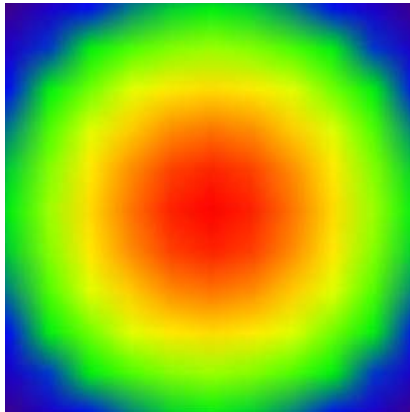


Imagen uniforme inicial

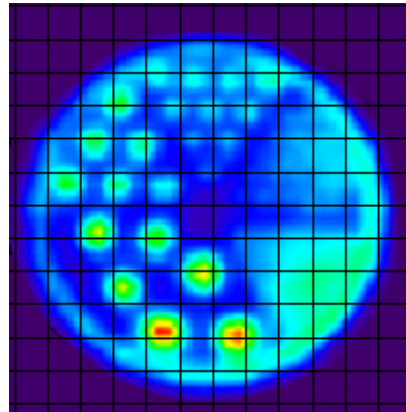


Imagen final

Podemos modificar también la *SRM* obtenida mediante simulación de MonteCarlo de forma que tengamos en cuenta más factores emborronantes que los considerados en la simulación. Así, mejoraremos la reconstrucción de la imagen eligiendo diferentes combinaciones al proyectar y retroproyectar.

Los factores de proyección *FF* y retroproyección *FB* están relacionados con $A(i,j)$ y representan el emborronamiento (factores mayores que 1), o desemborronamiento (factores menores que 1) adicional que se introduce en la *SRM*.

Lo que nos interesa en encontrar la compatibilidad entre ambos factores de proyección y retroproyección, de forma que podemos por ejemplo, proyectar emborronado (de forma que dejamos pasar más ruido) y retroproyectar desemborronado, para ver si así conseguimos disminuir el ruido. Estudiamos diferentes combinaciones de *FF* y *FB* para los diferentes IQ y las distintas resoluciones, estudiando a partir de las gráficas qué combinación/es generan mejores resultados de resolución frente a ruido.

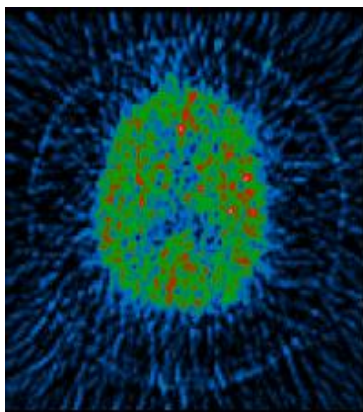
Estos métodos iterativos producen resultados superiores en comparación con los métodos de retroproyección filtrada reduciendo la relación señal-ruido y el error en la estimación de la distribución del radioisótopo. Permiten también un aumento de la resolución del sistema. En cambio, una desventaja importante de los mismos es su lenta convergencia a una imagen aceptable y su alto coste de cómputo, por lo que hasta hace poco no se han podido utilizar en la rutina clínica. Se sigue investigando para obtener algoritmos cada vez más eficientes, como el *MLEM* (*Maximum Likelihood-expectation maximization*), que es el que utilizaremos en nuestro caso para la reconstrucción de imágenes.

Otros inconvenientes que presentan los métodos iterativos son el deterioro de la calidad de la imagen después de un cierto número de iteraciones o la aparición de artefactos de borde. En realidad, el origen de estos problemas está más relacionado con los efectos físicos involucrados en la emisión y detección de radiación durante la adquisición que con el tipo de método iterativo de reconstrucción elegido.

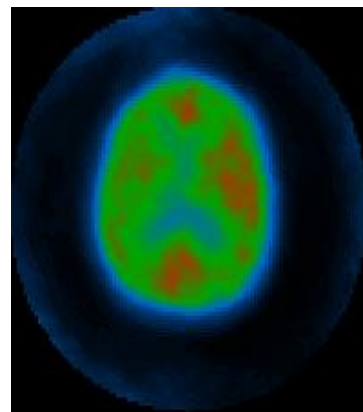
Estos efectos físicos (rango del positrón, no colinealidad, scattering...) hacen que el tubo de respuesta, que conecta los *vóxeles* con una línea de respuesta (*LOR*) sea demasiado ancho. Esto implica que las altas frecuencias de las estructuras orgánicas del paciente no sean registradas por el escáner y por tanto, tampoco puedan ser recuperadas en la reconstrucción. Las altas frecuencias representan los detalles más finos de la imagen.

Al aumentar las iteraciones en los métodos iterativos, estos tratan de recuperar altas frecuencias de la imagen, pero una vez que se ha alcanzado la máxima resolución posible, el aumento de las iteraciones sólo provoca un aumento del ruido de la imagen y la aparición de artefactos de borde (rebotes) en la imagen.

A continuación podemos ver dos imágenes obtenidas utilizando métodos analíticos e iterativos.



Métodos analíticos



Métodos iterativos-estadísticos

4.2. VISTA

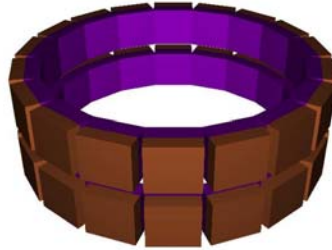
Explore VISTA es el nombre comercial de un escáner *PET* para animales pequeños dotado de dos anillos de cristales detectores; es uno de los últimos modelos comerciales de escáner para animales pequeños. El sistema, fue instalado en el *John Hopkins Medical Institution* en mayo del año 2005.

Una importante característica del *VISTA* es que presenta un sistema de corrección del efecto *DOI* (*Depth of interaction*) diseñado para maximizar sensibilidad y resolución simultáneamente. El efecto *DOI*, explicado anteriormente, genera errores en la identificación de las líneas de respuesta. En el *Explore VISTA*, este efecto se corrige mediante la combinación de dos centelleadores distintos unidos a un

fotomultiplicador. Los centelleadores son cristales *LSO* y *GSO* con distintos tiempos de desexcitación (*LSO*, 40 ns; *GSO*, 60 ns), de forma que el pulso a la salida del fotomultiplicador presenta una forma distinta según sea el cristal con el que interaccionó el fotón. Esto recibe el nombre de *phosphor sándwich* o *phoswich*.

Algunos parámetros característicos del *VISTA* son:

Diámetro de los anillos	11.8 cm
Apertura	8 cm
FOV axial	4.8 cm



Anillos de detectores en VISTA

Ref. [1] [5] [6] [7] [8] [9]

5. Calidad de imagen

Factores que influyen en la calidad de la imagen

La **calidad final de la imagen** tomográfica reconstruida depende del diseño del sistema (en anillo, en detectores planos enfrentados...) y de sus parámetros: número total de proyecciones que se recojan, resolución de éstas y cantidad de eventos detectados. Para una configuración dada existe un número óptimo de proyecciones con una determinada resolución. Los detectores tienen un tamaño mínimo que la tecnología actual no permite reducir; este determinará la resolución intrínseca.

Los fallos en los sinogramas, tratados anteriormente, generan también un deterioro en la calidad de la imagen final.

Otros errores en la imagen final son resultado del movimiento del paciente. Pueden provocar pérdidas en la resolución de la imagen o incluso, en el peor de los casos, modificarla de forma que aparezcan patrones patológicos del órgano a estudiar.

Ref. [13]

II. Metodología y objetivos

6. Objetivos

El **objetivo** del trabajo es la determinación de los parámetros óptimos para la reconstrucción de imágenes obtenidas con el tomógrafo GE/VISTA-drT. Para ello, realizamos un estudio de la calidad de dichas imágenes para varias combinaciones de los parámetros con los que reconstruimos.

Para el estudio de la calidad de imagen analizamos diferentes aspectos, como la relación resolución-ruido o los Coeficientes de Recuperación, explicados más adelante.

En una primera parte del trabajo consideramos imágenes sintéticas, es decir, no obtenidas experimentalmente. En cambio, en una segunda parte analizaremos imágenes obtenidas en laboratorio mediante un maniquí (*phantom*).

7. NEMA *phantom*

En la segunda parte del trabajo, en la que tratamos con los resultados obtenidos, estudiamos las imágenes obtenidas a partir de un *phantom* o *QC-NEMA-PHANTOM*, herramienta que presenta diferentes zonas donde se ha introducido diferente concentración de actividad. Así, podemos obtener imágenes *PET* conociendo exactamente sus niveles de actividad y reduciendo posibles efectos negativos para las imágenes. La siguiente imagen muestra dicho *phantom*:

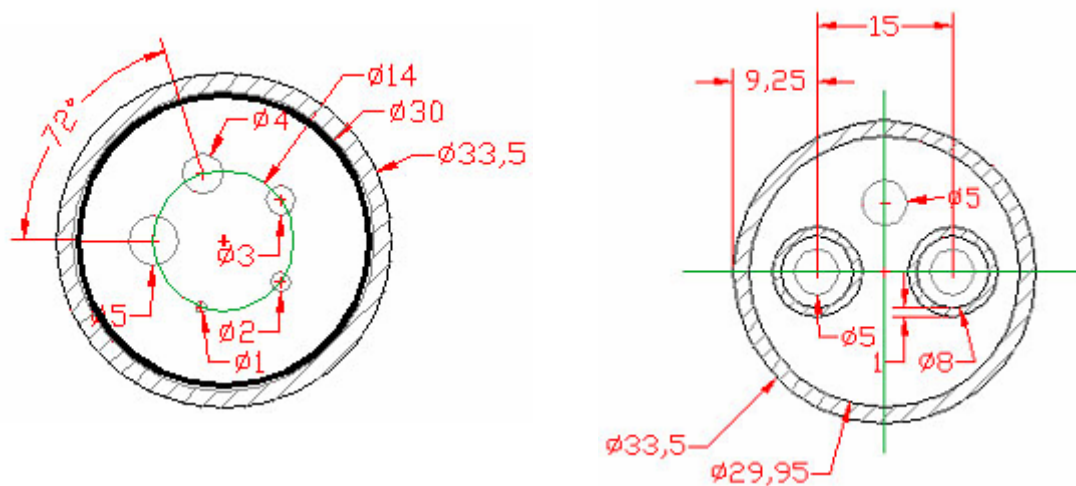


QC-NEMA-PHANTOM

El *phantom* se encuentra dividido en dos partes. Una de ellas es una zona uniforme con concentración de actividad C en la que hay dos cilindros, el cilindro *cold* y el cilindro *hot*. El primero de ellos posee una actividad cuatro veces superior a la de la zona uniforme, es decir, $4C$; mientras que el cilindro *cold* no presenta actividad, suele estar lleno de agua.

En la otra parte tenemos cinco cilindros de diámetros comprendidos entre 1 y 5 mm que presentan actividad C , al igual que la zona uniforme.

En las imágenes de la siguiente hoja podemos ver un esquema de las dos partes del *phantom*. En la imagen de la izquierda tenemos los cinco cilindros con concentración de actividad C , mientras que en la imagen derecha podemos observar los cilindros *hot* y *cold*.



Vistas del phantom

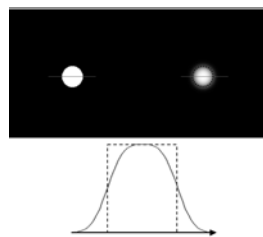
8. Medidas realizadas

- Resolución

Como definimos antes, la resolución de una técnica de imagen médica es la capacidad del sistema para percibir como separados dos objetos próximos entre sí.

Considerando la reconstrucción de imágenes obtenidas con *QC-NEMA-PHANTOM*, tenemos que en el caso ideal, toda la actividad contenida en un hipotético cilindro estaría limitada a la sección real de dicho cilindro y fuera del mismo, el valor de la actividad detectada sería cero.

Sin embargo 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. Este efecto recibe el nombre de *efecto de volumen parcial*. La siguiente figura muestra este efecto:



Efecto de volumen parcial

En la imagen de la izquierda podemos ver cómo sería la imagen sin efecto de volumen parcial. En el caso de la imagen de la derecha, sí se ha tenido en cuenta este efecto. El perfil (en línea punteada), idealmente cuadrado, del cilindro con actividad aparece como el resultado de convolucionar el perfil ideal con la *PSF (point spread function)*, de forma aproximadamente gaussiana, como efecto de la reconstrucción.

El efecto de volumen parcial es un efecto tridimensional, por lo que cobran importancia los conceptos de grosor de rodaja y distancia entre rodajas. Una distancia entre cortes mayor que el grosor de rodaja ayuda a disminuir el efecto de volumen parcial en la dirección axial.

Es por este efecto por lo que para la medida de la **resolución** del sistema asemejamos el emborronamiento de las imágenes obtenidas tras la reconstrucción a una convolución entre una gaussiana y el perfil real (cuadrado).

Así, definimos la **resolución** del sistema como el *fwhm* de la gaussiana con la que nuestro perfil original ha sido convolucionado.

Si derivamos el perfil obtenido tras la reconstrucción, podemos obtener la anchura de la gaussiana con la que se ha convolucionado nuestro perfil cuadrado original, pues la derivada del perfil genera gaussianas de igual ancho que aquella con la que hemos convolucionado.

Esto es, a partir de la derivada del perfil obtenido tras la reconstrucción podemos obtener la anchura de la gaussiana con la que hemos emborronado la imagen. Esta recibe el nombre de PSF (*Point Spread Fraction*), y da el emborronamiento intrínseco de nuestro sistema, dependiente de varios factores como por ejemplo el rango del positrón.

Para comprobar que nuestro método es válido para el cálculo de la resolución del sistema utilizamos el programa *IQ_creator_VISTA*, que acoge como variable de entrada el valor del *fwhm* de la gaussiana con la que convolucionamos el perfil y genera imágenes sin ruido resultado de dicha convolución.

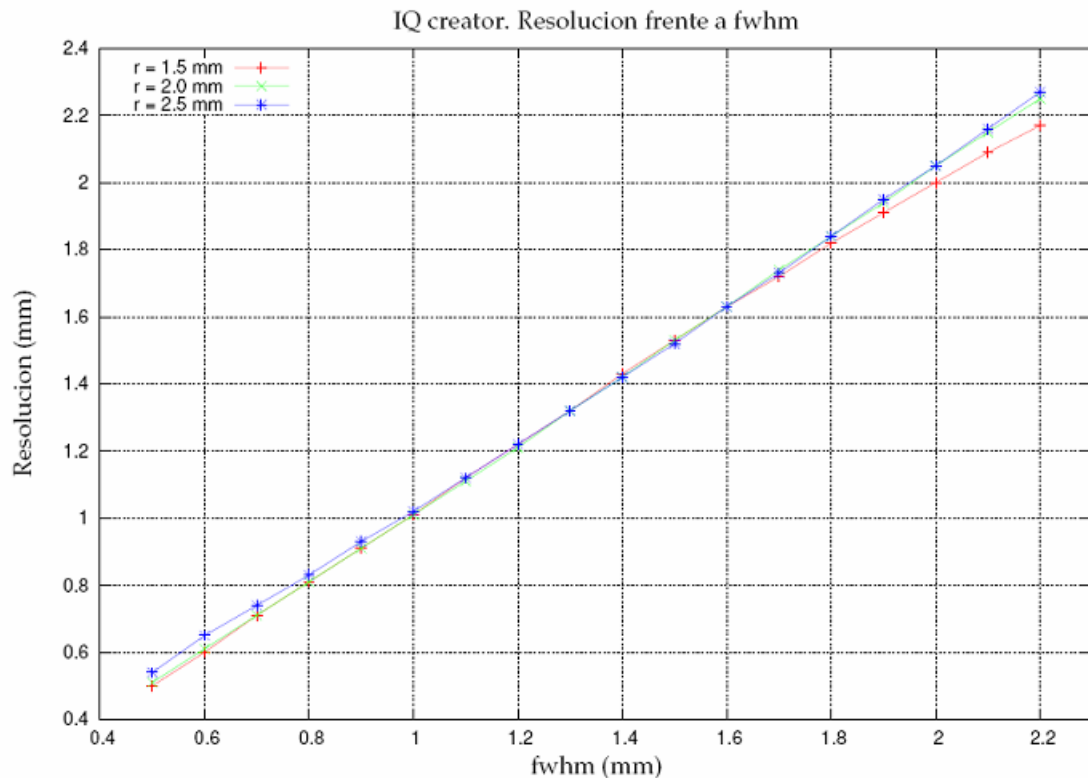
Por ejemplo, *.IQ_creator_VISTA 1.0*, ejecuta el programa *IQ_creator_VISTA* generando dos imágenes:

IQ_phantom.img

IQ_phantom_10.img

La primera de ellas es una imagen en la que el perfil real no se ha convolucionado con ninguna gaussiana, mientras que la segunda genera una imagen en la que el perfil original se ha convolucionado con una gaussiana cuyo *fwhm* es 1.0 mm. Realizamos la misma operación con valores de *fwhm* desde 0.5 a 2.2 mm, de forma que obtenemos 18 imágenes más aquella en la que el perfil real no se ha convolucionado con ninguna gaussiana (*IQ_phantom.img*). Una vez obtenidas, analizamos dichas imágenes.

La siguiente gráfica ilustra la relación existente entre la resolución del sistema y el *fwhm* de la gaussiana con la que convolucionamos. Si representamos en abscisas el valor del *fwhm* introducido como variable de entrada y en ordenadas el valor de la resolución vemos como presentan aproximadamente el mismo valor. Esto indica que el método utilizado es correcto, es decir, que podemos asemejar el perfil obtenido tras la reconstrucción a la convolución entre el perfil cuadrado original y una gaussiana cuya anchura a media altura deseamos calcular.



El programa *IQ_creator_VISTA* genera imágenes sin ruido pero, ¿qué ocurre al introducir ruido en la imagen?

Se ha realizado otro estudio similar al anterior mediante el programa *IQ_creator_VISTA_noise*, que acoge como variable de entrada el valor del *fwhm* de la gaussiana con la que convolucionamos el perfil y un valor de ruido escogido. Generamos ahora imágenes con un ruido determinado.

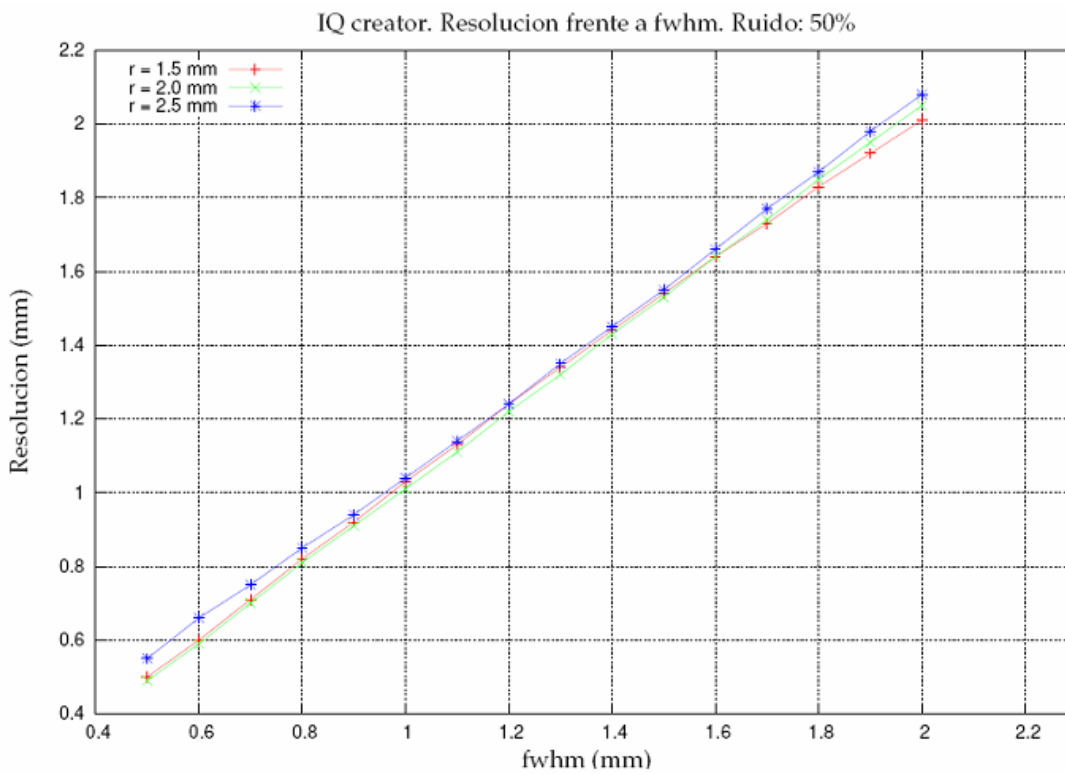
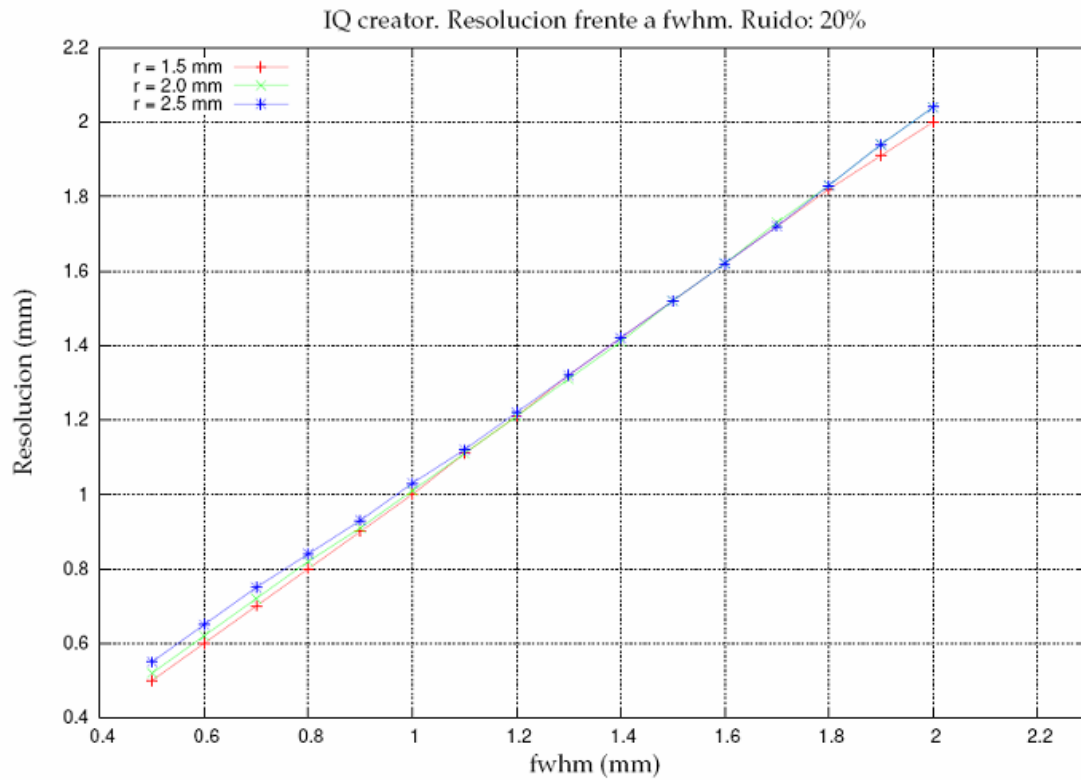
Por ejemplo `./IQ_creator_VISTA_noise 1.0 20`, ejecuta el programa *IQ_creator_VISTA_noise* generando dos imágenes:

`IQ_phantom_VISTA.img`

`IQ_phantom_VISTA_10_20.img`

La primera de ellas es una imagen en la que el perfil real no se ha convolucionado con ninguna gaussiana, mientras que la segunda genera una imagen en la que el perfil original se ha convolucionado con una gaussiana cuyo *fwhm* es 1.0 mm y se ha introducido un nivel de ruido del 20%. Realizamos la misma operación con valores de *fwhm* desde 0.5 a 2.0 mm, de forma que obtenemos 16 imágenes más aquella en la que el perfil real no se ha convolucionado con ninguna gaussiana. Una vez obtenidas, analizamos dichas imágenes.

Presentamos a continuación dos gráficas correspondientes a niveles de ruido de 20 y 50%, en la que confirmamos de nuevo la validez de nuestro método para el cálculo de la resolución:



Como podemos observar las gráficas son prácticamente iguales a pesar del diferente nivel de ruido. El capilar que mejor reproduce el comportamiento ideal esperado de la resolución es el de 1.5 mm de radio. A la vista de los resultados, podemos considerar como válido el método utilizado para calcular la resolución.

- Ruido

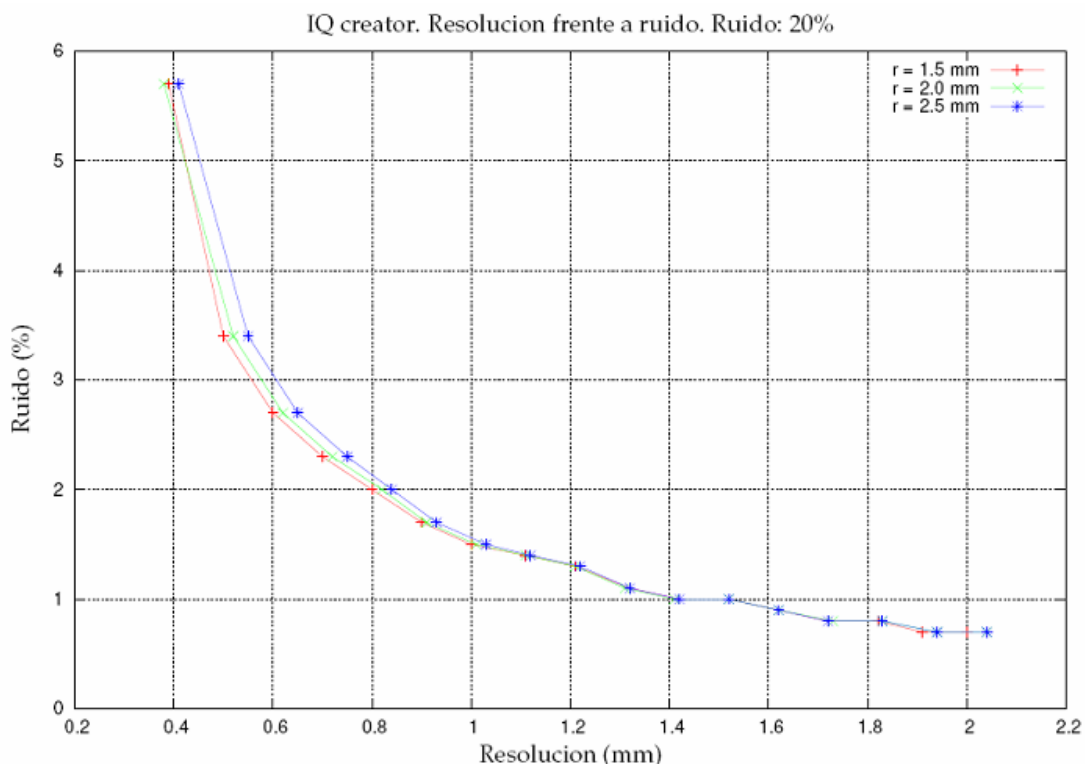
Calculamos el ruido de la imagen considerando que es el cociente entre la desviación estándar de la zona uniforme y el número de cuentas de la zona uniforme.

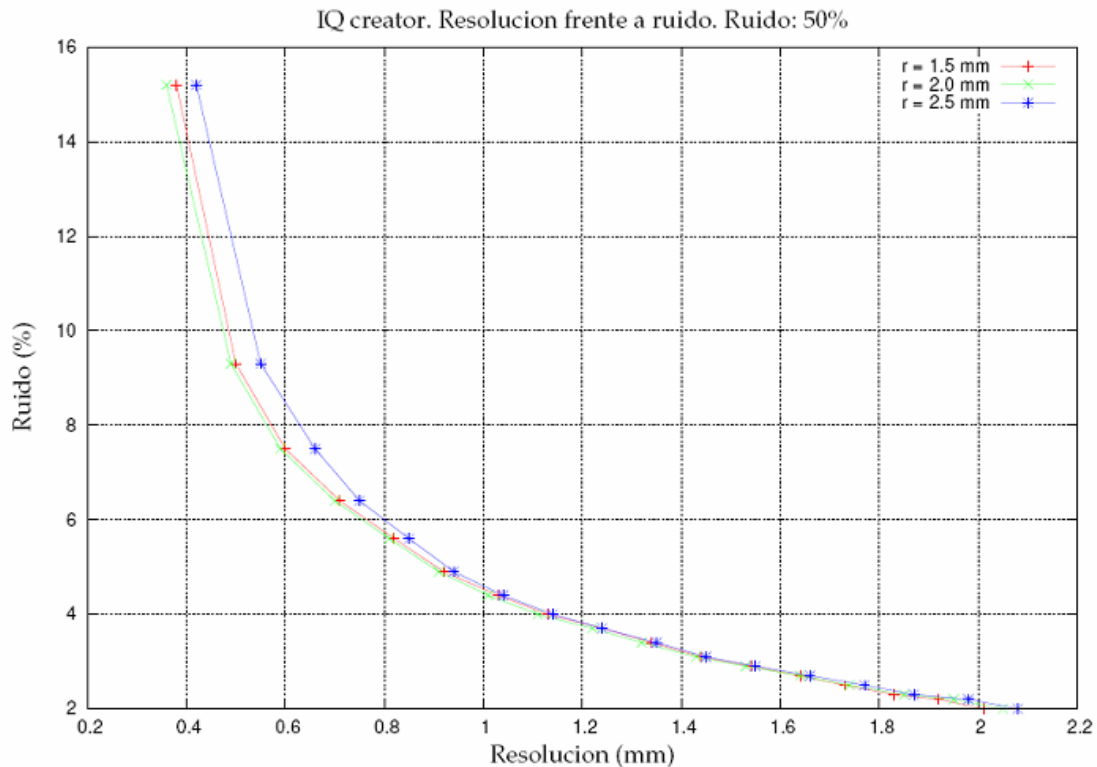
$$\text{Ruido}(\%) = \frac{\text{desviación estándar zona uniforme}}{\text{nº cuentas medidas en la región uniforme}} \times 100$$

La desviación estándar o desviación típica es una medida de dispersión para variables, que presenta sus mismas unidades. Indica la variación de los datos con respecto al valor promedio.

Una desviación estándar grande indica que los puntos están lejos de la media, y una desviación pequeña indica que los datos están agrupados cerca de la media. De esta forma cuanto mayor sea la desviación estándar de la zona uniforme, mayor ruido presentará la imagen y viceversa.

Las siguientes gráficas ilustran la relación resolución-ruido para imágenes sintéticas obtenidas con el *IQ_creator_VISTA_noise*, considerando niveles de ruido de 20 y 50%:





Observamos la diferencia entre el nivel de ruido que alcanzan las imágenes para ambos casos. Éste es lógicamente mucho mayor en el último de ellos, pues el ruido que inicialmente introducimos a las imágenes es bastante mayor.

La mínima resolución alcanzada es consistente con la teoría, puesto que el tamaño del vóxel (de 0.4 mm aproximadamente) no permite la recuperación de resolución por debajo de dichos 0.4 mm.

Vemos también como a medida que disminuye el *fwhm* de la gaussiana con la que hemos convolucionado el perfil cuadrado original, aumenta el ruido de las imágenes. Esto es lógico ya que la convolución con la gaussiana suaviza las imágenes de forma que aparezcan menos ruidosas, en mayor medida cuanto mayor se al la *fwhm* de la gaussiana.

- Coeficientes de recuperación

También llamados *Recovery Coefficients (RC)*, se definen como:

$$RC = \frac{\text{n}^\circ \text{ cuentas medidas en un cilindro}}{\text{n}^\circ \text{ cuentas medidas en la región uniforme}} \times 100$$

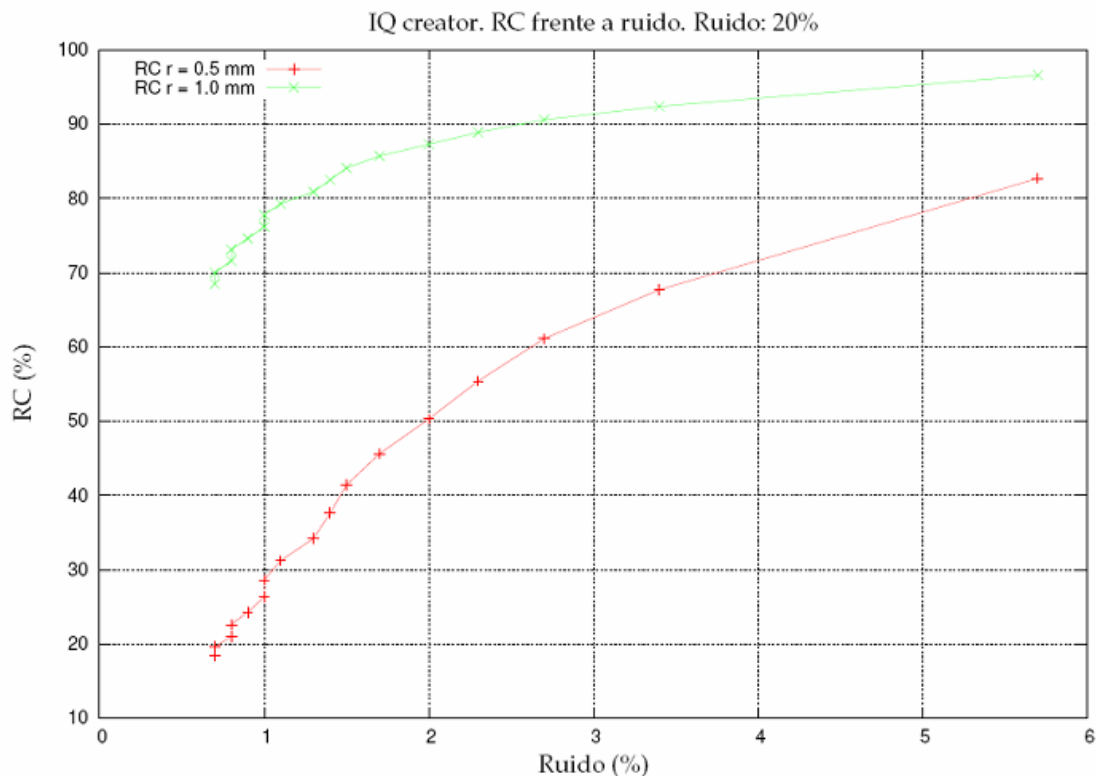
En el caso ideal, los valores de *RC* deberían encontrarse en torno al 100%, es decir, seríamos capaces de recuperar todas o casi todas las cuentas emitidas desde el *phantom*, de forma que si representásemos las cuentas recuperadas frente a los cilindros obtendríamos el mismo número de cuentas en cada uno de ellos.

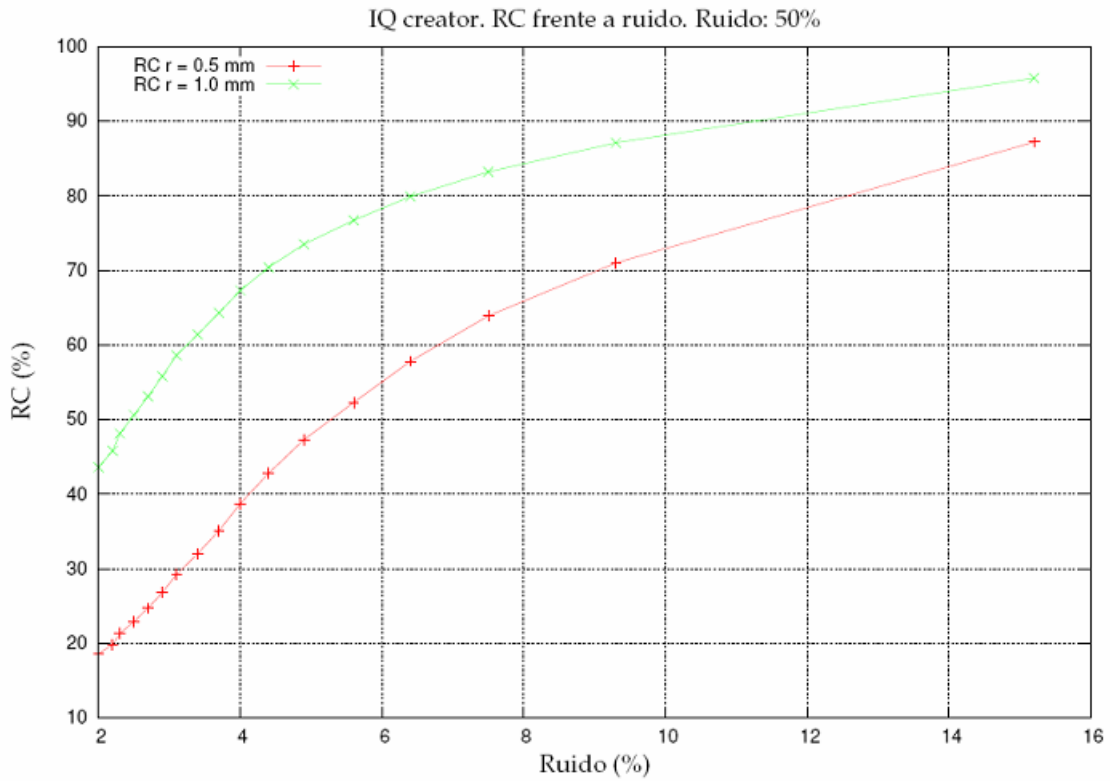
En el caso real, en cambio, debido a los efectos de volumen parcial, los valores de RC oscilan entre el 30% para los cilindros más pequeños y el 70-80% para los cilindros más grandes.

Esto nos dice, por tanto, que el número de cuentas recuperadas en los cilindros pequeños es menor que el número de cuentas recuperadas en los cilindros de mayor diámetro. Aquí tenemos una consecuencia más de que los cilindros estrechos se ven más afectados al convolucionar el perfil original con la gaussiana.

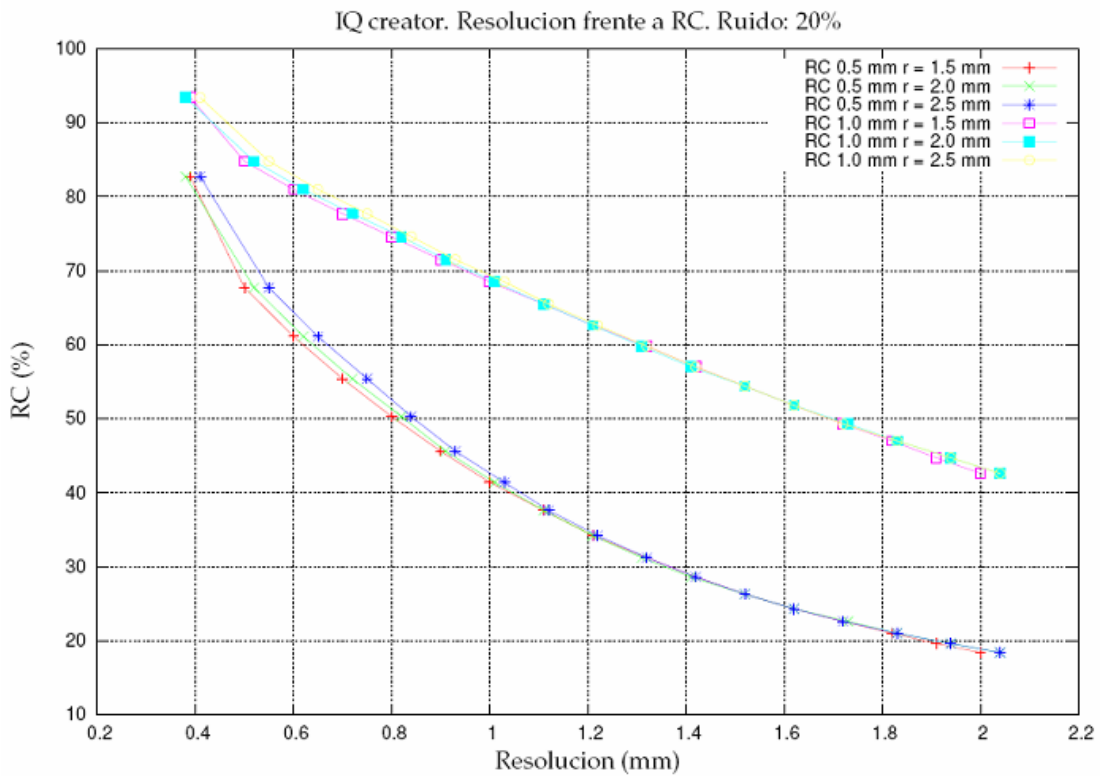
Los valores de RC obtenidos mediante el análisis de las imágenes dan una información complementaria sobre el estudio de la calidad de imagen para estimar el valor de la resolución y en principio se ven menos afectados por el ruido que esta última.

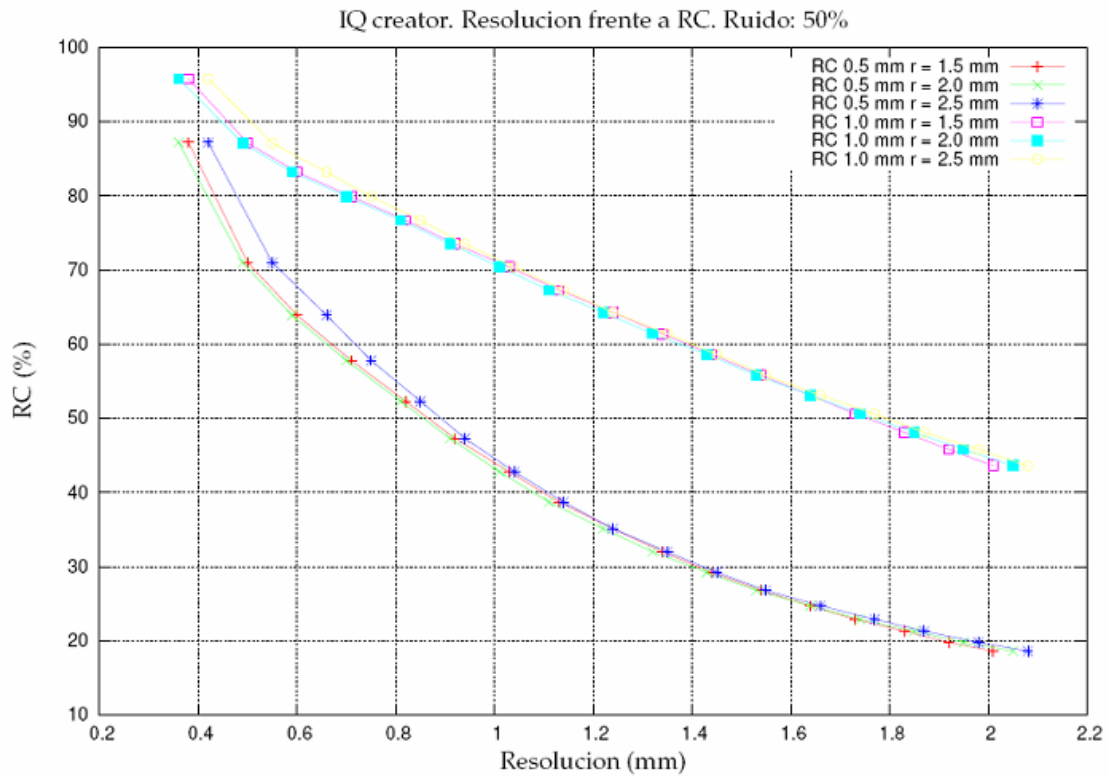
A continuación podemos ver gráficas en las que representamos los valores de RC para los cilindros de radio 0.5 y 1 mm teniendo en cuenta, de nuevo, un 20 y un 50% de ruido.





Podemos también observar las gráficas de *RC* frente a resolución para todos los capilares, considerando los *RC* de aquellos capilares de radio 0.5 y 1 mm.





Como explicamos antes, el número de cuentas recuperadas en los cilindros pequeños es menor que el número de cuentas recuperadas en los cilindros de mayor diámetro. Esto era consecuencia de que los cilindros estrechos se ven más afectados al convolucionar el perfil original con la gaussiana. Podemos comprobar esta afirmación en las gráficas.

La forma de las curvas es también consecuente con la teoría, pues a medida que los RC aumentan, la resolución disminuye, es decir, mejora.

Las gráficas para ambos niveles de ruido no son exactamente iguales pero sí bastante parecidas. Podemos observar cómo para un nivel inicial de ruido del 50% obtenemos mayores valores de RC que para el caso de un ruido del 20%.

- Contraste

Definimos los contrastes para el cilindro caliente y el cilindro frío de nuestro *phantom*, de la forma:

- Contraste en el cilindro caliente Q_H .

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

C_H ≡ promedio de cuentas en las ROIs del cilindro caliente

C_B ≡ promedio de cuentas en las ROIs del fondo

A_H ≡ concentración de actividad en el cilindro caliente

A_B ≡ concentración de actividad en el fondo

- Contraste en el cilindro frío Q_C .

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

C_H \equiv promedio de cuentas en las *ROIs* del cilindro frío

C_B \equiv promedio de cuentas en las *ROIs* del fondo

Para conocer la concentración de actividad en el fondo y en el cilindro caliente, se midió en el laboratorio la siguiente relación referida al *phantom* completo:

$$V(f)C(f) + V(c)C(c) = 237 \mu Ci$$

$C(c)$ \equiv concentración de actividad en el cilindro caliente (A_H) = 51 $\mu Ci / cc$

$C(f)$ \equiv concentración de actividad en el fondo (A_B) = 12.4 $\mu Ci / cc$

$V(c)$ \equiv volumen del cilindro caliente = 0.75 ml

$V(f)$ \equiv volumen del fondo = 19.56 ml

Los valores obtenidos para el contraste no son, como en el caso de los *RCs*, del 100%, la causa es que perdemos de nuevo información de la imagen cerca de sus bordes.

- Detectabilidad

Estudiamos la detectabilidad de nuestras imágenes con respecto a la zona uniforme y con respecto al vacío en función de dónde tomemos la *ROI* (*Region of Interest*). La representaremos respecto al ruido. Definimos la detectabilidad como:

$$\text{Detectabilidad}(\%) = \frac{n^{\circ} \text{ cuentas en el cilindro pequeño}}{\text{desviación estándar de la zona uniforme}} \times 100$$

- Chi cuadrado

Esta cantidad parametriza la discrepancia existente entre los datos experimentales y el ajuste realizado.

Las gráficas calculadas se refieren al valor de chi cuadrado frente al ruido para distintas combinaciones de proyección y retroproyección.

- Otros aspectos evaluados

- Ventana de energía

Llamamos ventana de energía al rango de energías de los fotones resultado de la aniquilación electrón-positrón que tenemos en cuenta a la hora de recuperar cuentas para nuestra imagen.

Trabajamos con tres tipos diferentes de ventanas de energía:

- *IQ_100*: admite fotones cuyas energías estén comprendidas entre 100 – 700 keV
- *IQ_250*: admite fotones cuyas energías estén comprendidas entre 250 – 700 keV

- *IQ_400*: admite fotones cuyas energías estén comprendidas entre 400 – 650 keV

De forma que cuanto mayor sea la anchura de ventana considerada mayor número de fotones detectaremos, aunque aumentará por tanto la probabilidad de scatter y en principio la calidad de la imagen disminuirá.

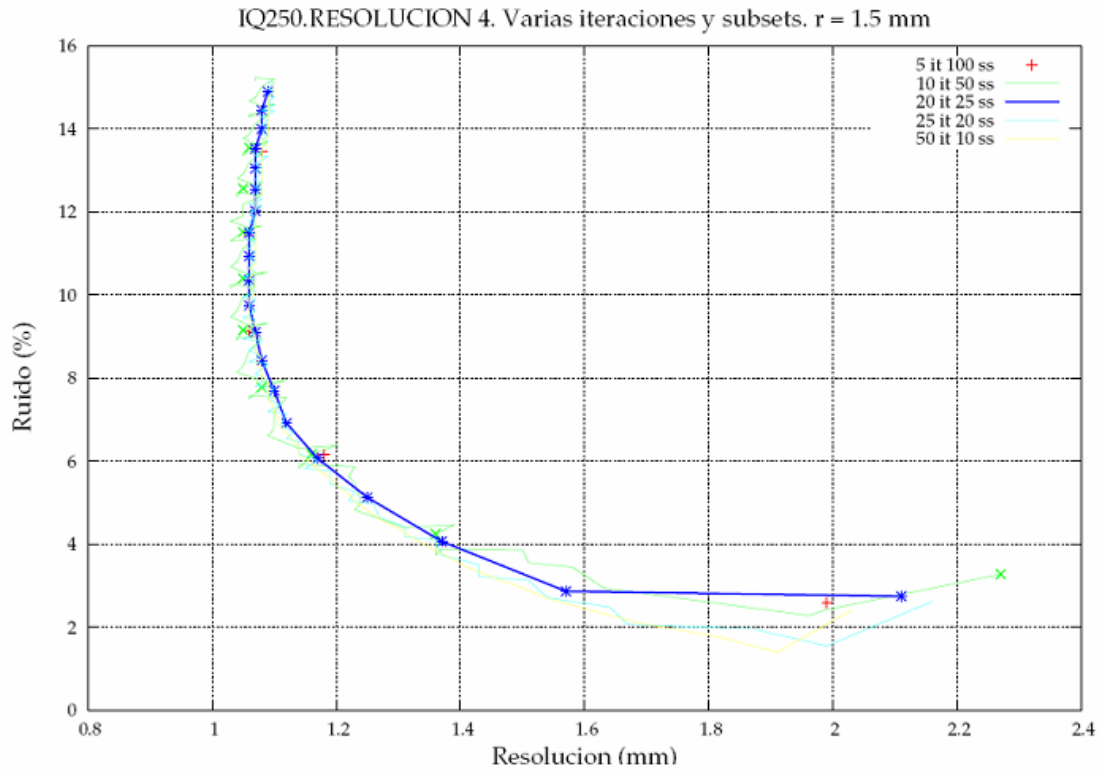
◦ Resolución

También consideramos diferentes resoluciones dentro de cada IQ, numeradas de 1 a 5. La diferencia entre todas es el número de vóxeles empleados en la reconstrucción, de forma que la resolución 1 genera imágenes más rápidamente pero de menor calidad, mientras que la resolución 5 es más lenta pero sus imágenes, en principio deberían tener mejor calidad. Las resoluciones con las que hemos trabajado son principalmente la 4 y la 5, por lo que sólo presentaremos resultados referidos a estas.

◦ Número de subsets

Estudiamos también diferentes combinaciones de número de iteraciones y subsets en las imágenes. Cada iteración es una actualización de la imagen para mejorar su calidad. Pueden estar compuestas a su vez, de diferente número de subsets. Estos toman un subconjunto de los datos de la imagen y la actualización de dicha imagen se produce al terminar un subset, en lugar de esperar a pasar por todos los datos. La convergencia de la reconstrucción se acelera, pero con el riesgo potencial de incrementar el ruido en la imagen, ya que se reconstruye con estadística reducida.

La gráfica siguiente muestra la relación resolución-ruido para IQ250 y diferentes combinaciones de iteraciones y subsets. Tratamos en este caso con el capilar de radio 1.5 mm.



Podemos concluir de la gráfica que el número de subsets considerados no afecta a la resolución de la imagen.

◦ Objetos reiterados

Utilizamos reiteraciones para dos combinaciones distintas de proyección y retroproyección. La reiteración consiste en realizar una primera reconstrucción de los datos para evaluar el nivel de ruido, de forma que podamos emplear ese nivel de ruido para definir un filtro adecuado basado en la respuesta del sistema, para ese nivel de ruido y reconstruir en un segundo paso los datos filtrados.

Ref. [2] [14]

III. Resultados

Realizamos a continuación el 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. Estos se corresponden en todos los casos con las iteraciones 1, 3 y 5 de nuestra reconstrucción, salvo en el caso de la resolución en el que se consideran las iteraciones 2 y 4.

- Coeficientes de recuperación

<i>Recovery Coefficient</i> $r = 0.5 \text{ mm}$	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	31.2 (5.8 %)	31.2 (6.8 %)	31.1 (5.9 %)	31.3 (7.1 %)
	38.2 (9.3 %)	40.2 (13.1%)	38.1 (9.2 %)	41.2 (14.2 %)
	40.3 (11.1 %)	42.5 (18 %)	39.7 (10.8 %)	44.2 (20.0 %)
FF 1 FB 1.2	24.7 (3.6 %)	24.8 (4.2 %)	24.1 (3.4 %)	24.6 (4.2 %)
	33.3 (5.4 %)	35.3 (8.4 %)	29.1 (5.1 %)	34.1 (8.6 %)
	36.3 (6.3 %)	39.2 (12.0 %)	30.9 (6.0 %)	38.0 (12.5 %)

Los *RC* son mejores para las imágenes no reiteradas, aunque las imágenes presentan más ruido, habría que estudiar por tanto la compatibilidad de ambos factores para estimar hasta qué punto merece o no merece la pena reiterar.

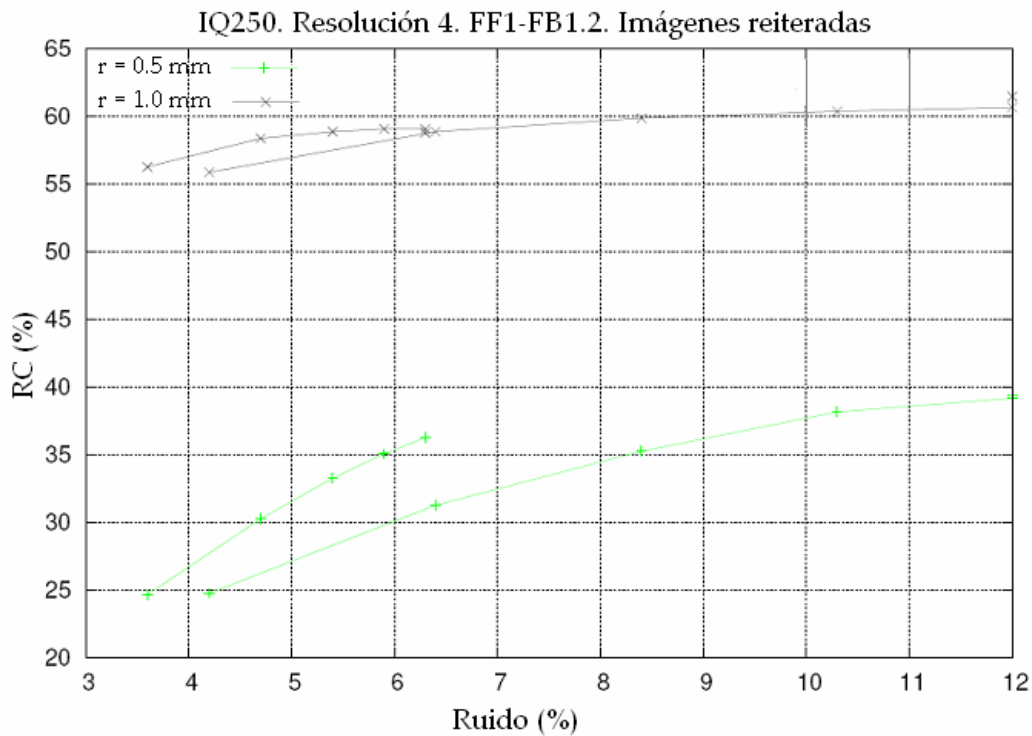
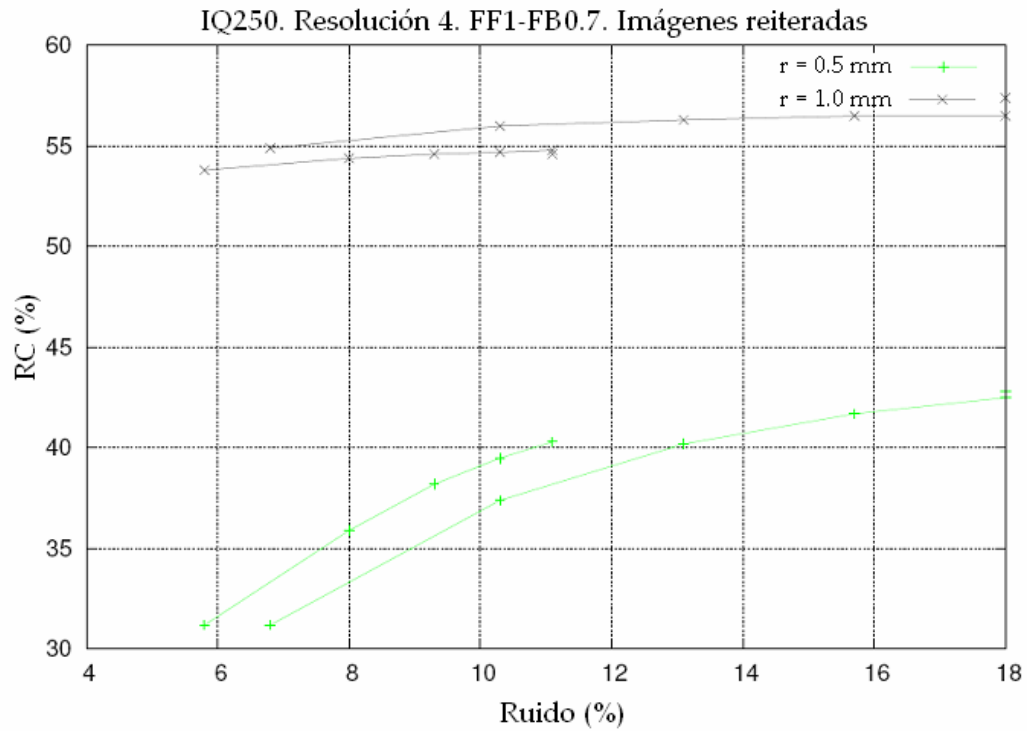
Parece que los *RC* no disminuyen mucho en el caso de que reiteremos, y en cambio el ruido de las imágenes disminuye bastante, especialmente cuando aumentan las iteraciones, por lo que las reiteraciones mejoran la calidad de las imágenes en cuanto a los *RCs*.

También vemos como en todos los casos la combinación de *FF* y *FB* mejor es 1 y 0.7.

<i>Recovery Coefficient</i> $r = 1 \text{ mm}$	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	53.8 (5.8 %)	54.9 (6.8 %)	55.2 (5.9 %)	56.4 (7.1 %)
	54.6 (9.3 %)	56.3 (13.1 %)	56.6 (9.2 %)	58.3 (14.2 %)
	54.8 (11.1 %)	56.5 (18 %)	57.1 (10.8 %)	59.0 (20.0 %)
FF 1 FB 1.2	56.3 (3.6 %)	55.9 (4.2 %)	57.5 (3.4 %)	57.1 (4.2 %)
	58.9 (5.4 %)	59.9 (8.4 %)	60.5 (5.1 %)	61.2 (8.6 %)
	59.1 (6.3 %)	60.7 (12.0 %)	61.0 (6.0 %)	62.0 (12.5 %)

De nuevo los *RC* son mejores para las imágenes no reiteradas, pero presentan mucho mayor porcentaje de ruido.

En cambio en este caso la mejor combinación de parámetros es FF1 FB1.2. Esto se debe a que el radio del capilar que consideramos para calcular el RC es mayor. En principio los valores de RC obtenidos con el capilar de radio 1.0 mm son mejores, (esto puede verse comparando ambas tablas, los valores de RC son mayores en este último caso), pues los cilindros de mayor diámetro se ven menos afectados por el efecto de volumen parcial y la recuperación de cuentas es más efectiva, por lo que quizá yo diría que por ahora la combinación que arroja mejores resultados sobre los parámetros es la de FF1 FB1.2.

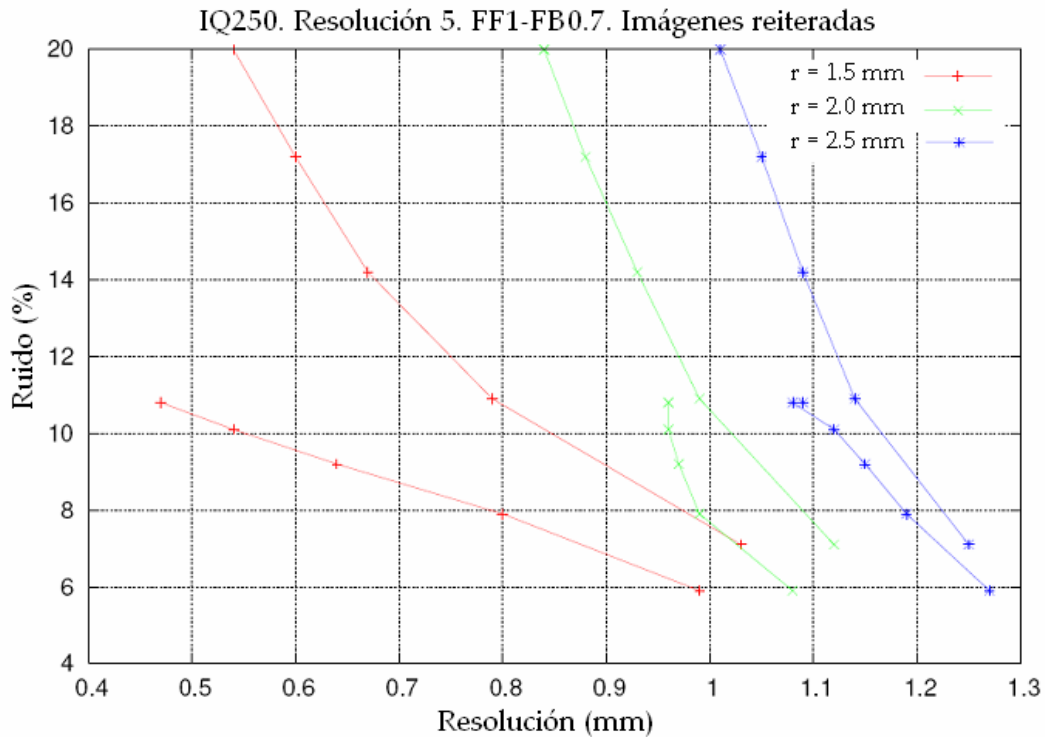


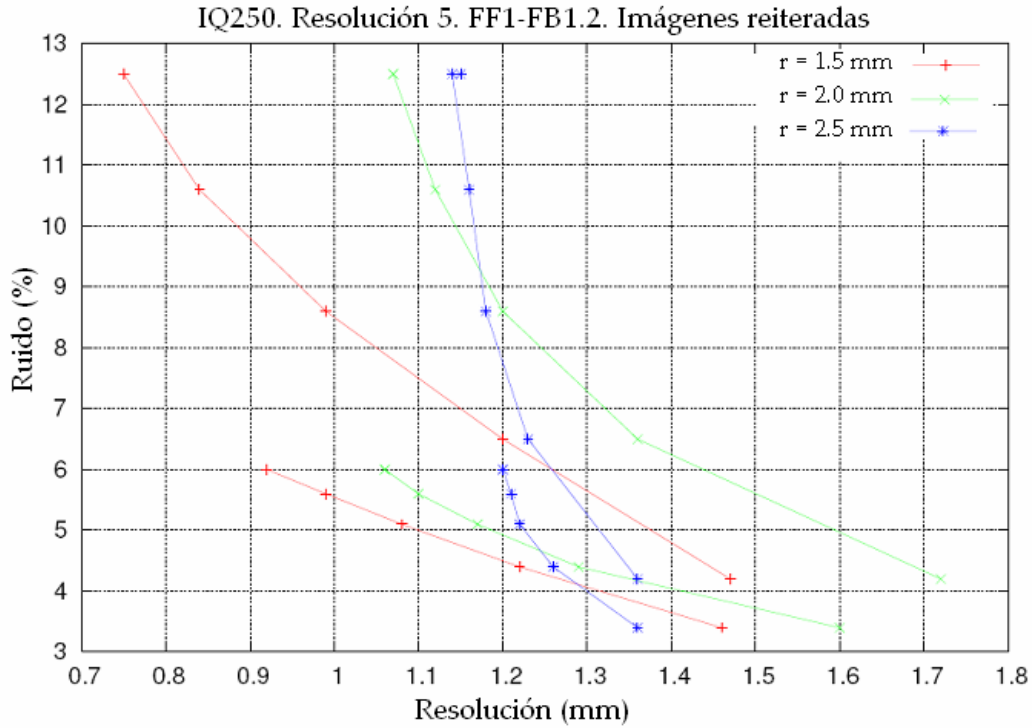
• Resolución

Resolución ($r = 2.5 \text{ mm}$)	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	0.86 (8 %)	0.89 (10.3 %)	1.19 (7.9 %)	1.14 (10.9 %)
	0.77 (10.3 %)	0.82 (15.7 %)	1.12 (10.1 %)	1.05 (17.2 %)
FF 1 FB 1.2	1.01 (4.7 %)	1.01 (6.4 %)	1.26 (4.4 %)	1.23 (6.5 %)
	0.94 (5.9 %)	0.91 (10.3 %)	1.21 (5.6 %)	1.16 (10.6 %)

En este caso la mejor resolución (la más baja) se alcanza con la combinación de parámetros FF1 FB0.7.

Podemos decir también, como en el caso del contraste, que la mejor resolución, pero sólo marginalmente mejor, se alcanza con imágenes no reiteradas, pero sus valores de ruido llegan a duplicar en algunos casos a los valores de ruido de las imágenes reiteradas.

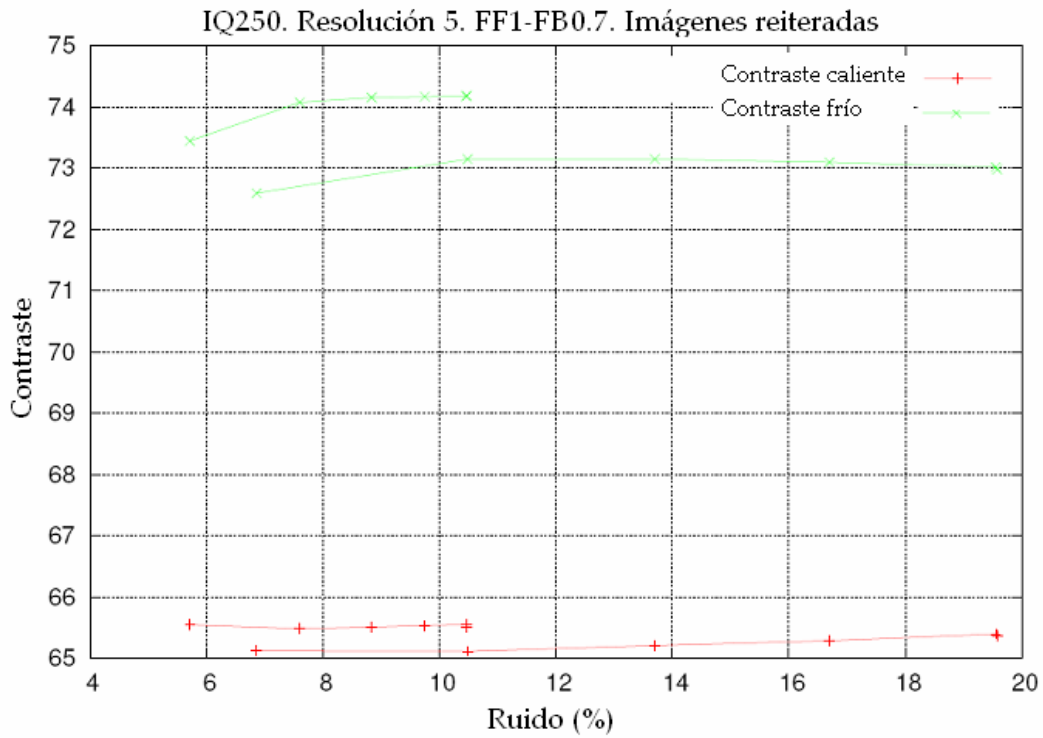




• Contraste

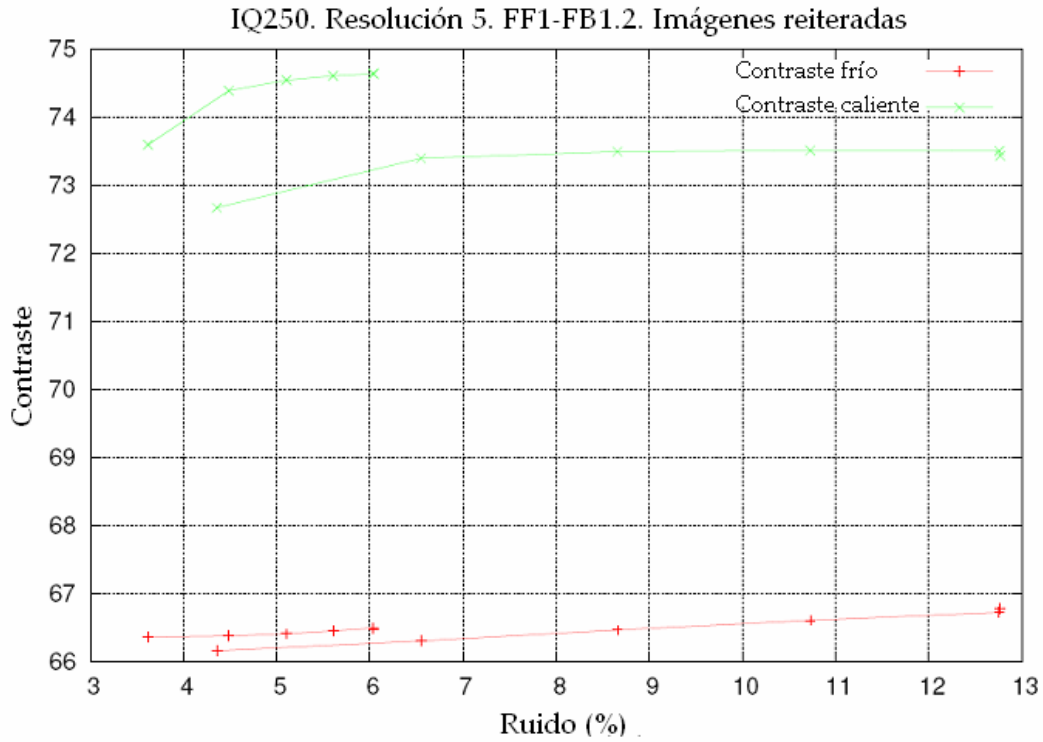
<i>Contraste caliente</i>	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	68.90 (5.6 %)	68.61 (6.6 %)	65.55 (5.7 %)	65.12 (6.9 %)
	69.43 (8.9 %)	69.67 (13.2 %)	65.51 (8.8 %)	65.21 (13.7 %)
	69.65 (10.9 %)	70.18 (18.7 %)	65.55 (10.5 %)	65.40 (19.6 %)
FF 1 FB 1.2	69.13 (3.7 %)	69.02 (4.3 %)	66.37 (3.6 %)	66.17 (4.4 %)
	69.70 (5.3 %)	70.03 (8.4 %)	66.42 (5.1 %)	66.47 (8.7 %)
	69.93 (6.2 %)	70.57 (12.1 %)	66.50 (6.0 %)	66.73 (12.8 %)

Los contrastes presentan valores muy cercanos para imágenes reiteradas y sin reiterar. La diferencia en el caso de las combinaciones de FF y FB se hace algo presente para el modelo de SRM normal, en la que FF1 FB1.2 vuelve a arrojar mejores resultados tanto para imágenes reiteradas como sin reiterar. Pero esencialmente los contrastes calientes están en torno al 65-70% en todos los casos y los resultados son mejores para la SRM simplificada.



<i>Contraste frío</i>	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	68.06 (5.6 %)	67.33 (6.6 %)	73.45 (5.7 %)	72.60 (6.9 %)
	68.47 (8.9 %)	67.67 (13.2 %)	74.16 (8.8 %)	73.15 (13.7 %)
	68.46 (10.9 %)	67.59 (18.7 %)	74.18 (10.5 %)	73.02 (19.6 %)
FF 1 FB 1.2	70.44 (3.7 %)	69.54 (4.3 %)	73.60 (3.6 %)	72.67 (4.4 %)
	71.18 (5.3 %)	70.18 (8.4 %)	74.55 (5.1 %)	73.50 (8.7 %)
	71.15 (6.2 %)	70.09 (12.1 %)	74.65 (6.0 %)	73.51 (12.8 %)

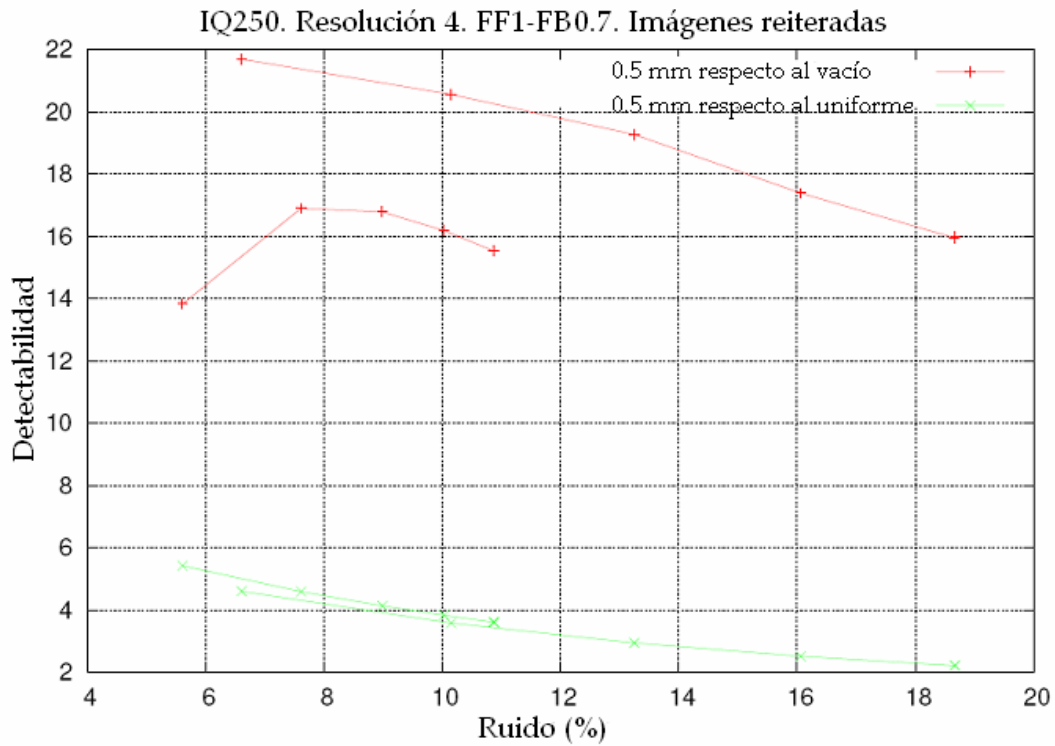
Al contrario que el contraste caliente, en el frío la SRM normal da mejores resultados que la simplificada, aunque en todos los casos están entre alrededor del 70%.



● Detectabilidad

<i>Detectabilidad respecto al vacío</i>	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	13.84 (5.6 %)	21.70 (6.6 %)	21.57 (5.7 %)	24.90 (6.9 %)
	16.79 (9.0 %)	19.28 (13.2 %)	22.25 (8.8 %)	19.84 (13.7 %)
	15.55 (10.9%)	16.0 (18.7 %)	18.93 (10.5 %)	14.86 (19.5 %)
FF 1 FB 1.2	10.04 (3.7 %)	14.37 (4.3 %)	15.71 (3.6 %)	19.86 (4.4 %)
	13.41 (5.3 %)	19.52 (8.4 %)	17.0 (5.1%)	22.44 (8.7 %)
	14.34 (6.2 %)	19.81 (12.1 %)	17.10 (6.0 %)	20.70 (12.8 %)

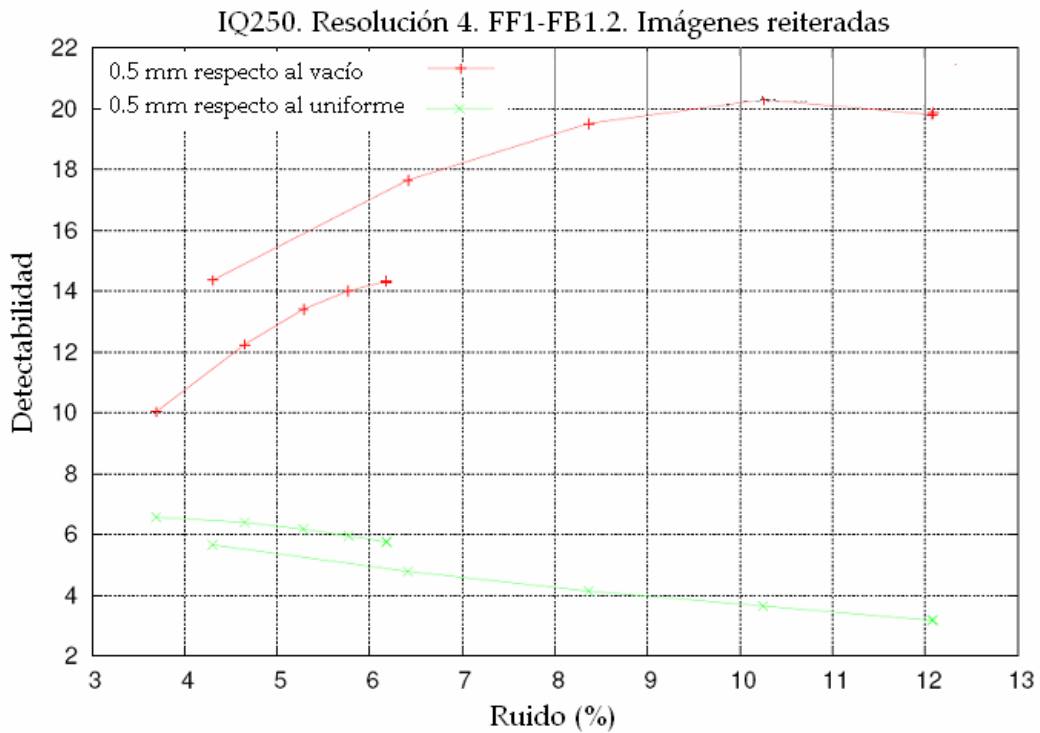
La detectabilidad respecto al vacío es mejor para la combinación FF1 FB0.7 y mejor también para imágenes sin reiterar, aunque presentan más ruido que las reiteradas. La SRM normal da mejores resultados.



<i>Detectabilidad respecto al uniforme</i>	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	5.43 (5.6 %)	4.61 (6.6 %)	5.32 (5.7 %)	4.47 (6.9 %)
	4.14 (8.9 %)	2.96 (13.2 %)	4.22 (8.8 %)	2.94 (13.7 %)
	3.62 (10.9 %)	2.22 (18.7 %)	3.71 (10.5 %)	2.20 (19.5 %)
FF 1 FB 1.2	6.57 (3.7 %)	5.66 (4.3 %)	6.54 (3.6 %)	5.55 (4.4 %)
	6.18 (5.3 %)	4.15 (8.4 %)	5.61 (5.1%)	3.87 (8.7 %)
	5.77 (6.2 %)	3.18 (12.1 %)	5.02 (6.0 %)	2.93 (12.8 %)

La detectabilidad con respecto al uniforme es, lógicamente, menor que la detectabilidad con respecto sin actividad (vacío). En este caso la combinación que arroja mejores resultados es FF1 FB1.2.

En general, los resultados para imágenes reiteradas son mejores que aquéllos de las no reiteradas, porque al estar mucho más libres de ruido, la variabilidad de la zona uniforme es mucho menor, lo que hace que la detectabilidad de zonas calientes sea mejor.



<i>Detectabilidad máxima (vacío)</i>	Simplificado	Normal
FF 1 FB 0.7	16.9 (7.6 %)	23.61 (7.6 %)
FF 1 FB 1.2	20.31 (10.25 %)	22.44 (8.7 %)

La detectabilidad máxima es mejor para la SRM normal que para la simplificada.

El menor ruido común a todas las combinaciones de emborronamientos y resoluciones es de un 6%. Evaluamos ahora los valores obtenidos de cada uno de los parámetros para dicho nivel de ruido:

<i>Resolución para 6% ruido</i>	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	0.95	0.99	1.26	1.28
FF 1 FB 1.2	0.94	1.03	1.20	1.26

La resolución para un valor del 6% de ruido es mejor para la SRM simplificada que para la normal, presentando las imágenes reiteradas mejores valores que las no reiteradas.

RC para 6% ruido ($r = 0.5 \text{ mm}$)	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	32.3	29.8	31.3	29.7
FF 1 FB 1.2	30.2	30.0	30.9	29.2

Los valores de RC son de nuevo mejores teniendo en cuenta la SRM simplificada. Podemos ver además, como las imágenes reiteradas permiten una mejor recuperación de cuentas tanto si consideramos la SRM simplificada como si consideramos la normal.

Contraste frío para 6% ruido	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	68.12	67.25	73.50	72.50
FF 1 FB 1.2	71.15	70.05	74.60	73.15

Contraste caliente para 6% ruido	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	68.95	68.50	65.50	65.08
FF 1 FB 1.2	69.90	69.50	66.50	66.20

En el caso del contraste, son aplicables los anteriores comentarios realizados para la resolución y los RC.

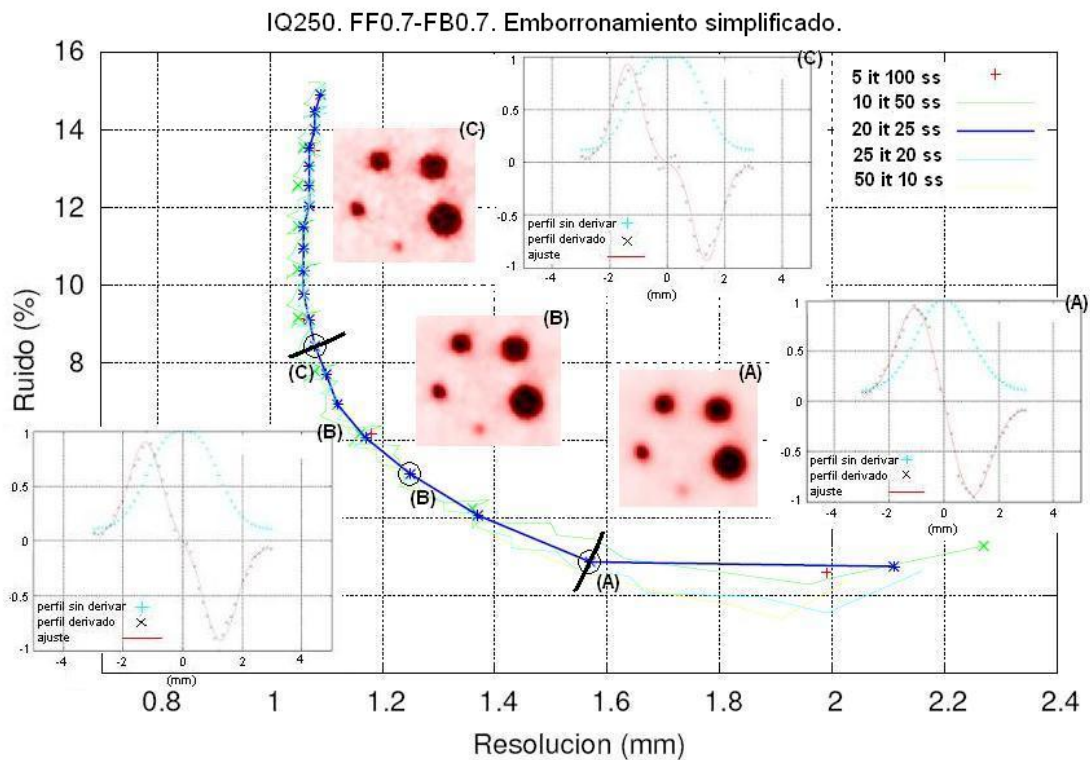
Detectabilidad respecto al vacío para 6% ruido	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	14.40	22.00	22.0	25.50
FF 1 FB 1.2	14.10	17.00	17.10	21.10

En este caso, contrariamente a todos los demás parámetros, los resultados con la SRM simplificada son peores que con la normal, y los resultados reiterados peores que sin reiterar. Sin embargo, el valor de este parámetro es en todos los casos suficientemente alto.

Detectabilidad respecto al uniforme para 6% ruido	Simplificado		Normal	
	Reiteradas	Sin reiterar	Reiteradas	Sin reiterar
FF 1 FB 0.7	5.25	4.90	5.20	4.60
FF 1 FB 1.2	5.90	4.40	5.00	4.80

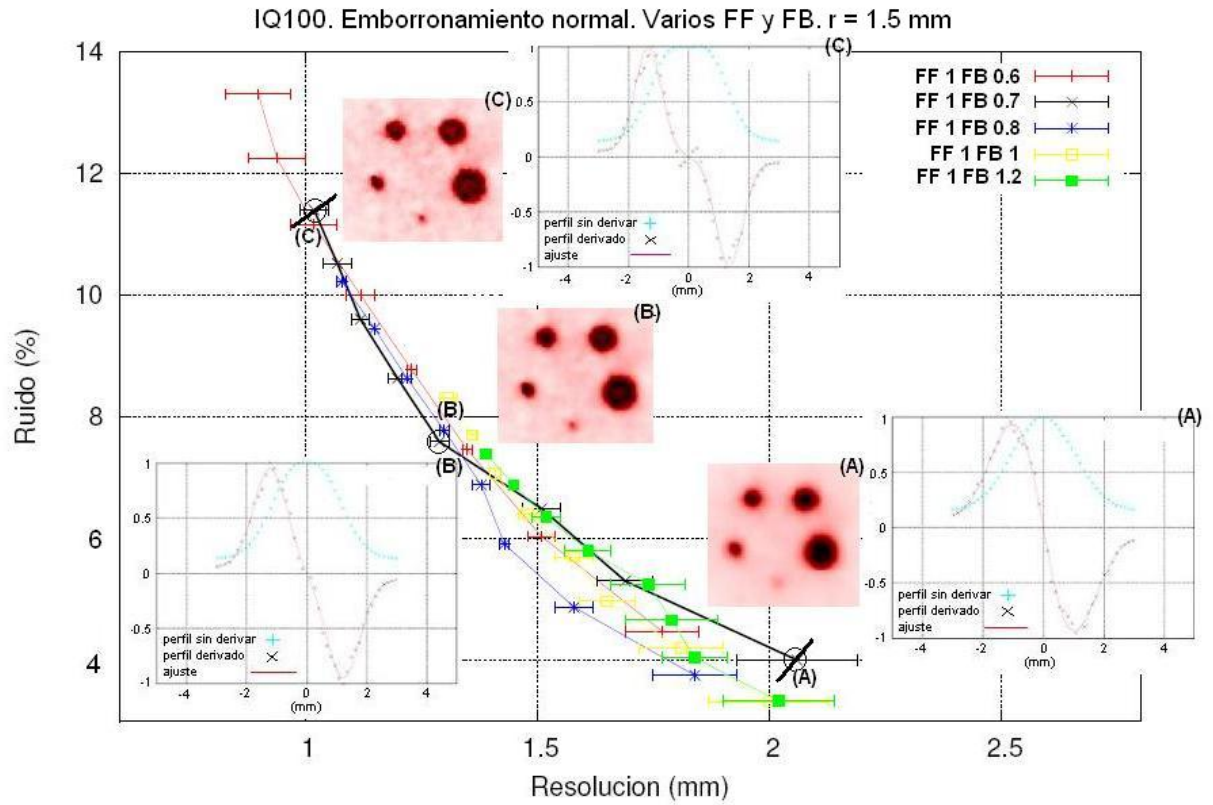
Los valores de detectabilidad con respecto al uniforme presentan el mismo comportamiento que el resto de parámetros, son mejores para las reconstrucciones reiteradas, con FF 1 FB 0.7 y modelo simplificado.

A continuación adjuntamos al trabajo algunas fichas realizadas para diferentes emborronamientos y ventanas de energía. En ellas podemos apreciar los perfiles de los capilares y las imágenes obtenidas tras la reconstrucción. Es interesante observar cómo empeora la calidad de estas últimas a medida que aumentamos el número de iteraciones.

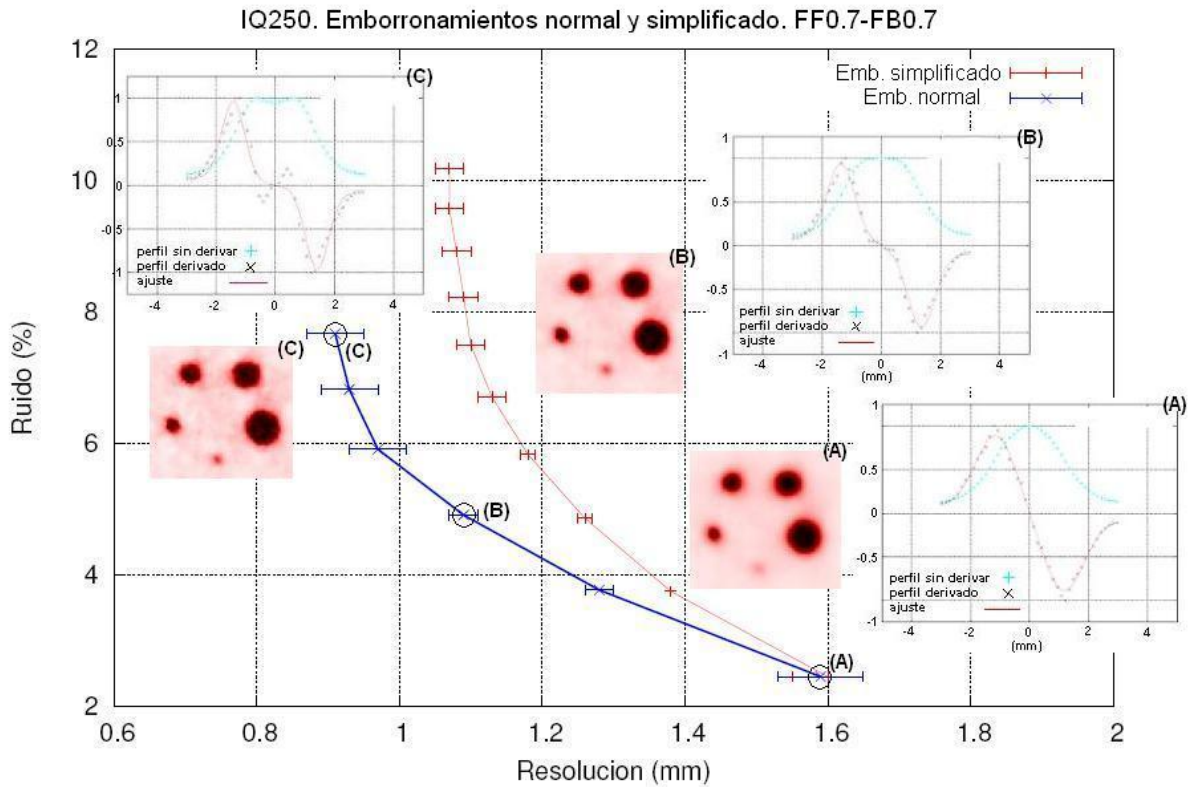


Puede comprobarse en la figura cómo existe un punto de máxima resolución sin compromiso (A), hasta el cual la resolución ha mejorado sin aumentar el ruido. Vemos también un punto cercano a resolución 1.1 (C), en el que se alcanza la máxima resolución, es decir, si seguimos iterando sólo introducimos más ruido, no mejoramos la resolución. El punto (B) es un punto intermedio a los anteriores.

Hemos adjuntado en la gráfica los perfiles para el capilar de radio 1.5 mm. Si observamos aquel correspondiente al punto (C) vemos cómo aparecen rebotes en la derivada. Estos producen un deterioro en la imagen, como se comentó en el apartado de método de reconstrucción.



En este caso, la ficha corresponde a la ventana de energía de IQ100. podemos observar de nuevo los perfiles e imágenes para tres puntos de las curvas.



IV. 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.

V. Bibliografía

- [1] Trabajo académicamente dirigido. Realizado por: Samuel España Palomares. Dirigido por: José Manuel Udías Moinelo y José Luis Contreras González. Dpto. Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad Complutense de Madrid.
- [2] Evaluación de las características y rendimiento de escáneres PET de pequeños animales. Realizado por: Esther Vicente Torrico. Dirigido por: Juan José Vaquero López. Co-dirigido por: José Manuel Udías Moinelo.
- [3] Aplicación del método de Monte Carlo a la Física Médica. Trabajo académicamente dirigido. Realizado por: Esther Vicente Torrico. Dirigido por: José Luis Contreras González. Dpto. Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad Complutense de Madrid.
- [4] Aspectos técnicos de la Tomografía por Emisión de Positrones. J.J. Vaquero López. *Rev. R. Acad. Cienc. Exact. Fis. Nat. Vol 96, N^o 1-2, pp 3-11, 2002.*
- [5] Reconstrucción de imagen en tomografía por emisión de positrones. G. Kontaxakis, J.J. Vaquero, A. Santos. *Rev. R. Acad. Cienc. Exact. Fis. Nat. Vol 96, N^o 1-2, pp 45-57, 2002.*
- [6] Data acquisition and image reconstruction for 3D PET. Michel Defrise. Paul Kinahan.
- [7] Statistical Reconstruction Methods in PET: Resolution Limit, Noise; Edge Artifacts and considerations for the design of better scanners. J.L. Herraiz, S. España, J.M. Udías, J.J. Vaquero, M. Desco. *2005 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record.*
- [8] Performance Evaluation of the GE Healthcare eXplore VISTA Dual-Ring Small-Animal PET Scanner. Yuchuan Wang, Jurgen Seidel, Benjamin M.W. Tsui, Juan J. Vaquero, Martin G. Pomper.
- [9] FIRST: Fast Iterative Reconstruction Software for (PET) tomography. J.L. Herraiz, S. España, J.J. Vaquero, M. Desco, J.M. Udías. *Phys. Med. Biol. 51 (2006) 4547-4565.*
- [10] Investigación y ciencia. *Mente y cerebro*. Año 2004.

Páginas web visitadas:

- [11] <http://www.semn.es>. Sociedad Española de Medicina Nuclear.
- [12] <http://www.petmadrid.com>. Instituto Tecnológico PET.
- [13] <http://www.crump.ucla.edu/lpp/lpphome.html>. Instituto Crump de Imagen Molecular.
- [14] <http://www.hggm/animalpet>

Índice

I. Introducción	1
1. Introducción a la medicina nuclear.....	1
1.1 La medicina nuclear en el mundo.....	1
1.2 La medicina nuclear en España.....	1
2. Tomografía por emisión de positrones (PET).....	3
2.1 Introducción.....	3
2.2 Fundamento físico.....	3
2.3 Detección de los rayos gamma.....	5
2.4 Parámetros importantes en PET.....	9
3. Adquisición de datos.....	13
4. Reconstrucción de imágenes.....	15
4.1 Métodos de reconstrucción de imágenes.....	16
4.2. VISTA.....	20
5. Calidad de imagen.....	21
II. Metodología y objetivos	22
6. Objetivos.....	22
7. NEMA <i>phantom</i>	22
8. Medidas realizadas.....	23
III. Resultados	35
IV. Conclusiones	46
V. Bibliografía	47