

Fundamentos de SPECT

Margarita Núñez

***Escuela Universitaria de Tecnología Médica
UdelaR, Montevideo, Uruguay
Comité de Tecnólogos de ALASBIMN***

2008

Fundamentos de SPECT

Introducción.

La palabra tomografía significa 'dibujo del cuerpo'. Todo procedimiento tomográfico resulta en una imagen del interior del cuerpo, como si se hubiera tomado un cuchillo y cortado una rodaja para lograr ver en su interior. La tomografía es usada para estudiar la anatomía (como en el caso de la TC y la RM) o los aspectos funcionales (como en el caso del SPECT y del PET). La teoría de la reconstrucción tomográfica se aplica de forma similar a la TC, RM, SPECT y PET, con pequeñas diferencias. La única diferencia existente entre SPECT y PET es que el primer procedimiento utiliza radionucleidos emisores de **fotón simple**, o sea que emiten rayos gama normales como el tecnecio-99m, mientras que el PET emplea radionucleidos emisores de **positrones** (lo cual implica detección simultánea de 2 rayos gama por parte de 2 detectores opuestos). El SPECT en comparación con TC difiere en que en TC las imágenes se producen al registrar fotones **transmitidos** a través del cuerpo, mientras que en SPECT los fotones son **emitidos** por el cuerpo del paciente. El hecho que la TC use rayos X y el SPECT radiación gama no reviste importancia alguna.

¿Por qué usar SPECT?

Existen básicamente tres razones por las cuales el SPECT es atractivo comparado a las imágenes planares.

1. En una imagen planar, la actividad fuera del órgano de interés se superpone a éste, reduciendo el contraste visible. En cambio, en una imagen transversal reconstruida, la distribución de actividad en el órgano se aprecia en forma separada de la actividad de fondo circundante, de modo que el contraste mejora significativamente.
2. Debido a que las imágenes tomográficas contienen información sobre la distribución de actividad en el interior del cuerpo, esencialmente tendremos datos tridimensionales. En muchas ocasiones, la observación de imágenes tridimensionales puede ayudar a ilustrar la relación existente entre diferentes estructuras y realmente mejorar la interpretación del estudio.
3. Si se corrigen varias fuentes de error, las imágenes de SPECT realmente pueden representar la distribución de actividad en el cuerpo en cantidad de actividad por unidad de volumen. Esta cuantificación absoluta puede ser de utilidad para medir parámetros funcionales y también para estimar la dosis absorbida de radiación en un órgano específico o en un tumor.

Adquisición de SPECT.

Para adquirir un estudio de SPECT, se hace rotar una cámara gama convencional alrededor del paciente, registrando una imagen en cada paso angular. La cámara simplemente se mueve alrededor del paciente tomando imágenes estáticas desde diferentes ángulos. Estas imágenes se conocen como **proyecciones**, pues son formadas por la proyección en la matriz de los fotones provenientes del paciente.

La actividad inyectada usualmente se distribuye en todo el paciente y una imagen estática habitual proporciona una imagen donde la información se encuentra superpuesta; se puede ver la actividad proveniente de diferentes profundidades pero no es posible determinar la ubicación exacta de cada punto. De hecho, parte de la actividad está "oculta" tras otras estructuras, en realidad lo que se pierde por la superposición de estructuras es el contraste, ya que los rayos gamma de los sectores profundos de todos modos alcanzan el detector en su mayor parte.

Utilicemos una analogía. Si imaginamos un pequeño bosque alrededor del cual podemos caminar: desde un ángulo cualquiera podremos ver un grupo de árboles, pero muchos estarán

ocultos de la vista lo que impide tener una noción exacta de su número y ubicación. Si caminamos alrededor y observamos desde un ángulo distinto, podremos ahora ver algunos de los árboles antes ocultos. Nuestra mente construirá entonces una imagen algo más exacta del bosque en general. A medida que rodeamos el bosque, la imagen mental va mejorando su aproximación respecto al **contenido** real del bosque.

Al rotar la cámara gama alrededor del paciente, se consigue realmente un resultado similar: imágenes de la distribución de la actividad a diferentes ángulos de modo de obtener información suficiente para reconstruir una imagen final de lo que existe en el **interior** del cuerpo. Un sistema SPECT es simplemente una cámara gama estándar provista de un mecanismo que le permite rotar alrededor del paciente. Debe estar en conexión con una computadora, las imágenes registradas son, esencialmente, un grupo de imágenes estáticas estándar, de hecho, el juego de imágenes adquiridas a diferentes ángulos se almacenan en un archivo como un estudio dinámico corriente, pudiendo ser observadas en modo 'cine'.

¿Cómo debe adquirirse un estudio de SPECT?

Los parámetros usados para adquisición en SPECT no están determinados al azar, sino que deben ser seleccionados para ajustarse óptimamente a un determinado tipo de estudio. Hay varios parámetros que necesitaremos elegir para adquirir un estudio de SPECT.

¿Qué tamaño de matriz debería usar?

Como en las imágenes planares, el tamaño de la matriz debe ser tal que no se pierda la resolución presente en el sistema. En una imagen planar debemos asegurarnos que la matriz elegida resulte en un tamaño de pixel que no supere la mitad de la resolución esperada de la cámara, o sea que el FWHM debe estar representado por 2 pixeles. Si existieran menos de 2 pixeles, se perderá resolución y habrá posibilidad de generación de artefactos por el efecto de muestreo ("aliasing").

Si pasamos a una matriz mayor de lo necesario realmente no ganaremos nada: no se incrementa la resolución simplemente por aumentar el tamaño de la matriz. Sólo necesitamos asegurarnos que sea lo suficientemente grande para no perder la resolución del sistema.

En SPECT podemos utilizar argumentos similares. En este caso, la regla general es que el tamaño de la matriz sea lo suficientemente grande, de modo que haya 2,5 pixeles por FWHM. Se necesitan algunos pixeles más por distancia de resolución que en estudios planares: esto es porque la resolución de la imagen reconstruida termina siendo un promedio de la resolución de la cámara, que varía constantemente durante la rotación al cambiar la distancia entre el detector y el paciente. En la práctica, la resolución de la imagen reconstruida puede ser estimada de manera relativamente fácil si conocemos la resolución planar del sistema, ya que la resolución reconstruida es similar a la resolución planar medida a una distancia correspondiente al radio de rotación. Por ejemplo, si tenemos un estudio de SPECT adquirido con un radio de rotación de 20 cm, entonces la resolución reconstruida será aproximadamente la misma que la resolución planar a 20 cm. Para un colimador de alta resolución, esta debería ser típicamente de 12-15 mm. Para decidir acerca del tamaño de la matriz, necesitamos conocer la resolución esperada del sistema y el tamaño de la imagen adquirida. Siguiendo el ejemplo anterior, necesitamos asegurarnos que la resolución esté representada por 2.5 pixeles, o sea que el tamaño del píxel será de $15 \text{ mm} / 2,5 \text{ mm} = 6 \text{ mm}$.

Si estamos usando una cámara con un campo de visión de 500 mm, el tamaño de la matriz deberá ser $>500 \text{ mm} / 6 \text{ mm} = 83$ pixeles de ancho. Por tanto, en este caso será necesario una matriz de 128x128 para asegurarnos de no perder resolución (128 es el tamaño superior de matriz más cercano a 83).

Un factor a considerar es el uso de un zoom de adquisición; el efecto de la amplificación consiste en usar la matriz para representar sólo una parte del campo de visión de la cámara. Si seleccionamos un factor de zoom de 1.4 la imagen registrada tendrá un tamaño de $500 \text{ mm} / 1,4 = 357 \text{ mm}$. Por tanto, el tamaño requerido de matriz debe ser al menos de $357 \text{ mm} / 6 \text{ mm} =$

59,5 píxeles. Una matriz de 64x64 sería suficiente si usamos este zoom. Debemos asegurarnos que con el zoom aplicado no se pierde información por fuera del sector de campo amplificado, el órgano de interés debe estar contenido totalmente dentro del área en todas las posiciones angulares del detector.

¿Cuántas proyecciones angulares debería adquirir?

Una decisión igualmente importante es el número de ángulos de la adquisición; y aquí no se trata de adivinar, sino que una vez más debe ser determinado de modo de no perder información. Sabemos ya que necesitamos un tamaño de pixel suficientemente pequeño, de otra manera se perderá resolución. De modo similar, necesitamos asegurar que el paso entre dos posiciones angulares no sea demasiado grande, ya que de lo contrario perderemos resolución. Si usamos la misma regla, en el sentido que el espacio entre ángulos no supere la resolución esperada dividida por 2,5 tendremos una solución aceptable.

No es importante preservar la resolución fuera del área de interés, es suficiente que la distancia entre ángulos sea suficientemente grande para describir un círculo (órbita) que contenga el órgano de interés. La circunferencia completa de la órbita (o sea, la distancia total de la órbita) estará dada por $2\pi r$. Por tanto, es posible calcular el número de ángulos de modo que la distancia entre ellos sea suficientemente pequeña.

De nuevo, recurriendo al ejemplo anterior donde necesitábamos una distancia de 6 mm, si el radio del círculo incluyendo el órgano de interés centrado en el CDR debiera ser de 10 cm, entonces el número de ángulos debería ser $>2\pi r / 6 \cong 105$. Necesitaríamos usar 120 ángulos en una adquisición de 360° o la mitad de ese número para una adquisición de 180°.

El número de ángulos es independiente del tamaño de la matriz o del factor de amplificación.

¿Durante cuánto tiempo debería adquirir cada proyección?

La principal consideración en un estudio de SPECT es la adquisición de los mejores datos posibles. Esto implica adquirir el mayor número posible de cuentas, pero durante el menor tiempo posible a fin de asegurar que el paciente no se mueva. La probabilidad que el paciente se mueva dependerá del tipo de estudio que estemos adquiriendo:

Por ejemplo, mantener las manos sobre la cabeza para un estudio cardíaco es muy incómodo por lo cual un estudio de 20 minutos será suficiente. Para un estudio cerebral, una media hora de estudio constituye un tiempo razonable.

En estudios de SPECT el ruido se ve amplificado, por lo cual es aún más importante adquirir un buen número de cuentas que para estudios planares.

Calculando una duración realista del estudio, se puede determinar el tiempo por ángulo: simplemente dividimos el tiempo total de estudio por el número de ángulos a adquirir.

Adquisición de 180° vs. 360°

Existen ciertas situaciones en que una adquisición de 180° es preferible a una de 360°. Ejemplos de esto es el SPECT cardíaco y el SPECT óseo de columna; en ambos casos el órgano de interés está situado más próximo a un borde del cuerpo.

Las ventajas potenciales de una adquisición de 180° son, por tanto:

- Adquirir más cuentas en un tiempo dado (debido a que la atenuación es menor).
- Obtener mejor resolución (ya que el órgano está más próximo al detector).

Para una adquisición de 180° normalmente se incrementa al doble el tiempo por ángulo y se divide entre 2 el número de ángulos adquiridos, de modo tal que el espacio entre ángulos es el mismo que para un estudio de 360°.

Adquisición en modo 'step & shoot' vs. modo continuo

Normalmente se realiza la adquisición con la cámara detenida en cada ángulo y luego moviendo el detector a la siguiente posición angular. El problema con este método es que durante el

tiempo insumido para moverse desde una posición a otra, el detector no registra cuentas. El tiempo desperdiciado puede ser significativo: por ejemplo, si se adquieren 120 proyecciones y el desplazamiento de un ángulo a otro toma 2 segundos, el tiempo total desperdiciado será de 4 minutos (la duración del estudio será 4 minutos mayor que lo planificado). Un método alternativo de adquisición es el continuo, donde el detector rota adquiriendo información continuamente para el mismo número de proyecciones que usábamos con el modo paso y disparo. Obviamente, el detector se mueve mientras está adquiriendo datos; pero si se programan 120 ángulos, la distancia angular entre proyecciones será solamente de 3 grados y por tanto este movimiento tendrá escaso efecto negativo sobre la imagen mientras que se ahorrarán 4 minutos. En cambio, si se toman 60 proyecciones la distancia angular será de 6 grados y entonces el modo continuo no es recomendable.

Cámaras de un detector vs. multidetectores

Hemos mencionado solamente los sistemas SPECT con un solo detector, pero las cámaras multidetectores (con dos o tres cabezales) se están difundiendo cada vez más.

Actualmente es común la adquisición de sistemas SPECT con múltiples detectores en vez de solamente uno. Los detectores operan en forma independiente entre sí, de modo que dos detectores adquieren dos proyecciones distintas al mismo tiempo (tanto en 180° como a 90°, o en el caso de un sistema triple cabezal, con 120° de diferencia).

A menudo estos sistemas se consideran muy complejos, pero realmente no es así. Suponiendo que ambos cabezales estén correctamente alineados y los dos detectores posean la misma sensibilidad, no hay diferencia respecto a un sistema de un solo cabezal. El control de calidad se hace un poco más tedioso debido a que existen dos cabezales para verificar en vez de uno. Esencialmente, cada detector individual debe ser tratado como una cámara separada.

Existen dos estudios específicos donde estas ventajas pueden ser aprovechadas:

- SPECT gatillado, donde las cuentas adicionales son necesarias para compensar el escaso tiempo de adquisición por imagen y
- El SPECT dinámico – una técnica nueva pero potencialmente útil donde se necesitan tiempos de adquisición cortos.

La única diferencia con estos sistemas es que los datos son adquiridos con todos los cabezales al mismo tiempo lo que resulta en mayor cantidad de cuentas por ángulo, o una adquisición más rápida dependiendo de lo que se requiera con mayor prioridad. Algunos consideran la rapidez como la mayor ventaja de estos instrumentos; sin embargo el objetivo debería ser obtener estudios de mayor calidad ya sea usando un colimador de mayor resolución (con la correspondiente menor sensibilidad) o adquiriendo un mayor número de cuentas. Por supuesto, un estudio más corto puede resultar de mejor calidad al disminuir la probabilidad de movimiento del paciente.

¿Qué tan cerca del paciente debe situarse el detector?

Debe mantenerse una mínima distancia con respecto al paciente. Deben tomarse todas las medidas posibles tendientes a lograr esto. Con una adquisición de 180° la cámara no necesita rotar completamente alrededor del paciente, de modo que en general puede usarse un radio de rotación menor que con una órbita de 360°. La mayoría de las cámaras presentan la opción de una órbita elíptica además de la circular, lo que permite al detector aproximarse más al paciente. Siempre que esta opción se maneje cuidadosamente, puede representar una mejoría en la resolución. Algunas cámaras están equipadas con sistemas que permiten un acercamiento máximo automático del detector en cada ángulo. Esto puede ser de utilidad suponiendo que el sistema funciona apropiadamente y suponiendo que se preparamos correctamente la adquisición.

Colimadores para SPECT

En la mayoría de los casos, se usa para SPECT un colimador de alta resolución y orificios paralelos; sin embargo, existen otros colimadores que pueden ser ocasionalmente utilizados.

Posiblemente, el más común sea el colimador en abanico (“fan-beam”). El objetivo principal con este colimador es proporcionar tanto mayor sensibilidad como resolución. Los colimadores en abanico poseen los orificios paralelos en una dirección (paralela al eje mayor del paciente) pero convergentes en la otra dirección (paralela al eje transversal del paciente). El colimador se focaliza en una línea en vez de un punto. El enfoque resulta en una magnificación, lo que significa que los fotones gama de un objeto pequeño ocuparán un espacio mayor en la superficie del detector, por tanto mejorando la sensibilidad. La magnificación también implica cierta mejora en la resolución (como en el caso del colimador pinhole). Este es un caso inusual en que se logra simultáneamente una mejoría tanto en la sensibilidad como en la resolución. El uso del colimador en abanico se limita al estudio de órganos relativamente pequeños, debido a que el órgano debe permanecer dentro del campo de visión en todos los ángulos. A menudo es utilizado para estudios cerebrales.

Debe tomarse cuidado al usar colimadores especiales como el de abanico. En algunos casos, el software de reconstrucción requiere el uso de una órbita circular con este tipo de colimador. En efecto, el software utilizado para la reconstrucción es diferente del normal, ya que los cálculos deben referirse a distintas suposiciones geométricas (normalmente, el proceso de reconstrucción supone el uso de un colimador de orificios paralelos). La reconstrucción con el colimador en abanico requiere que los datos adquiridos sean reposicionados para formar un grupo de proyecciones paralelas: este proceso es llamado ‘rebinning’.

Reconstrucción del estudio SPECT

El enfoque básico que se ha usado durante años utiliza la retroproyección, una técnica que se realiza fácilmente mediante una computadora, aunque algo difícil de comprender.

Adquirimos un grupo de imágenes alrededor del paciente, consideremos una única línea de estas imágenes que corresponde a las cuentas adquiridas de un corte transversal individual. Suponiendo que la cámara está preparada para apuntar en la misma dirección a medida que rota, entonces todos los fotones que se originan desde un solo corte del objeto serán detectados a lo largo de una misma línea en las imágenes adquiridas.

Para reconstruir un corte único no necesitamos las imágenes completas sino tan sólo ese grupo de líneas de las imágenes adquiridas. Podemos graficar las cuentas de estas líneas en forma de perfiles, a fin de visualizar la variación de cuentas detectada. Estos perfiles son usados para reconstruir un corte simple de SPECT. Obviamente, la cámara registra muchos cortes a la vez y todos ellos pueden ser reconstruidos. Sin embargo, para explicar el proceso de reconstrucción consideraremos un corte individual.

- Consideremos la imagen del corte que deseamos reconstruir.
- Consideremos un objeto muy simple consistente en una zona de actividad aumentada, como puede ser un tumor en el cuerpo de un paciente.

La retroproyección implica tomar las cuentas de la proyección y proyectarlas en sentido inverso siguiendo la misma dirección desde la cual se originaron. Para un colimador de orificios paralelos, se entiende que la dirección guarda un ángulo recto con el detector (asumiendo que todos los fotones adquiridos han viajado en línea recta y están bien colimados). Ya que desconocemos la ubicación exacta desde la cual se originaron las cuentas, lo mejor que podemos hacer es distribuir las cuentas de forma homogénea a lo largo de esta línea.

Hacemos lo mismo para todos los puntos de todos los ángulos. Si retroproyectamos desde un mayor número de ángulos, acumulamos cuentas a lo largo de líneas sucesivas en el corte reconstruido. En especial, las cuentas se acumulan principalmente en la ubicación original del área de actividad aumentada y se genera una imagen grosera del objeto original, existiendo gran cantidad de cuentas distribuidas en otras partes de la imagen.

Para entender mejor este punto, podemos utilizar otra analogía: pensemos en un pincel o rodillo de pintura. Consideremos el perfil de cuentas a determinado ángulo e imaginemos que recogemos con el pincel cierta cantidad de pintura equivalente al número de cuentas medidas en ese ángulo. Ahora desplazamos el pincel a lo largo de una hoja de papel produciendo una línea

recta que lo atraviesa, depositando toda la pintura. Si limpiamos el pincel y nos movemos hacia otro ángulo repitiendo lo mismo, ocurrirá lo mismo pero se acumulará más cantidad de pintura donde las líneas se cruzan, o sea la ubicación del objeto original. Adicionemos más ángulos y se acumulará más pintura en la misma área, pero al igual que en la descripción anterior, podemos imaginar la cantidad de líneas de pintura que contendrá el papel. Tendremos una reconstrucción grosera conteniendo errores importantes debidos al propio proceso de retroproyección. La retroproyección produce una imagen razonable del objeto original aunque algo borrosa aún en regiones fuera del objeto, debido a los errores del método.

El problema con la retroproyección es que terminamos con líneas (cuentas) por todas partes en la imagen. Necesitamos encontrar un modo de corregir este problema introducido por el proceso de retroproyección. La manera de hacerlo es mediante un filtro, y hablamos entonces de **retroproyección filtrada**. El propósito del filtro es corregir las líneas generadas en el proceso de retroproyección. Podríamos hacer esto en la imagen final, pero ocurre que es posible aplicar la corrección a las proyecciones originales antes de la retroproyección, de modo que describiremos este último método.

Consideremos la misma imagen reconstruida que mencionamos anteriormente. La retroproyección resultó en una imagen que también tiene cuentas fuera del “cuerpo”. Cuando se aplica un filtro apropiado a las proyecciones, sus datos se modifican de modo que típicamente adoptarán valores negativos y positivos.

Pero, ¿qué son ‘cuentas negativas’? Simplemente, son valores que se sustraen en vez de sumarse en el proceso de retroproyección, esencialmente, borrando los errores debidos al proceso de retroproyección. Si consideramos la reconstrucción original, entonces, en ausencia de ruido, el uso de un filtro correcto producirá una reconstrucción exacta del objeto original.

Retomemos la analogía del pincel. Esta vez consideraremos que mojamos sólo parte del pincel con pintura. Sin embargo, si la pintura aún está fresca, a medida que dibujamos una línea también tomamos parte de la pintura de otras líneas con las partes secas del pincel. Esencialmente, lo que haremos será agregar pintura a parte de la imagen pero también sustraer pintura de otras partes. Si tomamos suficiente pintura de ciertas áreas, podremos corregir perfectamente el exceso de líneas en la imagen final.

Comprendiendo los filtros

Para obtener un estudio reconstruido útil de SPECT, necesitamos **filtrar** las proyecciones. El filtrado es un tema complicado y sin duda se trata de un área donde se presentan dificultades. Sin embargo es muy importante, ya que el resultado final depende en gran parte del filtro escogido.

Para comprender los filtros necesitamos saber algo de la **Transformada de Fourier**.

¿Qué es una Transformada de Fourier?

Simplificaremos las cosas lo más posible por tanto en principio consideraremos curvas monodimensionales en vez de imágenes bidimensionales: una de estas curvas puede representar el perfil de cuentas en función de la distancia correspondiente a una línea de la imagen planar.

Una onda sinusoidal puede ser totalmente descrita por su frecuencia (el número de oscilaciones por unidad de distancia) y su amplitud (la altura de las oscilaciones). Por tanto, la senoide puede ser representada por un solo punto en una gráfica cuyos ejes sean amplitud y frecuencia. Lo único que estamos haciendo es redibujar la curva sinusoidal usando ejes completamente diferentes. Supongamos ahora que tenemos una curva diferente formada por la sumatoria de tres sinusoides distintas. Si graficamos esta curva de la nueva manera descrita, tendremos 3 puntos en vez de sólo uno. La nueva gráfica tiene el mismo significado que la curva original, siempre y cuando reconozcamos que ésta es la suma de varias curvas sinusoidales de diferentes frecuencias y amplitudes.

En realidad, lo único que hemos hecho al graficar la curva con este método diferente es tomar la TF de la curva original. La TF simplemente proporciona un modo alternativo para describir los

datos. Típicamente, la TF de una curva continua contiene representado un grupo continuo de frecuencias, y no un número fijo de frecuencias.

La frecuencia se expresa en unidades de ciclos /distancia (llamada frecuencia espacial) en el caso de una imagen, o alternativamente en unidades de ciclos /tiempo en caso de una curva de actividad /tiempo. La transformada inversa de Fourier representa un proceso exactamente opuesto que simplemente transforma nuevamente los datos graficándolos en los ejes originales (p.ej. cuentas vs. distancia). Para una imagen bidimensional, la transformada de Fourier también será bidimensional.

¿Qué ocurre cuando se toma la Transformada de Fourier de una función?

Una analogía útil de la TF es considerar un viaje desde Montevideo al Caribe, mudándose a un entorno diferente donde puede ser más conveniente realizar ciertas actividades. Uno puede fácilmente tomar la transformada inversa (el viaje de regreso), volver al 'mundo real', sin embargo, los efectos de las 'actividades' desarrolladas en el Caribe serán visibles – p.ej. el bronceado. De modo similar, la transformada de Fourier le permite a uno mudarse a un 'dominio' (entorno) alternativo donde sea más conveniente realizar ciertas operaciones. El efecto se notará al retornar al 'dominio real', y en realidad se podría realizar una operación similar en ese entorno original, aunque de manera más difícil (como si utilizáramos una lámpara ultravioleta en lugar del sol para broncearnos). Por tanto, la TF simplemente ofrece un modo alternativo para realizar una operación tal como el filtrado.

Una propiedad extremadamente importante de la transformada de Fourier es que la operación de convolución consiste en una simple multiplicación realizada a cada frecuencia, un procedimiento mucho más simple. Aunque aparenta mayor complejidad que la convolución directa, el uso de la TF puede insumir menor tiempo de computación, especialmente si el kernel del filtro es muy grande. Cuando se usa la transformada de Fourier, la convolución se realiza simplemente multiplicando cada valor de frecuencia de la imagen por el valor del filtro a esa misma frecuencia.

Filtrado de Fourier en la práctica

La TF de un filtro de suavizado característicamente tiene un valor de 1 a bajas frecuencias pero va adoptando valores menores a frecuencias mayores. Para aplicar el filtro, simplemente deberemos multiplicar la TF de la imagen, frecuencia por frecuencia, por la TF del kernel del filtro: las bajas frecuencias son multiplicadas por 1 y se mantienen incambiadas, las altas frecuencias se multiplican por valores menores a 1 y por tanto se reducen en amplitud.

Restauración o recuperación de la resolución

La restauración o recuperación de la resolución es el proceso inverso del suavizado que degrada la resolución. En general se logra mediante la operación inversa a la convolución, denominada deconvolución. La restauración también puede ser realizada simplemente cambiando el kernel del filtro. La transformada de Fourier de este tipo de kernel tiene una forma característica que se incrementa por encima de 1 a frecuencias altas. La multiplicación en el espacio de Fourier, por tanto, aumenta la amplitud a frecuencias altas de modo que mejora el detalle o la resolución de la imagen. Las frecuencias bajas permanecen sin cambio, ya que se multiplican por 1.

¿Cuál es el propósito del filtrado en SPECT?

El proceso de retroproyección produce un artefacto debido a que las cuentas se esparcen a través de toda la imagen generando una especie de patrón en 'estrella'. La dispersión de cuentas es inversamente proporcional a la distancia de la fuente puntual ($1/r$). El propósito del filtro es corregir este efecto.

Para reconstruir la imagen verdadera el factor de borronado $1/r$ debe ser eliminado. Para eliminarlo se aplica un filtro que multiplica cada componente de frecuencia por un factor proporcional a la frecuencia espacial. El filtro tiene simplemente una forma de rampa en el dominio de las frecuencias y una forma más complicada en el dominio espacial. Recuerde que el

ruido se presenta de baja amplitud a todas las frecuencias. La aplicación de un filtro rampa amplificará las altas frecuencias y producirá un resultado muy ruidoso, mucho peor que una imagen planar normal.

La retroproyección filtrada **siempre** involucra la utilización de un filtro rampa. Sin embargo, debe elegirse un segundo filtro (o la combinación de un filtro de suavizado con un filtro rampa) para controlar el ruido.

La retroproyección filtrada remueve el borronado creado por el proceso de retroproyección pero no remueve el borronado que ocurre por el proceso de recolección de datos, si este es causado por las limitaciones de la resolución espacial del sistema.

¿Qué filtro usar en SPECT?

Hay muchos filtros disponibles para su uso en un software de medicina nuclear (Butterworth, Hann, Hamming, Hanning, Shepp-Logan, Parzen, Gaussian), todos estos son filtros de suavizado que pueden ser combinados con el rampa o, en la mayoría de los casos, pueden ser aplicados por separado. Estos filtros de nombres diferentes sólo se distinguen por su forma, que es ligeramente distinta. En general es posible seleccionar parámetros que modifican la forma de estos filtros, de modo que el resultado final dependerá no solamente del filtro elegido sino de sus parámetros.

Puede haber otros filtros disponibles, tales como el Metz y el Wiener; estos son filtros de restauración (o combinados de restauración y suavizado de altas frecuencias). Aunque estos filtros pueden producir resultados atractivos en algunos estudios, pueden ser difíciles de usar y a veces generar resultados falsos. El problema mayor es que estos filtros amplifican el ruido en las frecuencias intermedias, creando artefactos que pueden ser confundidos con detalles reales.

Uno de los filtros más difundidos en medicina nuclear es el filtro Butterworth que posee una forma especialmente bien adaptada para su aplicación en SPECT. El filtro Butterworth posee dos parámetros que determinan su forma: la frecuencia de corte y el orden. El filtro trabaja multiplicando la TF de la imagen, frecuencia a frecuencia. Con el filtro Butterworth las frecuencias bajas son multiplicadas por 1 de manera que no se produce efecto alguno. A mayores frecuencias, el valor del filtro es <1 de modo que la amplitud se reduce (la imagen se suaviza).

Como con la mayoría de los filtros, su forma en general se controla usando la transformada de Fourier del kernel más que el propio kernel. El filtro Butterworth posee una forma específica con una meseta a bajas frecuencias (esto significa que el filtro no tiene efecto alguno sobre las bajas frecuencias, que se multiplican $\times 1$, sino que sólo afecta las altas frecuencias). El filtro cae abruptamente a la frecuencia de corte seleccionada (que corresponde al punto donde el filtro alcanza el 50% de su valor máximo). La pendiente del filtro está definida por su otro parámetro, el orden.

En vez de preocuparnos demasiado acerca de qué valores elegir debemos conocer el efecto que produce modificar estos parámetros. Al cambiar el orden se modifica la pendiente de la curva, siendo que un orden alto la vuelve más pronunciada (típicamente se usan valores de orden 5-10), pero un leve cambio en la pendiente produce escaso efecto sobre el resultado final.

Lo más importante es la frecuencia de corte (a veces llamada frecuencia crítica): a medida que la frecuencia de corte disminuye, el punto donde el filtro cae disminuye y el resultado es un incremento en el efecto de suavizado (la amplitud a frecuencias altas será más reducida aún). Aumentando la frecuencia de corte se produce el efecto contrario: genera una imagen más ruidosa pero más nítida.

En realidad la frecuencia de corte o frecuencia crítica se puede definir para muchos de los otros filtros y aunque los valores requeridos para producir un efecto similar sean diferentes, el resultado de disminuirla o aumentarla es el mismo: reducción de ruido o aumento de resolución. La razón por la cual el filtro BW es particularmente útil es que no afecta las bajas frecuencias (y los datos del paciente tomados con una cámara gama predominan en este sector). Otros filtros presentan una morfología levemente diferente que tienden a reducir la amplitud de las bajas frecuencias, lo cual preferimos que no ocurra.

¿Cuándo filtrar: antes o después de la reconstrucción?

En algunos sistemas se tiene la opción de cuándo aplicar exactamente el filtro, ya sea pre o post-reconstrucción y esto puede ser algo confuso. En realidad podemos demostrar que, siendo cuidadosos, podemos lograr exactamente los mismos resultados por varios mecanismos.

Imagine un simple ejemplo y recuerde que cuando se multiplica (y eso es lo que involucra el filtrado), no importa el orden en que se aplican los términos ($2 \times 3 \times 4 = 3 \times 2 \times 4 = 4 \times 2 \times 3$ y así sucesivamente: el orden en que se aplican los filtros no importa, aún que se combinen algunos números).

Recuerde que el suavizado es necesario debido a que el filtro rampa amplifica el ruido en las altas frecuencias. Debido a que el suavizado implica una multiplicación (en el dominio de Fourier) puede ser aplicado antes, durante o después que el filtro rampa, en todos los casos, si se aplica el mismo tipo de filtro tendremos el mismo resultado. Sin embargo, el suavizado puede ser mejorado si se aplica en todas las direcciones posibles (x,y,z).

Unidades de frecuencia

Hasta ahora hemos evitado usar números para describir la frecuencia o los parámetros de un filtro. La razón para ello es que los diferentes sistemas utilizan distintos parámetros para describir la frecuencia, y para peor no conservan una denominación estándar en todos los sistemas. Por tanto, colocar números específicos puede ser muy confuso. Sabemos que la frecuencia es simplemente el número de oscilaciones que ocurren en una distancia determinada (en nuestro caso, distancia en lugar de tiempo). Una frecuencia, por tanto, puede ser expresada en ciclos por cm pero también en ciclos por pixel y aún en ciclos por longitud del campo de la cámara gama: de hecho, todas estas diferentes formas son usadas.

Otra forma usada comúnmente para expresar la frecuencia es como fracción de la frecuencia de Nyquist que se define como la máxima frecuencia que puede ser exactamente registrada usando un determinado tamaño de matriz (más precisamente, un determinado tamaño de pixel). Si consideramos una matriz suficientemente grande usada para adquirir un estudio de SPECT, la frecuencia de Nyquist será típicamente mayor que la frecuencia máxima presente en la imagen.

Sabemos que, debido a que la resolución de una cámara es relativamente pobre, existe un límite de resolución que podemos registrar: esto significa que la imagen que registremos tiene un límite superior por encima de las frecuencias presentes en ella. Si existieran frecuencias más altas en la imagen, la resolución sería mejor. También sabemos que, para una resolución dada, necesitamos usar un cierto tamaño de matriz pues de otro modo perderemos información. Para un estudio de TC o RM necesitamos un tamaño de matriz mucho mayor que para un estudio de medicina nuclear. Por tanto, para un determinado tamaño de matriz debe existir un límite a la resolución que puede representarse o un límite superior a la frecuencia que puede ser registrada. Esta frecuencia máxima es la frecuencia de Nyquist.

¿Qué pasa si modificamos el tamaño de la matriz?

En medicina nuclear frecuentemente cambiamos el tamaño de la matriz que usamos o bien el tipo de zoom de adquisición. En ambos casos, estamos cambiando el tamaño del pixel. Si el campo de visión de la cámara es de 384 mm y el tamaño de la matriz de 64x64 pixeles, el tamaño del pixel será de 6 mm. Cambiando a una matriz de 128 resultará en un pixel de 3 mm,

o magnificando $\times 1,5$ dará un pixel de 4 mm. De acuerdo a lo que hemos explicado de la frecuencia de Nyquist = $1/(2 \times \text{tamaño del pixel})$, ésta cambiará al modificar el tamaño del pixel.

Reconstrucción iterativa

Es un método de reconstrucción alternativo que aparece de manera cada vez más frecuente en los sistemas comerciales.

Existen varios métodos para realizar una reconstrucción iterativa pero todos presentan un fundamento similar. Probablemente el método más comúnmente usado es el llamado reconstrucción por la máxima probabilidad, usualmente llamada reconstrucción EM u OSEM (estas siglas se refieren a métodos específicos). En vez de concentrarnos en un método específico, es útil comprender lo que se entiende por reconstrucción iterativa en un sentido general.

Comencemos otra vez considerando una simple analogía. Todos hemos tratado de enhebrar una aguja con un hilo. Pensemos como se realiza esta maniobra, trataremos de empujar el hilo a través del ojo de la aguja, pero usualmente en el primer intento el hilo choca contra el borde de la aguja. Cuando esto ocurre, conscientemente realizamos un pequeño ajuste de la posición de los dedos e intentamos de nuevo. A menudo toma varios intentos y realizar pequeños ajustes cada vez hasta que finalmente enhebramos la aguja. Este proceso de repetir un acto realizando pequeños ajustes en base a la apreciación del problema es lo que se conoce como un proceso iterativo. Típicamente, el proceso se acerca cada vez más a la solución a medida que se suceden los intentos. Nos referimos a esto como converger sobre una solución.

Otro ejemplo es el siguiente juego: piense un número entre 1 y 100 pero no lo revele a su oponente. El deberá adivinar el número con un mínimo de intentos y lo único que Ud. puede contestar es alto (si la respuesta corresponde a un número superior) o bajo (si la respuesta corresponde a un número inferior). Encontrará que la persona automáticamente tratará de adivinar basado en sus respuestas que gradualmente lo llevarán más cerca del número correcto. Intente esto y vea cuanto tiempo toma la convergencia hacia la solución. El cambio de número se hace menor a medida que se aproxima a la respuesta correcta. De manera tal que al detenerse luego de un cierto número de iteraciones le situará en un valor próximo a la respuesta correcta mientras que el intento inicial puede estar muy distante de la misma.

Realmente este proceso es muy similar a lo que ocurre con la reconstrucción iterativa. Lo que estamos tratando de determinar es la distribución de actividad en el paciente. Podemos comenzar tratando de adivinar como se presenta esta distribución, de igual modo que el número inicial del juego mencionado. Una forma de adivinar sería simplemente realizar un retroproyección simple, sin ningún tipo de filtrado. Sabemos que esto es incorrecto pero se parecía algo a la reconstrucción correcta. En este caso sin embargo, tenemos algunas maneras de determinar si la adivinanza tiene sentido. Esto se lleva a cabo utilizando la adivinanza para estimar como lucirían las proyecciones, o sea como la cámara gama hubiera "visto" el objeto adivinado si hubiera tomado una proyección del mismo. Sería similar a lo que fue medido pero no exactamente igual. Por tanto se pueden comparar las proyecciones estimadas basadas en la adivinanza inicial y comparadas con la proyección real del objeto y usar esta comparación para modificar el resultado.

Esto es como el juego de los números: cuando el oponente adivina un número Ud. compara ese número con la respuesta correcta y le informa si su estimación fue demasiado alta o demasiado baja. Su oponente usará esta información para alterar su estimación inicial y efectuar un movimiento más próximo al número correcto. Del mismo modo el programa de reconstrucción iterativa utiliza la diferencia entre la proyección realmente medida y la proyección estimada para alterar la distribución de actividad inicialmente adivinada de modo tal de aproximarse a la distribución correcta. Cuando Ud. logra una solución correcta la diferencia entre la proyecciones estimadas y las reales idealmente será igual a 0, o al menos muy pequeñas (en el caso del juego de los números, la solución se alcanza cuando la adivinanza corregida coincide con el número

que Ud. ha seleccionado). La totalidad del proceso se repite usando la diferencia entre las proyecciones estimadas y las reales para alterar el valor en cada iteración.

La reconstrucción iterativa involucra dos pasos: la retroproyección y el proceso opuesto de intentar estimar las proyecciones a partir de la reconstrucción de un objeto. Este proceso opuesto se conoce como *forward projection*. Podemos inmediatamente ver que, si deseamos estimar con certeza lo que mediría la cámara gama con un paciente dado inyectado colocado frente al detector, necesitamos estimar entonces lo que ocurre exactamente a los rayos gama al atravesar el tejido (incluyendo su atenuación). Suponiendo que conocemos la atenuación en cada pixel, puede calcularse la atenuación exacta a lo largo de cada recorrido. Por tanto, la atenuación puede ser incluida en el paso de *forward projection* así como en el paso de retroproyección. Al contrario de la retroproyección filtrada, donde el filtro se aplica para corregir errores, la reconstrucción iterativa convergerá a una estimación razonable de la distribución de actividad suponiendo que se incluye una medida razonablemente exacta de la atenuación. De hecho pueden ser incluidos otros factores tales como la radiación dispersa o los efectos del colimador.

En suma, los pasos de la reconstrucción iterativa son los siguientes:

1. Realizar una estimación inicial de la distribución de actividad (a menudo la imagen inicial es completamente uniforme).
2. Utilizando esta estimación aplicar la *forward projection* para calcular lo que serían las proyecciones que generan esta distribución.
3. Comparar las proyecciones estimadas con las proyecciones actuales medidas por la cámara gama.
4. Usar la diferencia entre las proyecciones estimadas y las reales para alterar la estimación previa (usualmente involucrando una retroproyección).
5. Regresar al paso 2 y continuar hasta que la diferencia en el paso 3 sea muy pequeña.

Vale la pena destacar lo siguiente acerca de la reconstrucción iterativa:

- No fue necesario aplicar filtro alguno para alcanzar la solución, a pesar de que frecuentemente se usa un filtro de suavizado para controlar el ruido.
- Es relativamente fácil incorporar más información detallada acerca de la atenuación u otros factores físicos; esto en cambio es difícil usando la retroproyección filtrada.
- Una desventaja de la reconstrucción iterativa es que toma varias iteraciones alcanzar una solución aceptable; a menudo muchas de ellas. Cada iteración toma al menos tanto tiempo como una retroproyección filtrada, por tanto la reconstrucción iterativa es mucho más lenta que la retroproyección filtrada. Con computadoras rápidas y programas eficientes de reconstrucción este hecho ya no se considera un problema importante.
- Una ventaja de la reconstrucción iterativa tal como el método de la máxima probabilidad es que la imagen final tiene una apariencia con diferente ruido, el cual está reducido en áreas con bajas cuentas y virtualmente sin artefactos en estrella. Por tanto las imágenes son de buena calidad para muchas de las aplicaciones clínicas.

¿Cuándo detenerse?

La reconstrucción iterativa es diferente que la retroproyección filtrada ya que no necesariamente debemos aplicar un filtro para controlar el ruido. Necesitamos comprender que ocurre durante la reconstrucción de modo que podamos escoger un punto apropiado para detener el proceso iterativo. A medida que aumenta el número de iteraciones la imagen se ve más detallada pero también más ruidosa. El efecto es parecido al obtenido cuando se incrementa la frecuencia de corte de un filtro de suavizado. Existen dos alternativas para controlar el tipo de imagen que obtendremos en una situación clínica:

- Podemos detener el proceso iterativo luego de un número relativamente pequeño de iteraciones, en un punto que la imagen se vea razonablemente detallada y el ruido razonablemente controlado (por ejemplo 15 – 20 iteraciones).

- Otra alternativa es realizar un gran número de iteraciones usando para todos los estudios un cierto número fijo de ellas y luego aplicar un filtro de suavizado post reconstrucción, escogiendo una frecuencia de corte apropiada.

¿Qué puede salir mal con los estudios de SPECT?

Durante la reconstrucción, se asume que la gammacámara gira alrededor del paciente “viendo” la misma distribución de actividad durante todo el tiempo. Si este no es el caso, el proceso de reconstrucción será erróneo.

Volvamos al ejemplo anterior del bosque. A medida que nos movemos alrededor del bosque, nos vamos formando una imagen de la ubicación de los árboles. Pero imaginemos que desde un determinado ángulo vemos un conejo, que luego desaparece y no es visible desde otros ángulos. No es posible afirmar si el conejo simplemente permanecía oculto desde los otros ángulos o como cabría esperar ha desaparecido dentro de su madriguera. En el caso de un sistema SPECT, esto es aún más difícil ya que la cámara no puede aplicar un razonamiento lógico; debe asumir que lo que ella ve es lo mismo desde todos los ángulos; o sea, que los datos (el objeto en estudio) deben mantenerse constantes durante toda la rotación. Existen varias maneras en que esta suposición podría ser incorrecta.

Actividad cambiante

Si la distribución de actividad realmente cambia durante la adquisición, entonces no hay duda que algo andará mal. Un claro ejemplo de esto es la vejiga, que tiende a llenarse de orina conteniendo actividad durante el estudio. Los estudios SPECT óseos de pelvis, por tanto, pueden complicarse debido a que es imposible asegurar que la actividad en vejiga permanezca constante durante todo el estudio.

Movimiento del paciente

Un ejemplo similar de distribución cambiante de actividad es el caso en que el paciente o aún un órgano específico se mueven durante el estudio. Una vez más, la cámara no tendrá “conocimiento” de que el paciente se ha movido y por tanto intentará reconstruir información en el lugar equivocado. Es primordial evitar el movimiento del paciente en los estudios de SPECT, así como verificar este aspecto al terminar la adquisición. Si existió movimiento, los efectos pueden ser impredecibles.

Posición incorrecta de la cámara

Una razón muy simple que puede aparentar cambio en la distribución de actividad es la angulación incorrecta del detector, de modo tal que se observa diferente información desde cada ángulo de rotación en vez de un mismo sector del órgano en estudio. La cámara debe ser colocada de tal forma que los orificios del colimador queden dispuestos en ángulo recto con el eje de rotación y perfectamente alineados con los cortes transversales reconstruidos. Es importante notar que es el colimador quien debe estar alineado de esta manera, o sea que en algunos casos el detector podría estar levemente inclinado para lograrlo.

Atenuación

Otro caso en que la actividad parece cambiar es cuando existe atenuación, y esto no puede ser evitado. Esto será considerado en más detalle más adelante.

¿Cuál es el efecto de estos problemas sobre las imágenes reconstruidas?

Existen dos efectos principales observables en la imagen reconstruida: la pérdida de resolución, o algún error identificable en la imagen usualmente denominado artefacto.

Pérdida de resolución

La pérdida de resolución puede ser difícil de detectar, especialmente si los problemas que la ocasionan aparecen gradualmente con el transcurso del tiempo. Por consiguiente, es muy

importante reconocer por qué ocurre esto y al menos tomar algunas medidas para eliminar algunas potenciales fuentes de error.

Una pérdida de resolución se presentará como una imagen borrosa, con escaso contraste y falta de detalle. Por supuesto, la resolución es algo que puede cuantificarse pero normalmente esto se hace solamente durante las pruebas de aceptación de la cámara y luego se verifica con una frecuencia relativamente baja. La medida de la resolución en SPECT es importante, ya que representa una buena verificación sobre el desempeño general del sistema y es fácil de realizar.

Existen varias causas posibles para la pérdida de resolución en la imagen reconstruida:

- *Elección de parámetros:* cierto número de factores que contribuyen a mantener una buena resolución están directamente bajo su control. Esto incluye la elección de la matriz y del número de ángulos a usar.
- *Radio de rotación:* probablemente, la razón más común para obtener estudios de pobre resolución tomográfica es la posición del detector de la cámara durante la rotación. Como siempre, la resolución de la cámara depende especialmente del colimador y se degrada con la distancia respecto al paciente. Por consiguiente, es muy importante mantener una mínima distancia del paciente en todos los ángulos, no importa cuán difícil parezca esto a veces.
- *Parámetros del filtro:* los parámetros usados para el filtro de reconstrucción tendrán influencia sobre la resolución de la imagen final.
- *Movimiento:* algunos tipos de movimiento resultarán en borronamiento de los datos; por ejemplo, debido a que el corazón se contrae y dilata en cada ciclo, existe un movimiento continuo de las paredes cardíacas y el efecto es el borronamiento de la imagen cardíaca.
- *Centro de rotación:* una causa importante de pérdida de resolución que en general puede ser fácilmente corregida, es el error en el centro de rotación. A medida que la cámara gira alrededor del paciente, se asume que el centro de la imagen registrada se corresponde exactamente con el eje alrededor del cual rota el detector. Si el COR está perfectamente alineado con el centro de la matriz de adquisición, entonces este punto central estará correctamente alineado en todos los ángulos a medida que la cámara gira. El resultado es que cada uno de los puntos de actividad serán correctamente reconstruidos como un solo punto. Si el COR no está correctamente alineado con el centro de la matriz, durante la retroproyección el valor central será proyectado en puntos diferentes dependiendo del ángulo, el resultado es que cada punto de actividad ya no será reconstruido como un punto único; en lugar de ello, se formará un pequeño círculo. Cada punto de la imagen experimentará el mismo efecto, o sea que todos los puntos estarán igualmente borronados con un efecto global que será la pérdida de resolución de la imagen en su totalidad.

Generalmente se cree que se verá un efecto de anillo en la imagen debido a COR incorrecto, pero esto no es verdad. NO SE VE ningún artefacto en anillo. El efecto es una pérdida de resolución ya que cada punto de la imagen estará borronado por un movimiento circular. Por consiguiente, es muy importante verificar el COR regularmente. En adquisiciones en 180°, los puntos estarán borronados siguiendo un patrón semicircular.

Artefactos

Otros problemas en la adquisición de SPECT tienden a provocar más bien un error identificable en la reconstrucción y no tanto una pérdida general de resolución. Hasta cierto punto, estos errores son más fácilmente reconocibles aunque a veces el efecto puede ser pequeño y pasar inadvertido. Algunos artefactos posibles:

- *Defectos de uniformidad:* posiblemente, el defecto más comúnmente encontrado es el artefacto en anillo debido a pobre uniformidad del detector. Si en cierto punto del detector existe un defecto localizado de uniformidad como un mayor o menor número

de cuentas comparado con otras partes del campo, entonces las cuentas registradas en las proyecciones serán mayores o menores en esa posición. Luego de la reconstrucción, el resultado será un círculo visible alrededor del centro de rotación.

Puntos importantes:

A medida que el defecto se aproxima al centro del detector, el radio del defecto será menor; pero el defecto será más intenso.

El artefacto en anillo puede estar centrado alrededor del centro de rotación pero puede no aparecer en el centro de la imagen si se utiliza un zoom sobre una parte del campo, como suele hacerse en SPECT cardíaco.

En un estudio de 180° el artefacto será un semicírculo y no un círculo completo

- *Áreas de mayor actividad:* Si existe una zona particularmente caliente en los datos adquiridos, puede tener uno de los dos siguientes efectos: con frecuencia, en la imagen reconstruida se pueden ver las bandas de retroproyección, las que pueden ser especialmente pronunciadas cerca de las estructuras calientes. Sin embargo, puede ocurrir un efecto menos común: cuando se aplica el filtrado, se puede producir un efecto “anillado” en el límite entre las estructuras con mayor y con menor actividad. Este efecto dependerá de los parámetros usados para el filtro de suavizado, pero de hecho introduce un área hipocaptante (fría) inmediatamente adyacente a las estructuras calientes. El efecto es particularmente peligroso porque virtualmente es capaz de “barrer” toda actividad ubicada cerca de la estructura caliente. Ha sido reportado en estudios de SPECT óseo referencia a la pelvis por la presencia de la vejiga, en la columna por la actividad renal cercana, y en estudios cardíacos por la actividad hepática o intestinal. Este efecto es realmente lo opuesto a lo que cabría esperar debido a una estructura caliente y por eso puede ser desconcertante. Una manera de ver si se produce un artefacto por este motivo, es aumentar la frecuencia de corte del filtro: esto resultará en una imagen más ruidosa, pero el efecto “anillado” debería atenuarse. Este efecto en particular es importante para el médico ya que la imagen que deberá interpretar puede no ser correcta.
- *Movimiento:* aunque el movimiento puede ocasionar pérdida de resolución (p.ej. el corazón latiendo), el movimiento del paciente durante la adquisición puede resultar en artefactos a veces difíciles de reconocer. Por consiguiente es importante que el paciente sea colocado en la posición más cómoda posible y se mantenga quieto durante la adquisición. Cada estudio debe ser revisado para verificar posible movimiento observando los datos adquiridos en modo cine. Si se detecta movimiento significativo, la adquisición debería ser repetida.
Los artefactos de movimiento pueden adoptar diferentes formas, lo que hace difícil reconocer el defecto en el estudio reconstruido. Existen sin embargo algunos signos sospechosos en algunos tipos de estudio en particular.
- *Datos incorrectos o perdidos:* A veces pueden ocurrir problemas durante la transferencia de imágenes adquiridas a la computadora (proyecciones) antes de la reconstrucción. Una o más proyecciones pueden perderse o contener errores (información equivocada). Cuando ocurre esto, se pueden producir artefactos en la imagen final reconstruida. Durante la observación en modo cine para verificar si hubo movimiento del paciente, este problema puede ser fácilmente detectado ya que en medio de la secuencia puede haber una imagen totalmente en blanco, una imagen descentrada o una conteniendo “basura”. Esta situación debe ser reparada o el estudio adquirido nuevamente. Si sólo hay una imagen incorrecta, se puede sustituir por el promedio de las imágenes vecinas y esto funciona razonablemente bien. Sin embargo, este método de corrección puede no estar disponible.
- *Atenuación y dispersión (scatter):* la presencia de atenuación puede producir artefactos particularmente en áreas del cuerpo como el tórax en que la atenuación no es uniforme.

Es difícil describir exactamente el efecto de todos los errores: es mejor tomar las medidas necesarias para eliminar las posibles fuentes de error de modo de reducir la probabilidad de artefactos.

Para que el SPECT tenga potencial cuantitativo es necesario realizar algunas correcciones que incluyen la atenuación, la radiación dispersa y el efecto del volumen parcial.

Corrección de atenuación

Los fotones gama son atenuados a medida que atraviesan cualquier material incluyendo los tejidos. Si regresamos a la física básica, recordaremos que cuando los fotones gama son atenuados, el número de fotones que atraviesan un tejido sin sufrir interacción alguna está dado por la siguiente ecuación: $C = C_0 e^{-\mu d}$ donde C_0 representa las cuentas detectadas sin atenuación, C son las cuentas detectadas con atenuación a través del material con espesor d , con un coeficiente de atenuación μ .

El coeficiente de atenuación es la constante que describe el 'poder de detención' de un material y se relaciona con la densidad de dicho material y la energía de los fotones gama. Para el Tc-99m (140 keV) el valor de μ es 0.15/cm para la mayor parte de los tejidos; pero es mayor para tejidos más densos como el hueso y menor para el pulmón que contiene aire.

Cuando un fotón interactúa con el tejido, o de hecho con cualquier material, el proceso de atenuación puede involucrar un cierto número de interacciones posibles. Estas incluyen el efecto fotoeléctrico (FE) en el cual el fotón es detenido efectivamente y la dispersión Compton en la cual el fotón es desviado sufriendo una pérdida de energía. El coeficiente de atenuación normal, frecuentemente referido como el coeficiente de atenuación de un haz angosto, se usa para determinar la pérdida de los fotones primarios cuando estos son dispersados o detenidos completamente. En la práctica, algunos de los fotones dispersados aún son detectados dentro de la ventana energética del fotopico. Aunque la atenuación y la dispersión están estrechamente relacionados, al considerar la corrección los dos efectos son considerados separadamente; la atenuación se refiere a la pérdida de cuentas mientras que la dispersión se refiere a la detección de cuentas adicionales, erróneamente colocadas.

Es importante reconocer que las cuentas detectadas en el fotopico incluirán normalmente tanto fotones primarios no atenuados como algunos fotones dispersos. Para cualquier espesor de tejido las cuentas detectadas tendrán por tanto un valor mayor al esperado si solamente consideráramos la atenuación. Aunque no matemáticamente exacto, es usual considerar el coeficiente de atenuación para este caso modificado (radiación de haz ancho en vez de radiación de haz angosto). A veces esto se denomina coeficiente *efectivo* de atenuación. El μ efectivo es menor que el μ normal (dado que la pérdida de cuentas es menor que lo esperado para un μ normal). Para la mayoría de los tejidos el valor del coeficiente efectivo de atenuación es 0.11/cm en vez de 0.15/cm que representa el valor normal.

La consecuencia de la atenuación es que existirán menos fotones detectados de las estructuras profundas del cuerpo comparado con las estructuras cercanas a la superficie corporal. La reconstrucción de una fuente uniforme demostrará que las cuentas son menores cerca del centro. Al reconstruir estudios cerebrales habrá menor número de cuentas provenientes de las estructuras profundas del cerebro (ganglios basales). En el caso del cerebro o el abdomen inferior, donde la atenuación puede ser considerada constante, es válido aplicar un método de corrección relativamente simple. Este método (Chang) está incluido en la mayor parte de los sistemas comerciales. El método constituye una aproximación que simplemente calcula la atenuación promedio de los fotones que provienen de cada punto del cuerpo a diferentes ángulos. El método involucra una simple multiplicación por un factor de corrección en cada punto, efectuando una leve sobre-corrección aún usando un coeficiente de atenuación de haz ancho.

Al realizar la corrección de atenuación de Chang se debe tomar en cuenta lo siguiente:

- Si no se ha efectuado corrección de radiación dispersa, utilizar el coeficiente efectivo de atenuación apropiado.

- Seleccionar un contorno correcto para el sector del cuerpo que será objeto de corrección. El método asume un coeficiente constante de atenuación para todos los tejidos, pero debe ser seleccionado un contorno adecuado del cuerpo.

Medida de la atenuación

La mayoría de los fabricantes ofrecen actualmente como equipamiento opcional una forma de medir la atenuación. Habitualmente ofrecen un método que permite la medida de la atenuación simultáneamente con la medida de la emisión de modo que el paciente permanece en una idéntica posición para ambas medidas. Para medir la atenuación básicamente se requiere un estudio de transmisión, esencialmente idéntico a una medida de TC. Esto implica que los rayos gama (en vez de los rayos X) atraviesen el cuerpo y se mida la fracción de dicha radiación que es detenida por los tejidos. Si una fuente radiactiva se coloca frente al detector sin tejido interpuesto será detectada una cierta tasa de conteo.

Ahora, si la radiación debe atravesar el cuerpo el número de cuentas detectadas se reduce debido a la atenuación provocada por el espesor total del cuerpo, atravesando varias secciones que contienen probablemente valores μ distintos. Al reconstruir las proyecciones de transmisión usando la retroproyección filtrada habitual, se genera un mapa reconstruido de coeficientes de atenuación (esencialmente idéntico a los números de Hounsfield en la reconstrucción de CT).

Existen actualmente un cierto número de métodos empleados por los fabricantes para medir directamente la atenuación, usualmente de manera simultánea con la medida de la emisión. Estos comprenden:

1. Fuente plana o múltiples fuentes puntuales. Estas fuentes transmiten fotones a través del paciente irradiando la totalidad del cristal en todo momento. El principal problema con estos sistemas es la radiación dispersa de la fuente emitida que se incorpora a la ventana energética en la transmisión – asumiendo que la energía de emisión es mayor que la energía usada para la transmisión. Esto se denomina retro-dispersión (down-scatter).
2. Fuente lineal fija con colimador de orificios en abanico. Este método también irradia el detector en su totalidad de modo que la retro-dispersión continúa siendo un problema. Además, la geometría produce una alta probabilidad de que los datos registrados estén *truncados*, o sea, se perderán datos provenientes de los bordes del área en estudio debido a la magnificación del colimador.
3. Barrido con fuente lineal o puntual. Estas fuentes se usan en conjunto con una ventana electrónica de barrido, que aísla espacialmente las cuentas de la emisión de las cuentas de la transmisión. Este método necesita una mayor actividad que la fuente lineal fija con colimador en abanico, a menos que la fuente de barrido puntual se utilice en conjunto con un colimador de medio abanico.
4. Sistema combinado SPECT / CT. Una solución costosa recientemente disponible en el mercado consiste de un sistema completo de tomografía computarizada de rayos X mostrada en la armazón mecánica del SPECT de manera que se puede realizar un estudio de CT antes del estudio de SPECT.

Corrección de la medida real de la atenuación.

Si los coeficientes de atenuación para los distintos tejidos se miden directamente y se ha realizado la reconstrucción de la transmisión, entonces tenemos que considerar como puede esta información utilizarse para corregir la atenuación. El método de corrección de Chang involucra el cálculo de un promedio en cada punto pero este método no corrige los errores que pueden ocurrir debido a una atenuación inhomogénea, o sea, una atenuación que varía según los distintos tejidos. En su lugar, se deben idear soluciones alternativas para corrección de atenuación, involucrando usualmente una reconstrucción iterativa.

En éste método de reconstrucción, la atenuación medida en cada voxel se usa directamente en la reconstrucción. Actualmente muchos fabricantes ofrecen programas de reconstrucción iterativa

como alternativa a la retroproyección filtrada, para usar especialmente con el propósito de corregir la atenuación.

Corrección de la radiación dispersa

Cuando un rayo gama atraviesa el tejido, los fotones no necesariamente se detienen en forma completa sino que pueden ser dispersados. Los fotones dispersos se desvían de su recorrido original perdiendo cierta proporción de energía. El propósito de la ventana energética de la cámara gama es reducir la detección de estos eventos dispersos. Sin embargo aún así, muchos de los fotones detectados con energía dentro del fotopico han sufrido una dispersión lo cual puede llevar a la generación de artefactos en la reconstrucción, así como a una pérdida de contraste. El problema es particularmente complejo en el caso de atenuación no uniforme. Se han sugerido varios métodos para corrección de radiación dispersa y esto es aún un tema de investigación continúa. Desafortunadamente no existe un método único universalmente aceptado, posiblemente los métodos más usados son los de la triple o doble ventana energética. Estos métodos involucran la adquisición de imágenes adicionales usando ventanas energéticas levemente por debajo o a ambos lados del fotopico. Se asume que la radiación dispersa registrada en estas ventanas será similar a la radiación dispersa incluida en el fotopico. Por tanto, la radiación dispersa del fotopico puede estimarse por sustracción.

La corrección de radiación dispersa generalmente resulta en una mejora de contraste de la imagen y es esencial si se desea realizar una cuantificación absoluta. Sin embargo, para la mayoría de las situaciones clínicas como el caso de SPECT cerebral, el aumento de contraste puede lograrse simplemente ajustando los umbrales de brillo y por tanto el valor de la corrección de radiación dispersa es cuestionable.

Un punto importante a ser recordado es que el coeficiente de atenuación usado para la corrección de atenuación, debe ser modificado si no se realiza corrección de radiación dispersa. Esto se debe al hecho que la radiación dispersa incrementa el número de cuentas detectadas; en consecuencia, la pérdida de cuentas es menor de lo que cabría esperar debido solamente a la atenuación. La corrección de radiación dispersa se realiza en las proyecciones (imágenes planares) antes de la reconstrucción.

Efecto del volumen parcial

Otro problema que ocurre en la tomografía se denomina efecto del volumen parcial. La definición del efecto de volumen parcial para SPECT es algo distinta de la comúnmente referida en tomografía computada (TC).

Definición: Cuando un objeto ocupa **parcialmente** el **volumen** registrado por un instrumento de imágenes, ya sea en el espacio o en el tiempo, existe una reducción aparente en la señal medida (cuentas). Este fenómeno se conoce como efecto del volumen parcial.

Al estudiar un objeto pequeño, si la resolución fuera perfecta, entonces se registrarían las cuentas verdaderas. Sin embargo, en una situación real, la resolución no es perfecta y si el objeto es pequeño, tenderá a dispersarse con un máximo de cuentas que será más bajo que las cuentas reales. Esto ocurre solamente si el objeto es más pequeño que dos veces la resolución del instrumento. En el caso de un colimador, sabemos que la resolución empeora con la distancia, para cada punto de la cámara se define un volumen sensible – el volumen dentro del cual puede colocarse una fuente de modo que las cuentas que emite sean detectadas. Si la fuente ocupa solo parcialmente este volumen, las cuentas detectadas se promedian con la actividad de fondo. Esto resulta en una reducción de las cuentas máximas: el efecto del volumen parcial. El mismo efecto ocurre si una fuente ocupa el volumen sensible pero se mueve durante parte del tiempo fuera de este volumen: por ejemplo, el corazón latiendo resulta en un movimiento de la pared cardíaca. Una vez más las cuentas registradas son menores que las cuentas que esperaríamos obtener si el corazón permaneciera inmóvil.

El efecto del volumen parcial ocasiona una dificultad para medir la actividad absoluta utilizando SPECT, aunque esta medida normalmente no es necesaria en estudios diagnósticos. Sin embargo, si se estudian objetos de diferentes tamaños entonces los valores relativos pueden ser erróneos, o sea las estructuras centrales del cerebro son bastante pequeñas y aparentan tener menor actividad que la corteza.

El efecto de volumen parcial es útil, sin embargo, en un caso particular: SPECT cardíaco gatillado. Este tipo de estudio se adquiere usando la señal electrocardiográfica del paciente para obtener datos en cada proyección. Las proyecciones gatilladas para cada intervalo de tiempo se usan para reconstruir la imagen del corazón en un punto específico del ciclo cardíaco. Se reconstruye cada frame individual y el resultado es una serie de imágenes de SPECT de diferentes puntos del ciclo cardíaco.

La primera imagen, correspondiente al período inicial luego de la onda R del paciente corresponde al corazón en fin de diástole, o sea completamente dilatado. En esta situación el volumen del ventrículo izquierdo es grande pero el espesor de la pared es delgado. En un punto más avanzado de la contracción ventricular se reduce el volumen, pero la pared se vuelve más gruesa. A medida que la pared se engruesa se incrementan las cuentas máximas registradas debido a que el efecto de volumen parcial es menor. Este incremento en cuentas es groseramente proporcional al incremento del espesor de la pared cardíaca. Por tanto, el progresivo brillo del miocardio en un estudio de SPECT gatillado es útil para interpretar el grado de engrosamiento parietal en vez de la apariencia física del borde de la pared que puede ser más engañoso.

Aseguramiento de la calidad en SPECT

La necesidad de aseguramiento de la calidad no es exclusiva de SPECT. Pero existen muchas fuentes potenciales de error en SPECT y por tanto se deben tomar precauciones adicionales.

Hay dos cosas que se deben verificar regularmente: la uniformidad y el COR, estos dos factores específicos influyen directamente sobre la calidad de las imágenes.