

Corrección de la atenuación en PET/CT

Corrección de la atenuación en PET/CT

- Principios básicos de PET
- Atenuación en PET
- Principios de la corrección de la atenuación
- Métodos de corrección con CT
- Contrastes en CT y distintos KV
- Aplicación de los ACF

Principios básicos de PET

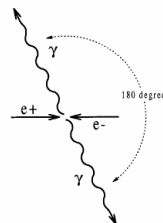
Emisión de fotones de aniquilación

- Principales radioisótopos usados en PET.

Some Commonly Used PET Radionuclides

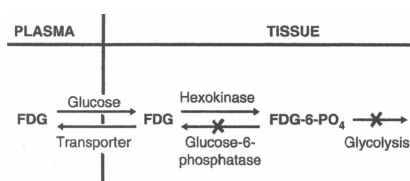
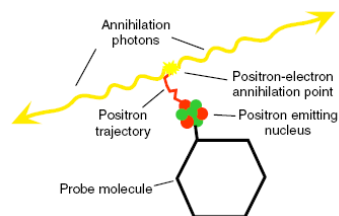
Nuclide	Half-life
^{11}C	20.3 min
^{13}N	9.97 min
^{15}O	124 sec
^{18}F	110 min

- Los fotones se emiten en direcciones opuestas (180°).



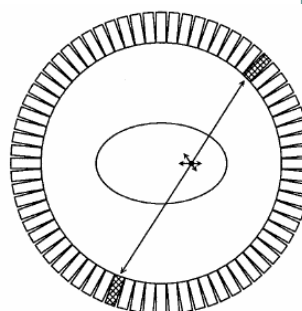
Radiofármacos

- Los radioisótopos son incorporados a moléculas biológicas para producir radiofármacos.
- Los radiofármacos funcionan como trazadores de algún proceso bioquímico de interés.
- FDG es el radiofármaco más utilizado en PET. Permite evaluar el metabolismo.

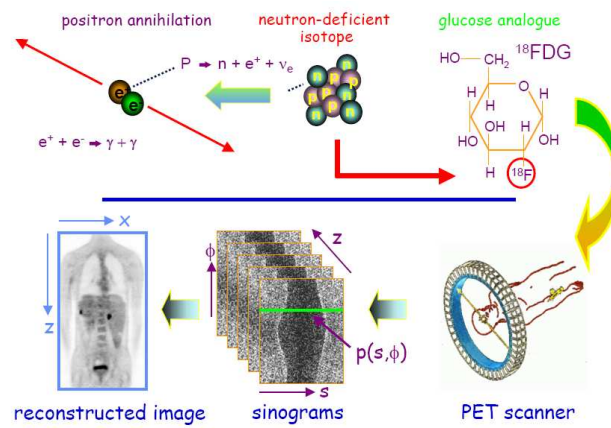


Detección en coincidencia y LOR

- La técnica PET detecta los fotones producto de la aniquilación sufrida por los positrones emitidos.
- Se denomina "Detección en coincidencia". La ventana temporal establece la máxima diferencia aceptada en la detección de cada fotón
- La detección simultánea permite establecer una línea de respuesta (LOR) dentro de la que se originó la aniquilación.
- Este método de determinación de la LOR se conoce como colimación electrónica, en contraposición a la colimación "mecánica" del espect



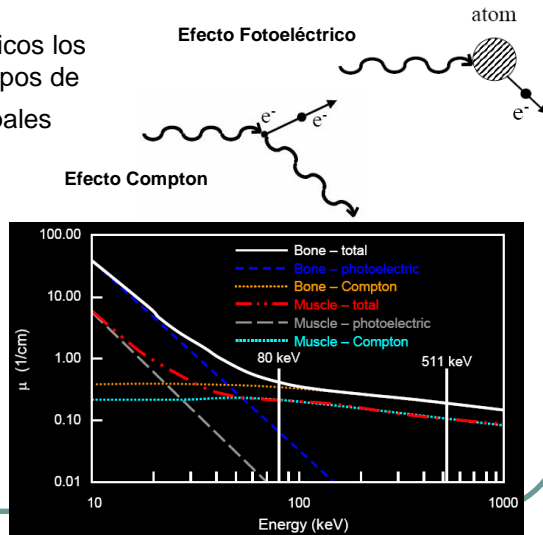
Esquema general del estudio PET



Atenuación en PET

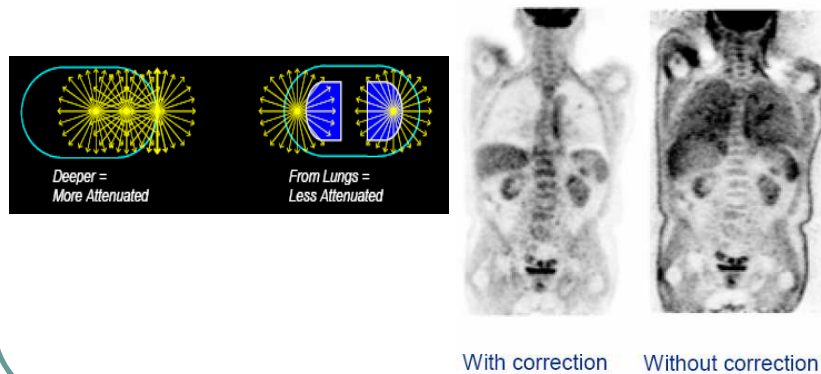
Interacción de los fotones con la materia

- En los tejidos biológicos los fotones sufren dos tipos de interacciones principales
- Dependiendo de la energía de los fotones alguna de las formas de interacción es prioritaria. El grado de atenuación depende del tipo de tejido



Efecto de la atenuación sobre imágenes reconstruidas

- Las imágenes no corregidas presentan mayor intensidad en los bordes.



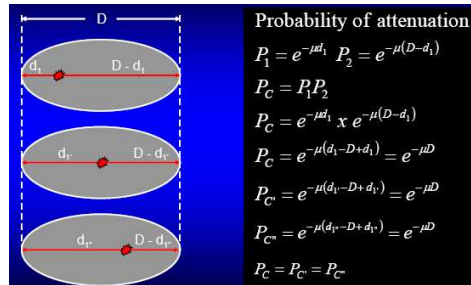
Atenuación en coincidencia

- La proporción de fotones que atraviesa un tejido sin atenuación depende del coeficiente de atenuación del medio y del largo del recorrido

$$I_1 = I_{o1} \cdot e^{-\mu \cdot x_1}$$

$$P_1 = I_1 / I_{o1}$$

- La probabilidad de que ambos fotones de aniquilación no sean atenuados depende de D y no del lugar de aniquilación



- Se aplica un solo ACF por LOR

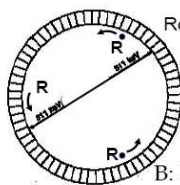
Principios de la corrección de la atenuación

- Los factores de corrección por atenuación (ACF) para cada LOR están relacionados a la longitud del recorrido y los coeficientes de atenuación

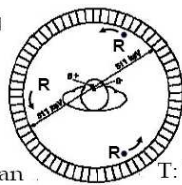
$$I_{LOR} = I_{oLOR} \cdot e^{-\int_{x_1}^{x_2} \mu(x) dx}$$

$$I_{LOR} \cdot AFC = I_{oLOR}$$

$$AFC = \frac{I_{oLOR}}{I_{LOR}} = e^{\int_{x_1}^{x_2} \mu(x) dx}$$



B: Blank scan

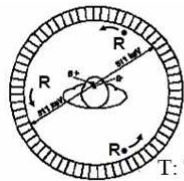


T: Transmission

$$AFC = \frac{I_{oLOR}}{I_{LOR}}$$

Principios de la corrección de la atenuación

- En PET se hacen estudios de transmisión pueden usarse para obtener mapas de atenuación y estimar de estos la atenuación sufrida por cada LOR



T: Transmission



noisy 511 keV
attenuation map

$$ACF = e^{-\int_0^L u(x) dx}$$

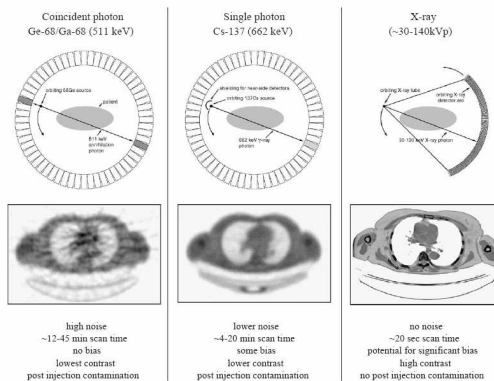
Principios de la corrección de la atenuación

Fuentes

- El bajo número de cuentas genera datos ruidosos
- Se necesitan altos tiempo de adquisición para tener imágenes aceptables
- Correlación espacial entre ACF calculados y LORs del estudio de emisión sobre las que se aplica la corrección

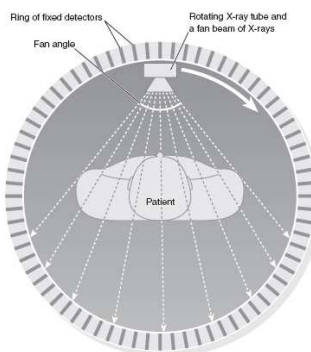
CT

- El alto flujo de fotones genera imágenes de alta calidad



Principios de CT

- La imagen de CT se obtiene a través de un estudio de transmisión desde varias incidencias

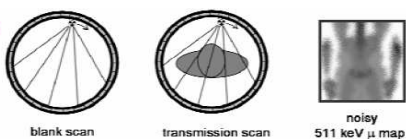


- Las imágenes generadas representan mapas de atenuación

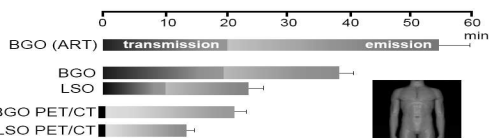
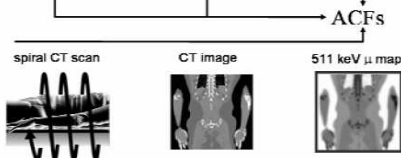
$$HU = \frac{\mu_{\text{object}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \times 1000$$

Principios de la corrección de atenuación con imágenes de CT

Transmission based



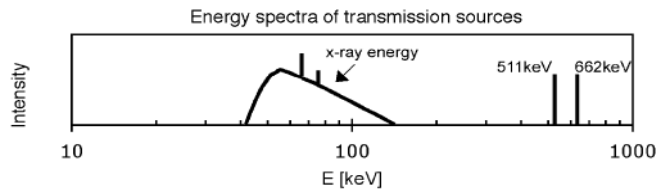
CT based



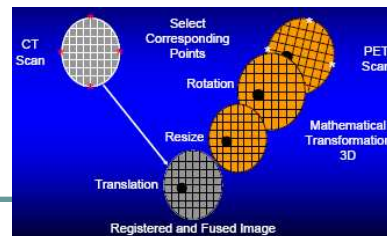
- El mapa de AFC se genera a partir de las imágenes reconstruidas

Desventajas

- Las diferentes energías de los fotones hacen necesario una adaptación de los valores de CT

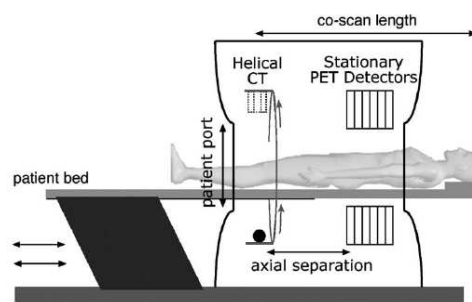


- Es necesario registrar las imágenes de CT y PET

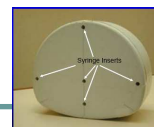
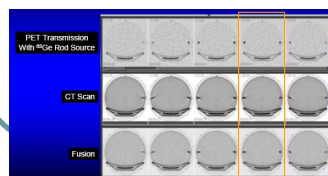


Registración en PET/CT

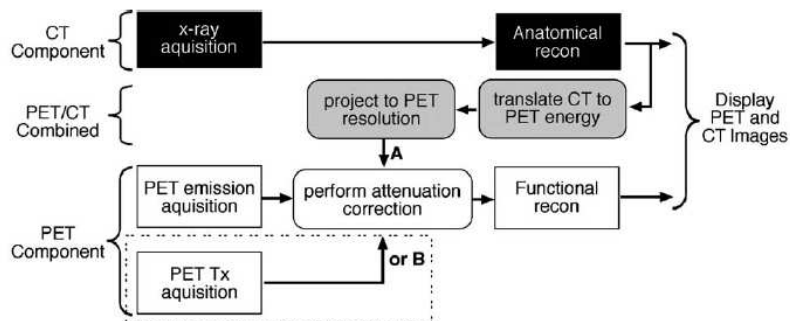
- El PET y el CT se ubican alineados en la dirección axial
- Existen artefactos por movimientos del paciente y respiración
- Es necesaria la evaluación del grado de alineación



Fantoma y software para la evaluación de la alineación



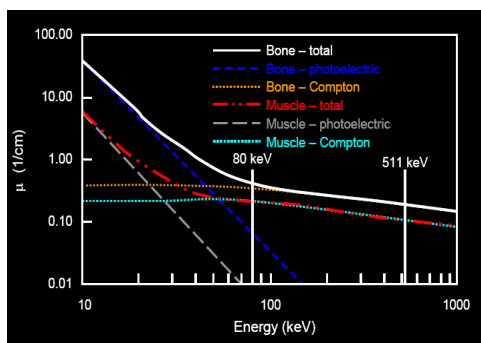
Esquema general de PET/CT



Adam M. Alessio, PhDa, Paul E. Kinahan, PhDa,* , Phillip M. Cheng, MDa, Hubert Vesselle, MD, PhDa, Joel S. Karp, PhDb. PET/CT scanner instrumentation, challenges, and solutions. Radiol Clin N Am 42 (2004) 1017 – 1032

Dependencia de μ con el medio y la energía

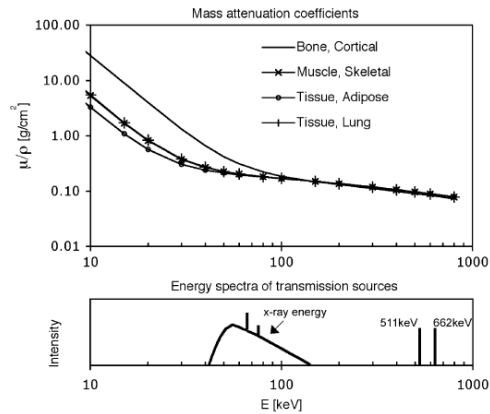
- Los fotones con las energías usadas en CT y PET tiene distinto μ
- Los distintos tejido también modifican μ
- El tipo de atenuación sufrido también cambia
- Es necesario encontrar un factor que convierta los μ de CT a energías de PET.



Adam M. Alessio, PhDa, Paul E. Kinahan, PhDa,* , Phillip M. Cheng, MDa, Hubert Vesselle, MD, PhDa, Joel S. Karp, PhDb. PET/CT scanner instrumentation, challenges, and solutions. Radiol Clin N Am 42 (2004) 1017 – 1032

Dependencia de μ con el medio y la energía

- El μ másico no muestra variación con el tejido a 511keV
- Los factores de transformación mostrarán distintos valores para hueso y tejidos blandos
- Es necesario evaluar estas relaciones con los elementos principales que componen estos tejidos



$$\text{Factor} = \mu_{511\text{keV}} / \mu_{70\text{keV}}$$

Adam M. Alessio, PhDa, Paul E. Kinahan, PhDa,*, Phillip M. Cheng, MDa, Hubert Vesselle, MD, PhDa, Joel S. Karp, PhDb PET/CT scanner instrumentation, challenges, and solutions. Radiol Clin N Am 42 (2004) 1017 – 1032

Relación entre $\mu_{70\text{keV}}$ y $\mu_{511\text{keV}}$ para distintos elementos y tejidos

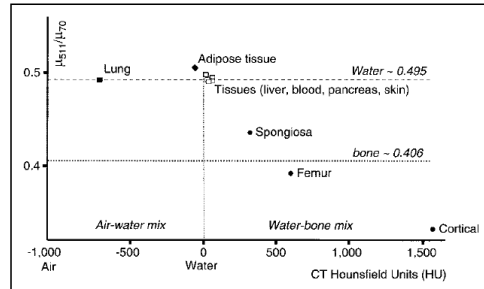
- Los elementos de mayor Z muestran relaciones mas grandes debido al efecto fotoelectronico

Material	Ratio 70 keV:511 keV
Nitrogen	1.83
Carbon	1.80
Oxygen	1.86
Air	1.85
Water	1.84
Calcium	4.02
Phosphorous	3.70
Bone	2.26

P. E. Kinahan, a) D. W. Townsend, T. Beyer, and D. Sashin Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner © 1998 American Association of Physicists in Medicine.

Relación entre $\mu_{70\text{keV}}$ y $\mu_{511\text{keV}}$ para distintos elementos y tejidos

- La variación de estas relaciones depende de la composición de los tejidos
- El efecto de la densidad en la atenuación se compensa para ambas energías
- La composición elemental determina igual factor para tejidos blandos
- Los tejidos de hueso muestran mas disparidad

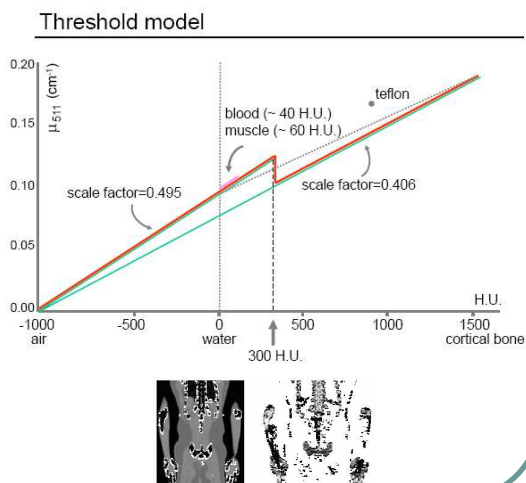


Este gráfico sugiere el uso de dos factores para la transformación, uno para tejido blando y otro para hueso

David W. Townsend, PhD1,2; Jonathan P.J. Carney, PhD1; Jeffrey T. Yap, PhD1,2; and Nathan C. Hall, MD, PhD2 *PET/CT Today and Tomorrow* J Nucl Med 2004

Modelo de umbral

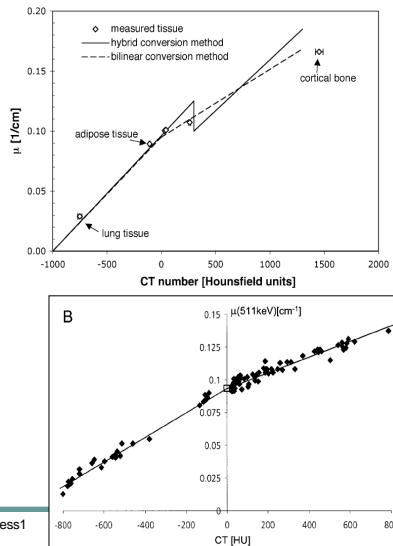
- El modelo aplica un factor distinto para los hueso y para tejido blando
- El uso de un factor para los distintos huesos no presenta un artefacto apreciable
- Es necesaria una segmentación previa para establecer el tipo de tejido en cada voxel
- La transformación se aplica independientemente a cada voxel



P. E. Kinahan,a) D. W. Townsend, T. Beyer, and D. Sashin *Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner* © 1998 American Association of Physicists in Medicine.

Conversión bilineal

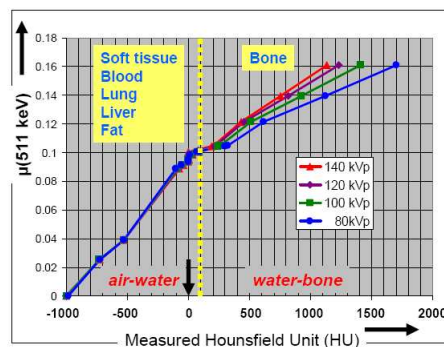
- La conversión bilineal divide la transformación con un punto de quiebre en 0HU
- Datos experimentales muestran un buen ajuste de las rectas establecidas en este modelo
- Los mapas de atenuación obtenidos por estos métodos muestran buenas correlaciones con los obtenidos por transmisión
- En ninguno de estos métodos se considera los diferentes kV que pueden utilizarse en CT



C. Burger¹, G. Goerres¹, S. Schoenes¹, A. Buck¹, A.H.R. Lonn², G.K. von Schulthess¹
 PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients Eur J Nucl Med (2002)

CT con variación de KVolts

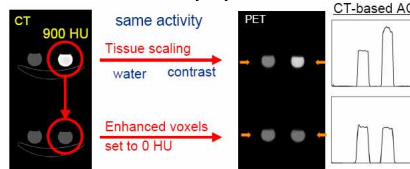
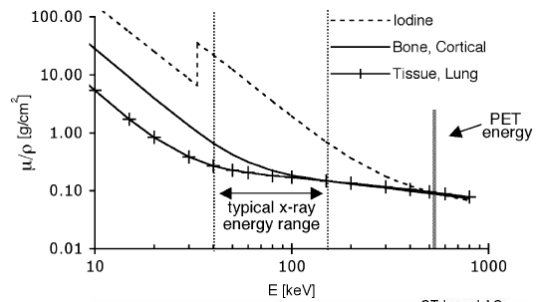
- Los datos experimentales permiten observar la variación de los factores con el voltaje de tubo.
- Los datos no cambian para tejidos blandos
- La mayor variación de los μ a bajas energías para tejidos como el hueso, generan cambios significativos en los factores
- Queda establecido un punto de quiebre (cerca a 50HU) y los factores según el KV usado para este equipo



David W. Townsend, PhD^{1,2}; Jonathan P.J. Carney, PhD¹; Jeffrey T. Yap, PhD^{1,2}; and Nathan C. Hall, MD, PhD² PET/CT Today and Tomorrow J Nucl Med 2004

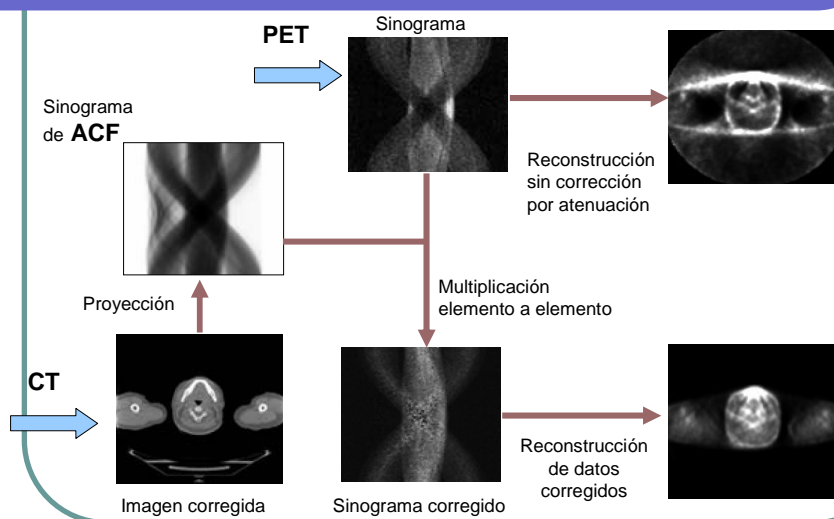
Contraste en CT

- Los contrastes utilizados en CT son sustancias de alto Z
- Esto produce valores altos de HU aunque la atenuación en PET no se ve afectada
- Con algoritmos de segmentación se puede identificar regiones de alta concentración de contraste y reasignar valores de HU.



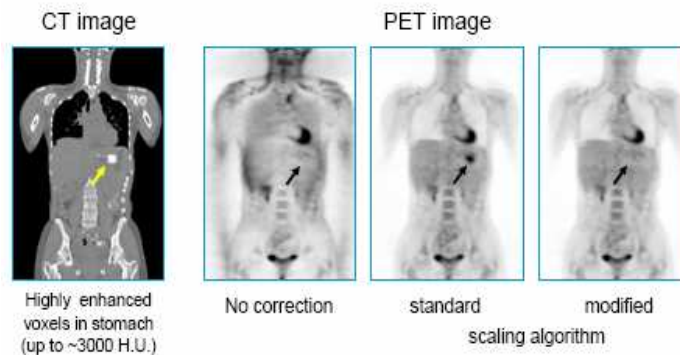
Adam M. Alessio, PhDa, Paul E. Kinahan, PhDa,*, Phillip M. Cheng, MDa, Hubert Vesselle, MD, PhDa, Joel S. Karp, PhDb PET/CT scanner instrumentation, challenges, and solutions. Radiol Clin N Am 42 (2004) 1017 – 1032

Aplicación de los ACF



Aplicación de los ACF

- Es importante la inspección de todas las imágenes generadas en la identificación de artefactos



David W. Townsend, PhD1,2; Jonathan P.J. Carney, PhD1; Jeffrey T. Yap, PhD1,2; and Nathan C. Hall, MD, PhD2 *PET/CT Today and Tomorrow* J Nucl Med 2004

Conclusiones

- La atenuación afecta los datos adquiridos en un estudio PET, disminuyendo con distinta intensidad, el número de eventos detectados en cada LOR
- Los métodos tradicionales de compensación de estas pérdidas presentan datos ruidosos y tiempos elevados de adquisición
- Las imágenes de CT ofrecen una buena alternativa, por su alta calidad y bajo tiempo de adquisición. Sin embargo es necesario asegurar:
 - Buena correlación espacial (Registración)
 - Adecuado escalado de los mapas de atenuación del CT a energías del PET (considerando los espectros de energía)
 - Compensación por el uso de contrastes en CT

Conclusiones

- La falta de estas compensaciones y otras (truncado por distinto FOV, objetos metálicos, movimientos por respiración) pueden generar artefactos afectando la calidad de la imagen para el diagnóstico y la cuantificación.
- Para corroborar la posible ocurrencia de cualquier tipo de artefacto puede resultar adecuado utilizar todas las imágenes disponibles:
 - CT
 - PET sin corrección por atenuación
 - PET con corrección por atenuación
- Mas allá de todos los factores que complican el uso del CT para corregir la atenuación del PET, la técnica parece brindar beneficios que justifican su utilización.