

# Corrección de atenuación de imágenes PET usando datos de TAC en el escáner para animales pequeños Argus PET/CT

E. Vicente Torrico<sup>1,2</sup>, A. Udías Moineiro<sup>3</sup>, J. López Herraiz<sup>1</sup>, M. Desco Menéndez<sup>4,5</sup>,  
J.J. Vaquero López<sup>4</sup>, J.M. Udías Moineiro<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Física Nuclear, Dpto. Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad Complutense de Madrid,

<sup>2</sup> Instituto de Estructura de la Materia, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Madrid.

<sup>3</sup> Departamento de Estadística e Investigación Operativa, Universidad Juan Carlos I, Móstoles, Madrid.

<sup>4</sup> Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid.

<sup>5</sup> Unidad de Medicina y Cirugía Experimental, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.

email: esther@nuclear.fis.ucm.es

## Resumen

*Existen diversos efectos físicos que degradan la calidad de la imagen PET, como por ejemplo la atenuación que sufren los fotones al atravesar el cuerpo en estudio. Este efecto reduce el número de fotones detectados, pero puede corregirse si se dispone de información anatómica del objeto. En este trabajo se describe la corrección de atenuación basada en una imagen TAC para el escáner de animales pequeños Argus PET/CT con imágenes PET reconstruidas con el algoritmo iterativo 3D-OSEM.*

## 1. Introducción

Para obtener una cuantificación precisa y repetible en estudios con Tomografía por Emisión de Positrones (PET, del inglés “*Positron emission tomography*”) es importante considerar diversos efectos físicos que degradan la calidad de la imagen PET. Uno de los más significativos es la atenuación que sufren los fotones al atravesar el objeto en estudio. Este efecto reduce el número de fotones detectados, pero puede corregirse si se dispone de información anatómica del objeto estudiado [1]. Aunque la magnitud de esta corrección en escáneres para animales pequeños es mucho menor que para humanos [2], es aún importante corregir los datos para obtener análisis cuantitativos precisos [3].

Existen diversos métodos de corrección de atenuación en PET [3], [4]. Las propiedades de los diferentes materiales presentes en el campo de visión del escáner (FOV, “Field of View”) pueden obtenerse usando imágenes de transmisión, que pueden ser adquiridas con la misma técnica PET, o bien con un escáner TAC (Tomografía axial computarizada). Para obtener una imagen de transmisión, una fuente emisora de fotones rota alrededor del objeto y la imagen resultante proporciona la información de la atenuación de los fotones al atravesar el cuerpo. Para el caso de la imagen de transmisión PET se utiliza una fuente emisora de rayos gamma (por ejemplo <sup>137</sup>Cs), para el caso del TAC se usa un tubo de rayos X.

Aunque las imágenes de transmisión obtenidas con una fuente de <sup>137</sup>Cs proporcionan una buena visión general de

la estructura del objeto examinado, la calidad de la corrección de atenuación obtenida puede mejorarse usando una imagen TAC [2]. Las principales ventajas de usar una imagen TAC frente a una de transmisión PET son: (a) menos ruido estadístico, gracias al alto flujo de fotones; (b) disponibilidad de información anatómica de alta calidad; (c) adquisición mucho más rápida; (d) menos contaminación por la radiación procedente de la inyección del trazador al paciente, a no ser que esta última se haga antes de la inyección del trazador (lo que supone mucho más tiempo), (e) el escáner de transmisión PET requiere la manipulación de fuentes radiactivas y un reemplazamiento periódico de las mismas. Por el contrario, el uso del TAC para estimar la corrección de atenuación requiere hacer un escalado en energía de la imagen TAC dado que la atenuación de la radiación por parte del tejido biológico depende de su energía [5], [6].

En este trabajo se describe un procedimiento para la corrección de atenuación basada en imagen TAC para el escáner de animales pequeños Argus PET/CT [7], [8], para el caso de imágenes PET reconstruidas en modo totalmente 3D por medio del algoritmo iterativo 3D-OSEM [9]. Aunque en este trabajo la corrección de atenuación se ha aplicado a este método de reconstrucción en concreto, la adquisición una vez corregida por atenuación puede ser reconstruida igualmente con cualquier otro método.

## 2. Materiales y Métodos

### 2.1. Descripción matemática de la atenuación

La transmisión de fotones a través de un material puede caracterizarse por el coeficiente de atenuación lineal  $\mu$ , que depende de la energía del fotón  $E$  y del número atómico  $Z$  del material. Para un haz ideal, estrecho y monoenergético, de intensidad inicial  $I_0$ , la intensidad  $I$  tras atravesar una cierta longitud de material viene dada por [5]:

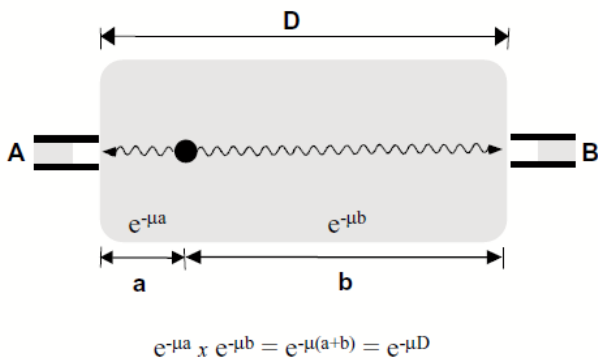
$$I = I_0 \cdot e^{-\int_{LOR} \mu(x,E) dx} \quad (1)$$

donde el término LOR (“Line of response” o línea de respuesta) hace referencia a la línea que definen los dos fotones detectados en coincidencia. Por tanto, la proporción de fotones que atraviesa un tejido depende del coeficiente de atenuación del medio y de la longitud de la trayectoria.

Para PET, la probabilidad ( $P = I/I_0$ ) de detectar en coincidencia dos fotones que atraviesan un medio homogéneo ( $\mu$ ) de espesor D es:

$$P = e^{-\mu a} \cdot e^{-\mu(D-a)} = e^{-\mu D} \quad (2)$$

donde se observa que la probabilidad de que ambos fotones de aniquilación no sean atenuados depende sólo de D y no del lugar de aniquilación (Figura 1).



**Figura 1.** Probabilidad de que no se atenúen ninguno de los 2 fotones en una coincidencia PET entre los detectores A y B, separados una distancia D.

## 2.2. Corrección de atenuación basada en una imagen TAC

La imagen TAC es un mapa de coeficientes de atenuación en cada punto del cuerpo  $\mu(E)$  representados en unidades Hounsfield (HU):

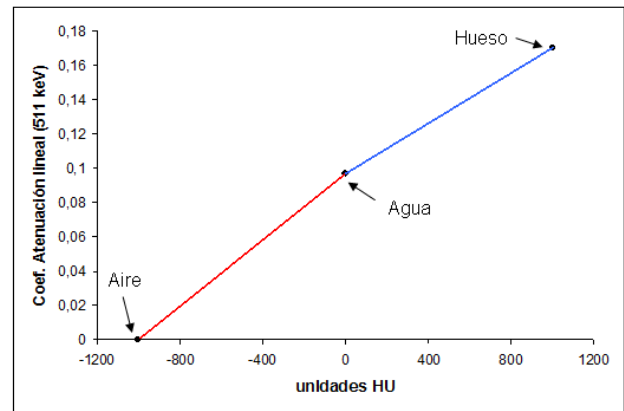
$$HU = \left( \frac{\mu(E)}{\mu_{H_2O}} - 1 \right) \cdot 1000 \quad (3)$$

La transformación del coeficiente de atenuación de rayos X (energías en el orden de las decenas de keV) a fotones gamma usados en PET (de 511 keV de energía, como corresponde a fotones de aniquilación del positrón), no es directa. Esto se debe a que el mecanismo de atenuación es diferente para energías en torno a 511 keV (donde domina el efecto Compton) que para bajas energías (donde además de la dispersión Compton hay contribuciones significativas de absorción fotoeléctrica y dispersión Rayleigh) [5].

Existen varios métodos para realizar esta transformación, desde los más sencillos basados en una transformación lineal a partir del coeficiente de atenuación del agua (similar al del tejido blando), hasta los más elaborados que utilizan una segmentación detallada de los diferentes tipos de tejidos.

En este trabajo se ha usado un método en el que la transformación es una función calculada como una

aproximación bilineal a partir de los valores HU de aire, agua y hueso (cortical) y los correspondientes coeficientes de atenuación lineales ( $\mu$ ) para fotones de 511 keV [6]. Los valores de atenuación para los demás medios materiales se estiman interpolando dicho ajuste bilineal mediante su valor HU (Figura 2).



**Figura 2.** Aproximación bilineal para el cálculo del coeficiente de atenuación.

## 2.3. Aplicación de la corrección de atenuación

La forma más común de aplicar la corrección de atenuación es corregir los datos adquiridos antes de reconstruir la imagen PET. Para ello se calcula la proyección del mapa de atenuación y se obtiene un factor de corrección (ACF, “Attenuation correction factor”) para cada LOR de la forma:

$$ACF = e^{\int_{LOR} \mu(x,E) dx} \quad (4)$$

La corrección se realiza multiplicando los datos adquiridos por estos factores en cada LOR.

## 2.4. Adquisición y procesado de la corrección de atenuación

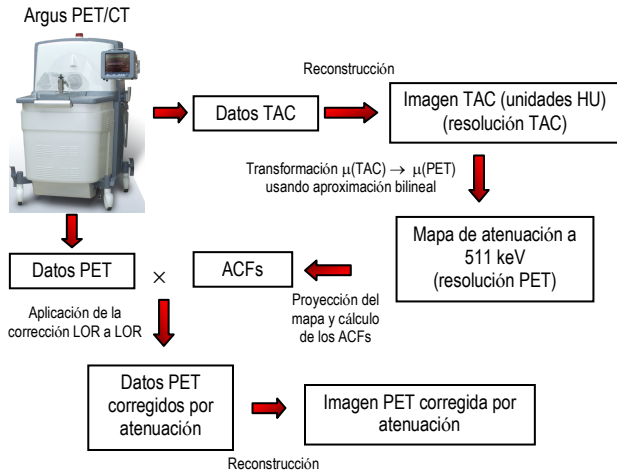
Las adquisiciones de las imágenes PET y CT se realizaron utilizando el sistema multimodal para animales pequeños Argus PET/CT (SEDECAL, Madrid) [7], [8].

El sistema PET está compuesto por dos anillos completos de detectores de cristales de LYSO y GSO (13×13 de cada tipo por bloque detector). El rendimiento, expresado como el mejor valor medido en el centro del FOV, ofrece una resolución espacial de 1.5 mm y una sensibilidad del 6.5% (en la ventana de energía de 100-700 keV).

El sistema CT lo forma un tubo micro-foco de rayos-X y un detector digital plano sobre un soporte rotatorio, con una resolución de 35  $\mu$ m.

El sistema dispone de una estación de trabajo que permite hacer adquisiciones en modo PET/CT que son registradas de forma automática.

En la Figura 3 se muestra un esquema sencillo de los pasos a seguir para aplicar la corrección de atenuación.



**Figura 3.** Esquema de la corrección de atenuación basada en la imagen TAC.

Para la validación de la corrección de atenuación se utilizaron varios maniqués. En este trabajo mostramos como ejemplo una adquisición realizada con un maniqué usado normalmente para medir la calidad de imagen en PET. Este maniqué, de 30 mm de diámetro, se rellenó con una solución acuosa y  $^{18}\text{F}$  (sección 6 en [10]) exceptuando dos cavidades cilíndricas de 8 mm de diámetro. Una de ellas se rellenó simplemente con agua y la segunda se dejó vacía. La adquisición fue reconstruida con el programa FIRST [9] basado en el algoritmo iterativo 3D-OSEM, usando 1 iteración y 50 subsets.

El programa FIRST del escáner Argus incluye por defecto una corrección de atenuación correspondiente a la de un cilindro de agua del tamaño del campo de visión del escáner (distribución homogénea de agua). Esta corrección por defecto no llega a tener en cuenta las características de los materiales presentes, ni su distribución, con lo que se trata simplemente de una aproximación inicial. Por tanto, en este trabajo se comparan los resultados de esta corrección por defecto con los de la corrección de atenuación más precisa basada en la imagen TAC.

Un parámetro útil a la hora de estudiar correcciones aplicadas a los datos en métodos de reconstrucción iterativa es el parámetro  $\chi^2$ . Este parámetro se define como:

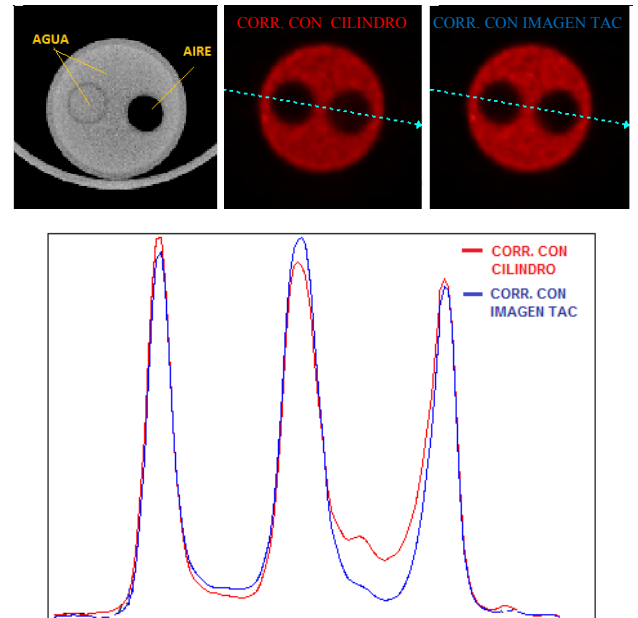
$$\chi^2 = \frac{1}{N_L} \sum_{i=1}^{N_L} \frac{(Y_i - y_i)^2}{Y_i} \quad (5)$$

En esta expresión,  $N_L$  es el número de LORs y por tanto de datos adquiridos, con valor  $Y_i$  (las cuentas medidas en cada LOR), mientras que  $y_i$  representa el valor de los datos estimados a partir de la imagen reconstruida durante el método iterativo. Valores altos de  $\chi^2$  revelan discrepancia entre la estimación realizada por el código de reconstrucción y los datos adquiridos, debidos a incorrecciones en el modelo del sistema utilizado durante la reconstrucción y/o a efectos que no se consideran por el programa de reconstrucción. [9]

### 3. Resultados

En la Figura 4 se muestra el mapa de atenuación del maniqué de calidad de imagen obtenido a partir de la imagen TAC con el que se calcularon los factores de corrección. Junto a ella se muestran las imágenes PET con la corrección de atenuación por defecto (arriba en el centro) y con la corrección de atenuación basada en el TAC (arriba a la derecha).

Visualmente, las imágenes no son significativamente diferentes. Sin embargo, en un perfil trazado en la parte más significativa, (línea azul en las imágenes) se pueden observar diferencias en las regiones frías (cilindros de aire y agua). Si no se corrige la atenuación teniendo en cuenta los diferentes medios, se observa un exceso de cuentas en la región del cilindro de aire. Cuando se corrige la atenuación basándose en la imagen TAC, este exceso desaparece, quedando los dos cilindros con un nivel de cuentas similar.



**Figura 4.** Arriba: de izquierda a derecha: Mapa de atenuación obtenido de la imagen TAC del maniqué de calidad de imagen, imagen PET con corrección de atenuación basada en un cilindro uniforme de agua e imagen PET corregida por atenuación usando la imagen TAC. Abajo: Perfiles (normalizados) en las imágenes PET a lo largo de la línea indicada en las imágenes.

La Figura 5 muestra la evolución del parámetro  $\chi^2$  a medida que la imagen se va actualizando en cada subset. Se observa que la corrección de atenuación basada en la imagen TAC disminuye significativamente  $\chi^2$ , lo que indica que mejora la consistencia entre la imagen reconstruida y los datos adquiridos

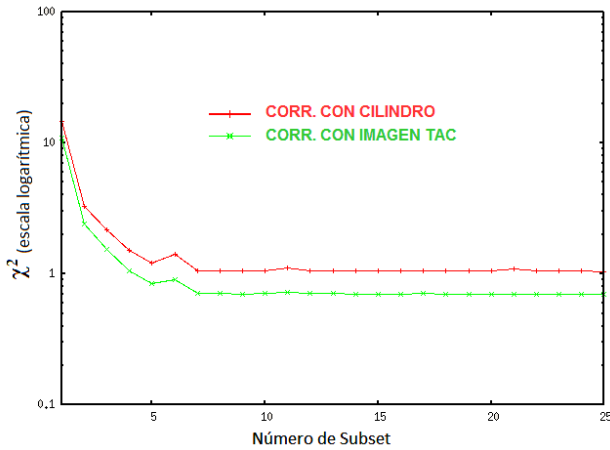


Figura 5.  $\chi^2$  en función del número de actualizaciones de la imagen.

#### 4. Conclusiones

La atenuación afecta a los datos adquiridos en un estudio PET disminuyendo en distinta cuantía el número de eventos detectados en cada LOR.

El uso de las imágenes TAC constituye en la actualidad el mejor método de corrección de atenuación debido a su alta calidad y bajo tiempo de adquisición.

En este trabajo se ha comparado un método muy simple de corrección de atenuación basado en un cilindro uniforme de agua, con el obtenido a partir de imágenes TAC. La corrección basada en el TAC no sólo ofrece una mejor cuantificación (Figura 4), sino que además reduce el parámetro  $\chi^2$ , indicando que la imagen obtenida es significativamente más consistente con los datos adquiridos.

#### Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado en parte por el MEC (FPA2007-62216), la UCM (Grupos UCM, 910059), el CPAN (Consolider-Ingenio 2010, CSPD-2007-00042), la red RECAVA-RETIC el proyecto ARTEMIS (S2009/DPI-1802, Fondo Europeo de Desarrollo Regional), el proyecto ENTEPRASE (PSE-300000-2009-5, MICINN. España), por los proyectos del Ministerio de Ciencia e Innovación, TEC2007-64731, TEC 2008-06715-C02-1, la RETIC-RECAVA del Ministerio de Sanidad y Consumo, y el proyecto EU FP7 FMT-XCT-201792.

#### Referencias

- [1] Huang S-C, Hoffman E.J., Phelps M.E., Kuhl D.E. Quantitation in Positron Emission Computed Tomography: 2. Effects of Inaccurate Attenuation Correction. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 3. 804-14 (ISSN: 0363-8715).
- [2] Chow P.L., Rannou R., Chatziioannou A., Attenuation correction for a 3Dsmall animal PET tomograph, using x-ray microCT. *Mol. Imag. Biol.*, vol. 4, 2002, pp. S17-S18, (ISSN: 1536-1632).
- [3] Kinahan P.E., Hasegawa B., Beyer T. X-ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. *Semin Nucl Med*, 2003; 34, pp 166-179 (ISSN: 0001-2998).
- [4] Zaidi H., Montandon M.L., Slosman D.O. Attenuation compensation in cerebral 3D PET: effect of the attenuation map on absolute and relative quantitation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 31, 2004;pp 52-63 (ISSN: 1619-7070).
- [5] Positron Emission Tomography: Clinical Practice, edited by Peter E. Valk, Dominique Delbeke, Dale L. Bailey, David W. Townsend, and Michael N. Maisey, New York, NY, Springer, 2006. (ISBN:1852339713)
- [6] Kinahan P.E., Townsend D.W., Beyer T. and Sashin D., Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner, *Medical Physics*, 25(10), 1998, pp 2046-2053 (ISSN: 0094-2405).
- [7] Wang Y., Seidel J., Tsui B. M. W., Vaquero J. J., and Pomper M. G., Performance evaluation of the GE healthcare eXplore VISTA dual ring small-animal PET scanner. *J. Nucl. Med.*, vol. 47, 2006, pp. 1891-1900(ISSN: 0161-5505).
- [8] Vaquero J.J., Redondo S., Lage, E., Abella, M., Sisniega, A., Tapias, G., Montenegro, M.L.S., Desco M. Assessment of a New High-Performance Small-Animal X-Ray Tomograph, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 55 (3), 2008, pp. 898 - 905, (ISSN: 0018-9499).
- [9] Herraiz J.L., Espana S, Vaquero J.J, Desco, M and Udias J.M, FIRST: Fast Iterative Reconstruction Software for (PET) tomography. *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, 2006, pp. 4547 (ISSN: 0031-9155).
- [10] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Performance Measurements of Small Animal Positron Emission Tomographs. NEMA Standards Publication NU4-2008. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2008.