



# Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular



## PO119 - OPTIMIZACIÓN DE LA CUANTIFICACIÓN Y CALIDAD DE LA IMAGEN PET CEREBRAL: APLICACIÓN A ESTUDIOS PET TAU EN PACIENTES CON PARKINSONISMO ATÍPICO

[Pablo Echegoyen Ruiz<sup>1</sup>](#), [Roberto Cuevas Jurado<sup>1</sup>](#), [Fernando Mínguez Lanzarote<sup>2</sup>](#), [Marta Romero<sup>2</sup>](#), [Victoria Betech Antar<sup>2</sup>](#), [Ángela Bronte Viedma<sup>3</sup>](#), [Elena Prieto Azcárate<sup>1</sup>](#), [Javier Arbizu Lostao<sup>2</sup>](#) y [Josep María Martí-Climent<sup>1</sup>](#)

<sup>1</sup>Clínica Universidad de Navarra, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Pamplona, España. <sup>2</sup>Clínica Universidad de Navarra, Servicio de Medicina Nuclear, Pamplona, España. <sup>3</sup>Hospital Universitari Son Espases, Servicio de Medicina Nuclear, Palma de Mallorca, España.

### Resumen

**Objetivo:** Optimizar mediante adquisiciones en maniquí la calidad de imagen y la cuantificación en estructuras cerebrales de pequeño tamaño y baja captación como las asociadas en el depósito clínico.

**Material y métodos:** Se revisaron las imágenes para 7 pacientes y se diseñó el experimento adquiriendo durante 30 minutos el maniquí Jaszczak con sectores cilíndricos calientes y con esferas incluyendo tamaños similares (7,9 mm y 9,9 mm) al tamaño anatómico de interés. Las concentraciones nominales de [<sup>18</sup>F]FDG fueron 2,67 MBq/mL para las esferas y 1,35 MBq/mL para el fondo. Los algoritmos utilizados fueron OSEM, PSF, TOF y PSF+TOF. Se varió entre 2 y 10 el número de iteraciones, y entre 0 mm y 5 mm el ancho de filtro siendo los subconjuntos 5, el tamaño de matriz 440 × 440 y el zoom 2 fijos. Las VOI de las esferas se segmentaron en el CT y se trasladaron al PET (PIMOD). Para evaluar la cuantificación se estudió el coeficiente de recuperación ( $RC = \text{Promedio\_esfera} / \text{Valor\_nominal}$ ), para valorar la calidad de imagen se ha optimizado la relación contraste ruido ( $CNR = (\text{Promedio\_esfera} - \text{Promedio\_fondo}) / \text{?\_fondo}$ ), y para evaluar el ruido del fondo se ha calculado el coeficiente de variación ( $CV = \text{?\_fondo} / \text{Promedio\_fondo}$ ). Finalmente, las nuevas reconstrucciones sobre imágenes clínicas fueron analizadas visualmente por un observador experimentado.

**Resultados:** Se observa que a más iteraciones y menos filtro, se consiguen RC, CNR y CV mayores. Las reconstrucciones que conseguían una calidad adecuada ( $RC > 0,6$ ,  $CNR > 3$ ,  $CV < 12\%$ ) fueron con PSF+TOF, 8 o 10 iteraciones y filtro entre 0 mm y 2 mm. Los sectores de resolución espacial fueron analizados de forma visual, distinguiéndose el sector de 6,4 mm para todas las reconstrucciones OSEM y PSF, y el de 4,8 mm para las TOF y PSF+TOF. El observador experto seleccionó finalmente la reconstrucción más adecuada visualmente: Algoritmo\_?iteraciones\_FWHM Filtro Gaussiano = PSF+TOF\_8it\_2g ( $RC_{7,9} = 0,59$ ,  $RC_{9,9} = 0,66$ ,  $CNR_{7,9} = 3,14$ ,  $CNR_{9,9} = 6,03$ ,  $CV = 8,8\%$ ).

**Conclusiones:** Se ha seleccionado la reconstrucción que optimiza la cuantificación y presenta una calidad de imagen óptima.