

Control de calidad para PET/RM basado en maniqués experimentales con evaluación de factores de degradación por movimiento respiratorio

PET/MR quality assurance and evaluation of degradation factors due to respiratory motion using experimental phantoms

**Carmen Salvador-Ribés^{1,*}, África Almendros-Riaza¹, Consuelo Olivas²,
María del Pilar Morcillo-Toledo¹, Irene Torres-Espallardo², Sonia Ginés-Cárdenas¹,
Pilar Bello², Moisés Sáez-Beltrán³, Luís Martí-Bonmatí¹, Montserrat Carles¹**

¹ Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI²³⁰), Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, 46026, Valencia, España.

² Departamento de Medicina Nuclear, Área Clínica de Imagen Médica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, 46026, Valencia, España.

³ Departamento de Física Médica, Hospital Universitario La Paz, 28046, Madrid, España.

Fecha de Recepción: 23/11/2023 - Fecha de Aceptación: 04/03/2024

El objetivo de este estudio es crear una prueba de control de calidad (CC) basada en maniqués experimentales para equipos híbridos PET/RM. Se ha validado un método que minimiza el error en los mapas de atenuación (MA) para medidas de maniqués con PET/RM, y se ha implementado en el CC para evaluar el impacto de distintos factores de degradación por movimiento respiratorio.

Se empleó el maniqué MRI-QUASAR-Motion con insertos de impresión-3D, así como la herramienta Duetto para generar los MA a partir de tomografías computarizadas (MA-TC). Mediante coeficientes de recuperación (CR), se cuantificó el impacto de la compensación de movimiento en los MA, la discriminación de ciclos irregulares y el promediado para las fases respiratorias co-registradas en imágenes PET. No se observaron mejoras significativas al compensar el movimiento en los MA ($p = 0.31$) ni al discriminar ciclos irregulares ($p = 0.16$). Tampoco se observaron diferencias significativas entre estimar la concentración en cada fase respiratoria y promediar su valor ($RC_{\text{concentración}} = 0.982 \pm 0.013$) o estimarlo en la imagen promedio de las fases respiratorias ($RC_{\text{concentración}} = 0.978 \pm 0.009$).

Nuestra prueba de CC para equipos PET/RM permite recomendar que se evite el postproceso que implica la compensación de movimiento respiratorio en los MA, la discriminación de ciclos respiratorios irregulares y el co-registro de las fases respiratorias.

Palabras clave: PET/RM, Control de calidad, maniqués experimentales, movimiento respiratorio, corrección de atenuación.

This study aims to create a phantom-based quality control (QC) test for hybrid PET/MR systems. A method that minimises error in attenuation maps (AM) for PET/MR phantom measurements has been validated and implemented in the QC to assess the impact of different respiratory motion degradation factors.

The MRI-QUASAR-Motion phantom with 3D-printing inserts was employed as well as the Duetto tool to generate AMs from computed tomography (AM-CT) scans. Using recovery coefficients (RC), the impact of motion compensation on AMs, discrimination of irregular cycles and averaging for co-registered respiratory phases on PET images was quantified. No significant improvements were observed with motion compensation in the AMs ($p = 0.31$) or when discriminating irregular cycles ($p = 0.16$). There was also no significant difference between estimating the concentration in each respiratory phase and averaging its value ($RC_{\text{concentración}} = 0.982 \pm 0.013$) or estimating it in the average image of the respiratory phases ($RC_{\text{concentración}} = 0.978 \pm 0.009$).

*Correspondencia: carmen_salvador@iislafe.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.004>

Our QC test for PET/MR systems allows us to recommend avoiding the post-processing involved by the respiratory motion compensation in AMs, the discrimination of irregular respiratory cycles and the co-registration of respiratory phases.

Key words: PET/MR, Quality assurance, experimental phantoms, respiratory movement, attenuation correction.

Introducción

La imagen simultánea por tomografía por emisión de positrones y resonancia magnética (PET/RM) es una modalidad que permite combinar ambas formas de evaluar a los pacientes.^{1,2} Los sistemas PET/RM ofrecen una serie de ventajas respecto a la combinación usual de tomografía por emisión de positrones y tomografía computarizada (PET/TC), tales como la disminución de la dosis de radiación ionizante recibida por el paciente y una mejora en la visualización tisular. Estas características están consolidando la imagen PET/RM como una herramienta de diagnóstico por imagen con aplicaciones principales en la estadificación y evaluación de la respuesta al tratamiento en pacientes con cáncer, pacientes pediátricos, y en el ámbito de la radioterapia.¹⁻⁴ Un requisito previo para la implementación de sistemas PET/RM en la práctica clínica es el desarrollo de protocolos y procedimientos de control de calidad (CC) que garanticen su correcto funcionamiento. En imagen médica, estos CC utilizan maniqués experimentales, que son objetos físicos con características conocidas que permiten la calibración y caracterización de los sistemas y la evaluación de la reproducibilidad en su respuesta. Actualmente, no existen protocolos de CC estándares basados en maniqués para equipos PET/RM.⁵

Uno de los grandes desafíos del PET/RM es la corrección de atenuación de la imagen PET.¹ En el PET/TC la corrección de atenuación se realiza a partir de la imagen TC, pues su señal (Hounsfield Units) está relacionada con la atenuación de los fotones en los distintos tejidos.¹ Sin embargo, en los sistemas PET/RM la imagen de RM no tiene una relación directa con la atenuación, por lo que presenta limitaciones a la hora de crear los mapas de atenuación. El método más común emplea secuencias de RM que segmentan y clasifican los tejidos según su señal para así asignarles un coeficiente de atenuación.^{1,3,6,7} Sin embargo, estos métodos hacen uso de la anatomía y propiedades esperadas en el paciente. En estudios PET/RM con maniqués, donde no está presente ni la anatomía humana ni los valores de intensidad de RM esperados, se introducen errores al generar estos mapas de atenuación a partir de las imágenes de RM, lo que afecta directamente a la calidad de la imagen PET resultante.⁶ Por lo tanto,

la corrección de atenuación en sistemas PET/RM es también un factor limitante a la hora de implementar CC basados en maniqués.

Un efecto deletéreo sobre la calidad de las imágenes PET/RM es el movimiento respiratorio.⁸ La duración típica de un examen PET es de 15-20 minutos (5 minutos por cama), por lo que abarca un número elevado de ciclos respiratorios.⁴ Como consecuencia, las imágenes PET se ven más afectadas por el movimiento respiratorio que otras técnicas de imagen como la TC y la RM, cuyas adquisiciones pueden ser de en torno a segundos. De igual forma, la resolución intrínseca de un equipo PET es baja en comparación con técnicas de imagen como la TC o RM y, por tanto, la imagen se ve más afectada por el efecto de volumen parcial, especialmente para lesiones de diámetro inferior a 3 veces la anchura a media altura (FWHM) del equipo.⁹ El impacto conjunto de ambos factores de degradación compromete especialmente la detección de lesiones pequeñas. El movimiento respiratorio conlleva un desplazamiento de las lesiones, más significativo en la dirección cráneo-caudal, con amplitudes de pico a pico que pueden alcanzar hasta los 20 mm, siendo menor en las direcciones anterior-posterior e izquierda-derecha.^{10,11} En consecuencia, para las regiones afectadas por la respiración, el movimiento respiratorio no compensado puede llevar a una sobreestimación del tamaño de las lesiones, una subestimación del contraste lesión-fondo, una pérdida de reproducibilidad, y un error de co-registro entre las distintas modalidades.^{8,10,12} Aunque se han desarrollado diferentes estrategias para la gestión del movimiento respiratorio,¹³⁻¹⁶ la estandarización y validación de las diferentes técnicas de compensación del movimiento son un requisito previo antes de su uso clínico.^{17,18}

Nuestra motivación es implementar una prueba de CC para equipos PET/RM basada en maniqués experimentales. Con este propósito, el objetivo inicial fue validar un método que minimizara el error en los mapas de atenuación para adquisiciones PET/RM de maniqués. Una vez validado, implementar este método en el protocolo de CC utilizado para cuantificar el impacto en la calidad de imagen PET de los mapas de atenuación, la compensación del movimiento, la discriminación de ciclos respiratorios irregulares y el promediado de fases respiratorias.

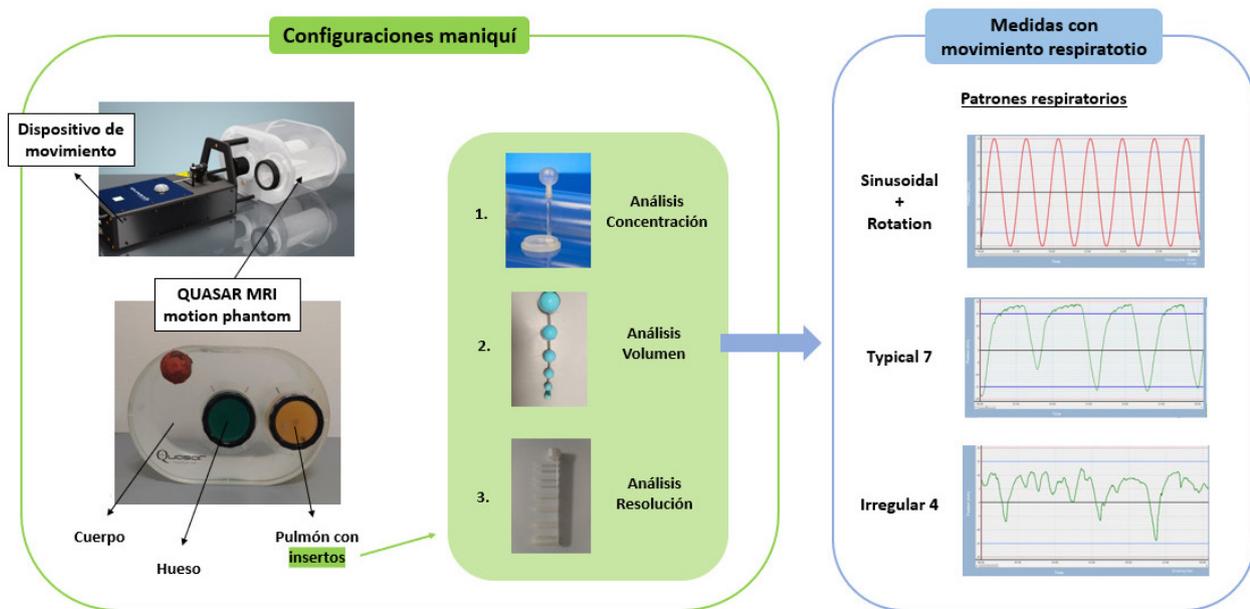


Fig. 1. Montaje experimental para las medidas (izquierda) y patrones respiratorios aplicados en las medidas con movimiento respiratorio (derecha).

Material y métodos

1. Maniqués experimentales

En el estudio se empleó el maniquí QUASAR MRI Motion Phantom de Modus QA¹⁹ (véase fig. 1). Este maniquí consta de una sección ovalada rellenable, que utilizamos para simular el cuerpo, en cuyo interior se pueden emplazar dos cilindros rellenable. El cilindro rellenable colocado en la zona central se utilizó para simular el hueso y el compartimento lateral para simular el pulmón, ver en fig. 1 y en fig. 2. En el compartimento pulmón, según el tipo de análisis de calidad realizado, se empleó un inserto distinto. Concretamente, para el análisis de concentración se usó una esfera rellenable con volumen de 15.6 mL, propia del maniquí QUASAR. Para el análisis de volumen, se empleó un inserto de impresión 3D con soportes cóncavos para emplazar 6 esferas de alginato, con las dimensiones aproximadas de las esferas del maniquí NEMA²⁰ (19.0 ± 1.0 , 9.0 ± 1.0 , 4.7 ± 0.3 , 2.05 ± 0.05 , 0.78 ± 0.03 y 0.37 ± 0.09 mL). Para el análisis de resolución se utilizó un inserto de impresión 3D con 8 cilindros macizos de distintos diámetros que se corresponden con los del maniquí Jaszczak: 2×6.4 , 2×7.9 , 9.5 , 11.1 , 12.7 y 19.1 mm.

Se rellenaron las regiones del maniquí con distintas disoluciones de ¹⁸F-Fluorodesoxiglucosa (¹⁸F-FDG) simulando los valores observados para pacientes con cáncer de pulmón²¹ (véase tabla 1). En las configuraciones de los análisis de concentración y de volumen, la esfera rellenable y las esferas de alginato, respec-

tivamente, simularon lesiones oncológicas dentro del pulmón.

El dispositivo de movimiento se conectó al cilindro que simula el pulmón. Al aplicar movimiento, las lesiones simuladas siguen un patrón respiratorio seleccionable. Se aplicaron 3 de los patrones respiratorios disponibles: *Typical 7*, *Irregular 4* y *Sinusoidal & Rotation*, con una amplitud pico a pico media de 19, 15 y 30 mm, respectivamente (véase fig. 1). Para el patrón *Sinusoidal & Rotation* el periodo del movimiento fue de 4.5 s.

2. Equipos de imagen médica

2.1. PET/RM

Para la adquisición PET se empleó el sistema híbrido SIGNA PET/RM de GE Healthcare,²² cuya componente

Tabla 1. Concentración de ¹⁸F-FDG en kBq/mL en las distintas regiones del fantoma QUASAR para cada análisis de calidad a la hora de la medida.

Región	Análisis Concentración	Análisis Volumen	Análisis Resolución
Cuerpo	10	4	5
Pulmón	8	2	37
Lesión	99	24	—

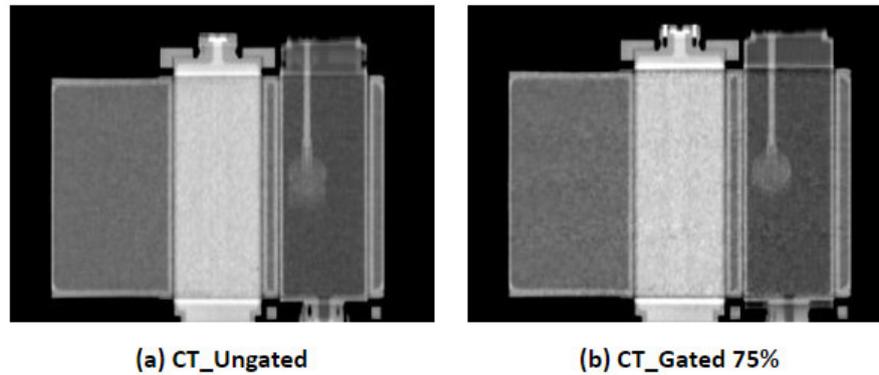


Fig. 2. Imágenes TC del estudio con movimiento respiratorio (a) sin compensación de movimiento y (b) con compensación de movimiento (correspondiente a la fase respiratoria 75%).

PET está integrada por detectores de centelleo a base de lutecio acoplados a fotomultiplicadores de silicio (SiPM), que permiten la integración de información de tiempo de vuelo (TOF). El equipo alcanza una resolución radial de 4.4 mm y axial de 5.3 mm a 1 cm del centro del campo de visión (FOV). El campo magnético es de 3T.

2.1.1. Protocolos de adquisición y reconstrucción

Para las medidas PET estáticas, se empleó el protocolo denominado por la casa comercial como *Static* con un tiempo de adquisición de 12 minutos. En las medidas con movimiento, se utilizaron dos protocolos con objeto de compensar el movimiento respiratorio aplicado:

- El protocolo denominado como *Gated Percent*, que divide el ciclo respiratorio en 8 intervalos de tiempo iguales. Los datos correspondientes a cada intervalo se reconstruyen por separado, dando lugar a las fases respiratorias (4D-PET). Posteriormente, se obtuvo una imagen PET promedio de las distintas fases respiratorias tras realizar el co-registro de éstas. Para el registro, se emplearon los módulos “Landmark Registration” y “Resample Image

(BRAINS)” del programa 3D Slicer, teniendo en cuenta la posición de la esfera rellenable que simula la lesión. Una vez co-registradas las fases, se empleó un código en Python para obtener la imagen promedio.

- El protocolo denominado como *Q.Static 50%*, que inicia la adquisición de los datos después de la máxima exhalación del paciente (mitad del ciclo respiratorio), con dos configuraciones distintas: una ventana del 30% y un del 15% de la duración total del ciclo respiratorio.

Para cada protocolo de adquisición de movimiento se obtuvieron medidas con y sin aplicación de la discriminación de ciclos irregulares (*trigger*), donde el porcentaje de desviación respecto a la frecuencia media del ciclo se adaptó a la regularidad del patrón: 12% para *Sinusoidal & Rotation*, 25% para *Typical 7* y 50% para *Irregular 4*.

Todas las imágenes PET han sido reconstruidas usando el algoritmo Time-of-flight OSEM (TOF-OSEM) con dos iteraciones + postfiltrado gaussiano transaxial de 5 mm, y tienen un tamaño de vóxel de $2.34 \times 2.34 \times 2.78 \text{ mm}^3$.

Tabla 2. Protocolos de adquisición de datos empleados para cada tipo de medida (estática o con movimiento respiratorio) y para cada sistema de adquisición (PET/RM o PET/TC).

Tipo de medida	Patrón respiratorio	Protocolo PET/RM	Protocolo PET/TC
Estática		<i>Static</i>	<i>Protocolo clínico de próstata</i>
Movimiento (4D)	<i>Typical 7, Irregular 4 y Sinusoidal & Rotation</i>	<i>Gated Percent</i>	<i>Gated</i>
Movimiento (3D)	<i>Typical 7, Irregular 4 y Sinusoidal & Rotation</i>	<i>Q.Static 50%-30%</i> <i>Q.Static 50%-15%</i>	<i>Ungated</i>

2.2. PET/TC

Para la adquisición de las imágenes de TC del maniquí se empleó el sistema híbrido PET/TC Gemini TF64 de Philips,²³ con un escáner TC Brilliance de 64 cortes.

2.2.1. Protocolos de adquisición

En la adquisición de las imágenes TC estáticas se empleó el protocolo utilizado en la práctica clínica de radioterapia para tumores de próstata, que tiene las siguientes características: 120 kV y 250 mAs.²⁴ Para las medidas con movimiento se empleó un protocolo análogo al *Gated Percent* del sistema PET/RM (imágenes CT_Gated), además de una imagen TC sin compensación (CT_Ungated) (véase fig. 2). En todos los casos la imagen TC se reconstruyó con un tamaño de vóxel de $1.17 \times 1.17 \times 3 \text{ mm}^3$.

En la tabla 2 se resumen los protocolos de adquisición empleados en el estudio según el tipo de medida y sistema empleado.

3. Herramienta Duetto para la reconstrucción fuera de línea de imágenes PET

La herramienta PET Duetto es un paquete de código de MATLAB que permite la reconstrucción de las imágenes PET a partir de sus datos brutos y de un mapa de atenuación. Todas las imágenes del estudio han sido reconstruidas con esta herramienta.

Duetto incluye un módulo con el que se genera automáticamente el mapa de atenuación a partir de una imagen TC para su uso en la reconstrucción de la imagen PET. Además, en la reconstrucción de imágenes 4D-PET correspondientes a las diferentes fases respiratorias del ciclo, para los datos en bruto, permite: (i) aplicar a todas las fases respiratorias el mismo mapa de atenuación generado a partir de la imagen TC sin compensación de movimiento (CT_Ungated) y (ii) aplicar a cada fase respiratoria su correspondiente mapa de atenuación (CT_Gated).

4. Obtención de los parámetros de calidad

Para evaluar la calidad de las imágenes PET obtenidas, estudiamos tres parámetros distintos: concentración de actividad, volumen y resolución.

Para evaluar la exactitud en la estimación de la concentración de actividad (C), se colocó en el compartimento de pulmón la esfera rellenable de 15.6 mL, que simula la lesión. Se realizaron manualmente 4 segmentaciones cilíndricas en cada uno de los compartimentos del maniquí (cuerpo, hueso, pulmón y lesión). La segmentación en la lesión, aparte de estar centrada presenta un radio significativamente menor al de la

esfera con el objetivo de minimizar el efecto del volumen parcial. Los valores de concentración obtenidos se dividieron entre los valores teóricos (C_{teor}) para obtener el coeficiente de recuperación en concentración (CRc) de cada región.

Para evaluar la exactitud en la estimación del volumen, se colocó en el compartimento de pulmón el inserto de 6 esferas de alginato, que simulan lesiones. Se segmentaron las esferas de alginato activas con un umbral del 40% del valor promedio de los vóxeles con intensidad superior al 70% del máximo mediante un código en Python, y se obtuvieron sus volúmenes (V) y el coeficiente de recuperación en volumen para cada una de ellas (CRv).

Para el análisis de calidad en resolución, se colocó en el compartimento rellenable que simula el pulmón (zona activa) el inserto con 8 cilindros macizos (zonas inactivas). Para la segmentación de las dos zona se empleó un umbral del 40% sobre el vóxel con intensidad máxima dentro de esta zona. Una vez distinguidas las regiones se calculó el contraste ($C_{\text{activa}}/C_{\text{inactiva}}$). A partir de la segmentación de la región inactiva se analizó de forma visual el número de cilindros distinguibles. En el estudio con movimiento respiratorio, se obtuvieron los CRs del número de cilindros distinguibles respecto al valor real de número de cilindros del inserto (CRr).

Utilizamos la Prueba de rango con signo de Wilcoxon (WSRT) para comprobar si dos distribuciones dadas presentan diferencias significativas entre ellas. Se considera que las distribuciones son comparables si el valor de p es mayor a 0.05. El código para la segmentación, la cuantificación y el análisis estadístico ha sido implementadas en Python.

Resultados

1. Estudio de atenuación

Se evaluó cómo afecta el tipo de corrección de atenuación en la calidad de la imagen PET empleando las adquisiciones estáticas. En la fig. 3 se muestran las imágenes PET obtenidas con los dos tipos de corrección por atenuación: a partir del mapa de atenuación basado en RM (MA-RM) y a partir del mapa de atenuación basado en TC (MA-TC). En las imágenes reconstruidas con MA-RM se observa una acumulación de la concentración en las zonas externas del maniquí a pesar de estar uniformemente relleno, y se detecta señal en la región del hueso (cilindro central), que es inactiva. Estos artefactos no están presentes en las imágenes PET corregidas mediante MA-TC.

Los resultados del análisis de concentración se presentan en la tabla 3, donde se destaca el valor de concentración del hueso inactivo, que idealmente

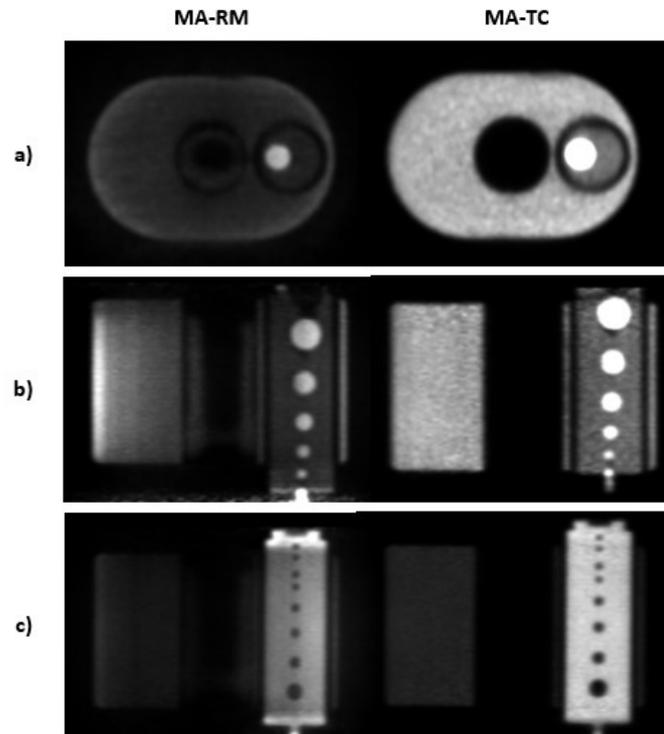


Fig. 3. Imágenes PET de los análisis de a) concentración (corte axial), b) volumen (corte coronal) y c) resolución (corte coronal) reconstruidas mediante Duetto.

debería ser 0, y que mejora de forma significativa en la corrección basada en TC. La imagen PET con MA-TC presenta mejores resultados de CRC en todas las regiones que la PET con MA-RM, siendo el CRC promediado sobre las 3 regiones muy cercano al ideal con MA-TC (0.99 ± 0.07), mientras que para PET con MA-RM es de 0.20 ± 0.04 .

En la fig. 4 se muestran los resultados del análisis de volumen (a) y resolución (b). Se observa una mejora de los CRv para la imagen reconstruida con MA-TC, con un promedio de 1.9 ± 0.5 , en comparación con la imagen con MA-RM, con un valor promedio de 2.1 ± 0.3 . Para las esferas de menor dimensión el aplicar un umbral del 40% se traduce en una sobrestimación del volumen, a causa de la subestimación en la con-

centración por efecto de volumen parcial. En el análisis de resolución, la estimación de contraste mejora para la imagen MA-TC (3.2) frente a la imagen con MA-RM (1.4), así como el número de cilindros distinguibles, 6 con MA-TC frente a 1 con MA-RM.

2. Estudio de movimiento respiratorio

2.1. Impacto de la compensación de movimiento en mapas de atenuación

Se analizó el impacto de compensar o no el movimiento respiratorio al generar los mapas de atenuación

Tabla 3. Concentración de actividad (C) medida en las imágenes PET MA-RM y MA-TC, y coeficientes de recuperación del análisis de calidad en concentración (CRC).

Región	C_{MA-RM} (kBq/mL)	CRC_{MA-RM}	C_{MA-TC} (kBq/mL)	CRC_{MA-TC}
Pulmón	1.914 ± 0.004	0.24	7.504 ± 0.010	1.11
Hueso	0.445 ± 0.002	—	0.01449 ± 0.00010	—
Lesión	11.45 ± 0.14	0.12	84.76 ± 0.15	0.86
Cuerpo	2.348 ± 0.002	0.25	11.121 ± 0.005	1.00

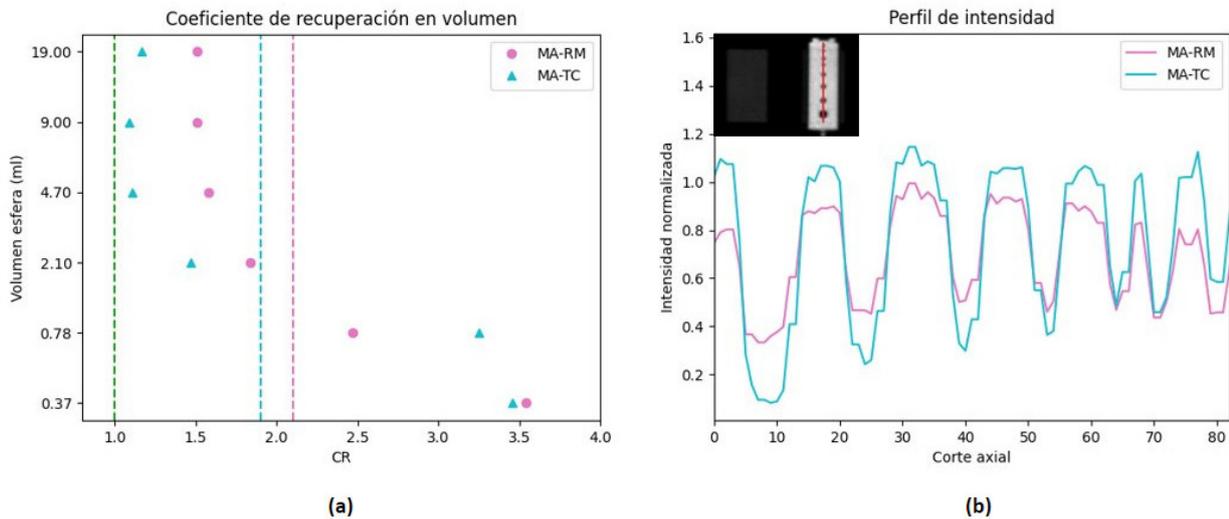


Fig. 4. CRs del análisis de calidad en volumen (a) y perfil de intensidad del análisis de resolución (b) del estudio de atenuación.

en la calidad de la imagen PET. Se emplearon las adquisiciones 4D-PET realizadas con el protocolo *Gated Percent* y corregidas con: un mismo MA generado a partir de la imagen TC sin compensación de movimiento (imagen CT_Ungated) y distintos MA correspondientes a las distintas fases respiratorias (a partir de las imágenes CT_Gated).

Los resultados del análisis de concentración muestran resultados comparables ($p = 0.20$ para WSRT), siendo el CRc promedio de 1.01 ± 0.03 para con los MA generados a partir de CT_Ungated, y 1.00 ± 0.03 para con los MA generados con CT_Gated. Además, ambos tipos de correcciones generan resultados de CRv comparables ($p = 0.22$), coincidiendo para ambos el valor promedio ($CRv = 1.3 \pm 0.3$). Los valores de CRr del análisis de resolución se presentan en la tabla 4. Si bien observamos unos valores más próximos al caso ideal para la corrección con MA basados en CT_Gated, al aplicar el análisis WSRT vemos que la diferencia entre métodos no es significativa ($p = 0.25$).

Tabla 4. CRr de imágenes 4D-PET según el tipo de corrección por atenuación aplicado y el patrón respiratorio empleado.

Patrón	MA-CT_Ungated	MA-CT_Gated
Typical 7	0.73 ± 0.09	0.86 ± 0.05
Sinusoidal & Rotation	0.67 ± 0.09	0.69 ± 0.09
Irregular 4	0.69 ± 0.03	0.72 ± 0.05
Promedio	0.698 ± 0.019	0.76 ± 0.05

Al aplicar el análisis WSRT sobre todo el conjunto de datos tenemos que no se obtienen diferencias significativas entre los métodos ($p = 0.31$).

2.2. Impacto de la discriminación de ciclos irregulares

Se evaluó el impacto de discriminar o no los ciclos respiratorios irregulares (*trigger*) en la calidad de imagen PET mediante las adquisiciones realizadas con los tres protocolos de compensación de movimiento (*Gated Percent*, *Q.Static* 50%-30% y *Q.Static* 50%-15%).

En la fig. 5 se muestran los resultados del análisis de concentración (a) y volumen (b). Se clasifican según el protocolo empleado para la compensación de movimiento y la aplicación o no de la discriminación de ciclos irregulares. Dentro de cada clasificación, se ha promediado los resultados de CRs de los tres patrones de movimiento respiratorio. Observamos que los resultados de CRc con y sin *trigger* son muy cercanos para todos los protocolos, incluso llegando a tener el mismo valor promedio. Del análisis WSRT obtenemos que los resultados de CRc con y sin aplicación del *trigger* son comparables ($p = 0.89$).

En el análisis de volumen, para los protocolos *Q.Static* se observan mayores diferencias entre la aplicación o no del *trigger* que en el caso del protocolo *Gated Percent*, pero el análisis WSRT ha demostrado que estas diferencias en ningún caso son estadísticamente significativas ($p = 0.13$).

Los resultados de CRr del análisis de resolución se presentan en la tabla 5. Del análisis WSRT, de nuevo obtenemos que los valores de CRr con y sin discriminación de ciclos respiratorios irregulares son comparables ($p=0.59$).

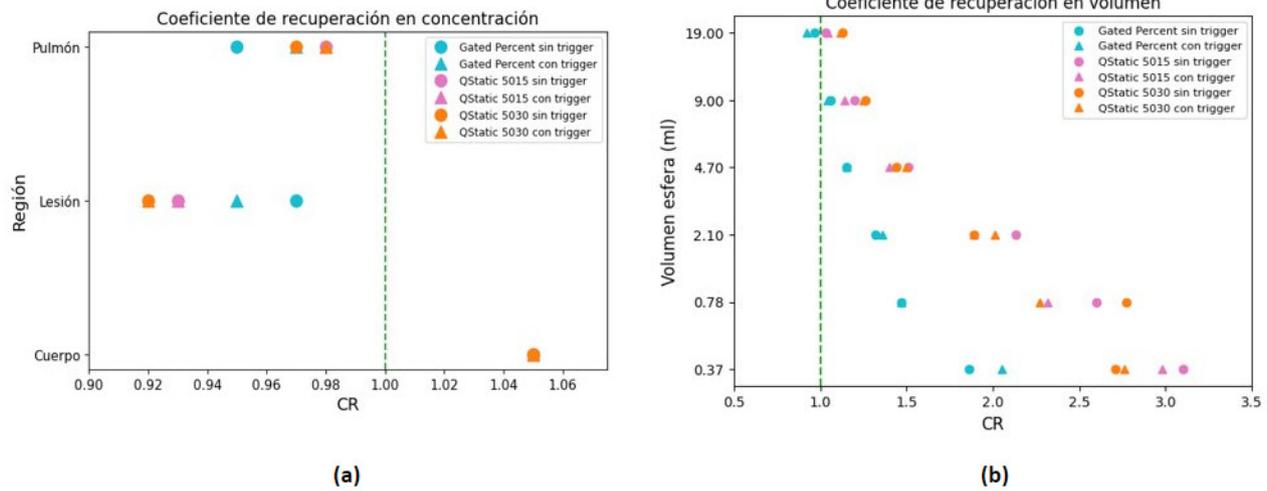


Fig. 5. CRs de los análisis de calidad en concentración (a) y volumen (b) del estudio de discriminación de ciclos irregulares.

Tabla 5. CRr en imágenes PET con movimiento respiratorio según la aplicación de discriminación de ciclos irregulares (*trigger*) y el protocolo de adquisición de datos empleado.

Protocolo	Sin trigger	Con trigger
<i>Gated Percent</i>	0.76 ± 0.02	0.72 ± 0.03
<i>Q.Static 50%-15%</i>	0.6 ± 0.3	0.6 ± 0.2
<i>Q.Static 50%-30%</i>	0.50 ± 0.14	0.46 ± 0.11

Al aplicar el análisis WSRT sobre todo el conjunto de datos tenemos que no se obtienen diferencias significativas entre los métodos ($p = 0.16$).

2.3. Impacto del co-registro de fases

Se evaluaron dos métodos distintos para estimar la actividad de la lesión a partir de las distintas fases respiratorias. En el primer método, se obtiene el valor para la concentración de la esfera en cada una de las fases respiratorias y se calcula el valor promedio (4D-promedio). En el segundo método, primero se registran todas las fases respiratorias y luego se genera una imagen con la intensidad de cada vóxel promediada sobre las intensidades de ese vóxel en las distintas fases respiratorias (promedio-4Dreg). Se emplearon las medidas con la configuración del análisis de concentración adquiridas con el protocolo *Gated Percent sin trigger* y con la corrección en base a CT_Ungated.

El valor medio de CRc de la lesión sobre los tres patrones de movimiento fue de 0.982 ± 0.013 para 4D-promedio y de 0.978 ± 0.009 para promedio-4Dreg. El valor medio de la desviación relativa fue del 0.41%.

Al aplicar el análisis WSRT vemos que la diferencia entre métodos no es significativa ($p = 0.5$).

Discusión

La validación del flujo de trabajo para el control de calidad en equipos híbridos PET/RM ha permitido cuantificar el impacto de los diferentes factores de degradación sobre la calidad de la imagen PET.

Al evaluar el impacto de la corrección por atenuación en imágenes PET de maniqués experimentales, se constató que, en todos los casos, los mapas de atenuación basados en TC presentaban resultados más exactos, lo que refleja la importancia de implementar correcciones basadas en TC para los protocolos de CC de sistemas PET/RM con medidas experimentales. En el estudio de Ziegler et al.²⁵ se analiza la calidad de imágenes PET del maniquí NEMA de un sistema PET/RM corregidas por RM y TC. Al igual que en nuestro estudio, se concluye que el uso de MA-RM es inadecuado para la obtención de parámetros de calidad de imagen PET, y se valida el uso MA-TC para el CC de sistemas PET/RM con el maniquí NEMA. Los estudios de Lennie et al.,⁵ Akamatsu et al.⁶ y Aide et al.²⁶ ya informaron de que el uso de MA-RM en maniqués experimentales genera artefactos en las imágenes PET y no es aceptable para el CC de los sistemas. Para facilitar la implementación de este método en la práctica, el siguiente paso debería ser poder guardar los MA-TCs correspondientes a los maniqués experimentales de CC en el equipo PET/RM, permitiendo reconstruir la imagen directamente en el equipo durante los CC rutinarios.

Por otra parte, evaluamos la influencia de distintos factores en la calidad PET de estudios con movimiento

respiratorio. Los resultados muestran que la compensación de movimiento no implica una mejora significativa de la calidad de imágenes 4D-PET frente al uso de un único mapa de atenuación sin compensación. Este resultado es independiente del patrón respiratorio aplicado, de forma que puede ser generalizado. De los resultados obtenidos se puede deducir que en la práctica clínica conviene el uso de un único mapa de atenuación sin compensación de movimiento para la corrección de imágenes 4D-PET del sistema PET/RM. En el estudio de Nyflot et al.²⁷ se obtienen resultados similares a los nuestros para un equipo PET/TC: en general la corrección basada en 4D-TC ofrece ventajas mínimas respecto a otros métodos como la TC helicoidal. Sin embargo, en otros estudios,²⁸⁻³⁰ se obtienen que el uso de imágenes TC sin compensación de movimiento para la corrección de imágenes 4D-PET no es óptimo para el análisis cuantitativo y se recomienda el uso de imágenes TC compensadas en movimiento. El hecho de que en varios de los estudios consultados se obtengan resultados diferentes a los obtenidos en nuestro estudio puede deberse a varios factores, como el uso de diferentes maniqués experimentales, simulación de movimiento o la extracción de conclusiones a partir de parámetros distintos para evaluar la calidad de imagen (valor de captación estandarizado, volumen tumoral metabólico, etc.). La principal limitación de nuestro estudio es la geometría relativamente sencilla del maniqué utilizado. No obstante, en todos los estudios comentados se emplean maniqués simples o similares al empleado en este. El trabajo futuro debería centrarse en el desarrollo de maniqués experimentales que reproduzcan la anatomía humana de forma más fiel y en confirmar los resultados obtenidos mediante estos maniqués.

Además, hemos presentado el primer estudio sobre el impacto de la discriminación de ciclos respiratorios irregulares (herramienta *trigger*) en la adquisición de las imágenes PET. Los resultados obtenidos mostraron que, independientemente del tipo de patrón respiratorio y del tipo de protocolo de compensación de movimiento empleado, se recomienda prescindir de la discriminación de ciclos respiratorios irregulares en la práctica clínica.

Por último, hemos evaluado distintos métodos para estimar la concentración a partir de las imágenes PET de las distintas fases respiratorias. En la literatura existen distintos métodos donde se minimiza el ruido en la imagen PET tras la compensación del movimiento.^{31,32} Para corregir el ruido implícito en la fases respiratorias, algunos de estos métodos proponen co-registrar las distintas fases respiratorias y generar una imagen donde la intensidad de cada vóxel es el promedio sobre los vóxeles de todas las fases respiratorias. Nuestros resultados muestran que para la cuantificación de la actividad de la lesión, este postprocesado se podría evi-

tar aplicando un método alternativo más sencillo cuyos resultados son comparables. Este método sería el de realizar el promedio de los valores obtenidos para cada una de las fases, que es menos costoso que el registro previo de las imágenes 4D-PET, lo que supone una importante ventaja para su aplicación en la práctica clínica. El trabajo futuro se debería centrar en confirmar si ocurre lo mismo con características de la imagen más complejas, como las radiómicas.

Conclusiones

De los resultados obtenidos en el estudio, recomendamos el uso de la corrección basada en TC para CC con maniqués experimentales en sistemas PET/RM. En concreto, para el modelo SIGNA PET/RM, se ha validado el flujo de trabajo de CC mediante la herramienta Duetto. En lo que respecta a adquisiciones con movimiento respiratorio, no es necesario aplicar compensación de movimiento en los mapas de atenuación, ni se recomienda la discriminación de ciclos respiratorios irregulares en la práctica clínica. Por último, para una correcta estimación de la concentración en actividad, no es necesario obtener una imagen promedio de las distintas fases, basta con promediar los valores obtenidos en las diferentes fases.

Agradecimientos

Montserrat Carles ha sido financiada por la Conselleria de Sanitat Universal i Salut Pública de la Comunitat Valenciana. Este estudio ha sido financiado por el Instituto de Salud Carlos III (ISCIII) mediante el proyecto PI22/01604 y cofinanciado por la Unión Europea.

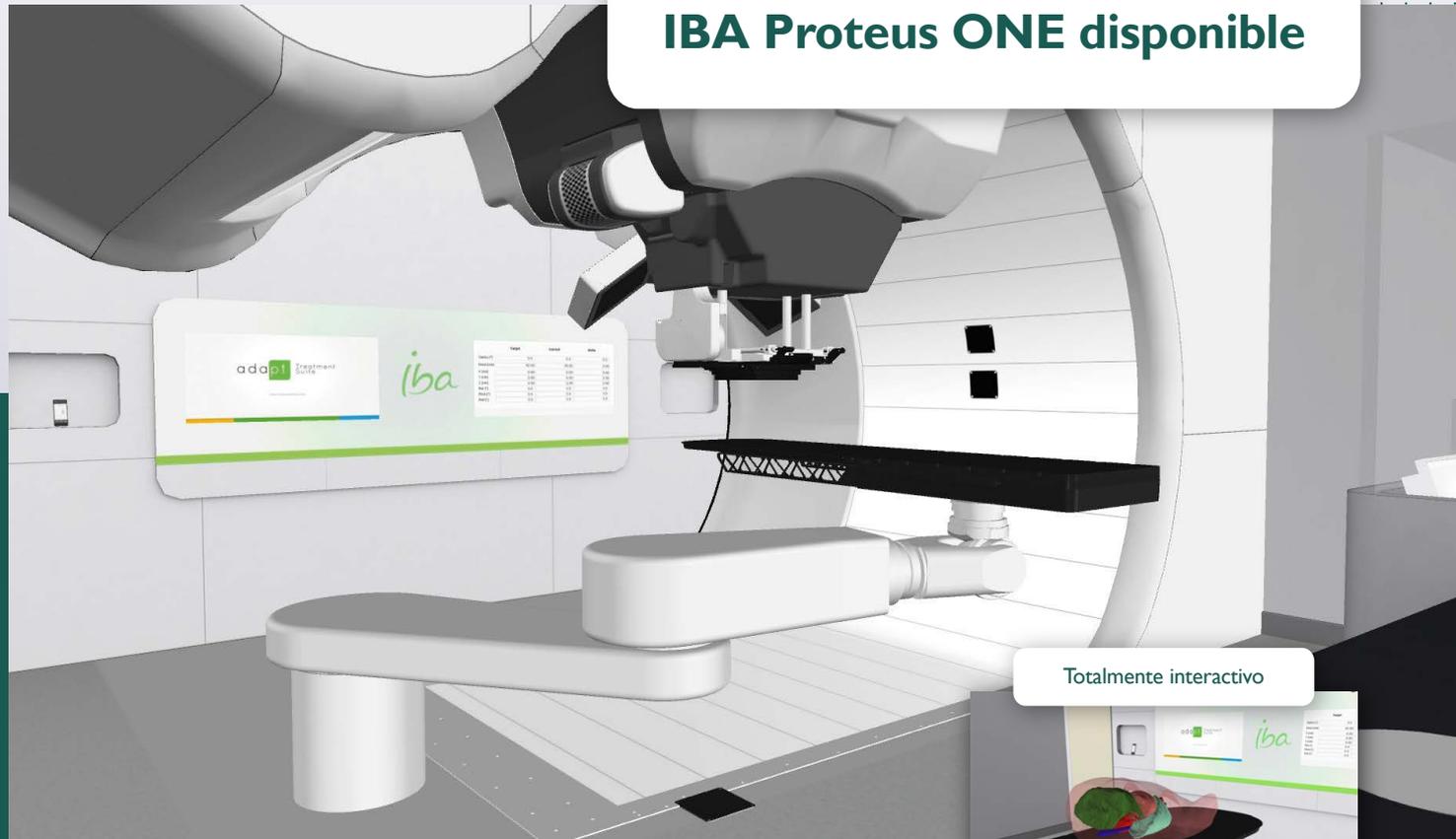
Bibliografía

1. Meikle SR, et al. Quantitative PET in the 2020s: a roadmap. *Phys Med Biol.* 2021;66(6). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abd4f7>
2. Zhu T, Das S, Wong TZ. Integration of PET/MR Hybrid Imaging into Radiation Therapy Treatment. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2017; 25(2):377-430. <https://doi.org/10.1016/j.mric.2017.01.001>
3. Currie GM, Kamvosoulis P, Bushong S. PET/MRI, Part 2: Technologic Principles. *J Nucl Med Technol.* 2021; 49(3):217-225. <https://doi.org/10.2967/jnmt.120.261862>
4. Balyasnikova S, et al. PET/MR in oncology: an introduction with focus on MR and future perspectives for hybrid imaging. *Am J Nucl Med Mol Imaging.* 2012; 2(4):458-474.
5. Lennie E, Tsoumpas C, Sourbron S. Multimodal phantoms for clinical PET/MRI. *EJNMMI Physics.* 2021; 8(62). <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00408-0>

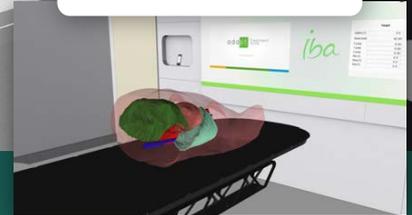
6. Akamatsu G, et al. A review of harmonization strategies for quantitative PET. *Ann Nucl Med*. 2023; 37(2):71-88. <https://doi.org/10.1007/s12149-022-01820-x>
7. Ehman EC, et al. PET/MRI: Where might it replace PET/CT? *J Magn Reson*. 2017; 46(5):1247-1262. <https://doi.org/10.1002/jmri.25711>
8. Dutta J, et al. Pulmonary imaging using respiratory motion compensated simultaneous PET/MR. *Med Phys*. 2015; 42(7):4227-4240. <https://doi.org/10.1118/1.4921616>
9. Soret M, Bacharach SL, Buvat I. Partial-Volume Effect in PET Tumor Imaging. *J Nucl Med*. 2007; 48(6):932-945. <https://doi.org/10.2967/jnumed.106.035774>
10. Carles M, et al. Evaluation of PET texture features with heterogeneous phantoms: complementarity and effect of motion and segmentation method. *Phys Med Biol*. 2017; 62(2):652.
11. Ionascu D, et al. Internal-external correlation investigations of respiratory induced motion of lung tumors. *Med. Phys*. 2007; 34(10):3893-3903. <https://doi.org/10.1118/1.2779941>
12. Carles M, et al. Significance of the impact of motion compensation on the variability of PET image features. *Phys Med Biol*. 2018; 63(6):065013. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aab180>
13. Mancosu P, et al. 4D-PET data sorting into different number of phases: a NEMA IQ phantom study. *J Appl Clin Med Phys*. 2009; 10(4):220-231. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v10i4.2917>
14. Dawood M, et al. Respiratory gating in positron emission tomography: A quantitative comparison of different gating schemes. *Med Phys*. 2007; 34(7):3067-3076. <https://doi.org/10.1118/1.2748104>
15. Kesner AL, et al. Validation of Software Gating: A Practical Technology for Respiratory Motion Correction in PET. *Radiology*. 2016; 281(1):239-248. <https://doi.org/10.1148/radiol.2016152105>
16. Chang G, et al. Joint correction of respiratory motion artifact and partial volume effect in lung/thoracic PET/CT imaging. *Med Phys*. 2010; 37(12):6221-6232. <https://doi.org/10.1118/1.3512780>
17. Frod R, McDermott G, Scarsbrook A. Respiratory-gated PET/CT for pulmonary lesion characterisation-promises and problems. *Br J Radiol*. 2018; 91(1086):20170640. <https://doi.org/10.1259/bjr.20170640>
18. Martinez-Movilla A, et al. Comparison of protocols with respiratory-gated (4D) motion compensation in PET/CT: open-source package for quantification of phantom image quality. *EJNMMI Phys*. 2022; 9(80). <https://doi.org/10.1186/s40658-022-00509-4>
19. Modus Medical Devices. QUASAR MRI Motion Phantom. [Consultado 30 jul 2023]. Disponible en: <https://modusqa.com/products/quasar-mri4d-motion-phantom/>
20. Park SJ, et al. Evaluation of the combined effects of target size, respiratory motion and background activity on 3D and 4D PET/CT images. *Phys Med Biol*. 2008; 53(13):3661-3679.
21. Carles M, et al. 4D FDG-PET quantification in thoracic anatomical structures for anthropomorphic phantom measurements. *IEEE Nucl Sci Symp Medical Imaging Conf*. 2014:1-4. <https://doi.org/10.1109/NSSMIC.2014.7430816>
22. Grant AM, et al. NEMA NU 2-2012 performance studies for the SiPM-based ToF-PET component of the GE SIGNA PET/MR system. *Med Phys*. 2016; 43(5):2334-2343. <https://doi.org/10.1118/1.4945416>
23. Surti S, et al. Performance of Philips Gemini TF PET/CT Scanner with Special Consideration for Its Time-of-Flight Imaging Capabilities. *J Nucl Med*. 2007; 48(3):471-480.
24. Saborido-Moral JD, et al. Free automatic software for the quality assurance of CT metrics reproducibility: calibration, edges and radiomics. *Phys Med*. 2023; 114:103153. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.103153>
25. Ziegler S, et al. NEMA image quality phantom measurements and attenuation correction in integrated PET/MR hybrid imaging. *EJNMMI Physics*. 2015; 2(18). <https://doi.org/10.1186/s40658-015-0122-3>
26. Aide N, et al. EANM/EARL harmonization strategies in PET quantification: from daily practice to multicentre oncological studies. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2017; 44(1):17-31. <https://doi.org/10.1007/s00259-017-3740-2>
27. Nyflot MJ. et al. Impact of CT attenuation correction method on quantitative respiratory-correlated (4D) PET/CT imaging. *Med Phys*. 2015; 42(1):110-120. <https://doi.org/10.1118/1.4903282>
28. Cui Y, Bowsher J, Cai J. Impact of moving target on measurement accuracy in 3D and 4D PET imaging—a phantom study. *Adv Radiat Oncol*. 2017; 2(1):94-100. <https://doi.org/10.1016/j.adro.2016.12.002>
29. Pönisch F, et al. Attenuation correction of four dimensional (4D) PET using phase-correlated 4D-computed tomography. *Phys Med Biol*. 2008; 53(13):N259-N268. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/13/N03>
30. Nagel CC, et al. Phased attenuation correction in respiration correlated computed tomography/positron emitted tomography. *Med Phys*. 2006; 33(6):1840-1847. <https://doi.org/10.1118/1.2198170>
31. Lu Y, et al. Respiratory Motion Compensation for PET/CT with Motion Information Derived from Matched Attenuation-Corrected Gated PET Data. *J Nucl Med*. 2018; 59(9):1480-1486. <https://doi.org/10.2967/jnumed.117.203000>
32. Nii T, et al. Evaluation of Data-Driven Respiration Gating in Continuous Bed Motion in Lung Lesions. *J Nucl Med Technol*. 2023; 51(1):32-37. <https://doi.org/10.2967/jnmt.122.264909>

Simulador de protonterapia VERT para formación

IBA Proteus ONE disponible



Totalmente interactivo



Modelos de administración de dosis



Comparación de distribución de dosis



Mejora el plan de estudios actual con tecnología punta.



Introduce las últimas técnicas clínicas sin necesidad de prácticas en clínica.



Compara los planes de tratamiento con protones y fotones.



Garantiza que los estudiantes reciban enseñanzas y competencias más actualizadas.



Póngase en la vanguardia de la enseñanza de radioterapia.

VERTUAL

Distribuido en España por:

APLICACIONES TECNOLÓGICAS | RADIATION PROTECTION & MEDICAL

Tel: (+34) 91 352 54 54 | atfísica@atfísica.com | www.atfísica.com