

**UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

**PRUEBAS TÉCNICAS DE ACEPTACIÓN DE LA PET/CT DEL MODELO
BIOGRAPH VISION 450 DE SIEMENS**

**Tesis sometida a la consideración de la Comisión del Programa de Estudios de
Posgrado en Física para optar por el grado y el título de la Maestría
Académica en Física Médica**

ÓSCAR PAUL RAMÍREZ MORERA

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio, Costa Rica

Año 2023

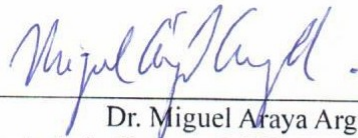
Dedicatoria:

A la memoria de mi padre Óscar Ramírez Salas (1959–2005) y a mi amorosa familia nuclear.

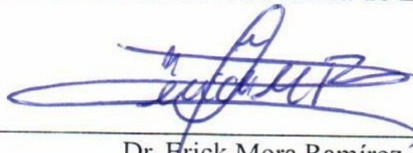
Agradecimientos:

A Dios, por bendecirme con esta oportunidad académica; a mi madre Shirley Morera Arauz, quién siempre me apoyó afectiva y económicamente; a mis dos hermanos y a mis dos sobrinas, quiénes me motivaron con su afecto; a todos los profesores del programa de posgrado en física médica, quiénes me proveyeron una excelente formación profesional y académica; a mi director de tesis don Erick Mora Ramírez, quién siempre tuvo la disponibilidad de ayudarme cordial y amablemente; y a la Universidad de Costa Rica, por proveerme la posibilidad de realizar estos estudios de posgrado gracias a su excelente sistema de becas.

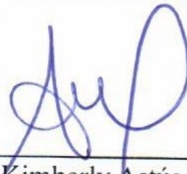
Esta tesis fue aceptada por la Comisión del Programa de Estudios de Posgrado de la Universidad de Costa Rica, en el programa de posgrado de Física, como requisito parcial para optar por el grado y el título de Maestría académica en Física Médica



Dr. Miguel Araya Arguedas
Representante de la Decana del Sistema de Estudios de Posgrado



Dr. Erick Mora Ramirez
Director de Tesis



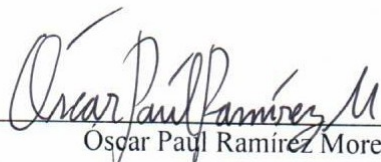
M. Sc. Kimberly Astúa Rodríguez
Lectora



M. Sc. Mauricio Acuña García
Lector



Dr. Jorge Gutiérrez Camacho
Director del Programa de Posgrado en Física



Oscar Paul Ramirez Morera
Candidato

TABLA DE CONTENIDOS

RESUMEN	vii
ABSTRACT	ix
CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN	1
§ 1. Introducción	1
§ 1.1. Objetivos de la tesis	3
§ 1.1.1. Objetivo general	3
§ 1.1.2. Objetivos específicos	3
CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO	
La teoría fundamental física, tecnológica e imagenológica, del funcionamiento de la PET/CT BV 450 ...	5
§ 1. Conceptos básicos de la teoría física subyacente a la PET/CT BV 450	5
§ 1.1. Física de la radioactividad	5
§ 1.1.1. Los modos de decaimiento de los radioisótopos	6
§ 1.2. Física de la interacción de las radiaciones ionizantes con la materia	8
§ 1.2.1. La interacción de las partículas cargadas con la materia	9
§ 1.2.2. La interacción de los fotones con la materia	11
§ 2. La tecnología y la reconstrucción de imágenes de la PET/CT BV 450	19
§ 2.1. La tomografía por emisión de positrones (PET)	19
§ 2.1.1. Principios tecnológicos de la PET	20
§ 2.1.2. Principios de la reconstrucción y visualización de imágenes por PET	27
§ 2.2. La tomografía computarizada (CT)	30
§ 2.2.1. Principios tecnológicos de la CT	31
§ 2.2.2. Principios de la reconstrucción y visualización de imágenes por CT	37
§ 2.3. El equipo híbrido PET/CT BV 450	39
§ 2.3.1. Algunos detalles propios de la tecnología y de la adquisición de imágenes de la PET/CT BV 450	39
§ 2.3.2. El mapa de atenuación de la PET/CT BV 450 en el proceso de adquisición de imágenes	41
§ 3. Fundamentos teóricos para la evaluación de la calidad de imagen y para la corrección de imágenes creadas por la PET/CT BV 450	42
§ 3.1. Evaluación de la calidad de la imagen médica	43
§ 3.1.1. Resolución espacial	43
§ 3.1.2. Contraste de la imagen	45
§ 3.1.3. Sensibilidad	47
§ 3.1.4. Resolución de sincronización por tiempo de vuelo	49
§ 3.1.5. Uniformidad de la imagen	50
§ 3.2. Correcciones de las imágenes creadas por PET/CT BV 450	50
§ 3.2.1. Corrección por eventos aleatorios y por tiempo muerto	50
§ 3.2.2. Corrección por atenuación o por dispersión	51
§ 3.3. Bases teóricas de la dosimetría en CT	51
§ 3.3.1. Distribución espacial de la dosis de radiación y perfil de dosis	51
§ 3.3.2. Magnitudes dosimétricas en CT	54
§ 3.3.3. Factores que alteran la dosis de radiación	55

CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO

Protocolo de pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450	58
§ 1. Pruebas técnicas para la CT	58
§ 1.1. Prescripción de la exploración y exactitud del alineamiento del láser de la CT	59
§ 1.2. Exactitud del desplazamiento de la camilla	62
§ 1.3. Desempeño del bajo contraste	64
§ 1.4. Resolución espacial	66
§ 1.5. Uniformidad de los números CT	67
§ 1.6. Exactitud del número CT	68
§ 1.7. Evaluación de artefactos	69
§ 1.8. Dosimetría	71
§ 1.9. Ancho del haz de radiación	74
§ 2. Pruebas técnicas para la PET	76
§ 2.1. Resolución espacial	76
§ 2.2. Sensibilidad	80
§ 2.3. Medición de la fracción de dispersión, pérdidas de cuentas y eventos aleatorios	82
§ 2.4. Exactitud de las correcciones por pérdida de cuentas y por eventos aleatorios	84
§ 2.5. Resolución de sincronización de coincidencias por el tiempo de vuelo	85
§ 2.6. Evaluación de la calidad de imagen	86
§ 3. Pruebas técnicas para la PET/CT	89
§ 3.1. Exactitud del correregistro de imágenes en la PET/CT BV 450	89
CAPÍTULO 4: ANÁLISIS DE RESULTADOS	
Establecimiento de resultados como parámetros de control rutinario de calidad de la PET/CT BV 450 ..	95
§ 1. Análisis y discusión de los resultados de las pruebas técnicas del caso de la CT	95
§ 1.1. Prescripción de la exploración y exactitud del alineamiento del láser de la CT	95
§ 1.2. Exactitud del desplazamiento de la camilla	98
§ 1.3. Desempeño del bajo contraste	100
§ 1.4. Resolución espacial	102
§ 1.5. Uniformidad de los números CT	103
§ 1.6. Exactitud del número CT	104
§ 1.7. Evaluación de artefactos	106
§ 1.8. Dosimetría	108
§ 1.9. Ancho del haz de radiación	112
§ 2. Análisis y discusión de los resultados de las pruebas técnicas del caso de la PET	114
§ 2.1. Resolución espacial	114
§ 2.2. Sensibilidad	118
§ 2.3. Medición de la fracción de dispersión, pérdidas de cuentas y eventos aleatorios	121
§ 2.4. Exactitud de las correcciones por pérdida de cuentas y por eventos aleatorios	124
§ 2.5. Resolución de sincronización de coincidencias por el tiempo de vuelo en la PET	126
§ 2.6. Evaluación de la calidad de imagen	128
§ 3. Análisis y discusión de los resultados de las pruebas técnicas del caso de la PET/CT BV 450	131

§ 3.1. Corregistro de imágenes en la PET/CT BV 450	131
§ 4. Síntesis de los resultados de las pruebas técnicas de aceptación: parámetros del control de calidad de la PET/CT BV 450	134
CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES	137
ANEXOS	142
Anexo A: conceptos y ecuaciones de las cantidades físicas y dosimétricas	142
Anexo B: especificaciones técnicas de la PET/CT BV 450	149
Anexo C: características físicas del radio-isótopo flúor-18 utilizado en las pruebas técnicas de PET	151
Anexo D: ecuaciones y métodos cuantitativos de las pruebas técnicas de aceptación	152
Anexo E: sobre el uso de los controles manuales y del software <i>Syngo</i> del sistema PET/CT BV 450	161
Anexo F: especificaciones técnicas de los maniquís utilizados en las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450	169
GLOSARIO	174
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	187

RESUMEN

Esta tesis académica, para optar por el título de maestría académica en física médica, versa sobre las pruebas técnicas de aceptación del sistema tomográfico PET/CT BV 450, el cual pertenece al proyecto ciclotrón-PET/CT de la UCR. Dichas pruebas técnicas buscan comprobar el correcto desempeño de la PET/CT BV 450 (objeto de estudio), el cual se verifica mediante la inspección de un conjunto de parámetros técnicos de calidad de imagen y su confrontación con valores de referencia de estándares protocolarios internacionales o técnicos del fabricante Siemens Healthineers.

Así, pues, el objetivo general de esta tesis académica fue verificar el desempeño correcto de la PET/CT BV 450 para la producción de imágenes médicas funcionales y anatómicas de alta calidad para la investigación científica o clínica. Ahora bien, para llevarse a cabo dicho objetivo general en esta tesis académica, se desarrollaron tres capítulos, los cuales corresponden con tres objetivos específicos: en el primer capítulo, se muestra la teoría científica pertinente para la explicación del funcionamiento de la PET/CT BV 450; en el segundo capítulo, se redacta el protocolo de pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450 (i.e., la metodología); y, finalmente, en el tercer capítulo, se realizan los correspondientes análisis y discusión de los resultados de las mediciones de las pruebas técnicas de aceptación, confrontando dichos resultados con los criterios técnicos de aprobación protocolaria. Una vez terminados el análisis y la discusión de resultados, una síntesis de los resultados se presentará.

En síntesis, los resultados de CT fueron: (1) exactitud del alineamiento del láser en el rango 0.00–1.96 mm; dichos valores son menores a 2 mm. (2) exactitud del desplazamiento de la camilla (i) horizontal en el rango -1.50–0.50 mm, (ii) vertical en el rango 0.00–1.00 mm; dichos valores son menores a 2 mm. (3) desempeño de bajo contraste (valores de CNR) de $3.821 > 1.000$ (protocolo de cabeza adulta), $1.006 > 1.000$ (protocolo de abdomen adulto), $0.758 > 0.700$ (protocolo de cabeza pediátrica), $4.768 > 0.400$ (protocolo abdomen pediátrico). (3) resolución espacial para el patrón visible de 10 barras de aluminio, el cual es mayor a 6 barras de aluminio. (4) uniformidad de los números CT (diferencias de medidas entre valores periféricos y el valor central) dada por el rango 0.000–3.676 UH; ningún valor superó las 5 UH. (5) exactitud del número CT evaluada en acrílico (120.270–132.264 UH), en agua (3.230–6.099 UH), en aire (-996.727–991.132 UH), en polietileno (-97.373–84.267 UH) y en teflón (864.332–966.124 UH); todos estos valores en UH se encuentran dentro de los rangos protocolarios para cada tipo de material. (6) evaluación visual de artefactos; no hubo ningún artefacto indicador de un problema sistémico. (7) dosimetría de CT (comparación de valores de $CTDI_{vol}$ medidos con cámara de ionización con los valores reportados por el propio sistema tomográfico); para cuatro protocolos distintos de escaneo (cabeza y abdomen, adulto y niño), los valores de error de medición (en el rango de 0.13–6.93%) no excedieron el 20%. (8) ancho del haz de radiación (comparación entre el valor de la medición de dicho ancho y el ancho nominal según el propio sistema tomográfico); para tres colimaciones distintas del haz de rayos X,

obtuvimos (i) 1×5 : 1.00, 20.00%, (ii) 6×1.2 : 2.80, 38.89%, (iii) 12×1.2 : 3.60, 25.00%, donde se cumple que la diferencia absoluta no se excede de 3 mm o el error porcentual no supera el 30%.

En síntesis, los resultados de PET y PET+CT fueron: (1) la resolución espacial resultó en el rango de valores medidos de $FWHM_{espacial}$ de 3.37–3.44 mm, el cual corresponde con un rango de errores porcentuales de 0.405%–8.147%; algunos de estos valores porcentuales no superan el 5% de error porcentual y algunos valores de $FWHM_{espacial}$ no superan los valores del fabricante (3.40, 3.70 mm). (2) la sensibilidad, cuyos valores medidos, relativos al isocentro, fueron 10.26 cps/kBq (en 0 cm) y 10.44 cps/kBq (en 10 cm); el valor medio 10.35 cps/kBq es superior al valor del fabricante (8.9 cps/kBq). (3) la fracción medida de dispersión fue 37.86% tal que $37.86\% < 1.05 \cdot 39\%$ (valor del fabricante) y la estimación de las pérdidas de cuentas por tiempo muerto y por eventos aleatorios fue 156.23 kcps, el cual sólo se desvía del valor dado por el fabricante (160 kcps) por un 2.35%. (4) la evaluación de la exactitud de las correcciones, por pérdidas de cuentas (tiempo muerto) y por eventos aleatorios, resultó en un error de conteo de coincidencias verdaderas de -3.4% ($NECR_{max}$), el cual corresponde con una tasa medida de cuentas verdaderas casi idéntica a la tasa de cuentas verdaderas de baja radioactividad (96.6% de similitud). (5) la resolución de sincronización de coincidencias de tiempo de vuelo resultó en un valor de $FWHM_{temporal}$ de 213.1 ps tal que $213.1 \text{ ps} < 1.05 \cdot 214 \text{ ps}$ (valor del fabricante). (6) la evaluación de la calidad de imagen resultó en el rango de valores medidos de recuperación de contraste porcentual de 29.29–83.72% y en el rango de valores medidos de variabilidad porcentual del fondo de 2.66%–3.72%; dichos rangos corresponden con valores de contraste suficientemente altos y valores de variabilidad del fondo suficientemente bajos. (7) la prueba de la exactitud del corregistro de las imágenes PET+CT resultó en diferencias de distancias entre fuentes radioactivas, medidas en la imagen CT y en la imagen PET, de 0.913 mm (línea 1-2) y 0.738 mm (línea 1-3); ninguno de estos valores medidos superó 1 mm.

Las dos síntesis anteriores de los resultados de las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450 mencionan, para cada uno de los puntos de cada prueba técnica en particular, el correspondiente criterio técnico de aprobación al final de la redacción de cada punto. Por lo tanto, todas las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450, efectuadas para el desarrollo de esta tesis académica, fueron aprobadas por dicho sistema tomográfico. Por consiguiente, el sistema tomográfico PET/CT BV 450 cumplió las normas técnicas de los estándares protocolarios internacionales y de las especificaciones técnicas del fabricante Siemens Healthineers, y dicho sistema posee un excelente desempeño técnico, el cual es apropiado para su servicio clínico e investigativo. A su vez, los resultados de estas pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450 se podrán usar como las líneas base del control de calidad rutinario en el proyecto ciclotrón-PET/CT de la UCR.

ABSTRACT

This academic thesis, as an academic requirement to obtain a master degree on medical physics from UCR's postgraduate program, is about acceptance technical testing of PET/CT BV 450 system which belongs to UCR's cyclotron-PET/CT project. The purpose of these technical testing is to verify the correct performance of PET/CT BV 450 (study's object) which is verified by evaluating a set of image quality technical parameters and comparing their corresponding measurement results to international protocol's performance criteria or manufacturer's performance criteria (Siemens Healthineers).

Thus, the general objective of this academic thesis is to verify the correct performance of PET/CT BV 450 system, that is, its capacity to produce high quality, anatomical, functional images for clinical and researching purposes. Then, realizing this thesis' general objective means to develop three chapters which correspond to thesis' three specific objectives, namely: (1) to explain synthetically the scientific theory of PET/CT BV 450's functioning; (2) to describe in detail acceptance technical testing procedures of PET/CT BV 450 system (i.e., methodology) based on NEMA NU-2 2018 and ACR 2017 protocols; (3) to analyze and discuss measurement results obtained from acceptance technical testing comparing them to protocol acceptance criteria. Once analysis and discussing of measurement results are done, a synthesis of results is shown.

In summary, results from technical acceptance testing of CT are: (1) range of distance measurement for scout prescription and alignment light accuracy testing is 0.00–1.96 mm; distance values are less than 2 mm. (2) ranges of table travel accuracy testing: (i) -1.50–0.50 mm (horizontal displacement), (ii) 0.00–1.00 mm (vertical displacement); these displacement values are less than 2 mm. (3) CNR values for low-contrast performance testing: 3.821 > 1.000 (adult head scan protocol), 1.006 > 1.000 (adult abdomen scan protocol), 0.758 > 0.700 (pediatric head scan protocol), 4.768 > 0.400 (pediatric abdomen protocol). (3) amount of metallic lines per centimeter for spatial resolution testing: 10 visible metallic lines per centimeter of high-contrast target; this measured number of metallic lines per centimeter is greater than 6 lines per centimeter. (4) Hounsfield unit values for CT number uniformity testing are given by the following range: 0.000–3.676 UH; none of these UH values exceed 5 UH. (5) Hounsfield unit value ranges for CT number accuracy testing are given by the following regions of interest made from specific material: acrylic (120.270–132.264 UH), water (3.230–6.099 UH), air (-996.727–991.132 UH), polyethylene (-97.373–84.267 UH), teflon (864.332–966.124 UH); all of these UH values fall inside of protocol ranges. (6) in case of artifact evaluation, there are no artifacts indicating a CT systematic problem. (7) CT dosimetry testing (comparison between $CTDI_{VOL}$ values measured by pencil ionizing chamber and CT system's own $CTDI_{VOL}$ measurement values); $CTDI_{VOL}$ measured values for four different scan protocols (adult head, adult abdomen, pediatric head, pediatric abdomen) [range of 0.13–6.93%] are within 20% of the values reported by the CT system. (8) radiation beam width testing (comparison between measured radiation beam width and nominal radiation beam width, i.e., CT system's own measured radiation beam width); measurement values for three different X-ray beam collimations are given by: (i) 1×5: 1.00, 20.00%, (ii) 6×1.2: 2.80, 38.89%, (iii) 12×1.2: 3.60, 25.00%, where measured radiation beam widths are accurate to within 3 mm or 30% of the total nominal collimated beam widths.

In summary, results from technical acceptance testing of PET and PET+CT are: (1) the range of measured $FWHM_{spatial}$ for spatial resolution testing is given by 3.37–3.44 mm; this range corresponds to an measurement percentage error range of 0.405%–8.147%; some of these

percentage values do not exceed 5% of tolerated percentage error and some values of $FWHM_{spatial}$ do not exceed manufacturer's reference values (3.40 mm, 3.70 mm). (2) sensitivity testing's measured values relative to system's isocenter are 10.26 cps/kBq (at 0 cm) and 10.44 cps/kBq (at 10 cm); the mean value of these two sensitivity measurements is 10.35 cps/kBq which is greater than manufacturer's sensitivity value (8.9 cps/kBq). (3) in case of scatter fraction, count losses, and random measurement testing, the measured scatter fraction is 37.86% so that $37.86\% < 1.05 \cdot 39\%$ (manufacturer's value) and the estimation of count losses and randoms is 156.23 kcps which deviates from manufacturer's value (160 kcps) by a percentage of 2.35%. (4) evaluation of the accuracy of count losses and randoms corrections has resulted in a true coincidence count rate error of -3.4% ($NECR_{max}$) which corresponds to a measured true coincidence count rate almost identical to low-radioactivity true coincidence count rate (percentage similarity value of 96.6%). (5) a measured value of $FWHM_{temporal}$ of 213.1 ps is obtained from time of flight resolution testing so that $213.1 \text{ ps} < 1.05 \cdot 214 \text{ ps}$ (manufacturer's value). (6) in case of image quality evaluation, the range of measured percentage contrast recovery values is 29.29–83.72% and the range of measured percentage background variability values is 2.66%–3.72%; these ranges correspond to sufficiently-high percentage contrast recovery values and sufficiently-low percentage background variability values. (7) PET+CT image coregistration accuracy testing results in two-sources-distance difference, one two-sources-distance measured in CT image and another two-sources-distance measured in PET image, of 0.913 mm (1-2 line) and 0.738 mm (1-3 line); none of these values exceeds 1 mm.

At the end of each previously written sentence about a particular PET/CT acceptance technical test, its corresponding protocol technical criterion is indicated. Then, all PET/CT acceptance technical tests of this academic thesis are approved and, therefore, PET/CT BV 450 system fulfills international protocol standard technical norms and Siemens Healthineers' technical specifications. Thus, this tomographic system has an excellent technical performance which is appropriate for clinical service and research. In turn, these PET/CT acceptance technical testing results are available to be used as baselines for routine quality control at UCR's cyclotron-PET/CT project.

LISTA DE TABLAS

Tabla 3.1. Valores estándar de referencia de CNR según el protocolo ACR (2017)	65
Tabla 4.1. Coordenadas de las marcas radio-opacas de cada imagen adquirida para verificar la exactitud del topograma	96
Tabla 4.2. Resultados de las mediciones del desplazamiento horizontal, mediante la regla métrica, sin masa adicional sobre la camilla y comparación de dichos resultados con los desplazamientos medidos por el sistema PET/CT BV 450	98
Tabla 4.3. Resultados de las mediciones del desplazamiento horizontal, mediante la regla métrica, con masa adicional de 73.54 kg sobre la camilla y comparación de dichos resultados con los desplazamientos medidos por el sistema PET/CT BV 450	98
Tabla 4.4. Resultados de las mediciones de desplazamiento vertical de la camilla, mediante una regla métrica diseñada para este propósito, conforme dicha camilla, con una masa adicional de 73.54 kg sobre ella, se desplazaba longitudinalmente	99
Tabla 4.5. Resultados de las medidas de valores de píxel en las imágenes CT y sus correspondientes valores de CNR calculados	100
Tabla 4.6. Valores medios de píxel medidos para cada ROI definida en la imagen del módulo 3 del maniquí ACR	104
Tabla 4.7. Valores de píxel, por protocolo clínico de escaneo, de los cinco materiales del módulo 1 del maniquí ACR para la prueba técnica de exactitud de <i>NCT</i>	105
Tabla 4.8. Resultados dosimétricos y cálculo de $CTDI_{100}$ y $CTDI_w$, para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de cabeza adulta	108
Tabla 4.9. Resultados dosimétricos reportados por el sistema PET/CT BV 450 y cálculo de $CTDI_{VOL}$ y DLP , para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de cabeza adulta	108
Tabla 4.10. Resultados dosimétricos y cálculo de $CTDI_{100}$ y $CTDI_w$, para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de abdomen adulto	109
Tabla 4.11. Resultados dosimétricos reportados por el sistema PET/CT BV 450 y cálculo de $CTDI_{VOL}$ y DLP , para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de abdomen adulto	109
Tabla 4.12. Resultados dosimétricos y cálculo de $CTDI_{100}$ y $CTDI_w$, para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de cabeza pediátrica	110
Tabla 4.13. Resultados dosimétricos reportados por el sistema PET/CT BV 450 y cálculo de $CTDI_{VOL}$ y DLP , para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de cabeza pediátrica	110
Tabla 4.14. Resultados dosimétricos y cálculo de $CTDI_{100}$ y $CTDI_w$, para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de abdomen pediátrico	111
Tabla 4.15. Resultados dosimétricos reportados por el sistema PET/CT BV 450 y cálculo de $CTDI_{VOL}$ y DLP , para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de abdomen pediátrico	111
Tabla 4.16. Resultados de las mediciones de ancho de haz de rayos X en las placas de fósforo fotoestimulable mediante el software Sopro de ACTEON	113
Tabla 4.17. Resultados del ancho total de la mitad del máximo (FWHM) [equivalente a la resolución espacial]	116
Tabla 4.18. Comparación de resultados de FWHM espacial de PET entre los valores medidos y los valores del fabricante	117
Tabla 4.19. Datos de medición de sensibilidad, reportados por el sistema PET/CT BV 450 en la estación de trabajo de <i>Syngo</i> , al finalizar el procesamiento	119
Tabla 4.20. Resumen de los resultados de NEC máximo y de fracción de dispersión	122
Tabla 4.21. Resultados de contraste porcentual y de variabilidad porcentual del fondo a posteriori de la ejecución de la prueba técnica de calidad de imagen en PET	129
Tabla 4.22. Resultados de medir las distancias entre las posiciones de las fuentes radioactivas para los perfiles de píxel de cada tipo de imagen (PET o CT)	133
Tabla 4.23. Resumen de resultados de las pruebas técnicas de aceptación de la tomografía computarizada del sistema PET/CT BV 450	134

Tabla 4.24. Resumen de resultados de las pruebas técnicas de aceptación de la tomografía por emisión de positrones del sistema PET/CT BV 450	135
Tabla B.1. Especificaciones técnicas generales de la tomografía computarizada del sistema PET/CT BV 450	149
Tabla B.2. Especificaciones técnicas generales de la tomografía por emisión de positrones del sistema PET/CT BV 450	150
Tabla B.3. Resultados de las pruebas técnicas de desempeño de la componente PET del sistema PET/CT BV 450 realizadas por el fabricante Siemens Healthineers	150
Tabla C.1. Características físicas del radio-isótopo flúor-18 usado en las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450	152
Tabla F.1. Especificaciones técnicas de los materiales del maniquí ACR para pruebas técnicas de CT	170
Tabla F.2. Especificaciones técnicas de los materiales del maniquí de CTDI para dosimetría	171
Tabla F.3. Especificaciones técnicas de los maniqués de pruebas técnicas de PET	172

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Representación geométrica de la interacción ‘partícula cargada-átomo’	9
Figura 2.2. Ilustración de la interacción física conocida como efecto fotoeléctrico	16
Figura 2.3. Ilustración de la interacción física conocida como dispersión de Compton	17
Figura 2.4. Ilustraciones de los mecanismos físicos de la producción de pares y la producción de tripletes	18
Figura 2.5. Estas imágenes presentan (A) el aspecto físico final de una PET/CT BV 450 salida del fabricante; (B) ejemplo de las componentes de la tomografía computarizada (CT) y de la tomografía por emisión de positrones (PET) en el interior de sus respectivos gantries	20
Figura 2.6. (A) Representación esquemática de una μ -celda. (B) Imágenes individuales del SiPM y del LSO y el dispositivo detector final que incluye estas dos tecnologías	23
Figura 2.7. Representación gráfica del anillo de cristales inorgánicos de centelleo (LSO) del sistema de detección de la PET	26
Figura 2.8. Ilustración de los tres casos de los eventos de coincidencias de detección	27
Figura 2.9. Representación gráfica de un sinograma	28
Figura 2.10. Las componentes de un tubo de rayos X Straton de Siemens	32
Figura 2.11. Ilustración de la producción de rayos X en un tubo de rayos X Straton	34
Figura 2.12. Ilustración de la imagen de un objeto con ruido tal que la imagen presenta el patrón moteado	46
Figura 2.13. Representación gráfica del concepto de eficiencia geométrica	48
Figura 2.14. Distribución espacial de la dosis de radiación por el haz de rayos X del sistema CT	52
Figura 2.15. Cuatro arreglos distintos de detector de múltiples elementos en un sistema CT	53
Figura 3.1. Maniquí ACR puesto encima de la camilla negra de radioterapia	59
Figura 3.2. Imágenes del procedimiento de medición del desplazamiento de la camilla del equipo PET/CT BV 450	63
Figura 3.3. Materiales de la prueba técnica de dosimetría de la irradiación del tubo de rayos X del sistema PET/CT BV 450	71
Figura 3.4. Materiales de la prueba técnica del ancho del haz de rayos X del sistema PET/CT BV 450	74
Figura 3.5. Materiales de la prueba técnica de resolución espacial en PET	77
Figura 3.6. Materiales de la prueba técnica de sensibilidad en PET	80
Figura 3.7. Imágenes representativas de los materiales de la prueba técnica de evaluación de correcciones de calidad de imagen	87
Figura 3.8. Fotografías de distintas perspectivas de la posición espacial de las fuentes radioactivas de flúor-18, las cuales se fijaron en el accesorio L mediante soportes de espuma	89
Figura 4.1. Imágenes por CT adquiridas para las pruebas técnicas de indicación del láser de alineamiento, y de prescripción de la exploración (exactitud del topograma)	95
Figura 4.2. Imagen CT del módulo 2 del maniquí ACR para un nivel de ventana y un ancho de ventana de 100 UH en ambos casos	100
Figura 4.3. Imagen adquirida del módulo 4 del maniquí ACR mediante la CT	102
Figura 4.4. Imagen para la prueba técnica de uniformidad de los números CT	103
Figura 4.5. Imagen del módulo 1 del maniquí ACR para evaluar exactitud de NCT	105
Figura 4.6. Imágenes del módulo 3 del maniquí ACR	106
Figura 4.7. Placas de fósforo fotoestimulable reveladas por el equipo PSPIX (ACTEON) de la facultad de odontología de la UCR y procedas por el software Sopro	113
Figura 4.8. Imagen adquirida por PET para la prueba técnica de resolución espacial en el corte de imagen $z = 129$ mm. Esta imagen se reconstruyó mediante el algoritmo iterativo PSF+TOF 4i5s	115
Figura 4.9. Perfiles de cuentas de eventos de detección de radioactividad por píxel	115
Figura 4.10. Presentación gráfica de los resultados activimétricos de la prueba técnica de sensibilidad de la PET	119
Figura 4.11. Gráficas de fracción de dispersión y de tasa de NEC, ambas variables en función de la	

concentración de radioactividad promedio	121
Figura 4.12. Gráfica del error en la tasa de cuentas verdaderas en función de la concentración radioactiva promedio	125
Figura 4.13. Gráfica del FWHM temporal en función de la actividad promedio	127
Figura 4.14. Resultados gráficos de la prueba técnica de calidad de imagen en PET	129
Figura 4.15. Imágenes adquiridas mediante el procedimiento de la prueba técnica de exactitud de correregistro	132
Figura 4.16. Gráficas de perfiles de píxel de la prueba técnica de correregistro de imágenes	132
Figura C.1. Esquema de decaimiento del flúor-18	151
Figura E.1. Componentes de los controles manuales del sistema PET/CT BV 450	162
Figura E.2. Interfaz gráfica de Syngo, el software de control de los sistemas de la PET/CT BV 450	163
Figura E.3. Ventana de registro de información del paciente	165
Figura E.4. Ventana de diálogo del modelo del paciente donde el usuario elige el protocolo de escaneo ..	165
Figura E.5. Elementos de la crónica	166
Figura E.6. Pestaña de sub-tareas de reconstrucción de imagen	167
Figura F.1. Representación gráfica del diseño material y geométrico de cada módulo del maniquí ACR de pruebas técnicas de la CT	169
Figura F.2. Maniquís de CTDI para la prueba técnica de dosimetría de CT	170
Figura F.3. Maniquís de pruebas técnicas de PET	171
Figura G.1. Ilustración básica de un sistema de proyección de la CT	174
Figura G.2. Ejemplos de artefactos en imagen CT del módulo 3 del maniquí ACR	176
Figura G.3. Planos anatómicos según la convención terminológica médica	176
Figura G.4. Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica de cavidad cerrada	178

LISTA DE ABREVIATURAS

AAPM: *American Association of Physicists in Medicine.*

ACD: *Annihilation Coincidence Detection.*

ACR: *American College of Radiology.*

AECI: *Accesorio de Espuma de Calidad de Imagen.*

CCSS: *Caja Costarricense del Seguro Social.*

CTDI: *Computed Tomography Dose Index.*

CICANUM: *Centro de Investigación en Ciencias Atómicas, Nucleares y Moleculares.*

CNR: *Contras-to-Noise Ratio.*

CSDA: *Continuous Slowing Down Approximation.*

DCS: *Differential Clock Source.*

DEA: *Detector Electronics Assembly.*

DLP: *Dose-Length Product.*

FOV: *Field Of View.*

FWHM: *Full Width at Half Maximum.*

IAEA: *International Atomic Energy Agency.*

Kerma: *Kinetic Energy Released in Matter.*

LOR: *Line Of Response.*

LSF: *Line-Spread Function.*

MCCN: *Maniquí de Control de Calidad de NEMA.*

MCP: *Maniquí para el Contador de Pozo.*

MIP: *Maximum Intensity Projection.*

MLEM: *Maximum Likelihood Expectation Maximization.*

MND: *Maniquí NEMA de Dispersión.*

MTF: *Modulation Transfer Function.*

NEC: *Noise-Equivalent Count.*

NECR: *Noise-Equivalent Count Rate.*

NEMA: *National Electrical Manufacturers Association.*

OSEM: *Ordered Subset Expectation Maximization.*

PET/CT: *(Positron Emission Tomography)/(Computed Tomography).*

PET/CT BV 450: *PET/CT Biograph Vision 450.*

RAMLA: *Row-Action Maximum Likelihood Algorithm.*

ROI: *Region Of Interest.*

SAFIRE: *Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction.*

SiPM: *Silicon PhotoMultiplier.*

SNR: *Signal-to-Noise Ratio.*

ToF: *Time of Flight.*

UDR: *Ultra-Dynamic Range.*

UFC: *Ultra-Fast Ceramic.*



UNIVERSIDAD DE
COSTA RICA

SEP Sistema de
Estudios de Posgrado

Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.

Yo, Óscar Paul Ramírez Morera, con cédula de identidad 206650444, en mi condición de autor del TFG titulado pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT del modelo Biograph Vision 450 de Siemens.

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI NO *

*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: _____ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

FIRMA ESTUDIANTE

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

§ 1. Introducción

Este trabajo de investigación trata sobre los procedimientos técnicos, y sobre la teoría científica que los fundamenta, para realizar las pruebas técnicas de aceptación de un equipo híbrido que consiste en una tomografía por emisión de positrones y en una tomografía computarizada (PET/CT). Este equipo, modelo *Biograph Vision 450* de Siemens, pertenece al proyecto ciclotrón-PET/CT de la UCR. Así, pues, el objeto de estudio de esta investigación técnica es el desempeño de la PET/CT *Biograph Vision* modelo 450. La elección de este objeto de estudio implica la inspección de un conjunto de parámetros tecnológicos de la PET/CT BV 450 relacionados con la producción de una imagen médica (funcional y anatómica) de alta calidad.

Ahora bien, se señala, específicamente, que la investigación técnica, por realizar sobre el correcto desempeño de la PET/CT BV 450, implica verificar que el equipo esté funcionando dentro de los estándares protocolarios internacionales y dentro de las especificaciones del fabricante (Siemens). Así, pues, el tipo de análisis por realizar es una comparación de los datos de referencia, proveídos por los estándares protocolarios internacionales o por el fabricante del equipo, con los datos obtenidos por medio de las mediciones de las pruebas técnicas. Por otro lado, el fundamento teórico de estas pruebas técnicas se basa, principalmente, en los lineamientos protocolarios dados por NEMA NU 2-2018 (Siemens Healthineers, 2020) y por ACR (Dillon et al., 2017). Asimismo, de modo auxiliar, se considerarán otros protocolos, cuando sea pertinente, como los protocolos de IAEA (2009, 2021), y AAPM (Mawlawi et al., 2019).

Las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450 se llevaron a cabo en las instalaciones del edificio ciclotrón-PET/CT, ubicadas cerca de las instalaciones del CICANUM en la Ciudad de la Investigación de la UCR.

La justificación de la presente investigación se basa en las siguientes razones: (i) aportar el conocimiento técnico que demuestra el buen desempeño de la primera PET/CT BV 450 que entrará en servicio en una institución pública del sector de salud del Estado costarricense. Esto es necesario para certificar que dicho sistema cumple las normas técnicas de buen funcionamiento (desempeño). (ii) desde el punto de vista teórico-metodológico, el tema de investigación es importante para proveer los lineamientos protocolarios y las líneas base de los parámetros de calidad de imagen (resultados de las pruebas técnicas de aceptación), reportados en un documento oficial del proyecto

ciclotrón-PET/CT, para realizar pruebas técnicas de control rutinario de calidad de la PET/CT BV 450. (iii) previo a la compra por licitación pública del equipo PET/CT BV 450, realizada por la UCR, históricamente no ha existido un equipo de este tipo en el sector público del Estado costarricense, por lo que el conocimiento técnico base de los protocolos de control de calidad de la PET/CT BV 450 es inexistente y se tiene que producir completamente desde el principio. Una vez que se obtiene este tipo de conocimiento técnico, es posible reportar a la CCSS un documento oficial del proyecto ciclotrón-PET/CT (UCR) sobre los resultados definitivos de las pruebas técnicas de aceptación. De este modo, el equipo PET/CT BV 450 podrá obtener la aprobación de la autoridad sanitaria de Costa Rica para entrar en servicio.

Por consiguiente, en las siguientes subsecciones, se plantean los objetivos de la investigación técnica a propósito de las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450.

§ 1.1. *Objetivos de la tesis*

§ 1.1.1. *Objetivo general*

Verificar el desempeño correcto de la PET/CT BV 450 para la producción de imágenes médicas funcionales y anatómicas de alta calidad para la investigación científica o clínica.

§ 1.1.2. *Objetivos específicos*

- (1) Mostrar la teoría fundamental física, tecnológica e imagenológica del funcionamiento de la PET/CT BV 450 para la producción de imágenes médicas.
- (2) Crear los protocolos para realizar las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450.
- (3) Establecer los parámetros de control rutinario de calidad de la PET/CT BV 450 a partir del análisis de los resultados de las pruebas técnicas de aceptación.

Por consiguiente, lo que se espera es que la realización exitosa de los objetivos específicos (2) y (3) implica, como resultado final de las pruebas técnicas de aceptación, que el desempeño de la PET/CT BV 450 corresponde con el desempeño esperado según los valores de referencia protocolarios (o según las especificaciones del fabricante Siemens, o según los estándares internacionales), y el equipo estará listo para su uso clínico o investigativo. Además, el responsable del control rutinario de calidad de la PET/CT, en el proyecto ciclotrón-PET/CT, podrá comparar los resultados de medición de control de calidad con las líneas base definidas por los parámetros de las pruebas técnicas de aceptación del sistema tomográfico, reportados en esta tesis, comprobando la constancia temporal de estos parámetros de calidad de imagen dentro de un margen de error aceptable.

Por consiguiente, el esquema capitular de la investigación académica de esta tesis de maestría es el siguiente: los objetivos específicos (1)-(3) se desarrollan en los capítulos 2-4, respectivamente.

Esta página fue dejada intencionalmente en blanco

CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO

La teoría fundamental física, tecnológica e imagenológica, del funcionamiento de la PET/CT BV 450

En este segundo capítulo, se revisará cada uno de los aspectos teóricos necesarios para comprender el funcionamiento del equipo PET/CT BV 450. Se estudiarán los fundamentos físicos sobre el decaimiento radioactivo, sobre las interacciones físicas ‘radiación-materia’, las características tecnológicas del diseño ingenieril de la PET/CT BV 450, y se estudiará cómo se construyen las imágenes médicas a partir de los datos de medición de radiación de los detectores de una PET/CT BV 450 con la asistencia de otras componentes esenciales de este equipo. Finalmente, en la última parte de este marco teórico, se estudiarán algunos conceptos básicos necesarios para evaluar la calidad de imagen tomográfica.

§ 1. Conceptos básicos de la teoría física subyacente a la PET/CT

§ 1.1. Física de la radioactividad

Los radioisótopos son especies de núclidos inestables que emiten radiación desde el núcleo atómico, i.e., partículas cargadas (α , β^\pm) o partículas no cargadas (neutrones, rayos γ). Los radioisótopos se caracterizan por poseer el mismo número atómico (i.e., número de protones; Z), para un elemento particular, pero distinto número másico (i.e., número de nucleones; A).¹ Por ejemplo, cobalto-57 ($^{57}_{27}\text{Co}$) y cobalto-60 ($^{60}_{27}\text{Co}$).

La causa de la inestabilidad del núclido es la pérdida del equilibrio físico del estado base. Cada átomo elemental tiene una configuración geométrica específica y un número específico de nucleones y de electrones orbitales tal que las fuerzas que rigen la dinámica interna del núclido, a saber, la fuerza eléctrica y la fuerza nuclear, están en el equilibrio físico. Esto implica que los protones y los neutrones se mantienen aglutinados en el núcleo, y los electrones de capa se mantienen en sus respectivas órbitas atómicas (esto implica, a su vez, un átomo eléctricamente neutro). No obstante, los números exactos de Z y A , asociados al equilibrio físico, pueden cambiar debido a fenómenos físicos como la ionización (pérdida de electrones orbitales; Cf. § 1.2, cap. 2) o las reacciones nucleares (interacciones ‘partícula-núcleo’ o ‘núcleo-núcleo’ tal que se pierdan

¹ Se utiliza una apóstrofe en este símbolo de la masa atómica para diferenciarlo del símbolo de la radioactividad A .

protones o neutrones). Entonces, el resultado será un núclido que expulsó electrones orbitales, protones o neutrones tal que se perdió la configuración geométrico-física más estable, y el nuevo radionúclido empezará a emitir energía en forma de partículas (cargadas o no cargadas), buscando volver a un estado energético y a una configuración geométrica estables.

La emisión de partículas cargadas o no cargadas, desde un núcleo inestable, es lo que se conoce como *decaimiento radioactivo*, *radioactividad* o, simplemente, *actividad*. La actividad, desde el punto de vista cuantitativo (Cf. Anexo A.1), describe la cantidad de desintegraciones (i.e., número de partículas emitidas) por unidad de tiempo. En unidades del Sistema Internacional de Medidas, la radioactividad se denota por los Becquerelios o Bq (número de desintegraciones por segundo; s^{-1}).

§ 1.1.1. Los modos de decaimiento de los radioisótopos

Durante el proceso de decaimiento radioactivo, el radioisótopo está constantemente convirtiendo masa nuclear en energía. Entonces, esta energía nuclear se transforma en energía cinética de las partículas emitidas y, además, una pequeñísima parte de esa energía nuclear se convierte en energía cinética de retroceso del núcleo. Justamente, esta energía nuclear, que provino de una conversión masa-energía, es la que se conoce como *energía de transición*.

Así, pues, en la ciencia física de la radioactividad, se puede caracterizar a cada uno de los radioisótopos por medio de las siguientes propiedades: modo de decaimiento, semiperíodo (Cf. Anexo A.1), energía de transición y los tipos de emisión. Entonces, los modos de decaimiento radioactivos conocidos son los siguientes:

(I) Modo de decaimiento por emisión de partículas β^- :² cuando el núcleo tiene un exceso de neutrones, emitirá espontáneamente un electrón (i.e., la partícula β^-) tal que el núcleo pierde un neutrón y gana un protón. Esto implica un número A' constante de nucleones y, a su vez, un aumento del número atómico tal que $Z + 1$. Todo esto ocurre, físicamente hablando, porque un neutrón del núcleo se transforma en un protón y en un electrón. Por consiguiente, debido al cambio del número atómico, este tipo de decaimiento radioactivo implica la obtención de un nuevo núclido estable (núclido hijo) a partir del radionúclido (núclido padre inestable).

² Tanto para el caso de este inciso (I) como para los incisos (II)–(IV), la emisión de una partícula cargada, a partir del núcleo, implica que la energía de transición se reparte entre esa partícula cargada y el neutrino. No obstante, el neutrino es despreciado en estas consideraciones teóricas porque las probabilidades de interacción ‘neutrino-materia’ son extremadamente bajas y, por consiguiente, el neutrino no aporta nada a la dosis de radiación total depositada en la materia.

(II) Modo de decaimiento por emisión de partículas β^- y de rayos γ : este modo de decaimiento es similar al modo de desintegración descrito en el inciso (I), salvo una diferencia importante, a saber, que cuando el radioisótopo emitió sus partículas β^- , el núclido queda en un estado energético excitado conocido como *estado metaestable*. Un estado metaestable de un radioisótopo es aquel estado energético de estabilidad aparente (“estabilidad inestable”) que permanece durante un largo tiempo y que, luego, cae en el estado base mediante la emisión de rayos γ . Por consiguiente, de manera parecida al modo de decaimiento visto en (I), la primera desintegración por emisión β^- del radionúclido padre producirá un nuevo núclido hijo metaestable ($Z + 1; A' = A'$) y éste, posteriormente, se convertirá en un núclido estable, el cual tiene exactamente el mismo número atómico del núclido metaestable³. Por tanto, la emisión de energía del radionúclido hijo en forma de rayos γ no implicó la obtención de un nuevo núclido estable sino la estabilización del radionúclido metaestable.

(III) Modo de decaimiento por emisión de positrones β^+ : cuando el núcleo tiene un exceso de protones, emitirá espontáneamente un positrón (i.e., la partícula β^+) tal que el núcleo pierde un protón y gana un neutrón. Esto implica un número A' constante de nucleones y, a su vez, una disminución del número atómico tal que $Z - 1$. Todo esto ocurre, físicamente hablando, porque un protón del núcleo se transforma en un neutrón y en un positrón. Por consiguiente, debido al cambio del número atómico, este tipo de decaimiento radioactivo implica la obtención de un nuevo núclido estable (núclido hijo) a partir del radionúclido (núclido padre inestable).

Como última observación, es importante señalar que la energía mínima de transición de un radioisótopo potencialmente emisor de positrones es 1.022 MeV (o, equivalentemente, la mínima diferencia entre las masas del núclido padre y del núclido hijo). Si la energía de transición de este radioisótopo no sobrepasa este límite condicional, el modo de decaimiento β^+ no sucede. La importancia de esta cota energética, para este tipo de desintegración nuclear, quedará clarificada en la subsección § 1.2.1 (cap. 2) cuando se estudie el importantísimo evento físico conocido como la aniquilación de pares, el cual es el principio físico detrás de la construcción de imágenes médicas funcionales por medio de la componente PET de la PET/CT BV 450.

(IV) Modo de decaimiento por emisión de partículas β^+ y de rayos γ : esta situación física de decaimiento radioactivo es idéntica a aquella situación física descrita en el inciso (II).

(V) Modo de decaimiento por conversión interna: si se tiene el caso de un núcleo atómico de estado energético excitado (en la mayoría de los casos es un estado metaestable), que es capaz de

³ Asimismo, este tránsito, desde el radionúclido metaestable hasta el núclido estable por emisión de rayos γ , se conoce como *transición isomérica*.

emitir un rayo γ desde ese núcleo, existe la posibilidad de que esa energía del rayo γ no sea emitida sino que sea depositada directamente en algunos de los electrones orbitales del átomo en cuestión. Este proceso, por consiguiente, produce una ionización del átomo tal que se emiten electrones orbitales con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del rayo γ original menos la energía de ligadura de los electrones orbitales. Asimismo, la remoción de electrones orbitales permite la posibilidad de producción de rayos X característicos o de electrones Auger (Cf. § 1.2.2, cap. 2).

(VI) Modo de decaimiento por captura de electrones: en este proceso de desintegración, el radionúclido padre no emite un positrón, sino que arrastra un electrón orbital hacia el núcleo (auto-ionización), combinándolo con un protón para formar un neutrón. Todo esto tiene como consecuencia la disminución del número atómico ($Z - 1$) pero manteniéndose constante el número másico ($A' = A$). Nótese que este proceso físico es parecido al proceso descrito en el inciso (III). Asimismo, los electrones orbitales, que más probablemente sean arrancados de una capa atómica durante un proceso de captura, son los electrones de la capa K (probabilidad ≈ 0.9) y los de la capa L (probabilidad ≈ 0.1) (Podgoršak, 2014, p. 228). Por consiguiente, de toda la energía de transición, una pequeña porción es transportada por un neutrino emitido desde el núcleo, y el resto de esta energía se redistribuye entre rayos X característicos y partículas Auger, los cuales se produjeron por las transiciones electrónicas de las capas vacías dejadas por los electrones orbitales arrancados por la fuerza atractiva del núcleo.

§ 1.2. Física de la interacción de las radiaciones ionizantes con la materia

Las interacciones físicas del tipo ‘radiación-materia’ ocurren por distintos mecanismos físicos, los cuales también dependen del tipo de partícula y de la magnitud de su energía cinética. Se recuerda que la radiación ionizante es aquella radiación con suficiente energía para superar las energías de ligadura de los electrones de capa atómica, tal que, si esta radiación altamente energética incide sobre uno de estos electrones orbitales, el electrón atómico será expulsado, convirtiéndose en un electrón libre. Así, pues, la pérdida de electrones atómicos es lo que convierte al átomo en un átomo ionizado.

Aproximadamente, el rango conocido de energías de ligadura es 4–25 eV. Asimismo, por medio de $E = hc/\lambda$ (h : constante de Planck; c : velocidad de la luz; λ : longitud de onda), se puede definir la longitud de onda de radiación ionizante fotónica asociada con ese rango energético. Por consiguiente, para asegurar la ionización de los átomos, como mínimo la energía del haz de radiación fotónica debe ser 4 eV ($\lambda \approx 310$ nm).

§ 1.2.1. La interacción de las partículas cargadas con la materia

Las partículas cargadas (e.g., positrón) son las partículas responsables de depositar la dosis de radiación en la materia (Cf. Anexo A.2). Por este motivo, a un haz de radiación de partículas cargadas se le conoce como *radiación directamente ionizante*. Esto es así porque conforme una partícula cargada avanza por el medio material, sus interacciones con esa materia (e.g., por repulsión eléctrica) le permiten a esa partícula repartir su energía, especialmente al interactuar con el campo eléctrico del átomo. Asimismo, conforme la partícula cargada va viajando por el medio material, se va desacelerando, lo cual permite un fenómeno físico conocido como radiación de frenado (*Bremsstrahlung*). Esto significa que la partícula cargada va emitiendo fotones, los cuales, a su vez, interactuarán con la materia. Si estos fotones de la *Bremsstrahlung* son suficientemente energéticos (i.e., si la energía cinética de la partícula cargada es grande), podrán provocar ionizaciones adicionales en el medio material. Normalmente, la energía de estos fotones de *Bremsstrahlung* ubica a estas partículas no cargadas en la porción del espectro electromagnético correspondiente con los rayos X.

Aparte de la *Bremsstrahlung*, las partículas cargadas entregan su energía al medio material por medio de colisiones con la materia, especialmente con los electrones de capa atómica. Así, pues, para comprender mejor los tipos de colisiones, es necesario revisar sintéticamente la teoría de la dispersión cuántica (Kissick & Fakhraei, 2016, p. 56), la cual se basa en un análisis cualitativo del parámetro de impacto b .

Entonces, para ilustrar la situación física de las dispersiones de partículas cargadas al interactuar con el átomo, considérese la Figura 2.1, en la que se puede apreciar el parámetro de impacto b .

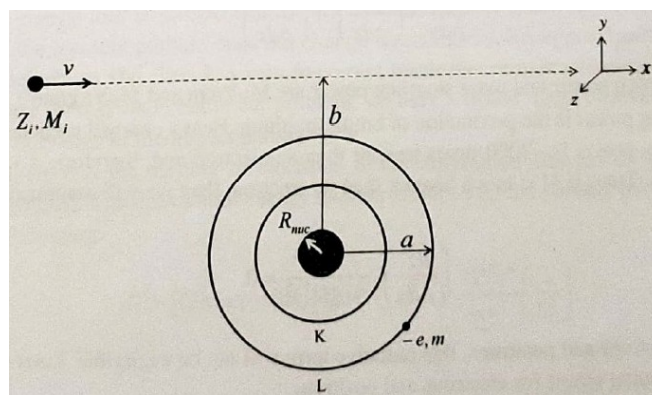


Figura 2.1. Representación geométrica de la interacción ‘partícula cargada-átomo’. En esta representación se aprecian: (i) tres propiedades de la partícula cargada: v (velocidad), Z_i (carga) y M_i (masa); (ii) b (parámetro

de impacto); (iii) a (radio de la capa atómica más externa); (iv) R_{nuc} (radio del núcleo atómico). Esta figura se tomó de Kissick & Kakhraei (2016, p. 55).

Observando la Figura 2.1, se pueden analizar los siguientes casos de colisión ‘partícula-átomo’:

■ **Colisiones suaves ($b \gg a$):** para una partícula cargada viajando a esta distancia grande con respecto a la capa atómica más externa, las interacciones físicas son, principalmente, con los campos eléctricos del átomo (i.e., de los electrones orbitales). El principal efecto de una colisión suave en el átomo es una excitación energética.

■ **Colisiones duras ($b \approx a$):** para una partícula cargada portadora de una energía cinética superior a la energía de ligadura de la capa atómica más externa, la colisión dura, entre el electrón orbital más externo y la partícula cargada, provocará la expulsión del electrón atómico, permitiendo un evento de ionización. Asimismo, es posible que el átomo quede en un estado energético excitado.

■ **Interacción de la partícula cargada con el campo eléctrico nuclear ($b \approx R_{nuc}$):** en este caso, la partícula cargada viaja justamente en una posición adyacente al núcleo atómico, tal que pueden ocurrir dos eventos físicos distintos: una colisión elástica o una *Bremsstrahlung* debido a la desaceleración de la partícula cargada por el efecto del fuerte campo eléctrico nuclear.

■ **Interacción nuclear ($b < R_{nuc}$):** en este caso, la partícula cargada logra incidir directamente en el núcleo, y podrá provocar una reacción nuclear (e.g., la fisión) si y sólo si ésta porta una energía cinética superior a la energía nuclear de ligadura de los nucleones.

Para finalizar esta exposición del aspecto cualitativo de la teoría de la dispersión cuántica, se deben realizar las siguientes observaciones: (1) el número de eventos de colisiones suaves es, aproximadamente, la mitad del total de eventos físicos de interacción ‘partícula-materia’; (2) el número de eventos de colisiones duras es, aproximadamente, casi la mitad del total de eventos físicos de interacción ‘partícula-materia’; (3) los otros dos tipos de interacción física son más escasos y representan una pequeña fracción del total de eventos físicos de interacción ‘partícula-materia’.

Una vez que se ha expuesto sobre estos detalles teóricos a propósito de las colisiones, se pasa a revisar algunas peculiaridades de las interacciones físicas ‘partícula-materia’ según la masa de la partícula cargada.

(I) Las interacciones físicas de las partículas cargadas pesadas con la materia: en concreto, las partículas cargadas, que se consideran pesadas, son cualesquiera partículas cargadas conocidas excepto los electrones y los positrones. Por ejemplo, las partículas α , los protones, etcétera. Esto es así por la gran diferencia en la magnitud de las masas entre estas partículas cargadas y los

electrones/positrones. Anteriormente vimos que las colisiones pueden ocurrir junto con otro fenómeno físico conocido como *Bremsstrahlung*. En el caso de las partículas cargadas pesadas, este efecto físico es muy pequeño y, prácticamente, es despreciable en la praxis científica y en la realización de cálculos de dosis radiativa. Teóricamente, se sabe que la aceleración de la partícula cargada es proporcional a la división del número atómico del medio entre la masa de esa partícula (i.e., $a \propto Z/m$) y, aproximadamente, la intensidad de radiación producida por *Bremsstrahlung* es proporcional al número atómico al cuadrado [i.e., $I \propto (Z/m)^2$]. Por consiguiente, la producción de fotones, por este efecto, es bajísima para las partículas cargadas pesadas. Esto es especialmente verdadero en el caso de partículas cargadas (ligeras o pesadas) con energías inferiores a 10 MeV y en el caso de un medio material de Z bajo.

Por último, adicionalmente se señalan dos propiedades físicas importantes de las partículas cargadas pesadas, a saber: en comparación con las partículas cargadas ligeras, las partículas cargadas pesadas poseen un rango más corto (i.e., viajan una profundidad menor en el medio) y una transferencia lineal de energía más alta (i.e., el medio absorbe una mayor cantidad de energía en una menor distancia de viaje). Esta última propiedad se relaciona con la mayor efectividad biológica relativa de este tipo de partículas.⁴

(II) Las interacciones físicas de las partículas cargadas ligeras con la materia: como se apuntalaba anteriormente, en esta categoría solamente se tienen a los electrones y a los positrones. Las propiedades físicas de las partículas cargadas ligeras, a propósito de las interacciones ‘partícula-materia’, se definen como negación de las propiedades físicas de las partículas cargadas pesadas, a saber: alta producción de *Bremsstrahlung*, un rango mucho más largo y una transferencia lineal de energía más baja (estas dos últimas propiedades comparadas con las de las partículas cargadas pesadas).

§ 1.2.2. La interacción de los fotones con la materia

Los fotones son aquellas partículas no cargadas más importantes para los propósitos de la adquisición de imágenes médicas. Se recuerda que el fotón es una unidad discreta de energía electromagnética (i.e., el *quantum*), que presenta la dualidad onda-partícula y posee una energía $E = hc/\lambda$. Un haz de radiación de fotones, que incide sobre la materia, no deposita directamente su energía en el medio, sino que transfiere su energía a las partículas cargadas del medio material, especialmente a los electrones orbitales, las cuales, por interacciones físicas como las colisiones,

⁴ La efectividad biológica relativa se define como la división de una dosis de radiación de referencia entre una dosis de radiación de prueba. Así, pues, este parámetro funciona para medir cuán efectivo es un haz de radiación para causar tal o cual efecto biológico en la materia orgánica en la que dicho haz radiativo incidió.

entregarán posteriormente la energía de radiación ionizante a la materia. Por este motivo, a un haz de radiación fotónica se le conoce como *radiación indirectamente ionizante*.

Los fotones provocan una gran cantidad de eventos aleatorios de interacción física al entrar en contacto con las partículas cargadas del medio material. Asimismo, un haz de radiación fotónica es especialmente capaz de penetrar profundamente el medio material, e incluso existe una posibilidad de que una parte de los fotones del haz radiactivo logren salir del volumen de material irradiado sin haber interactuado con la materia de ese volumen. Esto es posible porque los fotones de un haz de radiación ionizante, al atravesar la materia, no se ralentizan y no pierden energía, progresiva y continuamente, tal y como ocurre en el caso de las partículas cargadas, sino que el haz de radiación fotónica se atenúa, es decir, pierde un número de fotones y reduce su intensidad conforme atraviesa el medio material (para la expresión matemática del fenómeno físico de la atenuación de un haz fotónico, Cf. Anexo A.2).

Consecuentemente, esto implica un cambio no sólo en el número de fotones (intensidad del haz de radiación), sino también un cambio en la calidad de ese haz fotónico (i.e., su energía promedio y su capacidad de penetración en el medio material). No obstante, se señala que en el caso de un haz de fotones monocromático (i.e., todos los fotones tienen la misma energía), la calidad del haz de radiación no cambia, pero en el caso de un haz fotónico policromático sí hay un cambio de calidad porque este haz posee todo un espectro de energías, coincidiendo la máxima energía fotónica con el voltaje pico de un tubo de rayos X (Cf. § 2.2.1, cap. 2). Así, pues, el efecto de la atenuación en un haz de fotones policromático es el siguiente: conforme el haz de radiación fotónica atraviesa la materia, se atenuarán más fácilmente los fotones de más baja energía, los cuales, a su vez, se removerán del haz fotónico y, en su mayor parte, quedarán los fotones de energía más altas en el haz de radiación. Por consiguiente, la energía promedio del haz de radiación fotónica es más alta.

A propósito de la atenuación de un haz de fotones, se deben tener presentes los siguientes factores para evaluar cuánto se atenuará un haz de fotones (Curry et al., 1990, pp. 75-77): (1) densidad volumétrica de masa; (2) número atómico; (3) número de electrones por unidad de masa (unidades: C/g); (4) energía fotónica. En general, el aumento de los factores (1)-(3) (propiedades físicas del medio material) implicará una disminución en la transmisión de fotones y una atenuación fotónica mayor (i.e., medio material más absorbente), mientras que el aumento de (4) (propiedad física del haz de radiación) implicará una menor atenuación fotónica y una mayor transmisión de fotones (i.e., un mayor número de fotones atraviesa el espesor total del medio material absorbente).

Sobre las propiedades físicas anteriores, se realizan tres observaciones: (i) los materiales de bajo Z presentan altos números de electrones por unidad de masa en comparación con los materiales de alto Z ; (ii) el análisis de la atenuación fotónica muestra que siempre se deben considerar juntos el número atómico del medio y la energía fotónica (esto quedará más claro al estudiar el coeficiente lineal de atenuación en el Anexo A.2); (iii) los materiales que presenten un Z alto, presentarán una densidad volumétrica de masa más grande que la de los materiales con Z bajo. No obstante, hay excepciones como el oro ($Z = 79$; $\rho = 19.3 \text{ g/cm}^3$) y el plomo ($Z = 82$; $\rho = 11.35 \text{ g/cm}^3$).

Antes de continuar con la exposición sobre los mecanismos físicos de interacción ‘fotón-materia’, es importante conocer los dos mecanismos físicos que producen los fotones más energéticos, los cuales son ampliamente usados con fines terapéuticos o diagnósticos en la práctica médica.

Para los propósitos de las distintas áreas de conocimiento de la física médica, los haces de fotones más importantes son los rayos X y los rayos γ . Como ya se había discutido en § 1.1.1 (cap. 2), los rayos γ son un producto de las emisiones de energía por desintegración de un núcleo inestable de un radioisótopo. Asimismo, en esa misma subsección, se comentaba que los rayos X se producían, junto con los electrones Auger, debido a las transiciones electrónicas causadas por la ionización del átomo. Entonces, a continuación, se ofrecen algunos detalles teóricos a propósito de la producción de rayos X característicos y, además, de la producción de fotones de aniquilación.

Si un electrón orbital fue removido de su correspondiente capa atómica (i.e., por ionización), la tendencia del sistema atómico es reconfigurarse, buscando la estabilidad, al permitir que un electrón orbital de capa atómica más externa emigre hacia la capa atómica más interna con una vacante orbital. En este proceso de transición electrónica, el electrón orbital emitirá fotones, conocidos como rayos X, que tendrán una energía característica (i.e., específica y única). Esto es así porque la energía de los rayos X característicos (o, equivalentemente, rayos X fluorescentes) se determina por la diferencia entre las energías de ligadura correspondientes a la capa orbital externa y a la capa orbital interna. Y, entonces, como estas energías de ligadura son únicas para cada capa orbital y para cada elemento, la diferencia energética, que define la energía de emisión de rayos X, también es única y específica para un elemento en concreto.⁵

⁵ Por este motivo de las energías características de los rayos X de transición electrónica, el espectro energético de los rayos X producidos en transiciones electrónicas es discreto, presentándose como un conjunto de líneas espectrales correspondientes con cada energía característica. Por otra parte, es imperativo señalar que el espectro energético de los rayos X producidos por *Bremsstrahlung* es continuo. En la práctica, las tecnologías que permiten producir rayos X normalmente presentarán, mediante algún dispositivo electrónico de visualización, un espectro energético que combina tanto la porción continua de la *Bremsstrahlung* como las líneas espectrales de los rayos X fluorescentes.

Asimismo, como ya se mencionaba en § 1.1.1 (cap. 2), la producción de rayos X siempre viene acompañada de la producción de electrones Auger. Los electrones Auger son electrones liberados de las capas atómicas más externas debido a la acción de un fotón de un rayo X característico. Es decir, un fotón producido por transición electrónica, en vez de viajar lejos del átomo que lo originó, incide sobre un electrón orbital de su propio átomo, ionizándolo y liberando ese electrón atómico. Un electrón libre producido de esta manera es lo que se conoce como *electrón Auger*.

Así, pues, dependiendo de las condiciones del átomo, ambos tipos de partículas, rayos X y electrones Auger, compiten en el número de partículas producidas, y esta producción competitiva dependerá del número atómico del medio material en donde ocurre tales eventos físicos. En pocas palabras, observamos que los materiales de Z bajo tienden a producir más electrones Auger y menos rayos X en comparación con los materiales de Z alto. Esto es así porque los materiales de bajo Z tienen capas atómicas de energía de ligadura más baja, lo que disminuye las probabilidades de producción de rayos X por transición electrónica y aumenta las probabilidades de producción de electrones Auger por captación de los propios rayos X en los electrones orbitales.

La producción de rayos X, en oposición con la producción de electrones Auger, se cuantifica con la cantidad conocida como producción de fluorescencia (*fluorescence yield*) (Podgoršak, 2014, p. 229), denotada simbólicamente como $\omega_K, \omega_L, \dots$, etc. Se indica con el subíndice la vacante de la capa electrónica pues el escalar ω se refiere a la cantidad de fotones característicos producidos por vacante de capa electrónica. Asimismo, este escalar ω alude a la probabilidad de producción de rayos X característicos. Por consiguiente, los valores $(1 - \omega_K), (1 - \omega_L), \dots$, etc., representan la probabilidad de producción de electrones Auger.

Finalmente, para lo que interesa a esta tesis, se aborda el último mecanismo físico de producción de fotones del espectro energético γ , a saber, la aniquilación de pares. Este mecanismo físico es de gran importancia para la reconstrucción de imágenes en la PET, tal y como se aprenderá en § 2.1.1 (cap. 2).

Como se enseñó en § 1.1.1 (cap. 2), y específicamente en los incisos (III) y (IV), ciertos radionúclidos ricos en protones tenderán a decaer por emisión de positrones (β^+). Así, pues, un radionúclido de este tipo expulsará su partícula β^+ , la cual viajará, por el medio material, unos pocos milímetros (i.e., su rango), perdiendo energía cinética y entregándola al medio. En algún momento de su viaje, el positrón colisiona con un electrón orbital, formando juntos un nuevo “átomo” conocido como el *positronio* (el positrón actúa como el núcleo y el electrón sigue haciendo el rol de electrón orbital). Este átomo tiene un tiempo de vida extremadamente corto por su inestabilidad y

pronto se desintegra totalmente, convirtiendo por completo su masa en energía fotónica (resultado de la aniquilación del par positrón/electrón): se emiten dos fotones γ altamente energéticos ($E = 511$ keV) en direcciones totalmente opuestas (i.e., antiparalelas) en el marco de referencia del centro de masa del sistema físico⁶.

Como última observación a propósito del fenómeno físico de la aniquilación de pares, es importante recalcar que esta emisión de fotones de aniquilación, en direcciones totalmente opuestas, no siempre resulta en vectores de momentum totalmente separados por un ángulo de 180° . Más bien, unas ligeras variaciones angulares (i.e., en el ángulo de separación: 180°) ocurren debido a pequeños movimientos de las partículas cargadas (positrón, electrón) en el momento del evento de aniquilación (i.e., no están perfectamente en reposo) (Christian, 2012a, p. 321). Normalmente, los ángulos de separación de los fotones de aniquilación oscilan en el rango angular de $180^\circ \pm \sim 0.3^\circ$. En § 2.1.1 (cap. 2), se aprenderá cuán importante es el hecho de esta variación angular (“no colinealidad”) para el conteo de eventos físicos y su posterior influencia en la reconstrucción de la imagen médica.

Una vez que se ha aclarado la cuestión de la producción de rayos X y de rayos γ , se pasa ahora a desarrollar sintéticamente la exposición sobre los mecanismos físicos de interacción ‘fotón-materia’ que explican cómo se deposita la energía fotónica en un medio material particular.

(I) El efecto fotoeléctrico: este efecto consiste en la ionización (o en la excitación) de un átomo cuando un haz de fotones incide sobre él y algunos fotones son completamente absorbidos por algunos electrones orbitales. La condición necesaria para que ocurra la ionización es que el fotón incidente tenga una energía superior a la energía de ligadura del electrón atómico. Normalmente, el electrón orbital liberado, conocido como *fotoelectrón*, tendrá una energía cinética que es igual a la diferencia entre la energía del fotón absorbido menos la energía de ligadura de ese electrón atómico en particular. Posteriormente a este proceso energético de ionización o de excitación, el átomo se relajará emitiendo energía fotónica.

En el proceso de interacción física ‘haz de fotones-átomo’, el fotoelectrón saldrá expulsado con un ángulo θ_e , que se mide desde la línea proyectada desde el punto de colisión del fotón con el electrón orbital (véase la Figura 2.2). Entre más energético sea el fotón incidente, este ángulo de dispersión será más pequeño, tendiendo el fotoelectrón a ser expulsado en una dirección casi paralela a la dirección que traía el fotón incidente.

⁶ La energía de reposo del positronio, según la fórmula de Einstein, es 1022 keV. Una vez que se desintegra completamente el positronio, esta energía de reposo se reparte equitativamente entre los dos fotones γ resultantes.

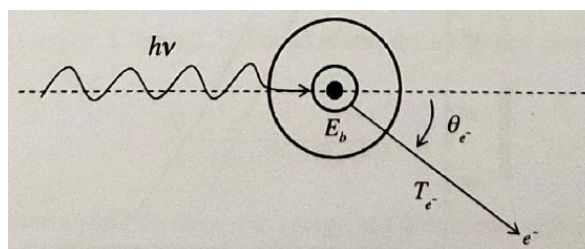


Figura 2.2. Ilustración de la interacción física conocida como efecto fotoeléctrico. Los símbolos denotan lo siguiente: (i) $h\nu$ es la energía del fotón incidente (ν : frecuencia de oscilación [Hz]); (ii) E_b es la energía de ligadura del electrón de la capa atómica correspondiente; (iii) θ_e es el ángulo de dispersión del fotoelectrón; (iv) T_e es la energía cinética del fotoelectrón. Esta figura fue tomada de Kissick & Kakhraei (2016, p. 29).

Ahora se deben realizar unas observaciones sobre el efecto fotoeléctrico:

(1) En las consideraciones de conservación de energía, se puede despreciar la energía cinética de retroceso del átomo, pues el átomo es mucho más másico que el fotoelectrón, y el estado energético atómico es aproximadamente estacionario.

(2) Normalmente, para las energías utilizadas en radioterapia y radiodiagnóstico, las ionizaciones por efecto fotoeléctrico más importantes son aquellas que se deben a la expulsión de electrones orbitales de la capa atómica K (i.e., para la E_b más alta). Asimismo, la producción de rayos X y de electrones Auger es importante en el contexto del régimen energético dominado por el efecto fotoeléctrico.

(3) La cantidad de eventos de ionización por efecto fotoeléctrico aminora conforme aumenta la energía de los fotones incidentes en los átomos de la materia. Por otra parte, este efecto físico tiene una fuerte dependencia del número atómico tal que si el medio material posee un alto valor de Z (i.e., un valor alto de E_b), la probabilidad de ocurrencia del efecto fotoeléctrico es alta mientras se siga cumpliendo la condición necesaria, a saber, $h\nu > E_b$. Por consiguiente, los eventos físicos por efecto fotoeléctrico dominan a bajas energías fotónicas ($h\nu \ll 511 \text{ keV}$) y en medios materiales de alto Z .

(II) Dispersión de Compton: este mecanismo físico consiste en la incidencia de un fotón altamente energético (i.e., ionizante; $h\nu > E_b$) en un electrón atómico tal que: el fotón se dispersa, portando una energía menor a la que traía antes de la colisión, y el electrón orbital se libera, portando una fracción de la energía del fotón ionizante incidente (ver la Figura 2.3). En otras palabras, parte de la energía del fotón original se transfiere al electrón de capa atómica, liberándolo de su ligazón al átomo, y otra parte de la energía del fotón original se escapa con el fotón

dispersado. Por la dinámica de esta interacción física, el evento físico se considera una colisión inelástica.

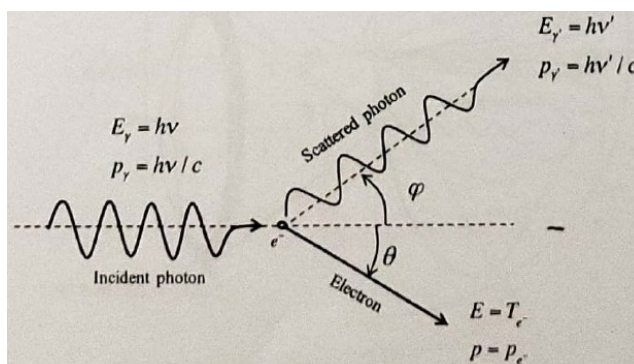


Figura 2.3. Ilustración de la interacción física conocida como dispersión de Compton. Los símbolos designan lo siguiente: (i) E_γ y p_γ son, respectivamente, la energía y el momentum del fotón incidente; (ii) E_γ' y p_γ' son, respectivamente, la energía y el momentum del fotón dispersado; (iv) T_e y p_e son, respectivamente, la energía cinética y el momentum del electrón liberado. Esta figura fue tomada de Kissick & Kakhraei (2016, p. 37).

Ahora se presentan las siguientes observaciones a propósito de la dispersión de Compton:

(1) Entre la energía del fotón dispersado y la energía del electrón liberado por efecto Compton, la energía del electrón liberado dará la contribución principal a la transferencia de energía al medio material (y, por consiguiente, a la dosis de radiación en ese medio).

(2) Ocurren algunos eventos de producción de rayos X característicos y de electrones Auger, pero la energía transportada por estas partículas es insignificante en comparación con las energías del fotón dispersado y del electrón liberado por efecto Compton.

(3) Los eventos físicos de dispersión de Compton son dominantes en el régimen de energías intermedias de los fotones incidentes de un haz de radiación ionizante (energías comparables con la energía en reposo del electrón [$h\nu \approx 511$ keV]). Asimismo, la dispersión de Compton muestra, aproximadamente, una independencia del número atómico del medio material.

(III) Producción de pares y tripletes: este mecanismo físico de interacción ‘fotón-materia’ consiste en la absorción completa del fotón incidente por el campo eléctrico del núcleo o por el campo eléctrico de un electrón orbital en el medio material. Entonces, si la absorción total del fotón incidente ocurrió en el campo eléctrico nuclear, sucederá una emisión de un electrón y de un positrón (producción de pares; ver Figura 2.4.A). Por otra parte, si la absorción completa del fotón incidente fue causada por el campo eléctrico de un electrón atómico, entonces ocurrirá una emisión de dos electrones y un positrón (producción de tripletes; ver Figura 2.4.B).

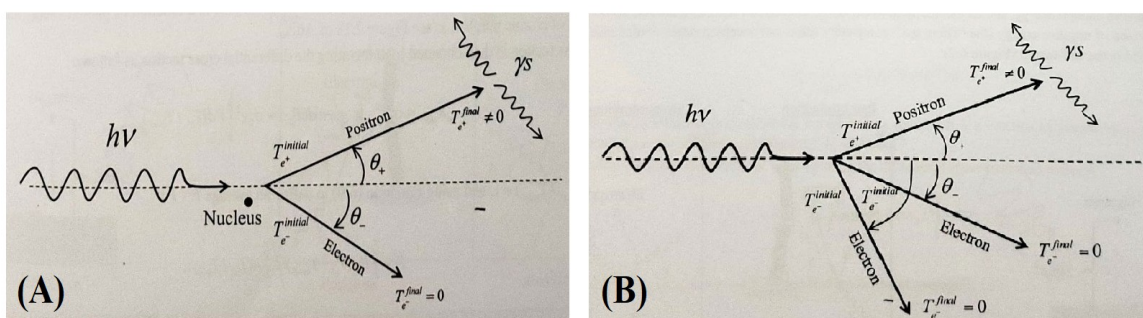


Figura 2.4. Ilustraciones de los mecanismos físicos de (A) la producción de pares y (B) la producción de tripletes. Los símbolos denotan lo siguiente: (i) $h\nu$ es la energía del fotón incidente; (ii) $T_{e^\pm}^{\text{inicial}}$ es la energía cinética inicial del electrón/positrón; (iii) θ_{\pm} son los ángulos de dispersión de las partículas cargadas; $T_{e^\pm}^{\text{final}}$ es la energía cinética final del electrón/positrón. Ambas figuras se tomaron de Kissick & Kakhraei (2016, p. 43, 46).

Una vez explicadas estas interacciones físicas, se realizan las siguientes observaciones:

(1) Entre los eventos físicos de la producción de pares y de la producción de tripletes, el segundo tipo de producción es mucho menos probable que ocurra en comparación con el primer tipo de producción.

(2) Después de la ocurrencia de una producción de pares, la energía del fotón incidente original se reparte de forma asimétrica para cada partícula cargada: la energía cinética del positrón es ligeramente más alta que la energía cinética del electrón. Esto es así porque el positrón experimenta un impulso adicional (i.e., ganancia de energía cinética) por la fuerza eléctrica del núcleo atómico que lo repele. Y, más bien, el electrón experimenta una desaceleración debido a la atracción del campo eléctrico del núcleo atómico.

(3) Los eventos físicos de producción de pares y de tripletes son dominantes en el régimen de energías muy altas (i.e., $h\nu \gg 511 \text{ keV}$). Además, estos eventos físicos muestran una dependencia del número atómico Z , pero ésta no es tan fuerte como la del efecto fotoeléctrico.

Para esta cuestión de cómo la producción de pares depende de Z , hay dos casos: (i) si la interacción del fotón incidente con el campo eléctrico nuclear es lo suficientemente distante del núcleo, ocurrirá el efecto de apantallamiento del campo eléctrico nuclear debido al campo eléctrico de los electrones orbitales. La consecuencia de esto es que la producción de pares será un evento físico independiente de Z y débilmente dependiente de la energía fotónica (i.e., una dependencia logarítmica). (ii) si el fenómeno del apantallamiento es máximo (i.e., a altas energías fotónicas), el

evento físico de la producción de pares tendrá una débil dependencia de Z (i.e., una dependencia logarítmica) y no tendrá dependencia de la energía fotónica.

(4) Los umbrales energéticos de la producción de pares y de tripletes, respectivamente, son 1.022 MeV y 2.044 MeV. Es decir, el haz fotónico incidente debe portar una energía superior a alguno de estos dos umbrales energéticos para que este tipo de interacciones físicas ocurra.

(IV) Dispersión coherente de Rayleigh y de Thomson: estos dos tipos de dispersión son colisiones elásticas de fotones. En el caso de la dispersión de Rayleigh, los fotones son dispersados por el átomo en su totalidad, mientras que, en el caso de la dispersión de Thomson, los fotones son dispersados por los electrones libres. La dispersión de Rayleigh se puede considerar como un caso particular de la dispersión de Compton, que sucede en la parte más baja del régimen de energías intermedias. Una característica fundamental de la dispersión de Rayleigh es que los fotones solamente cambian su dirección, pero no pierden energía. En otras palabras, los fotones dispersados por un evento físico de Rayleigh no transfieren energía al átomo y, por lo tanto, no contribuyen a la dosis de radiación depositada en la materia. Por consiguiente, la dispersión de Rayleigh no es importante para el cálculo de dosis de radiación, pero sí es importante como contribuyente al ruido de las imágenes médicas de diagnóstico [Cf. § 3.1.2 (cap. 2) para el concepto de ruido].

Finalmente, obsérvese que también la dispersión de Thomson es un caso particular de la dispersión de Compton. Para que ocurra una dispersión de Thomson, debe cumplirse la siguiente condición sobre las energías fotónicas: $h\nu \approx h\nu'$ (véase la Figura 2.3). Esto solamente sería posible en la parte más baja del régimen de energías intermedias. Físicamente, lo que ocurre es un ligero cambio de dirección del fotón incidente, y el electrón libre responsable del fotón dispersado no retiene ninguna energía cinética (recuérdese que la dispersión de Thomson es una colisión elástica).

§ 2. *La tecnología y la reconstrucción de imágenes de la PET/CT BV 450*

§ 2.1. *La tomografía por emisión de positrones (PET)*

Básicamente, la PET es un equipo de tecnología avanzada que permite adquirir imágenes de procesos fisiológicos al detectar la radiación ionizante emitida por el cuerpo biológico de un individuo inyectado con un radiofármaco. El radiofármaco es una molécula química constituida por un radioisótopo emisor de positrones (más otros posibles modos de decaimiento) y por una molécula de un fármaco especial. El término ‘fármaco especial’ se refiere a que esta molécula química tiene una propiedad sumamente importante conocida como afinidad. La afinidad implica que el fármaco es afín a un mecanismo bioquímico específico del cuerpo biológico, de tal modo que un tejido biológico o un órgano captará preferencialmente a ese fármaco en concreto. Así, pues, el

radiofármaco tenderá a acumularse en donde ocurre un proceso fisiológico específico que está captando a ese radiofármaco en particular. Por tanto, los detectores de la PET medirán justamente la radiación proveniente de los puntos espaciales, dentro del volumen biológico, en donde están sucediendo los eventos fisiológicos de interés científico.

Una vez que se explicó sintéticamente el propósito de la PET, en las siguientes subsecciones se estudiará específicamente sobre los aspectos tecnológicos e imagenológicos de la PET que permiten la realización de la finalidad de una PET, a saber, la construcción de imágenes médicas funcionales.

§ 2.1.1. Principios tecnológicos de la PET

Para comprender mejor el diseño tecnológico de la PET, por favor obsérvese la Figura 2.5 a continuación.

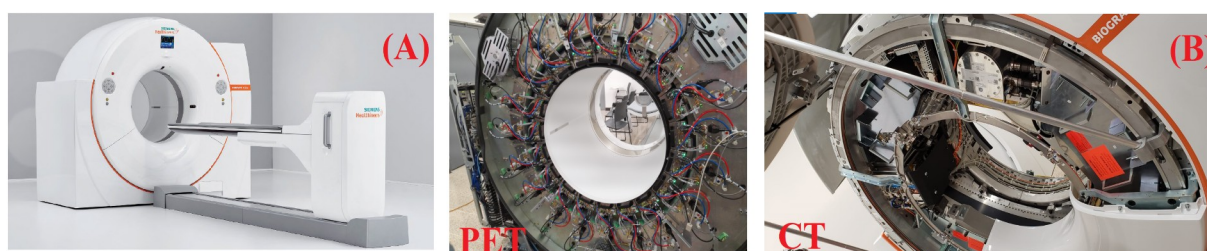


Figura 2.5. Estas imágenes presentan (A) el aspecto físico final de una PET/CT BV 450 salida del fabricante (imagen tomada de Siemens Healthineers, 2021a); (B) fotografías de las componentes de la tomografía por emisión de positrones (PET) y de la tomografía computarizada (CT) en el interior de sus respectivos gantries (fotografías tomadas por el autor de esta tesis durante una capacitación sobre el mantenimiento de la PET/CT BV 450. El ingeniero de Siemens Healthineers, Dennis Calderón, dio esta capacitación los días 18 y 19 de julio de 2022 en las instalaciones del proyecto ciclotrón-PET/CT).

(I) Sistema de detección de la radiación *Optiso UDR*: cómo el lector puede observar en la Figura 2.5, el diseño ingenieril del equipo presenta el gantry de la PET (armazón sólida en forma de dona). Básicamente, el gantry de la PET posee adentro varios anillos de detectores de cristales inorgánicos de centelleo. En particular, de acuerdo con Carlier et al. (2020, p. 2), la PET del equipo PET/CT BV 450 posee 38 bloques por anillo para 6 anillos a lo largo del eje del campo de visión (FOV). Cada uno de estos bloques se divide en 4×2 minibloques y cada minibloque posee un arreglo 5×5 de cristales inorgánicos de centelleo (más adelante en este inciso, se especifica cual cristal es en particular).

Se recuerdan ahora, en general, las propiedades físicas de los cristales inorgánicos de centelleo (Franks et al., 2014, pp. 81-8). Un cristal inorgánico de centelleo posee un alto número

atómico, una alta densidad másica y una alta capacidad de absorción fotoeléctrica. Estas propiedades físicas vuelven a estos cristales inorgánicos los más aptos para el propósito de detectar (i.e., detener completamente) a los fotones del evento físico de aniquilación. Asimismo, los cristales inorgánicos de centelleo son productores de luz visible altamente eficientes, lo cual es ventajoso porque la cantidad de luz emitida es proporcional a la cantidad de energía por ionización depositada en el cristal por uno o más fotones.

En el caso particular del diseño ingenieril de la PET/CT BV 450, el cristal de centelleo inorgánico implementado es el oxi-ortosilicato de lutecio dopado con cerio ($\text{Lu}_2\text{SiO}_5[\text{Ce}]$ o LSO) [Cf. Figura 2.6 (B)]. Cada uno de estos cristales tiene 3.2 mm de lado de cara y 20 mm de largo (Cf. Tabla B.1, Anexo B)⁷. Ahora, pues, con base en Melcher y Schweitzer (2000, p. 86) véanse las propiedades físicas del LSO:

- Densidad volumétrica de masa (ρ): $\rho = 7.4 \text{ g/cm}^3$;
- Número atómico efectivo (Z_{ef}): $Z_{\text{ef}} = 66$;
- Longitud de radiación (X_0): $X_0 = 1.14 \text{ cm}$;
- Índice de refracción (n): $n = 1.82$;
- Cristal no higroscópico;
- Cristal áspero.

De estas propiedades físicas del LSO, nótese que el relativo bajo índice de refracción (en comparación con otros cristales) implica que la luz emitida por el cristal experimentará una menor cantidad de reflexión en la interfaz ‘fotomultiplicador-cristal’, lo cual, a su vez, implica que una mayor cantidad de luz será captada por el fotomultiplicador, obteniéndose una mayor cantidad de pulsos eléctricos.

Por otra parte, el LSO posee otra característica física de centelleo que lo vuelve una excelente elección de detector de radiación, a saber, el rápido decaimiento. Esto quiere decir que el LSO es un cristal que puede producir rápidamente luz cuando es irradiado y, además, que es capaz de volver rápidamente a un estado energético de relajación, posteriormente a la irradiación, volviendo a estar disponible para una siguiente medición de energía de radiación (todo esto implica una reducción del tiempo muerto, una alta eficiencia de detección y una resolución espacial mayor debido a la mejora de sincronización de coincidencias [véase, más adelante, el inciso (III)]).

Como observación final, nótese que el oxi-ortosilicato de lutecio está dopado con cerio. La necesidad de dopar al cristal de LSO es porque sin dopaje, este cristal tiene una absorbancia muy

⁷ Normalmente, los cristales inorgánicos de centelleo de la PET, que existen en el mercado, suelen poseer, más o menos, unos 4 mm de ancho (cara cuadrada) y unos 10–30 mm de largo (Christian, 2012: 322).

pequeña [200–600 nm en la región de la longitud de onda de emisión de centelleo, según Melcher y Schweitzer (2000, p. 88)]. Por consiguiente, es necesario dopar al LSO para que su capacidad de absorción de radiación ionizante mejore grandemente, ya que la impureza (i.e., el cerio), agregada a la red cristalina del LSO, permite una mejor captura de fotones.

(II) Fotomultiplicador de silicio (semiconductor SiPM): como se vio en el inciso (I) anterior, el sistema de detección de la PET consiste en seis anillos de cristales inorgánicos que, a su vez, contienen miles de pequeños cristales centelleadores LSO paralelepípedos. Desde el punto de vista práctico, estos miles de pequeños cristales inorgánicos se agrupan en bloques y, justamente, estos bloques son los que se conectan físicamente con los dispositivos fotomultiplicadores. En el caso de la PET/CT BV 450, cada uno de los minibloques de cristales de LSO [Cf. Inciso (I) anterior] está acoplado a un arreglo de 16×16 mm² de fotomultiplicadores semiconductores (Carlier, 2020, p. 2) [obsérvese el DEA en la Figura 2.6 (B)]. Nótese que este diseño ingenieril es distinto al diseño tradicional, en el cual se agrupaban los cristales en cuatro bloques y éstos, a su vez, se conectaban a cuatro tubos fotomultiplicadores.

Se recuerda que el tubo fotomultiplicador (Tsoulfanidis & Landsberger, 2015, pp. 207-208) es un dispositivo de vidrio vaciado que consiste en un cátodo, una serie de dínodos y un ánodo. Normalmente, el cátodo es la entrada del fototubo y el ánodo es su salida. El cátodo está cerca de los cristales inorgánicos centelleantes y el ánodo se encuentra conectado al sistema electrónico de la PET (i.e., el procesador de señales electrónicas). Gracias a toda esta configuración, es posible convertir la luz de los cristales inorgánicos en una corriente eléctrica. A pesar de este diseño ingenioso del tubo fotomultiplicador, éste tenía algunas desventajas, a saber, una eficiencia cuántica relativamente baja, un tamaño físico grande y una sensibilidad ante campos magnéticos externos (que introducen incertidumbres en las medidas).

Así, pues, una solución a los problemas de los tubos fotomultiplicadores tradicionales es la tecnología del dispositivo fotomultiplicador de silicio (SiPM) [Cf. Figura 2.6], la cual es la tecnología implementada en la PET/CT BV 450. Según Dahlbom & King (2017, p. 23), el SiPM posee justamente como ventajas, en oposición al tubo fotomultiplicador, una eficiencia cuántica relativamente alta (80%), un tamaño físico pequeño (por este motivo, se pueden construir SiPM compactos) y una insensibilidad ante campos magnéticos externos. Así, pues, para comprender estas ventajas de un SiPM, a continuación, se explican sintéticamente las características de tal tecnología.

Los SiPM se pueden clasificar como fotodetectores de estado sólido y su estructura física, de acuerdo con Saveliev (2010, p. 255) y con Llosá (2010, p. 129), consiste en los siguientes elementos:

- Una gran cantidad de microsensors de estado sólido conocidos como microceldas (μ -celdas). Todas estas μ -celdas están espacialmente distribuidas tal que su densidad es alta en el área del arreglo del SiPM. Normalmente, estas μ -celdas poseen áreas de unos pocos micrómetros cuadrados;
- La estructura de una μ -celda consiste en una unión tipo n^+/p , en una capa epitaxial, con un dopaje p negativo de unos 3–5 μm [véase la Figura 2.6 (A)]. Toda esta microestructura yace sobre un sustrato p con un dopaje alto de unos 300–500 μm .⁸
- Resistores de extinción pasivos conectados a cada una de las μ -celdas;
- Cada μ -celda individual se conecta a una salida común del sistema de electrodos del SiPM.

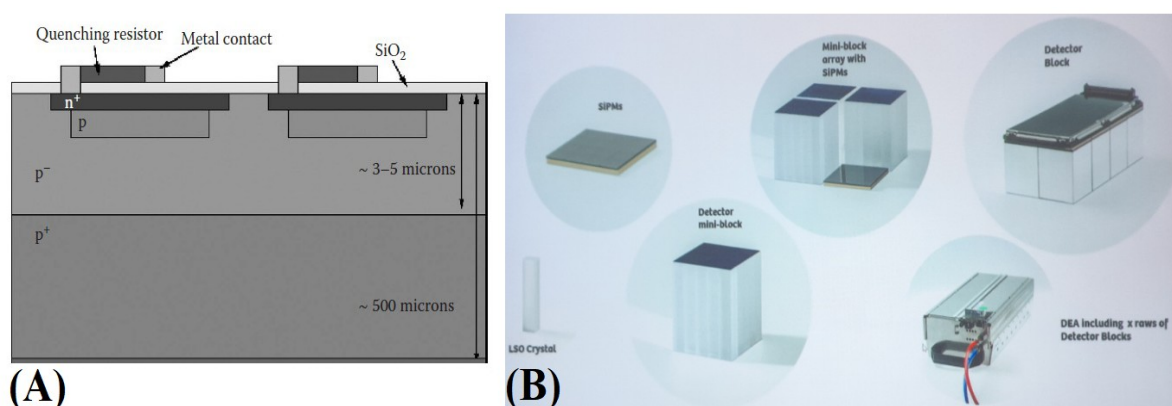


Figura 2.6. (A) Representación esquemática de una μ -celda. En esta representación, se observa el diseño característico de este detector: la unión n^+/p , es decir, la unión de dos diodos semiconductores tal que entre ellos existe un equilibrio aproximado entre la concentración de electrones y la concentración de huecos. Imagen tomada de Llosá (2010, p. 129). (B) imágenes de la apariencia física de un SiPM y de un mini-bloque de cristales LSO. Asimismo, se presenta el DEA en la esquina inferior derecha (dispositivo de detección que incluye tanto al SiPM como al LSO). Imagen obtenida durante la capacitación para el mantenimiento de la PET/CT (Cf. Aclaración en Figura 1.5 sobre esta capacitación).

Una vez que se estudiaron los elementos más importantes del diseño físico del SiPM, ahora se pasa a analizar cómo funciona un SiPM. Como ya se dijo previamente, cada una de las μ -celdas es un detector de estado sólido, el cual experimentará un fenómeno conocido como *avalancha de cargas* cuando un fotón óptico incide sobre el microdetector en cuestión. El resultado de tal avalancha es la creación de una gran cantidad de pares de electrón-hueco tal que la banda vacía se ensancha y aparecen electrones en la banda de conducción y huecos en la banda de valencia (en el glosario, consúltese el término de la nota 8 para encontrar una explicación física de estos términos científicos).

⁸ Para aclarar el concepto de “unión tipo n^+/p con dopaje p negativo”, consúltese el glosario.

Si, inicialmente, al material de la μ -celda se le aplica una diferencia de potencial tal que el material tipo n tiene el voltaje positivo y el material tipo p tiene el voltaje negativo, los electrones se moverán desde el material tipo n hacia el material tipo p , produciendo una cantidad de corriente eléctrica que es proporcional al número de pares electrón-hueco producidos que, a su vez, es proporcional a la cantidad de energía fotónica depositada en el material de la μ -celda. Justamente esta señal electrónica es la que porta la información de la energía de ionización medida.

Para finalizar esta explicación, es imperativo señalar que el fenómeno físico de la avalancha sólo se detiene gracias a que la corriente eléctrica fluye a través del resistor de extinción. El resistor de extinción (o el circuito activo de extinción) hará decaer el voltaje de polarización por debajo del voltaje de ruptura (Dahlbom, 2017a, p. 83), deteniendo la avalancha de cargas. Por último, el voltaje de polarización se restaurará al nivel que existía previamente al inicio del proceso de la avalancha. Una vez que el microdetector recupera este voltaje original, es capaz de volver a medir fotones ópticos (justamente este es el tiempo muerto del detector: el tiempo que transcurre desde el inicio de la avalancha hasta la recuperación del microdetector).

(III) Principios del proceso de detección: el principio físico fundamental de la detección de eventos físicos por una PET es la aniquilación de pares [Cf. § 1.2.2 (cap. 2)]. Un detector de la PET no utiliza colimación física (es por esto por lo que la eficiencia de detección es mucho más alta que la de una gamma cámara) pero sí utiliza la *colimación electrónica*. La colimación electrónica es una función del sistema electrónico de la PET. Una vez que el procesador electrónico de coincidencias recibió los datos de medición (pulsos eléctricos provenientes de los fotomultiplicadores de silicio), procesa los datos por medio del principio de la detección de coincidencias de aniquilación (ACD)⁹.

La ACD consiste en la identificación de un par de fotones de aniquilación por medio de un par de detectores del anillo de cristales inorgánicos de centelleo (LSO). Los detectores se encuentran en posiciones opuestas y definen una trayectoria de los fotones de aniquilación conocida como línea de respuesta (LOR) (Cf. Figura 2.7.A).

Entonces, el cálculo aproximado de la posición del evento físico de aniquilación, en tiempo real, se realiza mediante la técnica del tiempo de vuelo (ToF), la cual se implementa en el algoritmo de reconstrucción de imágenes. Esta detección de un evento físico, a largo de la LOR, es posible al medir el tiempo de detección de cada fotón de aniquilación, calcular la diferencia temporal de estas dos medidas y computar la distancia en la LOR para localizar tal evento por medio de la fórmula

⁹ La ACD está programada en el procesador de coincidencias de la PET/CT BV 450. Este procesador se encuentra al lado del gantry y está comunicado con todos los DEAs gracias a un cableado de fibras ópticas.

sencilla: $\Delta d = \Delta t \times c/2$ (d : distancia; t : tiempo; c : velocidad de la luz) (Cf. Figura 2.7.B).¹⁰ Este procedimiento mejorará la probabilidad de localización del evento de aniquilación.

Observación: esta diferencia temporal de los fotones de aniquilación detectados, para la estimación de la posición del evento de aniquilación, nunca será $\Delta t = 0$ (i.e., una *sincronización de coincidencias* perfecta). La razón de esta incertidumbre temporal reside en la dinámica física del viaje de los fotones de aniquilación y en el tiempo de respuesta del detector LSO.

Debido a que el par fotónico de aniquilación se puede crear en cualquier parte del volumen biológico inyectado con un radiofármaco, los fotones de aniquilación, cercanos a un eje del plano axial, viajarán aproximadamente la misma distancia, desde su origen hasta el detector LSO, lo que implica $\Delta t \lll 1$ (coincidencia de detección muy precisa). En esta situación física, cada uno de los dos detectores LSO produjo una señal casi simultáneamente y, por consiguiente, el sistema electrónico es más capaz de resolver correctamente la sincronización de coincidencias (o sea, discriminar correctamente entre evento verdadero y evento falso). Esto mejora la resolución de sincronización de la PET.

Por otra parte, cualquier par fotónico de aniquilación, que se origine cerca del borde del FOV, tendrá un valor mayor de Δt (coincidencia de detección poco precisa). Esto ocurre así porque habrá un fotón de aniquilación que viajará una distancia mucho menor que el otro fotón de aniquilación, lo que implica que el detector de LSO, que detectó al fotón de la distancia de viaje más corta, producirá una señal primero que el otro detector de LSO en posición opuesta. La diferencia mayor de los tiempos de detección de cada fotón de aniquilación aumenta las probabilidades de que un evento verdadero de aniquilación no se considere como tal. En otras palabras, se deteriora la capacidad de discriminación del detector entre evento verdadero y evento falso, es decir, se reduce la resolución de sincronización.

Por los motivos discutidos previamente, es importante el uso de cristales de respuesta rápida para mejorar la resolución de sincronización y así poder utilizar la información del tiempo de vuelo y disminuir el ruido de las imágenes funcionales finalmente reconstruidas.

¹⁰ En el procesador electrónico de coincidencias, la fuente de reloj diferencial (DCS) es una sincronización de tiempos (para estimar Δt) que refiere precisamente al tiempo del reloj. Esto es necesario pues el valor de Δt es muy pequeño.

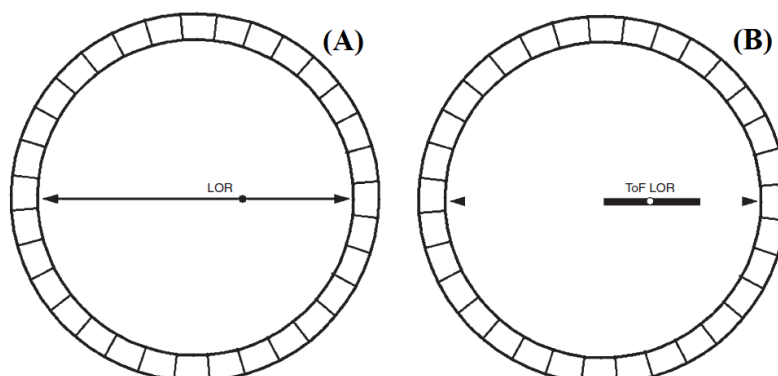


Figura 2.7. Representación gráfica del anillo de cristales inorgánicos de centelleo (LSO) del sistema de detección de la PET. (A) ilustración de la LOR; (B) ilustración del ToF. Esta imagen fue tomada de Christian (2012a, p. 323).

Retomando la discusión de la ACD, para que el principio electrónico de la ACD produzca resultados de detección correctos, debe distinguir entre algunos tipos de eventos de coincidencias que pueden llevar a errores de localización de eventos físicos de aniquilación de pares. Por este motivo, la ACD, basada en el ToF, es un proceso que “colima” los datos al rechazar aquellas coincidencias que no se consideren provenientes del mismo evento físico.

El criterio de rechazo de eventos falsos de coincidencias es la ventana de sincronización de coincidencias del sistema electrónico (i.e., Δt del método del ToF). Esta ventana se ajusta previamente a cualquier medición y, para el caso de la PET de la PET/CT BV 450, la ventana tiene un valor de ancho de 4.7 ns (Carlier et al., 2020, p. 3).¹¹ Cualquier evento de coincidencia, que se detecte dentro de esta ventana temporal, se considera un evento verdadero. Si el evento de coincidencia detectado cae afuera de esta ventana, se considera un evento falso. A continuación, se discutirán brevemente los tres casos de eventos de coincidencias (Cf. Figura 2.8):

(1) **Eventos verdaderos de coincidencias:** éstos son aquellos eventos físicos de aniquilación de pares que se detectaron al mismo tiempo por dos detectores del anillo ubicados antiparalelamente. Asimismo, se supone que tal evento verdadero ocurrió por la desintegración radioactiva del mismo átomo. En otras palabras, el evento verdadero de detección se define como la detección de dos fotones de aniquilación que procedieron exactamente del mismo origen (i.e., del mismo positronio).

¹¹ Las ventanas de sincronización, para las PET comerciales, suelen estar entre unos 4–12 ns (Christian, 2012a, p. 324).

(2) **Eventos falsos de coincidencias por aleatoriedad:** este tipo de evento de coincidencia puede caer adentro de la ventana de sincronización, pues ocurre cuando dos positronios se desintegran casi al mismo tiempo y cada uno por su lado aporta un fotón de aniquilación. En otras palabras, el sistema de detección de la PET detecta dos fotones aniquilación casi al mismo tiempo, pareciendo que es un evento verdadero de coincidencias, pero en realidad siendo un evento falso de coincidencias porque cada fotón provino de la desintegración de un positronio distinto¹².

(3) **Eventos falsos de coincidencias por dispersión:** es posible que dos fotones de aniquilación provenientes del mismo positronio desintegrado produzcan un evento falso de coincidencia. Esto ocurre cuando los dos fotones de aniquilación son dispersados durante su viaje en el medio material orgánico. La dispersión produce que los dos fotones de aniquilación se detecten en dos cristales inorgánicos que no están ubicados en posiciones opuestas, es decir, que no definen una LOR correcta y, más bien, definen una LOR incorrecta que contiene la localización de un evento físico de aniquilación de pares que no existió nunca.

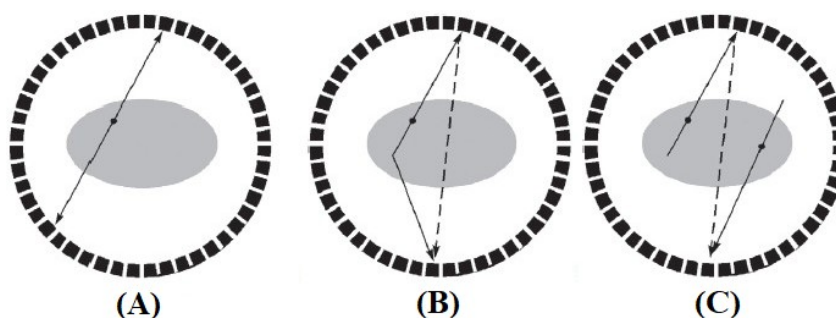


Figura 2.8. Ilustración de los tres casos de los eventos de coincidencias de detección: (A) evento verdadero; (B) evento falso por dispersión; (C) evento falso por aleatoriedad. La imagen fue tomada de Christian (2012a, p. 326).

(IV) Sistema de enfriamiento: en comparación con el sistema de enfriamiento de la CT, el sistema de enfriamiento de la PET es más sencillo. Consiste en un sistema de lazo cerrado de enfriamiento alto de flujo directo de los DEA.

§ 2.1.2. Principios de la reconstrucción y visualización de imágenes por PET

El proceso, para obtener una imagen médica funcional por PET, se basa en los siguientes pasos: (I) adquisición de los datos de medición de la actividad; (II) reconstrucción algorítmica de la

¹² Es posible reducir el número de eventos falsos aleatorios detectados al reducir el ancho de la ventana de sincronización.

imagen médico-funcional; (III) visualización de las imágenes médico-funcionales. A continuación, se describen con algo de detalle estos pasos para la obtención de imágenes funcionales por PET.

(I) La adquisición de datos de la medición de la actividad: se refiere al lector a § 2.1.1 (cap. 2), en la cual se expusieron las bases teóricas de la detección por PET. La detección de coincidencias de eventos físicos de aniquilación de pares produce los datos de medición necesarios (i.e., las LOR) para la adquisición de la información métrica de la distribución tridimensional de la radioactividad en el sujeto inyectado con un radiofármaco.

El giro del gantry del sistema de detección de la PET permite realizar un muestreo angular, es decir, tomar muchas mediciones de las LOR del sujeto radioactivo desde varios ángulos pequeños distintos. Esta gran cantidad de mediciones de LOR permite, a su vez, aumentar la calidad de la imagen futura. Entonces, el sistema electrónico de la PET va registrando matricialmente dos tipos de datos: datos de LOR (perfil de cuentas o proyección) en el eje horizontal y datos de ángulos en el eje vertical. Este registro matricial de proyecciones y ángulos de muestreo es lo que se conoce como *sinograma* (Cf. Figura 2.9). Así, pues, para cada corte de imagen del sujeto radioactivo¹³, se construye un sinograma que contiene todos los datos necesarios para la reconstrucción de la imagen de un corte transaxial.

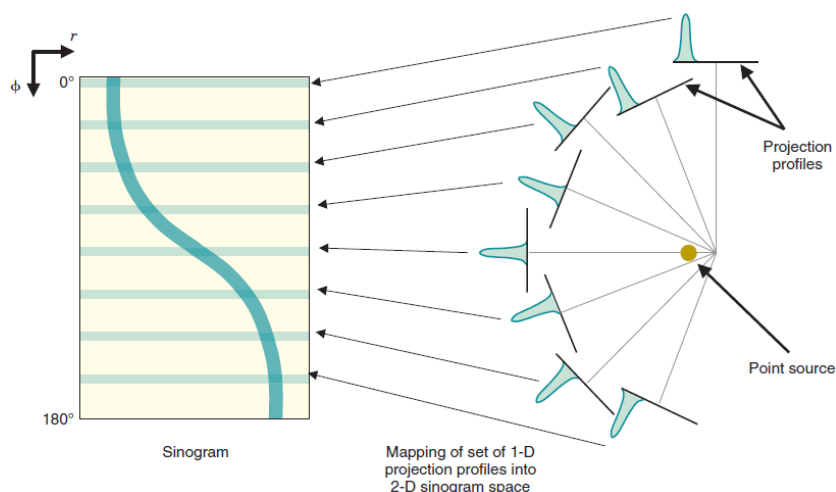


Figura 2.9. Representación gráfica de un sinograma. Nótese cómo está indicada cada una de las proyecciones por ángulo de muestreo en un solo corte de imagen transaxial. Esta imagen fue tomada de Cherry et al. (2012, p. 256).

¹³ El número de cortes de imagen se define por el número de anillos de cristales centelleantes que posea el gantry del sistema de detección de la PET.

(II) La reconstrucción algorítmica de las imágenes funcionales: en términos generales, existe una gran variedad de algoritmos de tipo iterativo para la reconstrucción de las imágenes de distribución espacial de radioactividad a partir de los datos del sinograma.¹⁴ Y, en particular, el fabricante Siemens de la PET/CT BV 450 provee el algoritmo SAFIRE¹⁵. No obstante, como no se puede saber el código fuente interno de SAFIRE, se deberá describir un procedimiento general de los algoritmos iterativos. Los pasos del procedimiento computacional son los siguientes (Cherry et al., 2012, p. 270):

(1) El algoritmo de reconstrucción iterativa inicia comparando el sinograma original con un sinograma calculado (estimación).

(2) El sinograma resultante de la diferencia del sinograma original y del sinograma estimado se utiliza para actualizar los datos de las proyecciones y se reconstruye un corte de imagen (estimación) por medio de algún método matemático de retroproyección (e.g., transformada de Fourier).

(3) El algoritmo iterativo aplica la transformación inversa del método de retroproyección (e.g., la transformada inversa de Fourier)¹⁶ al corte de imagen obtenido por datos actualizados. De este modo, el corte de imagen se convierte nuevamente en un sinograma y este sinograma resultante actualiza el sinograma estimado.

(4) La iteración de este algoritmo de reconstrucción consiste en repetir los pasos (1)-(3) y terminar el proceso iterativo mediante un criterio de finalización dado por el programador. Este criterio puede ser el criterio de la convergencia (las iteraciones se repiten hasta que la diferencia de sinogramas llegue a un mínimo) o el criterio del número de iteraciones (el programador decide cuántas iteraciones son suficientes para producir una imagen funcional de buena calidad).

Una vez que es aplicado el algoritmo iterativo apropiado, es posible reconstruir una imagen funcional de la distribución espacial de la intensidad de la radioactividad de un radiofármaco inyectado en un cuerpo biológico.

(III) La visualización de las imágenes funcionales: una vez que la imagen funcional se reconstruyó, tal y cómo se describió en el punto (II), ésta quedará definida visualmente por un conjunto de unidades discretas (Maidment, 2014, p. 57) llamadas *píxeles* (si se reconstruyó una

14 En el mercado se conocen varios algoritmos iterativos de reconstrucción de imágenes funcionales: MLEM, OSEM, RAMLA, etcétera.

15 Según el fabricante, SAFIRE es un programa de siguiente generación, que utiliza datos crudos superiores, basado en el mejoramiento de la calidad de la imagen o en la reducción significativa de dosis de radiación.

16 En la literatura científica, a este método se le conoce como el método de la proyección hacia adelante (*forward-projection method*).

imagen bidimensional) o por un conjunto de unidades discretas llamadas *vóxeles* (si se reconstruyó una imagen tridimensional).

Por un lado, el píxel corresponde con el rango de las posibles localizaciones (x, y) del evento físico de aniquilación de pares en la imagen funcional (matriz 2D). Esto es así porque el valor del píxel $[p(x, y)]$, en la imagen, se obtuvo a partir de un conjunto de perfiles de proyección $[p(r, \phi)]$, que se muestrearon a lo largo del eje horizontal del sinograma. Así, pues, el valor de píxel será el número estimado de cuentas de medición y , por consiguiente, será proporcional a la radioactividad total contenida en ese píxel. Por otro lado, con una definición semejante, el vóxel también definirá un rango de localizaciones posibles del evento de aniquilación de pares pero considerando el espesor del corte de la imagen funcional reconstruida. Por consiguiente, se tendrá un valor de vóxel $[p(x, y, z)]$ que corresponde con un número estimado de cuentas asociado con la radioactividad contenida en ese vóxel (e.g., kBq/cuentas). Por lo tanto, es posible obtener una imagen funcional 3D, a partir de la colocación sucesiva de cortes de imagen funcional adyacentes, que definirá la distribución espacial tridimensional del radiotrazador.

Este conjunto de cortes de imágenes funcionales transaxiales permitirá que el sistema de visualización de imágenes de la PET muestre una imagen funcional 3D del tejido o del órgano de interés para la investigación en curso. Asimismo, la cantidad distinta de cuentas de medición (valor de vóxel) permite que el sistema de visualización de imágenes de la PET le asigne a esa cantidad una intensidad lumínica en la imagen funcional. Normalmente, estas distintas intensidades lumínicas quedarán relacionadas con una escala de colores, la cual permitirá visualizar, en la imagen funcional, las zonas “calientes” (i.e., mayor radioactividad), las zonas “frías” (i.e., menor radioactividad) y cualesquiera otras zonas de intensidad radioactiva intermedia.

Así, pues, la técnica habitual, implementada en el sistema de visualización de la PET, se conoce como la técnica de la MIP (Christian, 2012a, p. 347). Una vez que el sistema informático de reconstrucción de imágenes obtiene la imagen tomográfico-funcional 3D, la técnica de la MIP rotará esta imagen 3D, por un ángulo adecuado de visualización, y extraerá el vóxel de valor máximo para cada fila y cada columna de la matriz 3D (i.e., la imagen funcional). Entonces, el sistema de visualización mostrará todos estos vóxeles de valor máximo en una imagen bidimensional en pantalla.

§ 2.2. La tomografía computarizada (CT)

Esta tecnología de adquisición de imágenes tiene como finalidad principal la producción de imágenes tomográficas anatómicas (imágenes tridimensionales), por medio de los datos de

intensidad de un haz de rayos X transmitido, las cuales muestran claramente un alto grado de detalle de las estructuras orgánicas de interés para la investigación científica o médica. Asimismo, otro propósito muy importante de la CT es que provee los datos de coeficientes de atenuación de distintos tejidos u órganos, permitiendo la construcción de mapas de atenuación a través de las diferencias de intensidad del haz de rayos X que atravesó tales estructuras biológicas. El uso de este mapa de atenuación quedará aclarado en § 2.3.2 (cap. 2). Así, pues, en las siguientes subsecciones, se expondrá sobre los principios tecnológicos e informáticos que le permiten a la CT producir las imágenes anatómicas tridimensionales.

§ 2.2.1. Principios tecnológicos de la CT

Una imagen del gantry que contiene la tecnología de la CT se muestra en la Figura 2.5. Específicamente, se puede observar en la Figura 2.5.B que la tecnología de la CT consiste, básicamente, en un tubo de rayos X, su filtro y colimadores, en un arreglo de detectores de rayos X, en unos intercambiadores de calor y, finalmente, en un generador de energía eléctrica. Geométricamente, el tubo de rayos X y el arreglo de detectores se encuentran en posiciones opuestas dentro del gantry. A continuación, se detalla un poco más el diseño ingenieril de estos elementos tecnológicos de la CT.

(I) Sistema de producción de rayos X Straton: el diseño del tubo de rayos X de la CT del equipo PET/CT BV 450 es conocido por Siemens como el tubo de rayos X *Straton*.¹⁷ Este tubo de rayos X posee en su diseño algunos elementos comunes a otros diseños de tubos de rayos X [Cf. Curry et al. (1990, p. 10)]: cátodo, pieza catódica de emisión de electrones, ánodo, una envoltura de un material térmicamente aislante (que contiene a los electrodos) y un generador de potencia eléctrica. Posteriormente, en este inciso, se explica la función de cada una de estas componentes.

Lo que se señaló previamente son aspectos del diseño del tubo de rayos X Straton que, en general, éste comparte con el diseño de otros tubos de rayos X. No obstante, se deben estudiar los aspectos de diseño propios y diferentes de este diseño Straton de Siemens (Cf. Figura 2.10). El tubo de rayos X Straton tiene dos características distintivas, a saber (Schardt et al., 2004): (a) un mecanismo de enfriamiento del tubo de rayos X, el cual funciona estrictamente por convección térmica gracias a que el tubo de rayos X (fabricado de acero inoxidable no magnético) es completamente giratorio; y (b) un sistema magnético de deflexión del haz de electrones, producido adentro del tubo de rayos X, para controlar tanto el tamaño como la posición del punto focal (más adelante se explica este concepto).

¹⁷ El modelo específico de tubo de rayos X Straton de la PET/CT BV 450 de la UCR es MX P.

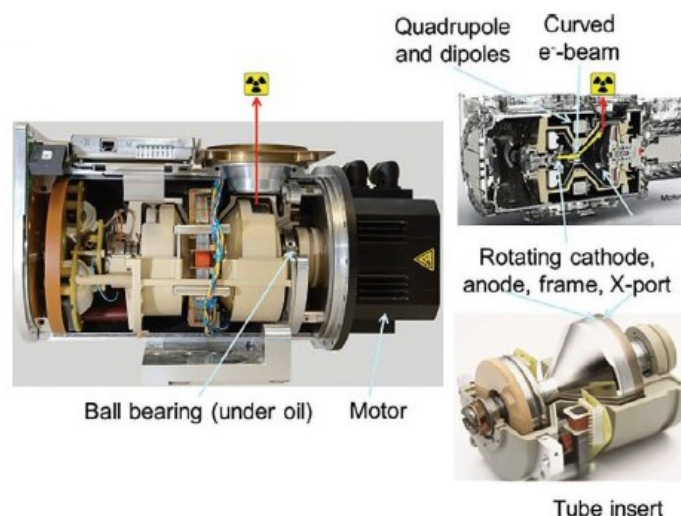


Figura 2.10. Las componentes de un tubo de rayos X Straton de Siemens. Imagen tomada de R. Behling (2021, p. 211).

La producción rayos X, en un tubo de rayos X, se basa en tres principios físicos, a saber, en la *emisión termo-iónica*, en la *Bremsstrahlung* y en la *fluorescencia*. La producción de rayos X, gracias a estos dos últimos mecanismos físicos mencionados, fue explicada en § 1.2.1 (cap. 2) y § 1.2.2 (cap. 2). Enseguida, se explica en qué consiste la emisión termo-iónica y cómo este mecanismo físico, combinado con la *Bremsstrahlung* y la fluorescencia, permite la producción de rayos X en el tubo de rayos X.

Obsérvese la ubicación del cátodo en las Figuras 2.10 y 2.11. Este electrodo negativo se compone de dos piezas muy importantes, a saber, una lámina metálica circular para emisión de electrones y una cabeza de enfoque. La lámina circular posee un diámetro de 5 mm, un espesor de 100 μm y normalmente está fabricada de tungsteno (W; $Z = 74$) (el W es idóneo por su alto punto de fusión; $T = 3370^\circ\text{C}$).

El cátodo está conectado a un circuito que regula la energía eléctrica proporcionada por un generador de electricidad. Esta energía eléctrica se suministra a la lámina de tungsteno, calentándola a altas temperaturas. La conversión de energía eléctrica en calor permite transferirle suficiente energía a los átomos de la superficie de la lámina catódica tal que algunos electrones adquieren

suficiente energía cinética para liberarse al superar la barrera energética (i.e., la función de trabajo)¹⁸. Justamente en esto consiste la *emisión termo-iónica*.

Así, pues, la emisión termo-iónica permite la producción de un haz de electrones. Por otra parte, la cabeza de enfoque, que rodea a la lámina catódica, tiene la función de moldear este haz de electrones tal que un haz electrónico delgado salga del cátodo.

En el diseño del tubo de rayos X Straton, se aplica un voltaje alto entre los electrodos, tal que la corriente de electrones fluye desde el cátodo hasta el ánodo (positivamente cargado) (ver Figuras 2.10 y 2.11 para ubicar este electrodo). El ánodo es un electrodo que consiste, de acuerdo con Schardt et al. (2004, p. 2703), en una componente fabricada de un cuerpo de tungsteno-circonio-molibdeno con un punto focal de renio-tungsteno, el cual incluye una ventana anular de rayos X de 0.2 mm de grosor, fabricada de acero inoxidable. Recuérdese que el *punto focal* es el objetivo del haz de electrones (Cf. van Eyndhoven & Sijbers, 2018, p. 695).

Entonces, los electrones producidos en la lámina catódica se acelerarán, debido a la diferencia de potencial eléctrico entre los electrodos, formarán un haz de electrones e incidirán en el punto focal anódico. Una vez que inciden allí, ocurrirán tanto la *Bremsstrahlung* como la fluorescencia, produciéndose rayos X. Sin embargo, debido al alto número atómico del tungsteno, el mecanismo físico, que producirá más fotones del espectro de los rayos X, es la *Bremsstrahlung*. Y, en menor medida, se producirán algunos fotones por fluorescencia, es decir, rayos X característicos. Por todo esto, el espectro energético de los rayos X, producidos por un tubo de rayos X, consistirá en un espectro energético continuo (por los fotones de *Bremsstrahlung*) y unas líneas espectrales discretas (por los rayos X característicos).

En el párrafo anterior, se explicó cómo es la producción de rayos X en el tubo de rayos X Straton. No obstante, para completar esta explicación, se debe indicar que, en este diseño del tubo de rayos X giratorio, se implementó el arreglo de horquillas y bobinas magnéticas (ver Figura 2.11) para mantener en una posición fija, relativa a la envoltura del tubo, al punto focal. Así, pues, el proceso de control de la trayectoria de los electrones, según R. Behling (2021, p. 212), es el siguiente: (a) el haz de electrones, proveniente de la lámina catódica, es desviado por el campo magnético dipolar (ubicado, aproximadamente, en la región del cuello del tubo) producido por la corriente eléctrica de dos bobinas horizontales. Así, los electrones incidirán, más o menos, a 5 cm en la dirección radial con respecto al eje principal del tubo de rayos X. (b) el campo magnético

¹⁸ Se recuerda que la función de trabajo de una superficie material se refiere a la diferencia de energías entre el nivel energético de Fermi en la superficie del material y el nivel energético del vacío afuera. En otras palabras, la función de trabajo describe la transferencia de un electrón de la superficie material hacia afuera de dicha superficie.

cuadrupolar, a través del control de la corriente eléctrica de las cuatro bobinas, permite moldear el haz de electrones tal que los puntos focales alargados adquieren la forma adecuada coincidente con el punto focal anódico.¹⁹

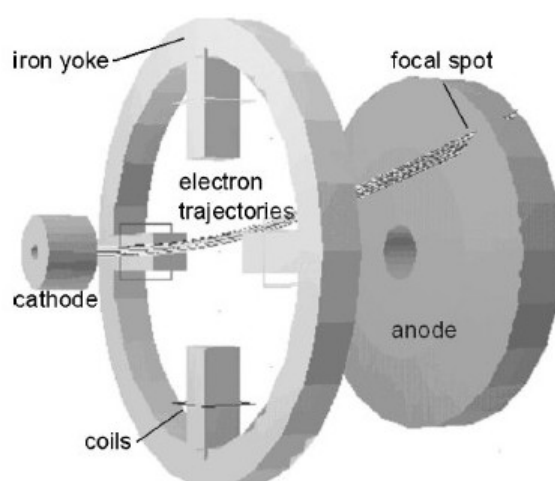


Figura 2.11. Ilustración de la producción de rayos X en un tubo de rayos X Straton. Imagen de Schardt et al. (2004, p. 2703).

Nótese que este mecanismo tecnológico, para la producción física de rayos X, es altamente ineficiente: solamente el 1% de la energía cinética de los electrones, que incidieron en el punto focal, se convierte en rayos X. El restante 99% de esa energía cinética electrónica se transforma en calor, el cual es una energía muy intensa transferida a los materiales del tubo de rayos X. Por este motivo, se implementó el diseño de tubo de rayos X giratorio de Straton: el ánodo y el tubo entero giran a una alta velocidad de rotación (aproximadamente 200 Hz), sobre un sistema de bolas lubricadas con aceite de enfriamiento²⁰, pudiéndose conducir cantidades enormes de calor (hasta 50 kW) desde el aceite hasta el intercambiador de calor a aire (ubicado en el gantry). Esto es posible porque el giro del ánodo mantiene al punto focal a una temperatura tolerable, mientras que el giro del tubo introduce movimiento turbulento en el aceite de enfriamiento, de tal modo que el flujo rápido del aceite le permite a éste absorber una mayor cantidad de calor. Así, pues, toda esta dinámica física (i.e., enfriamiento convectivo directo) permite que el sistema de CT se pueda utilizar consecutivamente con cortísimos tiempos de enfriamiento entre cada uso.

¹⁹ El sistema completo del tubo de rayos X Straton posee un detector de rayos X “V1”, el cual mide la posición del punto focal en la dirección radial o en la dirección axial (eje z del sistema).

²⁰ El ánodo forma parte del encierro del tubo de rayos X, por lo que está en contacto con el aceite de enfriamiento.

Finalmente, el haz de rayos de X, emitido desde el punto focal, tiene que ser filtrado y colimado. Justamente en la salida del haz de rayos X, se coloca un filtro de aluminio (Al; $Z = 13$) combinado con titanio (Ti; $Z = 22$).²¹ Este filtro es propicio para la absorción fotoeléctrica de los fotones de energía más baja. Este filtro de Al-Ti es necesario porque los fotones de baja energía no aportan nada a la formación de la imagen radiográfica final y sólo agregan dosis de radiación al sujeto sometido a un examen por CT. Por otra parte, el sistema de colimación consiste en dos colimadores, uno colocado justamente después del filtro de Al-Ti (“pre-colimador”) y otro colocado al frente del detector (“pos-colimador”) (Christian, 2012b, p. 356). Estos colimadores ayudan a moldear la forma del haz de rayos X y ayudan a disminuir la cantidad de fotones de dispersión que pudieran llegar al sujeto del examen por CT (la dispersión fotónica arruina la calidad de la imagen y agrega dosis adicional al cuerpo biológico).

Para finalizar este inciso (I) sobre producción de rayos X, es importante señalar que se deben considerar dos parámetros del tubo de rayos X que controlan la producción de rayos X en una CT, a saber, el voltaje y el amperaje (Cf. Curry et al., 1990, pp. 34, 35).

En el caso del voltaje, normalmente se habla de kilovoltaje pico (kVp), pues el kilovoltaje más alto, que se puede aplicar al tubo de rayos X, define la energía más alta de emisión de los rayos X (i.e., $E_{max} = Q_{e^-} \cdot V_p$; Q_{e^-} : carga electrónica, V_p = voltaje pico). Además, el ajuste del kVp también define la cantidad de fotones que alcanzará exitosamente al detector de radiación. Esto es así porque un kVp más alto implica fotones más energéticos, los cuales formarán un haz fotónico más penetrante, el cual atravesará con mayor facilidad el volumen del objetivo biológico. Esto permite que una mayor cantidad de haces fotónicos lleguen directamente al detector, mejorando la calidad de la imagen médica posteriormente reconstruida. No obstante, el aumento del kVp implica un aumento de la dosis de radiación, por lo que el ajuste de kVp está comprometido con la optimización de la dosis de radiación tal que se produzca una imagen anatómica de buena calidad mientras que se reduce esa dosis al sujeto.

En el caso del amperaje, normalmente se habla del producto de los miliamperios y el tiempo de exposición en segundos (mAs). Conforme se aumenta el mAs, ocurre un aumento proporcional del número de fotones del tubo de rayos X en todas las energías fotónicas disponibles. Por consiguiente, si se aumenta el valor de mAs, se mejorará la calidad de la imagen, por el aumento de la cantidad de fotones, pero se aumentará la cantidad de dosis de radiación absorbida por el volumen biológico. Por tanto, es necesario un compromiso entre dosis y mAs tal que se

²¹ En el diseño específico del tubo de rayos X Straton MX P de la PET/CT BV 450 de la UCR, el tubo de rayos X posee dos filtros fijos: un filtro de Ti de espesor de 0.3 mm y un filtro de Al de espesor de 0.5 mm. Asimismo, este tubo de rayos X cuenta con un tercer filtro intercambiable de Al de 0.5 mm de espesor.

produzca una imagen médica de buena calidad a la vez que se minimiza la dosis recibida por el objetivo del examen por CT.

(II) Sistema de detección de los rayos X transmitidos UFC: el diseño ingenieril de la CT puede considerar dos tipos de arreglos de detectores (van Eyndhoven & Sijbers, 2018, pp. 695, 696), a saber, detectores de conversión indirecta o detectores de conversión directa. El término conversión se refiere a la propiedad física del material del detector de convertir los rayos X absorbidos en corrientes eléctricas.

En el caso específico del diseño del sistema de la CT en la PET/CT BV 450, el tipo de detector implementado es un detector de conversión directa, concretamente, un detector semiconductor, o de estado sólido, conocido como detector de cerámica ultrarrápido (*UFC detector*) (Cf. Siemens Healthineers, 2021b).

De acuerdo con Siemens Healthineers (2021b), el material cerámico, elegido para fabricar el detector UFC, es el oxi-sulfuro de gadolinio (GOS), que es una rejilla cristalina compuesta de tierras raras. La fórmula química de este compuesto es $Gd_2O_2S:Pr,Ce,F$, es decir, el GOS dopado con praseodimio (Pr; $Z = 59$), cerio (Ce; $Z = 58$) y flúor (F; $Z = 9$). Desde el punto de vista físico-estructural, según Lecoq et al. (2017, p. 377), este tipo de cristal es una cerámica poli-cristalina transparente monolítica²² que contiene cristales (granos) aleatoriamente orientados.

La orientación aleatoria de los granos de GOS, y su estructura hexagonal, es lo que vuelve a este material cerámico un centelleador transluciente inorgánico (van Eijk, 2003, p. 20). Por esta estructura física del GOS, se pueden fabricar detectores de centelleo de cristal cerámico inorgánico bastante delgados y que, a su vez, tienen una alta eficiencia de absorción de rayos X. Otras características destacables del cristal cerámico GOS son las siguientes (Shefer et al., 2013, p. 80): gran transparencia (Cf. nota 22), alta producción de luz, tiempo de decaimiento muy corto (volviendo al estado fundamental) y una gran coincidencia espectral con el SiPM.

Finalmente, se señala que la dinámica física del GOS irradiado es muy similar a la del LSO [Cf. § 2.1.1 (cap. 2), inciso (I)]. Por otro lado, los diodos semiconductores, que recolectan los fotones ópticos emitidos desde el GOS, son capaces de convertir inmediatamente la energía de los fotones ópticos incidentes en una señal electrónica. Cuando el material del diodo interactúa con la radiación de fotones ópticos emitidos por el GOS, su material produce pares de electrón-hueco en la rejilla cristalina, en vez de pares de iones, los cuales producirán movimiento y acumulación de cargas (i.e., una corriente eléctrica). Esta corriente eléctrica se conducirá hacia el sistema

²² En este caso, el cristal cerámico GOS es transparente a la luz visible y a la radiación infrarroja, pero no es transparente a los rayos X (Carter & Norton, 2013, p. 593).

electrónico de la CT (i.e., al analizador multicanal) y procederá con el análisis respectivo del espectro de pulsos. Por estas razones, los detectores de estado sólido son los que ofrecen las mediciones de energía más eficientes y de mayor calidad.

(III) El generador de potencia eléctrica y el sistema de enfriamiento: el generador de potencia eléctrica de la CT del PET/CT BV 450 cumple varias funciones, las cuales son (i) proveer al tubo de rayos X un voltaje de 70–140 kV y una potencia eléctrica de 80 kW (100 kW opcional) (Cf. Tabla B.1, Anexo B); (ii) suministrar la corriente eléctrica de calentamiento para la lámina catódica; (iii) medir las corrientes eléctricas y el voltaje del tubo de rayos X; (iv) entre otras funciones (Cf. Behling, 2018, p. 93).

Por otra parte, en el caso del sistema de enfriamiento de la CT, el intercambiador de calor ‘aceite-aire’ es un sistema de disipación de calor que permite la transferencia eficiente del calor (calor producido por el tubo de rayos X [≈ 15 kW] y otras componentes contenidas en el gantry de la CT) hacia el circuito de lazo cerrado de aire (aire circulante en el gantry), el cual es succionado por una bomba hacia un intercambiador de calor del circuito secundario con líquido refrigerante (unidad de enfriamiento por agua fría).

En esta unidad secundaria, ubicada a la par del gantry, el calor del aire se transfiere al agua fría, de modo que el aire se enfría y un ventilador de flujo radial sopla el aire frío nuevamente hacia el gantry. El agua caliente de esa unidad secundaria de enfriamiento por agua fría se bombea hacia una unidad de enfriamiento de división ‘agua-aire’ (se ubica en un cuarto de máquinas aldaño al cuarto de la PET/CT BV 450), la cual se encarga de enfriar el agua caliente, al intercambiar el calor de esta agua con una unidad de enfriamiento del circuito primario (*chiller*), ubicada en el exterior del edificio del sistema PET/CT BV 450, por medio de la transferencia de calor del refrigerante hacia una corriente forzada de aire atmosférico, la cual se transporta hacia el ambiente (exterior del edificio del ciclotrón).

Finalmente, esta unidad de enfriamiento del exterior (*chiller*) [circuito primario] devolverá el aire frío hacia la unidad de enfriamiento por división ‘agua-aire’, la cual, a su vez, bombea agua fría hacia la unidad de enfriamiento por agua [circuito secundario], y ésta enfriará el aire que se conduce al interior del gantry, y el proceso termodinámico del aire, descrito previamente, se repite (Vestner et al., 2005, p. 446). Así se mantiene frío al sistema de la CT del modelo PET/CT BV 450.

§ 2.2.2. Principios de la reconstrucción y visualización de imágenes por CT

De manera similar al caso de la reconstrucción/visualización de imágenes de la PET [Cf. § 2.1.2 (cap. 2)], el proceso de generación de imágenes médico-anatómicas de la CT sigue un proceso

computacional de tres pasos, a saber: (I) adquisición de los datos de medición de la transmisión fotónica (atenuación fotónica); (II) reconstrucción algorítmica de la imagen médico-anatómica; (III) visualización de las imágenes médico-anatómicas. A continuación, se explica con algo de detalle cada uno de estos pasos computacionales.

(I) Adquisición de los datos de medición de la transmisión fotónica: en términos simples, la exploración del escáner de CT, que sigue un movimiento helicoidal por el giro del gantry, obtiene datos de medición de las proyecciones. En este caso de la CT, las proyecciones contienen la información de la transmisión del haz de rayos X, la cual se usará algorítmicamente para conseguir los valores de píxel de la imagen, es decir, los coeficientes lineales de atenuación fotónica [$p = \ln(I_0/I)$; I : intensidad] ($p \propto$ densidad másica tisular [Cherry et al., 2012, p. 349]). De modo semejante a las imágenes de PET, a través de las proyecciones medidas desde distintos ángulos del giro del gantry de la CT, también se obtienen sinogramas [Cf. § 2.1.2 (cap. 2), inciso (I)]. Por consiguiente, para cada corte de imagen del sujeto radioactivo, se construye un sinograma que contiene todos los datos necesarios para la reconstrucción de la imagen de un corte transaxial.

(II) Reconstrucción algorítmica de las imágenes anatómicas: en general, las técnicas computacionales de reconstrucción de imágenes aplicadas para la PET son las mismas para la CT [Cf. § 2.1.2 (cap. 2), inciso (II)]. Tales técnicas computacionales tienen como entrada los datos del sinograma y, posteriormente, es posible reconstruir la imagen anatómica. Asimismo, se indica que previo a la reconstrucción de la imagen anatómica, se puede aplicar un algoritmo conocido como *kernel* (Christian, 2012b, p. 366) para especificar la aplicación clínica de la imagen tomográfico-anatómica y para indicar la cantidad de suavizado durante el proceso de reconstrucción de la imagen.

(III) Visualización de las imágenes anatómicas: el proceso computacional, para visualizar una imagen anatómico-tomográfica, es idéntico al proceso descrito en § 2.1.2 (cap. 2), inciso (III). No obstante, se debe indicar una diferencia importante entre las imágenes de CT y las imágenes de PET, a saber, el uso de las unidades Hounsfield para visualizar la imagen anatómica con una escala de colores o de grises (según la necesidad médico-diagnóstica).

Cómo ya se explicó previamente [inciso (I)], el sistema informático de la CT calcula unos valores de píxel que corresponden con distintos valores de coeficiente lineal de atenuación (μ). Posteriormente, este sistema convertirá cada uno de estos valores de píxel de μ en valores de píxel de número CT (i.e., unidad Hounsfield). La conversión se calcula mediante la siguiente ecuación (Curry et al., 1990, p. 308):

$$NCT = K[\mu_p(x, y) - \mu_A]/\mu_A \quad (2.1)$$

en donde NCT significa “número CT”; K es una constante de magnificación; μ_p es el coeficiente lineal de atenuación del píxel en cuestión; μ_A es el coeficiente línea de atenuación del agua.

Usualmente, a la constante de magnificación se le asigna un valor de 1000. Por otro lado, si suponemos que el aire casi no detiene los rayos X, se tendrá $NCT_{\text{aire}} = -1000$. Además, nótese que $NCT_A = 0$ (agua) y que $NCT_{\text{óseo}} = 1000$ (hueso muy denso).

La utilización de los NCT tiene dos ventajas: (1) interpretación facilitada de la imagen médico-anatómica; (2) mejoramiento de la precisión de los valores de píxel. Concretando esta segunda ventaja, se quiere decir que dependiendo del volumen biológico a escanear por CT, los valores de píxel basados en μ podrían variar muy poco, y esto impediría una mejor distinción de estructuras en la imagen anatómica reconstruida. En cambio, los números CT presentan una mayor variación entre distintas estructuras, lo cual facilita la distinción entre ellas para el observador de la imagen anatómica.

Así, por ejemplo, se pueden distinguir entre los siguientes tejidos gracias a los NCT : área del pecho con tejido pulmonar ($-850 < NCT < -200$); grasa ($-250 < NCT < -30$); tejidos blandos ($10 < NCT < 80$); hueso ($150 < NCT < 500$); etc. Asimismo, se pueden definir ventanas de NCT para privilegiar la visualización de ciertas estructuras sobre otras, redefiniendo la escala de grises (o de colores) con base en el rango de NCT dado por la ventana. Ejemplos de ventanas son: vértebras densas ($400 < NCT < 1000$); tejido pulmonar ($0 < NCT < -1200$); tejido blando ($-85 < NCT < 165$), etc.²³

§ 2.3. El equipo híbrido PET/CT

A continuación, se indican unos detalles teóricos propios del equipo híbrido PET/CT. Por lo demás, el resto de la teoría, expuesta en § 2.1 (cap. 2) y § 2.2 (cap. 2), es totalmente válido para explicar el funcionamiento de las dos componentes del equipo híbrido, tal y cómo éste se muestra en la Figura 2.5.

§ 2.3.1. Algunos detalles propios de la tecnología y de la adquisición de imágenes de la PET/CT

Para comprender la necesidad de unir estas dos tecnologías (PET y CT) en un solo equipo de adquisición de imágenes médicas, se indican unas diferencias en cuanto a las propiedades de las imágenes en particular producidas por cada equipo individual (Cf. Griffeth, 2005, p. 323). Se le refiere al lector a § 3 (cap. 2) para revisar estos conceptos imagenológicos con más detalle.

²³ Estos valores de NCT fueron tomados de Christian (2012: 366).

Lo que caracteriza a una imagen funcional de PET es su alta sensibilidad y su gran especificidad para graficar procesos fisiológicos, tal y cómo ya se había dicho previamente. Por consiguiente, estas dos características de la imagen funcional de PET permiten la cuantificación de estos procesos fisiológicos (e.g., la cantidad de glucosa consumida por un tejido particular). No obstante, a pesar de estas virtudes de estas imágenes, la resolución espacial es pobre y, por consiguiente, la información anatómica es muy limitada.

Por otra parte, en contraste con las imágenes funcionales de PET, las imágenes anatómico-tomográficas obtenidas por CT tienen un excelente contraste tisular y una alta resolución espacial, es decir, las imágenes tomográficas muestran las estructuras anatómicas detalladamente. Asimismo, otra virtud de las imágenes anatómico-tomográficas es la resolución temporal buena. Sin embargo, en comparación con la imagen funcional de PET, las imágenes diagnósticas por CT poseen una pobre sensibilidad para los procesos biomoleculares.

Por tanto, el uso de una tecnología híbrida, es decir, PET/CT, permite unir las virtudes de ambos tipos de imagen en una sola imagen, complementándose mutuamente. En otras palabras, la imagen funcional le aporta a la imagen diagnóstica la alta sensibilidad a procesos fisiológicos, mientras que la imagen diagnóstica le aporta a la imagen funcional las altas resoluciones espacial y temporal. El resultado final será, por lo tanto, una imagen de alta calidad mostrando tanto los detalles funcionales del organismo biológico como los detalles anatómico-estructurales. En síntesis, las imágenes producidas por PET/CT permiten conocer precisamente la localización espacial de un proceso fisiológico²⁴.

Cómo se pudo apreciar en la Figura 2.5.A, los gantries de cada componente (PET y CT) se encuentran uno después del otro (configuración *tándem*), alineados con respecto a una misma dirección axial que atraviesa el centro del FOV. La separación entre ambos gantries, dependiendo del diseño del fabricante, es de unos 60–120 cm (Cherry et al., 2012, p. 354).

Asimismo, la tecnología de anillos resbaladizos de la CT permite un giro de la CT muy rápido, conforme avanza axialmente la camilla con el paciente, obteniendo eficazmente un número alto de cortes de imagen en poco tiempo. Posteriormente, el avance de la camilla traslada al paciente hacia el gantry de la PET, para obtener las imágenes funcionales. Todo esto ocurre rápidamente para evitar el mal alineamiento de ambos tipos de imágenes (funcional y anatómica).

24 Para conocer más ventajas clínicas de las imágenes médicas por PET/CT, consúltese Griffeth (2005, pp. 325-326).

§ 2.3.2. El mapa de atenuación de la PET/CT en el proceso de adquisición de imágenes

En § 2.2 (cap. 2), se afirmaba que otra ventaja del equipo híbrido PET/CT es la posibilidad de obtener mapas de coeficientes de atenuación (i.e., imágenes de transmisión), por medio de la CT, para corregir por atenuación, o por dispersión, los datos de radioactividad medidos por la PET. Si no se realizan tales correcciones, el resultado final podría ser una imagen funcional presentando una distribución incorrecta del radiofármaco, pudiéndose mostrar radioactividad en volúmenes del cuerpo biológico en donde realmente no existe tal radioactividad.

A continuación, se explica con algo más de detalle este proceso de corrección de mediciones de radioactividad. Para este propósito, la explicación se basa sintéticamente en Lawson (2013, pp. 63-67).

(I) Método de corrección por atenuación: esta corrección del número de cuentas por píxel se debe hacer pues la radioactividad por píxel se subestima debido a las cuentas de eventos de radiación que no se detectan por culpa del efecto fotoeléctrico o de la dispersión de Compton (i.e., por estos efectos, algunos fotones de aniquilación no son contados). Todo esto afecta la exactitud de la cuantificación en un estudio PET/CT y por ello es imperativo corregir por esto.

El método de corrección por atenuación fotónica se implementa como unas líneas de código de programación en los algoritmos iterativos de reconstrucción de imágenes [Cf. § 2.1.2 (cap. 2), inciso (II)]. En pocas palabras, lo que hace el código del método de corrección por atenuación es un escalamiento de las energías: los coeficientes de atenuación dependientes de la energía de emisión fotónica E [$\mu(E)$; E de rayos X] y del tipo de tejido biológico (i.e., Z), obtenidos a partir de la intensidad por píxel de una imagen de CT, se transforman en un $\mu(E)$ debido a la atenuación de los fotones de aniquilación de $E = 511$ keV en esos mismos tejidos biológicos.

Entonces, el código del programa de corrección por atenuación ajusta los valores de píxel de CT (i.e., los NCT) en los valores de $\mu(E)$ para los siguientes casos: (i) ajuste lineal de los valores de NCT que cumplan la condición $NCT \leq 60$ (NCT de aire, agua y tejido blando); (ii) ajuste lineal secundario de los valores de NCT que cumplan la condición $NCT > 60$ (NCT para hueso). Posteriormente, el código de corrección hará la conversión de $\mu(E$ de rayos X) en $\mu(E$ de fotones de aniquilación). Así se obtendrán factores de escalamiento por píxel, los cuales se multiplican por el número de cuentas por píxel para aumentar tal número aproximadamente.

(II) Método de corrección por dispersión: esta corrección del número de cuentas por píxel se debe hacer pues la radioactividad por píxel se sobrestima debido a las cuentas de eventos de radiación, las cuales se detectan por culpa de los fotones de la dispersión de Compton, los cuales provienen de un sitio incorrecto de emisión de radioactividad. En otras palabras, se detectan cuentas

de eventos de radiación, en el píxel en cuestión, que no produjeron un evento verdadero de coincidencias [Cf. § 2.1.1 (cap. 2)]. Por consiguiente, la dispersión afecta la exactitud de la cuantificación en un estudio PET-CT y reduce el contraste de la imagen, deteriorando su calidad. Por esto, es imperativo corregir por dispersión las cuentas de eventos.

El mapa de atenuación fotónica obtenido por CT también se puede usar para las correcciones por dispersión fotónica. Esto es así porque en el caso de los rangos de energías de radionúclidos usados en las investigaciones por PET, una fracción grande del número de eventos de interacción ‘fotón-materia’ se debe a la dispersión de Compton. Por consiguiente, el mapa de atenuación fotónica es equivalente al mapa de dispersión fotónica.

El método usual, programado en los algoritmos iterativos de reconstrucción de imágenes, consiste en adquirir varias imágenes usando ventanas de energía anchas tal que el conjunto de imágenes sea una muestra de las cuentas de los eventos de dispersión. Después, suponemos que las ventanas de energía de dispersión representan solamente la distribución de la radiación de dispersión y, por lo tanto, la corrección consiste en restar una fracción de los valores de píxel de la imagen de dispersión a los valores de píxel de la imagen adquirida en la ventana de energía del fotopico (emisión principal del radio-isótopo).

§ 3. Fundamentos teóricos para la evaluación de la calidad de imagen y para la corrección de imágenes creadas por la PET/CT BV 450

Enseguida, se presentan los elementos pertinentes de la teoría de imágenes, para la realización de las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450, que se describirán, posteriormente, en los procedimientos protocolarios del capítulo 3. En suma, los conceptos expuestos de esta sección pertenecen a la parte de la teoría de imágenes que permite valorar la calidad de las imágenes médicas. Cualitativamente, lo que interesa en esta tesis es la buena calidad de la información anatómica y funcional que ofrecerán tales imágenes, de tal modo que sean imágenes útiles para el diagnóstico médico.

Por consiguiente, las imágenes médicas requieren una compensación equilibrada de distintos parámetros tal que se asegure que éstas estén optimizadas y sean útiles para el propósito médico y/o científico por el cual fueron generadas.

§ 3.1. Evaluación de la calidad de la imagen médica

§ 3.1.1. Resolución espacial²⁵

(1) Resolución espacial de la CT: para el caso de imágenes tomográfico-anatómicas, este concepto se refiere a la cantidad de detalles que se pueden observar en una imagen. En otras palabras, la resolución espacial de un sistema de adquisición de imágenes se relaciona con la capacidad de este sistema para visualizar pequeños objetos en la imagen y distinguirlos. Por otra parte, tómesese en cuenta los siguientes factores que alteran la resolución espacial de la CT, a saber (Ng et al., 2018, p. 50): (i) tamaño del punto focal del ánodo del tubo de rayos X (entre más grande su tamaño, más ancha es la penumbra geométrica, la cual deteriora la resolución espacial) y su distancia con respecto al detector de radiación transmitida (entre más grande es esta distancia, menor es la penumbra geométrica); (ii) el grosor no uniforme del paciente o su movimiento; (iii) la resolución espacial intrínseca del detector de rayos X (entre más pequeño es el tamaño del elemento de detección, mejor resolución espacial); (iv) el algoritmo de reconstrucción de la imagen CT. Nótese que los factores (i) y (iii) no se pueden controlar porque refieren a propiedades del diseño del sistema CT no modificables.

Ahora bien, existen dos métodos habituales de medición de la resolución espacial en una imagen por CT, a saber, el método por observación de la frecuencia espacial y el método por análisis de la dispersión de la información mediante la función de transferencia de modulación (MTF). Enseguida, solamente se examina el concepto de frecuencia espacial, pues para el protocolo de pruebas técnicas de aceptación del escáner CT propuesto en esta tesis, la prueba técnica de la resolución espacial de una imagen por CT sólo contempla la evaluación de dicha resolución mediante el uso del método de la frecuencia espacial (Cf. § 1.5, cap. 3).

El concepto de frecuencia espacial se refiere al número de pares de líneas²⁶ visibles por unidad de longitud en una imagen CT con un patrón de tiras metálicas muy cercanas entre sí. Usualmente, un maniquí es el que posee un módulo con dicho patrón (Cf. Figura 4.3). Definida así, la frecuencia espacial es una característica de una estructura que periódicamente muestra elementos en posiciones espaciales (i.e., el patrón de tiras metálicas). Entonces, la frecuencia espacial mide la frecuencia con la que dichos elementos periódicos se repiten y se visualizan por unidad de distancia.

²⁵ Un factor muy importante, que afecta tanto a la resolución espacial de una imagen CT como a la de una imagen PET, es el efecto del volumen parcial. Para más detalles sobre este efecto, por favor consultar el glosario.

²⁶ Un par de líneas consiste de una línea (e.g., tira metálica) y un espacio sin línea (i.e., el espacio entre dos líneas).

Ahora bien, la interpretación del patrón de tiras metálicas es la siguiente (L. E. Romans, 2011, p. 63): (i) para un patrón cualquiera de pares de líneas, conforme aumenta el número de pares de líneas, es decir, que un mayor número de líneas, similares y repetidas periódicamente, quepa muchas veces en una distancia dada (porque el ancho de cada línea disminuye), la frecuencia espacial aumentará y la tecnología de la CT tendrá más dificultades para resolver al conjunto de pares de líneas como objetos de alto contraste separados y pequeños; (ii) al contrario, conforme disminuye el número de pares de líneas, un menor número de líneas se presentará en una distancia dada (porque el ancho de cada línea crece), y la frecuencia espacial disminuirá y la tecnología de la CT será más capaz de resolver correctamente a los pares de líneas como objetos de alto contraste separados y pequeños; (iii) por tanto, la resolución espacial se determina por un compromiso entre las situaciones (i) y (ii) anteriores, a saber, la resolución espacial del sistema de la CT corresponde con el menor número de pares de líneas que todavía son visibles a la vista humana. El espesor de cada línea sería el detalle espacial más pequeño que dicha CT puede resolver según el criterio subjetivo.

Por consiguiente, la medición de la resolución espacial de una imagen por CT, con patrón de pares de líneas, consiste en observar dicha imagen y contar el número de pares de líneas en el patrón más pequeño que el ojo humano del observador pueda visualizar. Así, pues, el valor reportado de resolución espacial por el observador es el número de pares de líneas por centímetro y el espesor de línea asociado (Cf. § 1.5, cap. 3).

Para finalizar esta exposición sobre la resolución espacial en CT, se realiza la siguiente observación teórica. Debido a que los sistemas modernos de adquisición de imágenes son digitales, se podría proponer que el criterio limitador de la resolución espacial sea el píxel, pues cualquier objeto, que tenga un tamaño menor a las dimensiones del píxel, no será distinguible. No obstante, a pesar de esto, el tamaño del píxel no puede ser el único criterio para evaluar la resolución espacial, ya que los objetos de menor tamaño que el tamaño del píxel, pero que poseen una amplitud de señal grande (objeto de alto contraste), pueden afectar considerablemente la escala de grises (o de colores) asociada con los valores de píxel, de tal modo que el objeto pequeño será distinguible (Bushberg et al., 2012, p. 60).

(2) Resolución espacial de la PET: para el caso de imágenes tomográfico-funcionales, esta resolución espacial se refiere a la capacidad de la PET para distinguir fuentes radioactivas puntuales en un fondo de baja radioactividad. Y, para el propósito de medir la resolución espacial de la PET, es posible definir un FWHM espacial. Por otro lado, la evaluación de dicha resolución debe tener presentes los siguientes factores que la alteran, a saber (Zhang y Knopp, 2020, p. 59): (i) el

algoritmo de reconstrucción de imagen; (ii) la resolución intrínseca (la mitad del ancho del cristal del detector); (iii) el error por el rango del positrón (≈ 0.2 mm para ^{18}F); (iv) el error por la no colinealidad de la pareja de fotones de aniquilación ($\approx 0.0022D$ donde D es el diámetro del anillo de cristales de detección); (v) el error de decodificación por la lógica sistémica de localización y posicionamiento de los eventos físicos; (vi) el efecto de volumen parcial. Nótese que los factores asociados con el diseño de la PET no son modificables (e.g., el tamaño del cristal).

Ahora bien, para una fuente puntual radioactiva, colocada en algún punto del FOV con respecto al centro del FOV, los detectores de la PET detectarán cuentas de radioactividad conforme la fuente puntual aumenta su distancia con respecto al centro del FOV. Es decir, el sistema de detección de la PET permitirá construir un histograma que representa la cantidad de cuentas de eventos de radioactividad detectados en función de la distancia de la fuente puntual radioactiva con respecto al centro del FOV. Esta distribución espacial de la radioactividad es una función lineal de dispersión (LSF; Cf. G. B. Saha, 2013, p. 134). Por lo tanto, el valor de FWHM espacial de la distribución espacial LSF es una medida de la resolución espacial de la PET al modelar dicha distribución mediante una distribución espacial gaussiana, cuya desviación estándar es proporcional al valor de FWHM espacial.

Observación: los métodos de análisis y las técnicas de medición de la resolución espacial para la CT y para la PET se explican, respectivamente, en § 1.5 (cap. 3) y § 2.1 (cap. 3).

§ 3.1.2. *Contraste de la imagen*

Este concepto se refiere a la diferencia entre dos valores de píxel de la imagen que se encuentran adyacentes (también podría ser la diferencia de valores de píxel entre dos áreas conformadas por varios píxeles). Las diferencias entre los valores de píxel se deben a las diferencias de intensidad de los fotones que produjeron esos valores de píxel (i.e., el número de cuentas de eventos físicos). Así, pues, entre más grande es la diferencia entre los valores de píxel, la capacidad del sistema de adquisición de imágenes por CT es mucho mayor para diferenciar entre dos estructuras anatómicas adyacentes.

Por consiguiente, el contraste de imagen se reflejará en la capacidad del sistema de adquisición de imágenes por CT para detectar los cambios sutiles en la escala de grises (o de colores) de la imagen médico-anatómica (Bushberg et al., 2012, p. 76). Asimismo, este sistema debería ser capaz de distinguir entre los valores de píxel de cuentas de eventos físicos verdaderos y los valores de píxel de cuentas de eventos físicos erróneos. Estos últimos valores son los que producen ruido en la imagen médica.

El concepto de *ruido* se refiere a aquellos valores de píxel no deseados tal que producen un patrón moteado en la imagen médica (Cf. Figura 2.12) y dificultan la visualización del objeto. La razón principal de la aparición de este moteado, en el contexto de las imágenes digitales, es la variación aleatoria de la cantidad de cuentas de fotones de un píxel en comparación con otro píxel (la consecuencia de esto es que un píxel contiene las cuentas de otro píxel o contiene cuentas de eventos físicos falsos) (Maidment, 2014, p. 74). Desde el punto de vista físico, el ruido tiene varias fuentes, a saber: la electrónica del sistema de detección, la falta de afinamiento entre los circuitos del amplificador de cada canal paralelo del arreglo de detectores, la anatomía del paciente y el número de partículas detectadas.²⁷

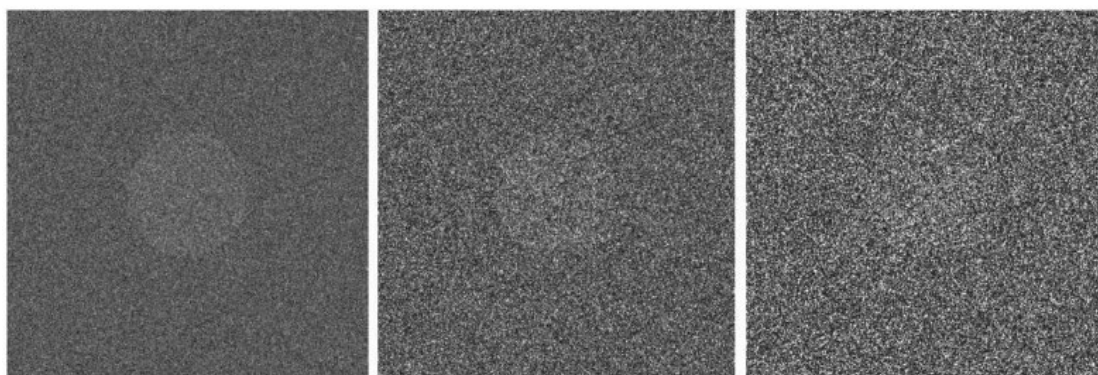


Figura 2.12. Ilustración de la imagen de un objeto con ruido tal que la imagen presenta el patrón moteado. Nótese que el moteado aumenta de la imagen izquierda hacia la imagen derecha, lo cual implica una mayor aleatoriedad en el número de fotones contados por píxel. Esta imagen se tomó de Maidment (2014, p. 74).

Finalmente, se deben considerar los tipos de contraste, los cuales son: (1) contraste de sujeto (debido a la interacción del haz fotónico con el objetivo previamente a que este haz llegue al detector); (2) contraste de detector (debido a la respuesta de cada elemento de detector); (3) contraste de visualización (debido al procesamiento de la imagen, que considera los contrastes de sujeto y de detector).

Observación: los métodos de análisis, para la CT, se presentan en § 1.6 (cap. 3) [contraste] y § 1.8 [cap. 3] (ruido).

²⁷ Normalmente, el ruido por la anatomía del sujeto es despreciable. Por otra parte, si el número de partículas detectadas es bajo, la imagen tendrá mucho ruido.

§ 3.1.3. Sensibilidad

La sensibilidad es un concepto técnico que se refiere al número de cuentas por unidad de tiempo por unidad de radioactividad. Normalmente, la sensibilidad se expresa en cuentas por segundo por microcuries (cps/ μ Ci) o por megabecquerelios (cps/MBq). Así, pues, para evaluar la sensibilidad de un sistema de detección PET, se deben considerar los siguientes factores (Saha, 2013, pp. 106-110): eficiencia de detección, el tiempo muerto y la ventana del espectro de pulsos.

(I) Eficiencia de detección: este concepto se refiere a la tasa de conteo observada por tasa de desintegración de una muestra de material radioactivo. Así, pues, la eficiencia de detección indica cuán eficiente es un sistema de detección al medir cuánto difiere la tasa de conteo medida con respecto a la tasa real de desintegración del radionúclido en cuestión. Las variaciones de la tasa de conteo observada se deben a varios factores, los cuales se toman en cuenta en la siguiente ecuación:

$$Eficiencia = f_i \times f_p \times f_g \times N_i \quad (2.2)$$

El significado de cada uno de estos factores es el siguiente:

- $f_i =$ *eficiencia intrínseca*: este factor representa la fracción de todos los tipos de radiación que inciden en el detector y que logran producir pulsos eléctricos. Nótese que este factor depende del tipo de energía radiativa, del coeficiente lineal de atenuación y del grosor del material sensible del detector.
- $f_p =$ *eficiencia del fotopico*: este factor representa solamente el número de rayos γ que aporta cuentas para la formación del fotopico del espectro de pulsos. Matemáticamente, f_p es la fracción de las cuentas del fotopico divididas por el total de cuentas de todos los fotones detectados.
- $f_g =$ *eficiencia geométrica*: este factor representa la fracción del número de eventos radiativos detectados dividido por el número total de emisiones por la fuente radioactiva. Este número de cuentas por radiación detectada está condicionado por la geometría del sistema ‘fuente-detector’, ya que una fuente radioactiva emite partículas isotrópicamente (i.e., emisión idéntica en todas las direcciones) pero el detector sólo captará una porción de ese flujo de partículas debido al área limitada de su material radiosensible (Cf. Figura 2.13). Geométricamente, la porción de radiación detectada se define por el ángulo sólido que se subtiende por el detector sobre la fuente radioactiva.
- $N_i =$ *abundancia de la radiación*: este factor se refiere al porcentaje de abundancia de los rayos fotónicos de un radionúclido de acuerdo con su energía específica. Por ejemplo, el Indio-111 emite dos energías de rayos γ , a saber, 171 keV y 245 keV. La primera energía tiene una abundancia del 90% y la segunda energía tiene una abundancia del 94%.

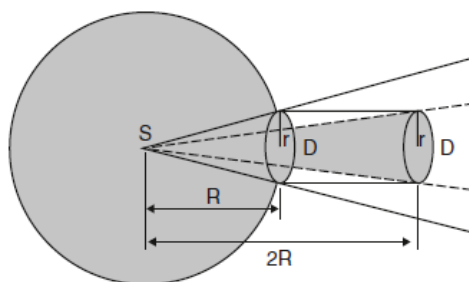


Figura 2.13. Representación gráfica del concepto de eficiencia geométrica. La simbología es la siguiente: D representa a un detector de área radiosensible circular de radio r ; R representa la distancia de separación entre el área radiosensible del detector y la fuente radioactiva S. Esta imagen se tomó de Saha (2013, p. 108).

(II) Tiempo muerto: este concepto se refiere al tiempo que le toma a un sistema de detección procesar un evento de radiación detectado, i.e., convertir la energía de radiación en un pulso eléctrico y, posteriormente, registrarlo. Durante este procesamiento, el sistema de detección es incapaz de procesar otro evento de radiación. Por consiguiente, si otro haz de radiación incide durante este tiempo de procesamiento de señal, no será contado y será una cuenta perdida de evento de radiación. Por este motivo, al tiempo de procesamiento de señal se le conoce como tiempo muerto. Así, pues, una vez que el tiempo muerto transcurrió, el sistema de detección es capaz de volver a detectar otro haz de radiación incidente y procesarlo debidamente.

Por tanto, a todas las radiaciones no detectadas, porque incidieron sobre el material del detector durante el tiempo muerto, se les conoce como *pérdidas por tiempo muerto*. Por otra parte, las pérdidas por tiempo muerto están influenciadas por varias componentes del sistema de detección, a saber: el dispositivo analizador de pulsos, el escalador, la interfaz computacional y cualquier otra componente involucrada en el procesamiento de señales.

(III) Ventana del espectro de pulsos: este concepto se refiere al intervalo de energías que se elige en el analizador de canales (pulsos). Una vez que se eligió la ventana, el analizador de pulsos solamente considerará las cuentas de las señales cuyos pulsos corresponden con las energías de radiación que se encuentran dentro de esta ventana energética. Por lo tanto, dependiendo de la elección del ancho de la ventana del espectro de pulsos, es posible que algunas cuentas de eventos de radiación detectada no sean contadas por el analizador de canales.

Normalmente, la ventana del espectro de pulsos se escoge lo suficientemente estrecha y centrada en el fotopico tal que el analizador de pulsos no tome en cuenta los eventos de dispersión de los fotones o aquellos eventos de dispersión de ángulo pequeño. No obstante, si las amplitudes

de los pulsos de señal se distorsionan, por algún motivo, tal que el pulso adquiriera una amplitud correspondiente con una energía fotónica que se encuentre afuera de la ventana energética, el evento físico detectado en cuestión no será contado. Esto es importante en caso de que tal evento físico haya sido un evento verdadero.

El fenómeno más conocido, que provoca que eventos verdaderos no sean contados, es el apilamiento de pulsos. El *apilamiento de pulsos* ocurre en ciertos sistemas de detección que logran el procesamiento simultáneo de dos radiaciones incidentes en el material radiosensible del detector. La consecuencia de esto es que las dos señales simultáneamente procesadas producirán una única señal de amplitud mayor (la suma de las dos amplitudes). Por consiguiente, si uno o ambos pulsos era originariamente un evento verdadero de fotónico, la información de este evento verdadero se perderá porque estaba contenida en la señal resultante de la suma de dos amplitudes, la cual no fue contada por el analizador de pulsos.

Observación: el método de análisis de la sensibilidad del sistema de detección para la PET se expone en § 2.2 (cap. 3) [sensibilidad] y § 2.3 (cap. 3) [pérdidas de cuentas].

§ 3.1.4. Resolución de sincronización por tiempo de vuelo

Los conceptos de sincronización por tiempo de vuelo y ventana de sincronización se estudiaron en § 2.1.1 (cap. 2), inciso (III). Sin embargo, ahora se aclarará a qué se refiere, exactamente, el concepto de resolución de sincronización por tiempo de vuelo en un sistema PET.

Como puede apreciar en la Figura 2.7.B, el tiempo de vuelo de los fotones de aniquilación define una línea corta (ToF LOR), la cual es mucho más pequeña que la LOR entre los dos detectores opuestos de la PET. La consecuencia de esto es que la resolución espacial de la imagen podría mejorarse ya que la ToF LOR delimita la localización del evento físico con respecto al centro del gantry. Esta localización delimitada de eventos físicos y una ventana de sincronización pequeña reducirán considerablemente las probabilidades de detección de eventos de coincidencias falsas por aleatoriedad o por dispersión. Asimismo, la mejora de la resolución espacial implicará, a su vez, la mejora del contraste de la imagen con una correspondiente reducción del ruido.

Para el propósito de evaluar, posteriormente, el desempeño de la PET para detectar coincidencias dentro de la ventana de sincronización, es posible medir la resolución de sincronización por ToF al realizar múltiples detecciones de eventos de aniquilación y, a partir de estos datos de medición, construir un histograma que representa, gráficamente, una distribución gaussiana de las diferencias temporales entre dos detectores (i.e., número de cuentas en función del tiempo). Entonces, la resolución de sincronización se define como el FWHM de esta distribución

(Spanoudaki & Levin, 2010, p. 10487). Y, finalmente, para el cálculo de FWHM de sincronización, existen varios métodos, de los cuales sólo se les refieren al lector los métodos propuestos en R. E. Bell (1966) y en Wang et al. (2016).

Observación: el procedimiento técnico de medición, para la obtención de la resolución de sincronización por tiempo de vuelo para la PET, se explicará en § 2.6 (cap. 3).

§ 3.1.5. Uniformidad de la imagen

En el contexto de las imágenes producidas por CT, la uniformidad de la imagen se refiere a la constancia de los valores de los píxeles (i.e., *NCT*) en distintas zonas de una sección homogénea, la cual se escogió como ROI en una imagen CT previamente adquirida (Bollinger & Li, 2018, p. 786). Nótese que tal análisis de uniformidad también es posible para una imagen PET.

Observación: el método de análisis de la uniformidad de imagen CT se describe en § 1.8 (cap. 3).

§ 3.2. Correcciones de las imágenes creadas por PET/CT BV 450²⁸

§ 3.2.1. Corrección por eventos aleatorios y por tiempo muerto

Estas correcciones se llevan a cabo por medio de los datos obtenidos de la estimación del desempeño de la tasa total de conteo del sistema de detección de la PET. La estimación de este desempeño de la tasa de conteo implica la medición de esta tasa de conteo en función de la radioactividad tal que se pueda evaluar el desempeño del sistema de detección para medir la radioactividad en un gran rango de valores de radioactividad (desde la radioactividad más baja hasta la radioactividad más alta). Así, pues, las mediciones de tasa de conteo se realizan continuamente hasta que los eventos aleatorios y las pérdidas de cuentas de eventos físicos por tiempo muerto, detectados por el escáner de la PET, sean mínimos.

Sin embargo, este proceso de minimización de la cantidad de cuentas de eventos físicos falsos, o de las pérdidas de cuentas por tiempo muerto, no es perfecto, y el sistema de detección tomará en cuenta algunas cuentas erróneas (por aleatoriedad o por dispersión) o perderá otras cuentas debido al tiempo muerto. Por lo tanto, es necesario realizar una corrección de la cantidad total de cuentas de eventos físicos (i.e., sustraerle a la tasa de conteo total los eventos aleatorios incluyendo el fondo de dispersión) y una corrección por tiempo muerto (e.g., utilizando el método

²⁸ Dentro de las correcciones programadas en el sistema informático de la PET/CT, se consideran las correcciones por efectos del volumen parcial, pues el efecto del volumen parcial contribuye a la subestimación de los valores de píxel en una imagen CT o en una imagen PET. En otras palabras, el efecto de volumen parcial reduce la exactitud de la cuantificación de valores de píxel (de coeficiente atenuación o de actividad, según el caso). Para más detalles, por favor consultar el glosario.

de las dos fuentes ya sea para un sistema de conteo paralizable u otro que sea no paralizable [Cf. Cherry et al., 2012, p. 171]).

El sistema tecnológico de la PET/CT tiene implementado los algoritmos computacionales para realizar estas correcciones. No obstante, es imperativo comprobar si tales correcciones del propio sistema de la PET/CT proceden correctamente tal y como el fabricante del equipo lo ha garantizado. Para este propósito, entonces, son las pruebas técnicas realizadas en § 1.3 (cap. 3) y su respectivo análisis matemático.

§ 3.2.2. *Corrección por atenuación o por dispersión*

Los métodos de corrección por atenuación o por dispersión ya fueron descritos en § 2.2 (cap. 2) y § 2.3.2 (cap. 2) [incisos (I) y (II)]. Por otra parte, se señala que el sistema computacional de la PET/CT incluye los algoritmos pertinentes para la realización de estas correcciones por atenuación o por dispersión. Por consiguiente, el interés de este trabajo académico es corroborar cuán exactas son estas correcciones por medio de la prueba técnica descrita en § 2.5 (cap. 3) y su correspondiente análisis matemático.

§ 3.3. *Bases teóricas de la dosimetría en CT*

Los aspectos específicos de la teoría sobre dosimetría en CT conceptualmente fundamentan la prueba técnica de dosimetría en CT (Cf. § 1.8, cap. 3). Se le recomienda al lector consultar el anexo A.2 si desea leer una exposición de la teoría general de la dosimetría de las radiaciones ionizantes, la cual no se desarrolla aquí. Además, el propósito principal de estudiar la dosimetría CT es mostrar que la cantidad de dosis de radiación, entregada al objeto irradiado, afecta a la calidad de imagen y a la salud del paciente. Por consiguiente, es imperativo controlar la calidad de dicha dosis de radiación para asegurar un equilibrio optimizado entre dosis de radiación entregada al paciente y la buena calidad de imagen adquirida.

§ 3.3.1. *Distribución espacial de la dosis de radiación y perfil de dosis*

En términos generales, la dosis de radiación, proveniente de un equipo de CT, tiene una distribución espacial bastante uniforme en el cuerpo irradiado. Las dos razones físicas de esta distribución espacial dosimétrica cuasi-uniforme son: (i) la colimación del haz de rayos X de salida, la cual detiene los fotones de baja energía y endurece a dicho haz radiativo; este endurecimiento del haz de rayos X permite que gran parte de él atraviese el paciente sin ser absorbido o dispersado; (ii) la irradiación del sistema CT ocurre en rotaciones alrededor del isocentro del gantry, lo que permite

que la dosis de radiación espacialmente se distribuya en todo el cuerpo irradiado y no se concentre en una sola parte de dicho cuerpo.

No obstante, la tendencia uniforme de la distribución espacial de la dosis de radiación comienza a desaparecer conforme el usuario del sistema CT agranda el FOV y el tamaño del cuerpo irradiado sea más grande. Estas características espaciales permiten mayor dispersión y/o atenuación del haz de rayos X tal que, para los exámenes por CT, la distribución espacial de la dosis de radiación es menos uniforme en un abdomen escaneado que en una cabeza escaneada. De hecho, la dosis de radiación suele ser un tercio o un medio de la dosis de radiación periférica en un abdomen (o en un maniquí de abdomen) [ver Figura 2.14(A)].

Ahora bien, las variaciones de la dosis de radiación, a lo largo del eje z del objeto irradiado (paciente o maniquí), se describen por la dosis de radiación, o por la intensidad del haz de rayos X, en función de la variable espacial z . Así, pues, estas variaciones dosimétricas se representarán en una función $D(z)$ que gráficamente describe un perfil de dosis [ver Figura 2.14(B)]. Este perfil consiste en dos contribuciones dosimétricas, a saber, la dosis de radiación propia del corte de imagen de interés [un espesor específico del cuerpo irradiado por el haz primario, $D_p(z)$] y una dosis de radiación depositada en los tejidos adyacentes a los límites de dicho corte de imagen de interés [zonas de penumbra, $D_s(z)$]. En el perfil de dosis, las dosis de los tejidos adyacentes gráficamente se conocen como colas y, en general, para CT de múltiples detectores, podrían representar aproximadamente 25%–40% de dosis adicional de radiación entregada al paciente para todo su examen radiodiagnóstico (L. W. Goldman, 2007, p. 215).

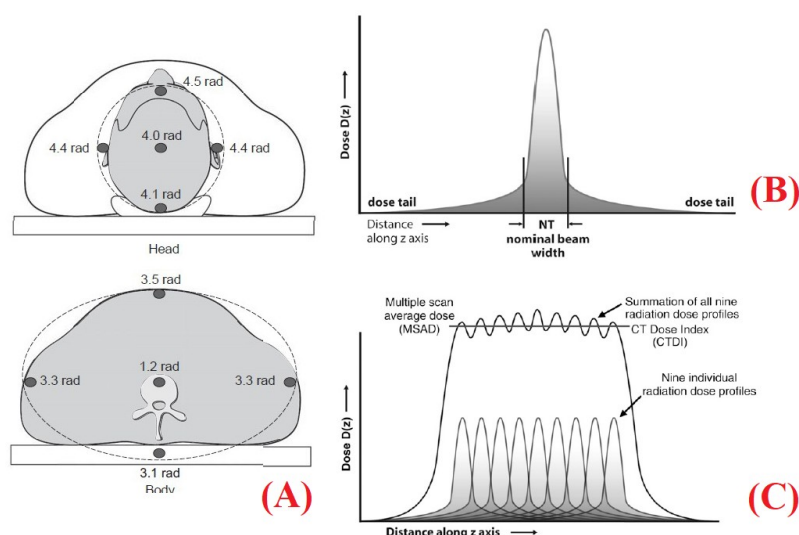


Figura 2.14. Distribución espacial de la dosis de radiación por el haz de rayos X del sistema CT. Las imágenes representan: (A) la distribución espacial de la dosis de radiación en una sección transversal de una

cabeza y un abdomen (los contornos de líneas discontinuas señalan la ubicación de un maniquí de medición de CTDI); (B) Perfil de dosis de radiación para un solo corte de imagen a lo largo del eje z ; (B) Perfil de dosis de radiación total resultante de nueve escaneos por CT transversales y contiguos a lo largo del eje z . La imagen (A) se tomó de L. E. Romans (2011, p. 167) y las imágenes (B) y (C) se tomaron de McCollough et al. (2011, p. 313).

Finalmente, es imperativo señalar que el valor de FWHM del perfil de dosis [$D_p(z)$] aproximadamente corresponde con el ancho del haz primario de rayos X para un solo corte de imagen (i.e., una sola rotación del gantry y un solo elemento de detector). Asimismo, este ancho es la proyección geométrica de la abertura del colimador del sistema CT, en el eje z , hacia el eje de rotación del sistema CT en el isocentro del gantry.

Una vez que se ha referido a la cuestión del ancho del haz primario de rayos X, se deben realizar dos observaciones sobre dicho ancho para el caso de una CT de múltiples detectores (como en el sistema PET/CT BV 450): (i) el ancho del haz primario, ubicado en el isocentro, debe ser más grande que la longitud del volumen radiosensible del detector (proyectada hacia atrás hasta llegar al isocentro)²⁹. La razón de esto es mantener la dosis de radiación por dispersión (o, gráficamente, las zonas de penumbra) más allá de la región de ubicación del volumen radiosensible de dicho detector. (ii) en el caso de un escaneo de modalidad helicoidal, el perfil de dosis total resulta de la superposición de los perfiles de dosis particulares de cada uno de los cortes de imagen relativos a cada elemento de detector [ver Figura 2.14(C), Figura 2.15]. Esta última razón muestra que esta suma de dosis de radiación constituye el valor de *MSAD* (dosis del corte central más dosis de las penumbras traslapadas). Por consiguiente, la *MSAD* es la cantidad física que interesa en la dosimetría de CT y que se conocerá como *CTDI* (véase § 3.3.2 a continuación).

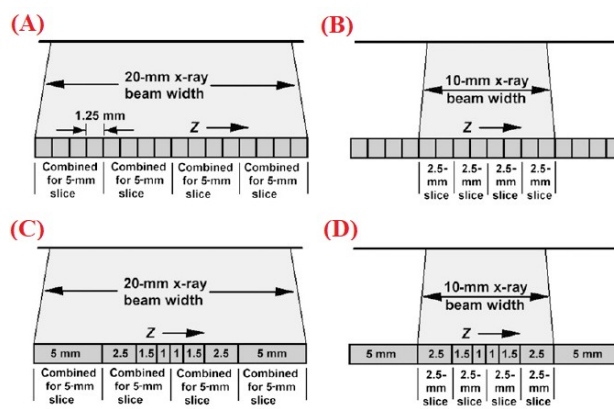


Figura 2.15. Cuatro arreglos distintos de detector de múltiples elementos en un sistema CT. Las imágenes representan: (A) un grupo de cuatro elementos de detector de espesor de 1.25 mm actúa como un elemento de

²⁹ En otras palabras, los colimadores del sistema CT estarán ligeramente más abiertos tal que el ancho del haz primario de rayos X sea mayor que el producto del número de detectores por el espesor de corte de imagen.

detector de espesor de 5 mm; (B) un grupo de ocho elementos de detector juntos actúan como un detector de espesor de 2.5 mm; (C) dos grupos de elementos de detector de espesores de 1 mm, 1.5 mm y 2.5 mm actúan como un detector de espesor de 5 mm. Adicionalmente, dos elementos de detector de espesor de 5 mm; (D) dos grupos de elementos de detector de 2.5 mm y 1.5 mm, dos grupos de elementos de detector de 1.5 mm y 1 mm. Estos cuatro grupos forman, cada uno, detectores de 5 mm de espesor. Nótese que la colimación del haz de rayos X excluye los elementos de detector de espesor de 5 mm de los extremos. Asimismo, obsérvese que todas las imágenes indican el ancho del haz de rayos X que los detectores captarán. Todas estas imágenes fueron tomadas de L. W. Goldman (2008, p. 59).

§ 3.3.2. Magnitudes dosimétricas en CT

En la dosimetría de la CT de múltiples detectores, es habitual el uso de la cantidad dosimétrica $CTDI$, es decir, el índice de dosis de la CT (Tang & Xie, 2018, p. 659). En términos generales, el $CTDI$ es una medida de la dosis de radiación entregada por una CT a un paciente. Matemáticamente, el $CTDI$ es la integral de la dosis en función de la profundidad, para una abertura particular de haz de rayos X, definida en el intervalo $[-\infty, \infty]$. No obstante, en la práctica dosimétrica, la $CTDI$ definida así no es medible, ya que es imposible poseer una cámara de ionización infinitamente larga. Entonces, se define el $CTDI_{100}$, el cual se calcula como el $CTDI$, pero para un intervalo de integración de $[-50 \text{ mm}, 50 \text{ mm}]$, pues la dosis de radiación se mide con una cámara de ionización cilíndrica de 100 mm de longitud. Nótese que el $CTDI_{100}$ mide kerma en aire.

Sin embargo, el $CTDI_{100}$ no toma en cuenta la forma del cuerpo humano (recuérdese que se mide esto en un maniquí cilíndrico), por lo que no se tomaría en cuenta las variaciones en la atenuación de los rayos X por la forma humana. Por consiguiente, se definió el $CTDI_w$ (el subíndice indica *weighted*, i.e., ponderado), el cual pondera las contribuciones de las mediciones del $CTDI_{100}$ del centro y de la periferia del maniquí cilíndrico de agua, resultando en un solo valor $CTDI_w$.

Ahora bien, el $CTDI_w$ no toma en cuenta el movimiento de la camilla de la tomografía (lo que significa que el escaneo por CT es espiral o helicoidal, es decir, se trata de una adquisición de múltiples cortes que produce una imagen tridimensional), se define $CTDI_{VOL}$ (el subíndice indica *volume*, i.e., volumen), el cual toma en cuenta el paso de la camilla por el escáner CT, es decir, por cada corte de la imagen. No obstante, obsérvese que, según indica R. L. Dixon (2019, p. 5), el valor de $CTDI_{VOL}$ no es propiamente un promedio volumétrico de la dosis de radiación, sino que es el promedio plano de la dosis de radiación a través del plano central de escaneo ($z = 0$), para una longitud de 100 mm.

Finalmente, de acuerdo con Bollinger & Li (2018, pp. 776–777), nótese que el $CTDI$ no es una estimación precisa de la dosis de radiación dada a un paciente, sino que es principalmente útil para comparar entre distintos diseños de escáner de CT y para registrar cualquier variación de la

dosis entregada durante el tiempo de vida útil de la CT (i.e., para realizar control de calidad de este sistema).

§ 3.3.3. Factores que alteran la dosis de radiación

En síntesis, con base en Booij et al. (2020, Cf. Tabla 2, p. 7), McCollough et al. (2008, pp. 13–16) y R. Cierniak (2011, pp. 269–276), los factores que modifican la dosis de radiación (*CTDI* o *MSAD*), entregada al paciente o al maniquí de CTDI, son los siguientes:

(i) Geometría del haz de rayos X: cualquier giro del tubo de rayos X, mientras éste irradia, que supere los 360°, aumentará la cantidad de dosis de radiación entregada. Nótese que un giro de 180° suele ser suficiente para la adquisición de datos y la posterior reconstrucción de la imagen.

(ii) Filtros del haz de rayos X: en la salida del haz de rayos X, la colocación de filtros endurece a dicho haz (absorción de fotones de baja energía), lo que reduce la dosis de radiación, sobre todo en la superficie del cuerpo irradiado. A su vez, esto contribuye al mejoramiento del contraste de la imagen CT.

(iii) Eficiencia del detector de rayos X: si por algún motivo (e.g., un problema técnico) la eficiencia del detector disminuye, el cuerpo objetivo de la adquisición de imagen tendrá que ser expuesto al haz de rayos X por más tiempo, lo que implica un aumento de la dosis de radiación entregada en dicho cuerpo.

(iv) Ancho del corte de imagen: entre más grande es un corte de imagen (i.e., abrir la abertura del colimador), el volumen irradiado del cuerpo objetivo de la adquisición de la imagen es mayor, lo que implica mayor dosis de radiación en dicho volumen y en los tejidos biológicos adyacentes. Por otra parte, si el corte de imagen disminuye (i.e., cerrar la abertura del colimador), pero se irradian varios cortes de cuerpo contiguos, la dosis de radiación será mayor justamente en los volúmenes del cuerpo objetivo irradiados en los traslapes de las zonas de radiación de dispersión (Cf. § 3.3.2). La reducción de esta dosis de radiación adicional, por traslape de zonas de radiación dispersa, se logra mediante zonas no irradiadas entre cortes de imagen, lo cual se consigue mediante la manipulación de la velocidad de la camilla del sistema PET/CT BV 450 (i.e., el *pitch*).

(v) Pitch (Cf. Glosario): el valor de *pitch* unitario asegura que los cortes contiguos de volumen objetivo no se traslapen, reduciéndose la dosis total entregada al cuerpo irradiado.

(vi) Diámetro del FOV del sistema CT: para un FOV más pequeño (e.g., el que se usa en la adquisición de una imagen de cabeza), la dosis de radiación entregada es mayor. Y, a la inversa, un FOV más grande se asocia con un cuerpo irradiado más grande, lo que implica una dosis entregada

de radiación menor (como en el caso de la adquisición de una imagen de abdomen) [Cf. Figura 2.14(A)].

(vii) Ajuste de los parámetros de voltaje pico (kVp) entre los electrodos del tubo de rayos X y el amperaje (mAs) controlador del número de electrones emitidos desde el cátodo: el aumento de cualquiera de estos dos parámetros tendrá como consecuencia el aumento de la dosis de radiación entregada al cuerpo objetivo de la adquisición de una imagen CT. Recuérdese que la relación entre mAs y dosis de radiación es lineal mientras que la relación entre kVp y dosis de radiación no es lineal.

(viii) Tamaño del cuerpo irradiado: entre más grueso es el cuerpo irradiado, o una de sus partes de interés radiodiagnóstico, la técnica radiográfica requerirá aumentar la dosis de radiación tal que el nivel de ruido de la imagen adquirida sea disminuido. Además, la composición corporal (i.e., número atómico y densidad másica) afecta el nivel de entrega de dosis de radiación por dispersión.

(ix) Escaneos repetidos: repetir cualquier examen radiodiagnóstico de CT implica acumular dosis de radiación en el cuerpo objetivo de la adquisición de imagen.

(x) Colimación del haz de rayos X: el ajuste del colimador, tal que el ancho del haz de radiación coincide con el tamaño del detector, permite que haya menos dosis de radiación por dispersión, entregada en las regiones adyacentes al corte de imagen de interés, que podrían reducir la calidad de la imagen final.

(xi) Adquisición de topograma (Cf. Glosario): esta adquisición equivale a una entrega adicional de dosis de radiación al cuerpo objetivo, aunque dicha dosis es baja en comparación con la dosis de radiación necesaria para la adquisición de imagen por un protocolo de escaneo de CT específico.

Esta página fue dejada intencionalmente en blanco

CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO

Protocolo de pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450

En este capítulo, se describirán detalladamente los procedimientos para realizar las pruebas técnicas, las cuales garantizan que tanto el equipo PET/CT BV 450 como el programa informático de este equipo produzcan resultados (mediciones y cálculos) que concuerden con las especificaciones del fabricante Siemens Healthineers y con los criterios protocolarios de tolerancia de mediciones. Ahora bien, las principales referencias protocolarias de este capítulo son y Dillon et al. (2017) [protocolo de ACR] y Siemens Healthineers (2020) [protocolo de NEMA NU 2-2018]. Y, cuando sea necesario por falta de criterio técnico de aceptación, se utilizan los siguientes protocolos auxiliares (se citarán en el texto cuando sea pertinente): NEMA (2007) [protocolo de NEMA NU 2-2007], IAEA (2009) [protocolo de IAEA; Cf. Cap. 5], Mawlawi et al. (2019) [protocolo de la AAPM] y IAEA (2021) [protocolo de IAEA; Cf. Cap. 6].

Así, pues, en las siguientes subsecciones, se presenta un esquema del procedimiento de cada prueba técnica: objetivo de la prueba técnica, materiales, procedimientos (configuración geométrica del sistema de medición, preparación de fuentes radioactivas, ajustes en el software del equipo PET/CT BV 450 y mediciones en imagen mediante el software *ImageJ*), adquisición de datos (resultados de los procedimientos como mediciones y cálculos) y descripción breve del análisis de datos junto con el criterio de aprobación de la prueba técnica.

Por último, se indica que los métodos analíticos y los cálculos de estas pruebas técnicas se presentan explícitamente en el anexo D. Asimismo, en el anexo E, se presenta sintéticamente cómo usar los controles manuales de la tomografía híbrida y su correspondiente software *Syngo* de la estación de trabajo, el cual es el sistema informático que controla las funciones tecnológicas de dicho equipo. Así, cuando sea necesario, se hace referencia a este anexo E en el desarrollo de este capítulo sobre procedimientos técnicos.

§ 1. Pruebas técnicas para la CT

Observaciones generales para estas pruebas: (i) en el software *Syngo* de la estación de trabajo, no olvidar deshabilitar la opción ‘*CARE Dose4D*’ en la pestaña de sub-tareas de exploración cuando se desea poder modificar los parámetros de adquisición de un protocolo de escaneo específico. (ii) cada protocolo de escaneo posee sus propios parámetros de adquisición

preestablecidos, así que se indican solamente qué parámetros se han modificado en la redacción de las pruebas técnicas y los parámetros no modificados del protocolo de escaneo no se mencionan en el texto protocolario, pues se quedan tal y cómo están dados en el software *Syngo* de la estación de trabajo.

§ 1.1. Prescripción de la exploración y exactitud del alineamiento del láser de la CT

(I) Objetivo de la prueba técnica: corroborar la correcta posición del escaneo por su indicación con los láseres de alineamiento y por su identificación con la prescripción de imagen exploratoria (topograma).

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: maniquí ACR con marcas fiduciales radio-opacas visibles (módulos 1 y 4; Cf. Figura F.1, Tabla F.1 [Anexo F]); estante de estabilidad y nivelación del maniquí; camilla negra de radioterapia (*Eagle Radiation Therapy Pallet*); nivel de mano; software de análisis de imágenes *ImageJ*³⁰.

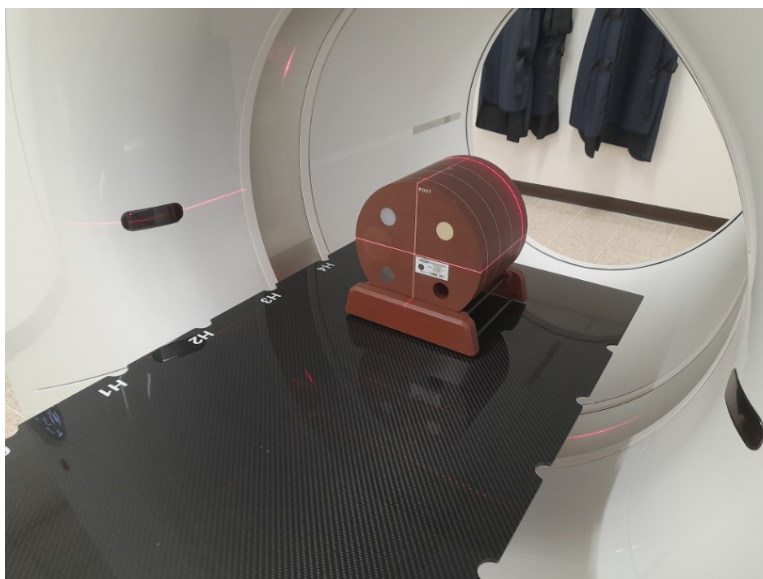


Figura 3.1. Maniquí ACR puesto encima de la camilla negra de radioterapia.

(III) Procedimientos:

(i) Procedimientos manuales (Cf. Figura 3.1):

(1) Emplazar la camilla negra de radioterapia y asegurarla en el extremo de ella opuesto al gantry;

³⁰ El usuario puede analizar las imágenes en el software que más le convenga. No obstante, se recomienda el uso de *ImageJ* por ser un software gratuito y por ser fácil de usar para los análisis de imagen requeridos en esta tesis. La versión de *ImageJ*, utilizada en esta tesis, fue 1.53t (2015).

- (2) Colocar la posición de la camilla justamente detrás del plano del isocentro y establecer dicha posición en cero [Cf. Figura E.1(D), elemento (2)] como posición inicial del escaneo;
- (3) Posicionar correctamente al maniquí usando los láseres y las marcas fiduciales. Asegúrese que el maniquí está bien nivelado, horizontal y verticalmente, mediante el nivel de mano;

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo:*

■ Caso de la verificación de la posición del escaneo por su indicación mediante los láseres de alineamiento.

- (4) Crear un nuevo examen de paciente [Cf. Paso (1), § 1 (anexo E)];
- (5) Escoger el protocolo de escaneo ‘*SpineIntervention*’ en la ventana del diálogo del modelo del paciente. Nótese que este protocolo no permite adquirir un topograma, pues no es necesario;
- (6) Modificar los siguientes parámetros de adquisición de imagen CT en la ventana de visualización de parámetros del examen de radiodiagnóstico [Cf. Figura E.2(7)]: (i) elegir ‘*one segment*’ en la opción de formato de la pestaña de sub-tareas de intervención (Cf. Nota 40 a pie de página). (ii) establecer un espesor de corte de 2.4 mm³¹ para un ancho nominal de haz de rayos X de 6×1.2 mm en la pestaña de sub-tareas de intervención;
- (7) Adquirir la imagen correspondiente al protocolo de escaneo ‘*SpineIntervention*’ [Cf. Paso (3), § 3, (anexo E)] sin olvidar modificar las opciones de transferencia automática de datos (imágenes y valores de píxel) según PACS y SYNGOVIA en la pestaña de sub-tareas de Tarea Automática.

■ Caso de la verificación de la posición del escaneo por la prescripción de exploración (exactitud del topograma para posicionar el escaneo).

- (8) Regresar la camilla con el maniquí ACR hacia la posición inicial, es decir, justamente antes del plano del isocentro [Cf. E.1(D), elemento (4)] y restablecer la posición en cero;
- (9) Asegurarse que los láseres estén bien alineados con las marcas fiduciales del maniquí ACR;
- (10) Cerrar el examen CT del protocolo de escaneo ‘*SpineIntervention*’ [Cf. Figura E.2(4), elemento (iii)];
- (11) Escoger un nuevo escaneo por CT mediante el protocolo de escaneo ‘*AbdomenRoutine*’ en la ventana del diálogo del modelo del paciente [Cf. Figura E.2(4), elemento (ii)];
- (12) Modificar los siguientes parámetros de adquisición de imagen CT en la ventana de visualización de parámetros del examen de radiodiagnóstico: (i) establecer un espesor de corte de 1 mm para un ancho nominal de haz de rayos X de 128×0.6 mm en la pestaña de sub-tareas de rutina.

³¹ Los espesores de corte deben ser finos, es decir, menores o iguales a 3 mm.

(ii) seleccionar 3 imágenes en la pestaña de sub-tareas de exploración. (iii) asignar un valor de *pitch* de 1 en la pestaña de sub-tareas de exploración;

(13) Escanear el maniquí entero en modo exploratorio (adquisición del topograma);

(14) Planificar, a partir de la imagen del topograma [Cf. Figura E.2(2)] y mediante las líneas de corte moradas, la adquisición de un corte individual de espesor menor o igual a 1 mm por las dos marcas fiduciales con elemento radio-opaco [Cf. Paso (2), § 2 (anexo E)] (estas marcas corresponden con el módulo 1 ubicado en los pies del maniquí y con el módulo 4 ubicado en la cabeza del maniquí);

(15) Adquirir las dos imágenes correspondientes al protocolo de escaneo ‘*AbdomenRoutine*’ [Cf. Paso (3), § 3 (anexo E)] sin olvidar modificar las opciones de transferencia automática de datos (imágenes y valores de píxel) según PACS y SYNGOVIA en la pestaña de sub-tareas de Tarea Automática;

(iii) *Procedimientos en el software de análisis de imágenes ImageJ:*

(16) Activar el botón de punto (*Point*) en la barra de herramientas de *ImageJ* y colocar un punto sobre la marca fiducial radio-opaca en la imagen;

(17) Abrir el sub-menú de procesamiento (*Process*) en la barra de herramientas de *ImageJ*, dirigirse a la opción de ajuste (*Adjust*) y seleccionar la opción de coordenadas (*Coordinates*). Enseguida, el software *ImageJ* muestra una ventana con la información de las coordenadas del punto previamente puesto sobre la marca fiducial radio-opaca de la imagen. Anotar los valores de la coordenada;

(18) Repetir los pasos (16) y (17) para todas las marcas fiduciales radio-opacas, tanto del corte de imagen del módulo 1 como del corte del módulo 4, y anotar los valores de todas las coordenadas.

(IV) Análisis de datos: para las dos imágenes, obtenidas en los pasos (7) y (15), se examinan en ellas que se visualicen bien las marcas fiduciales del maniquí en un software apropiado para imágenes médicas. Luego, analizando las imágenes del paso (15), el mal alineamiento axial de la posición del escaneo se comprueba por la diferencia entre las posiciones [coordenadas (x,y)] de las marcas radio-opacas, en el plano axial, en las dos imágenes del paso (15). Por consiguiente, la CT pasa la prueba técnica si (i) los objetos radio-opacos son visibles en las imágenes de los protocolos de escaneo ‘*SpineIntervention*’ y ‘*AbdomenRoutine*’; y si (ii) el mal alineamiento axial de la posición del escaneo no excede 2 mm en las imágenes del protocolo de escaneo ‘*AbdomenRoutine*’.

§ 1.2. *Exactitud del desplazamiento de la camilla*

(I) Objetivo de la prueba técnica: comprobar que la camilla del paciente se traslada correctamente.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: regla métrica ordinaria; regla métrica diseñada para mediciones verticales; cinta adhesiva; nivel de mano; masa aproximada de 70 kg (masa para simular el peso de un paciente promedio recostado en la camilla de la PET/CT BV 450).

(III) Procedimientos:

(i) *Mediciones del desplazamiento longitudinal de la camilla sin usar o usando un peso adicional en ella*:

(1) Colocar la regla métrica, sobre la camilla, lo más alineada posible con el eje axial de la camilla. Para este propósito, pueden ayudar los láseres de alineamiento de la PET/CT [Cf. Figura 3.2(A)] y/o pintando una seña con un marcador en el centro geométrico del borde de la camilla, después de haber medido la longitud total de dicho borde para determinar este centro. Asimismo, es imperativo evitar que la regla métrica se mueva, así que ésta se fija en la camilla con cinta adhesiva;

(2) Escoger un valor métrico de referencia en la regla métrica. Se recomienda usar 10 mm;

(3) Encender los láseres de alineamiento del sistema PET/CT y mover la camilla utilizando, para ambas acciones, el panel de botones de control en el gantry [Cf. Figura E.1(A), elemento (2); E.1(D), elementos (1), (3) y (4)]. Se mueve la camilla hasta que el láser del plano axial marque los 10 mm sobre la regla métrica;

(4) Establecer la posición horizontal de la camilla en el cero del sistema PET/CT [Cf. Figura E.1(D), elemento (2)];

(5) Trasladar la camilla hacia posiciones que correspondan con las siguientes medidas de la regla métrica marcadas por el láser del plano axial: 10, 20, 30 y 40 mm. Para cada una de estas mediciones anotadas, se deben apuntar las respectivas medidas mostradas en la pantalla del gantry [Cf. Figura E.1(C), elemento (2)];

(6) Repetir el paso (5) previo, pero en dirección opuesta, es decir, medir 40, 30, 20 y 10 mm con sus correspondientes valores métricos de la pantalla del gantry;

(7) Realizar nuevamente los pasos (1)–(6) anteriores, pero con la masa adicional sobre la camilla [Cf. Figura 3.2(B)]. Para este procedimiento específico, se utiliza una masa neta aproximada de 73.54 kg, la cual se constituía por 6 recipientes blindados de 11.5 kg para jeringa de radiofármaco y 2 masas metálicas de 5 lb (≈ 2.27 kg);

(ii) *Mediciones del desplazamiento vertical de la camilla, al moverse longitudinalmente, utilizando un peso adicional sobre ella:*

- (8) Mantener sobre la camilla tanto a la masa neta de 73.54 kg como a la regla métrica ordinaria;
- (9) Colocar la regla métrica diseñada para mediciones verticales [Cf. Figura 3.2(C)]. Asegurarse que dicha regla esté totalmente vertical. Para este propósito, se fija la regla métrica mediante una técnica conveniente. En el caso de esta tesis, se utilizan las propias masas de 5 lb para dar estabilidad a dicha regla métrica. Asegúrese que ésta está vertical con la ayuda del nivel de mano;
- (10) Seleccionar un valor métrico de referencia en la regla métrica ordinaria. Se recomienda 10 mm;
- (11) Establecer la posición horizontal de la camilla en el cero del sistema PET/CT;
- (12) Desplazar verticalmente la camilla [Cf. Figura E.1(D), elementos (5) y (6)] buscando una medida de referencia en la regla métrica para mediciones verticales. Se recomienda usar el valor de 150 mm;
- (13) Mover longitudinalmente la camilla por incrementos de 100 mm, los cuales se indican en la pantalla del gantry (anotamos estos valores). Se recomienda introducir la camilla hasta su posición -200 mm y, luego, extraer la camilla hasta su posición de 200 mm;
- (14) Apuntar cualquier variación de la altura de la camilla relativa a los 150 mm conforme la camilla se traslada horizontalmente cada 100 mm.



Figura 3.2. Imágenes del procedimiento de medición del desplazamiento de la camilla del equipo PET/CT BV 450 para (A) desplazamiento longitudinal sin masa adicional sobre la camilla; (B) desplazamiento longitudinal con masa adicional sobre la camilla; y (C) desplazamiento vertical de la camilla conforme ésta avanza longitudinalmente.

(IV) Análisis de datos: se comparan los valores de desplazamiento horizontal medidos en la regla métrica y sus correspondientes valores mostrados en la pantalla del gantry para los casos de medición con y sin masa adicional sobre la camilla. Luego, se revisa qué tanto la altura de la

camilla se desvió del valor métrico de referencia en la regla de medición vertical. Así, pues, para ser exactas, las diferencias de los desplazamientos de la camilla, horizontales o verticales, no deben exceder ± 2 mm.

§ 1.3. *Desempeño del bajo contraste*

(I) Objetivo de la prueba técnica: cerciorarse que el desempeño de bajo contraste de los protocolos clínicos sea adecuado para el uso clínico de la CT.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: maniquí ACR que incluya objetivos de bajo contraste conocido (módulo 2; Cf. Figura F.1, Tabla F.1 [Anexo F]); camilla negra de radioterapia (*Eagle Radiation Therapy Pallet*); estante de estabilidad y nivelación del maniquí; software de análisis de imágenes *ImageJ*.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales* (Cf. Figura 3.1):

(1) Realizar los mismos procedimientos manuales de acomodación del maniquí ACR como en la prueba de § 1.1 (cap. 3);

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo*:

(2) Abrir el archivo del examen de paciente [Cf. Paso (1), § 1 (anexo E)] creado durante la prueba técnica de §1.1 (cap. 2);

(3) Escoger el protocolo de escaneo '*HeadRoutine*' en la ventana del diálogo del modelo del paciente;

(4) No modificar los parámetros de adquisición de imagen CT en la ventana de visualización de parámetros del examen de radiodiagnóstico [Cf. Figura E.2(7)];

(5) Adquirir el topograma de la sección del módulo 2 del maniquí ACR y delimitar dicha sección con las líneas moradas de corte [Cf. Paso (2), § 2 (anexo E)];

(6) Adquirir la imagen correspondiente al protocolo de escaneo '*HeadRoutine*' [Cf. Paso (3), § 3 (anexo E)] sin olvidar modificar las opciones de transferencia automática de datos (imágenes y valores de píxel) según PACS y SYNGOVIA en la pestaña de sub-tareas de Tarea Automática;

(7) Repetir los pasos (3)–(5), pero utilizando los siguientes otros protocolos de escaneo [para agregar otro examen radiodiagnóstico distinto, cf. Figura E.2(4), elemento (ii)], según

recomendación del protocolo ACR (Dillon et al., 2017): ‘*HeadRoutine*’ de niño, y ‘*AbdomenRoutine*’ de adulto y de niño;

(iii) *Procedimientos en el software de análisis de imágenes ImageJ:*

(8) Abrir las imágenes adquiridas de los pasos (6) y (7) en el software *ImageJ* de análisis de imágenes;

(9) Seleccionar la opción de imagen (*Image*) en la barra de herramientas, entrar en la sub-opción de ajustar (*Adjust*), elegir ventana/nivel (*Window/Level*) y ajustar ambos valores de ancho de ventana y de nivel de ventana en 100 UH;

(10) Medir una ROI de unos 100 mm² sobre los objetivos de bajo contraste de cada una de las imágenes previamente adquiridas;

(11) Medir el valor medio de píxel en cada una de las ROI anteriormente definidas;

(12) Medir el valor medio de píxel, y su respectiva desviación estándar, del área adyacente a cada una de las ROI, cuyo valor pixelar corresponde con la radiación de fondo;

(13) Calcular el valor de CNR [Cf. Anexo D, ecuación (D.34)], para cada objetivo de bajo contraste, según su correspondiente protocolo de escaneo.

(IV) Análisis de datos: para conocer si el protocolo clínico de imagen CT pasa o no la prueba técnica, se tiene que comparar el valor de *CNR* calculado con los estándares de *CNR* apropiados para cada una de las cuatro imágenes (ver Tabla 3.1 a continuación). Si $CNR_{calculado} > CNR_{estandar}$ para las cuatro imágenes, entonces el resultado de la prueba técnica es aceptado y el equipo PET/CT BV 450 aprueba dicha prueba.

Protocolo clínico de escaneo	Valor de $CNR_{estandar}$
Cabeza de adulto	1.00
Cabeza pediátrica	0.70
Abdomen de adulto	1.00
Abdomen pediátrico	0.40

Tabla 3.1. Valores estándar de referencia de CNR según el protocolo ACR (Dillon et al., 2017, p. 69). Estos valores de CNR solamente son válidos para imágenes adquiridas con el maniqué ACR.

§ 1.4. Resolución espacial

(I) Objetivo de la prueba técnica: verificar que el desempeño de la resolución espacial (alto contraste), en un protocolo clínico, es apropiado para los escaneos por CT del sistema PET/CT BV 450.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: maniquí ACR que incluye objetivos de alto contraste de resolución espacial conocida (módulo 4; Figura F.1, Tabla F.1 [Anexo F]); camilla negra de radioterapia (*Eagle Radiation Therapy Pallet*); estante de estabilidad y nivelación del maniquí; software de análisis de imágenes *ImageJ*.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales* (Cf. Figura 3.1):

(1) Realizar los mismos procedimientos manuales de acomodación del maniquí ACR como en la prueba de § 1.1 (cap. 3);

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo*:

(2) Abrir el archivo del examen de paciente [Cf. Paso (1), § 1 (anexo E)] creado durante la prueba técnica de § 1.1 (cap. 3);

(3) Escoger el protocolo de escaneo '*AbdomenRoutine*' en la ventana del diálogo del modelo del paciente;

(4) No modificar los parámetros de adquisición de imagen CT en la ventana de visualización de parámetros del examen de radiodiagnóstico [Cf. Figura E.2(7)];

(5) Adquirir el topograma de la sección del módulo 4 del maniquí ACR y delimitar dicha sección con las líneas moradas de corte [Cf. Paso (2), § 2 (anexo E)];

(6) Adquirir la imagen correspondiente al protocolo de escaneo '*AbdomenRoutine*' [Cf. Paso (3), § 3 (anexo E)] sin olvidar modificar las opciones de transferencia automática de datos (imágenes y valores de píxel) según PACS y SYNGOVIA en la pestaña de sub-tareas de Tarea Automática;

(iii) *Procedimientos en el software de análisis de imágenes ImageJ*:

(7) Abrir la imagen adquirida del paso (6) en el software *ImageJ* de análisis de imágenes;

(8) Seleccionar la opción de imagen (*Image*) en la barra de herramientas, entrar en la sub-opción de ajustar (*Adjust*), elegir ventana/nivel (*Window/Level*) y ajustar el valor de ancho de ventana en 100 UH y el valor del nivel de ventana en 1100 UH;

(9) Determinar, por observación de la imagen CT del módulo 4 del maniquí ACR, cuál es el patrón de barras de frecuencia espacial (pares de líneas por centímetro medidos) más pequeño que sea observable.

(IV) Análisis de datos: los valores medidos de los pares de líneas por centímetro deben ser similares o mayores a los 6 pares de líneas por centímetro, que es el valor de referencia recomendado por el protocolo ACR (Dillon et al., 2017, p. 71). Si esto se cumple, el desempeño de la resolución espacial es óptimo y pasa la prueba técnica.

§ 1.5. Uniformidad de los números CT

(I) Objetivo de la prueba técnica: identificar y corregir las no uniformidades de los números CT en la imagen digital de un maniquí de prueba de uniformidad.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: un maniquí ACR (módulo 3; Cf. Figura F.1, Tabla F.1 [Anexo F]), camilla negra de radioterapia (*Eagle Radiation Therapy Pallet*); estante de estabilidad y nivelación del maniquí; software de análisis de imágenes *ImageJ*.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales* (Cf. Figura 3.1):

(1) Realizar los mismos procedimientos manuales de acomodación del maniquí ACR como en la prueba de § 1.1 (cap. 3);

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo*:

(2) Abrir el archivo del examen de paciente [Cf. Paso (1), § 1 (anexo E)] creado durante la prueba técnica de §1.1 (cap. 3);

(3) Escoger el protocolo de escaneo '*AbdomenRoutine*' en la ventana del diálogo del modelo del paciente;

(4) No modificar los parámetros de adquisición de imagen CT en la ventana de visualización de parámetros del examen de radiodiagnóstico [Cf. Figura E.2(7)];

(5) Adquirir el topograma de la sección del módulo 3 del maniquí ACR y delimitar dicha sección con las líneas moradas de corte [Cf. Paso (2), § 2 (anexo E)];

(6) Adquirir la imagen correspondiente al protocolo de escaneo ‘*AbdomenRoutine*’ [Cf. Paso (3), § 3 (anexo E)] sin olvidar modificar las opciones de transferencia automática de datos (imágenes y valores de píxel) según PACS y SYNGOVIA en la pestaña de sub-tareas de Tarea Automática;

(iii) *Procedimientos en el software de análisis de imágenes ImageJ:*

(7) Abrir la imagen adquirida del paso (6), en la que se visualicen dos marcas separadas por 10 cm, en el software *ImageJ* de análisis de imágenes;

(8) No modificar las opciones de brillo, de nivel de ventana o de ancho de ventana;

(9) Medir los valores medios de píxel en cinco ROI de área aproximada de 315 mm², a saber: en el centro y en áreas periféricas ubicadas en 0°, 90°, 180° y 270° (se considera al ángulo 0° en el eje y positivo y se miden dichos ángulos en sentido horario);

(10) Calcular la diferencia entre los valores de píxel de cada ROI de borde y el ROI central.

(IV) Análisis de datos: las diferencias de valor de píxel, calculadas previamente, no deben exceder 5 UH. En un caso extremo, no deben exceder los 7 UH.

§ 1.6. *Exactitud del número CT*

(I) Objetivo de la prueba técnica: corroborar que la exactitud de los *NCT*, reportados por el sistema PET/CT BV 450, es aceptable y con una variación normal.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: maniquí ACR que incluye cinco objetivos relacionados con cinco valores de *NCT* conocidos (Módulo 1; Figura F.1, Tabla F.1 [Anexo F]); camilla negra de radioterapia (*Eagle Radiation Therapy Pallet*); estante de estabilidad y nivelación del maniquí; software de análisis de imágenes *ImageJ*.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales* (Cf. Figura 3.1):

(1) Realizar los mismos procedimientos manuales de acomodación del maniquí ACR como en la prueba de § 1.1 (cap. 3);

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo*:

(2) Abrir el archivo del examen de paciente [Cf. Paso (1), § 1 (anexo E)] creado durante la prueba técnica de § 1.1 (cap. 3);

- (3) Escoger el protocolo de escaneo ‘*HeadRoutine*’ en la ventana del diálogo del modelo del paciente;
- (4) No modificar los parámetros de adquisición de imagen CT en la ventana de visualización de parámetros del examen de radiodiagnóstico [Cf. Figura E.2(7)];
- (5) Adquirir el topograma de la sección del módulo 1 del maniquí ACR mediante la delimitación de dicha sección con las líneas moradas de corte [Cf. Paso (2), § 2 (anexo E)];
- (6) Adquirir la imagen correspondiente al protocolo de escaneo ‘*HeadRoutine*’ [Cf. Paso (3), § 3 (anexo E)] sin olvidar modificar las opciones de transferencia automática de datos (imágenes y valores de píxel) según PACS y SYNGOVIA en la pestaña de sub-tareas de Tarea Automática;
- (7) Repetir los pasos (3)–(6) pero utilizando los siguientes otros protocolos de escaneo, según recomendación del protocolo ACR (Dillon et al., 2017): ‘*HeadRoutine*’ de niño, y ‘*AbdomenRoutine*’ de adulto y de niño;

(iii) *Procedimientos en el software de análisis de imágenes ImageJ:*

- (8) Abrir las imágenes adquiridas de los pasos (6) y (7) en el software *ImageJ* de análisis de imágenes;
- (9) Seleccionar la opción de imagen (*Image*) en la barra de herramientas, entrar en la sub-opción de ajustar (*Adjust*), elegir ventana/nivel (*Window/Level*) y ajustar el valor de ancho de ventana en 400 UH y el valor de nivel de ventana en 0 UH;
- (10) Medir una ROI de unos 315 mm² sobre cada uno de los objetivos de distinto material de cada una de las imágenes previamente adquiridas;
- (11) Medir el valor medio de píxel en cada una de las ROI anteriormente definidas;

(IV) Análisis de datos: para cada uno de los valores medidos de *NCT* medio, se debe verificar si estos valores están dentro de los rangos de valores de *NCT*. Si todos los valores medidos de *NCT* medio están dentro de estos rangos estándar, entonces la exactitud de los *NTC* es aceptable y el sistema PET/CT BV 450 pasa la prueba técnica.

§ 1.7. *Evaluación de artefactos*

(I) Objetivo de la prueba técnica: identificar y corregir los artefactos en las imágenes adquiridas para un maniquí de prueba de uniformidad.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: un maniquí ACR (módulo 3; Cf. Figura F.1, Tabla F.1 [Anexo F]); camilla negra de radioterapia (*Eagle Radiation Therapy Pallet*); estante de estabilidad y nivelación del maniquí; software de análisis de imágenes *ImageJ*.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales* (Cf. Figura 3.1):

(1) Realizar los mismos procedimientos manuales de acomodación del maniquí ACR como en la prueba de § 1.1 (cap. 3);

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo*:

(2) Abrir el archivo del examen de paciente [Cf. Paso (1), § 1 (anexo E)] creado durante la prueba técnica de §1.1 (cap. 3);

(3) Escoger el protocolo de escaneo '*AbdomenRoutine*' en la ventana del diálogo del modelo del paciente;

(4) No modificar los parámetros de adquisición de imagen CT en la ventana de visualización de parámetros del examen de radiodiagnóstico [Cf. Figura E.2(7)];

(5) Adquirir el topograma de la sección del módulo 3 del maniquí ACR y delimitar dicha sección con las líneas moradas de corte [Cf. Paso (2), § 2 (anexo E)];

(6) Adquirir la imagen correspondiente al protocolo de escaneo '*AbdomenRoutine*' [Cf. Paso (3), § 3 (anexo E)] sin olvidar modificar las opciones de transferencia automática de datos (imágenes y valores de píxel) según PACS y SYNGOVIA en la pestaña de sub-tareas de Tarea Automática;

(iii) *Procedimientos en el software de análisis de imágenes ImageJ*:

(7) Abrir la imagen adquirida del paso (6), en la que se visualicen dos marcas separadas por 10 cm, en el software *ImageJ* de análisis de imágenes;

(8) Seleccionar la opción de imagen (*Image*) en la barra de herramientas, entrar en la sub-opción de ajustar (*Adjust*), elegir ventana/nivel (*Window/Level*) y ajustar el valor de ancho de ventana en 400 UH y el valor de nivel de ventana en 0 UH;

(9) Explorar visualmente la imagen digital en busca de artefactos. Estos artefactos son reconocibles por las siguientes formas: anillos, rayas, líneas o copas. En caso de hallarlos, hacemos un registro de ellos.

(IV) Análisis de datos: los artefactos son indicadores de algún problema en la adquisición de la imagen médica. Por ejemplo, en el caso de los artefactos en forma de anillo, éstos indican un desequilibrio en el canal de datos o en el detector. Así, este desequilibrio se puede corregir realizando el procedimiento de la calibración en aire, el cual corrige parcialmente los artefactos de anillo que aparecen en la imagen digital. Entonces, si se encuentran otros artefactos, se aplica la corrección técnica apropiada.

§ 1.8. Dosimetría

(I) Objetivos de la prueba técnica: (i) realizar mediciones de dosis de radiación para comprobar el desempeño del escáner CT; (ii) permitir el cálculo de cantidades dosimétricas pertinentes para exámenes clínicos.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: maniquí de CTDI de cabeza de 16 cm de diámetro [Cf. Figura 3.3(A)], maniquí de CTDI de abdomen de 32 cm de diámetro [Cf. Figura 3.3(B)]³²; almohadillas (colocadas debajo de los maniqués de CTDI); electrómetro, cámara de ionización tipo lápiz y correspondientes cables de conexión [Cf. Figura 3.3(C)]; dispositivo electrónico de medición de humedad, presión y temperatura [Cf. Figura 3.3(D)].

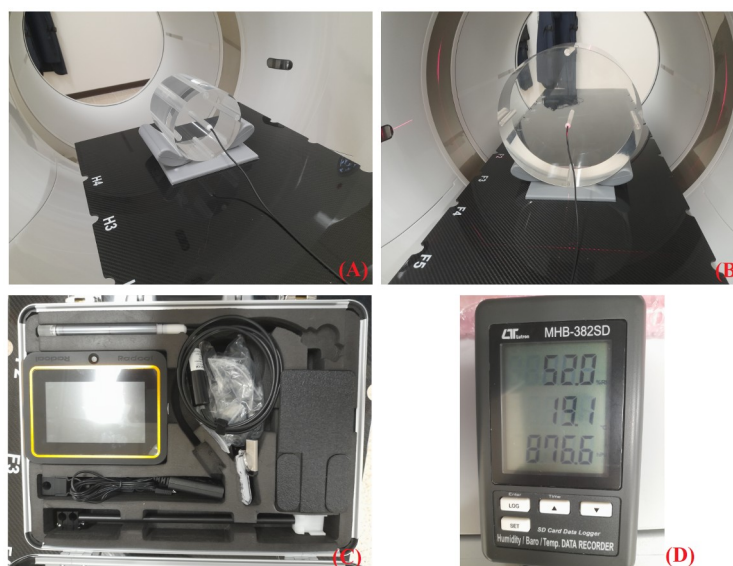


Figura 3.3. Materiales de la prueba técnica de dosimetría de la irradiación del tubo de rayos X del sistema PET/CT BV 450. Los materiales son: (A) maniquí de CTDI de cabeza; (B) maniquí de CTDI de abdomen;

³² Para más detalles técnicos de estos maniqués de CTDI, consultar la Figura F.2 y la Tabla F.2 en el anexo F.

(C) cámara de ionización tipo lápiz, electrómetro y cables de conexión; (D) dispositivo electrónico para medir humedad, presión y temperatura.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales* [Cf. Figura 3.3(A), (B)]:

- (1) Alinear el maniquí de CTDI tal que su eje central quede en el isocentro del escáner CT y centrado en todos los planos (este alineamiento es aproximado porque dicho maniquí no tiene líneas marcadas en su superficie, que sean similares a las del maniquí ACR);
- (2) Colocar las almohadillas por debajo del maniquí de CTDI para evitar rodadura de éste (dicho maniquí no dispone de una base de nivelación como la del maniquí ACR, así que es posible que el maniquí de CTDI ruede cuando la camilla esté desplazándose);
- (3) Conectar correctamente la cámara de ionización al electrómetro y luego colocarla en el hueco central del maniquí;
- (4) Poner las cuatro varillas acrílicas en todos los demás huecos del maniquí de CTDI;

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo*:

- (5) Abrir el archivo del examen de paciente [Cf. Paso (1), § 1 (anexo E)] creado durante la prueba técnica de § 1.1 (cap. 3);
- (6) Escoger el protocolo de escaneo ‘*HeadRoutine*’ de adulto en la ventana del diálogo del modelo del paciente;
- (7) No modificar los parámetros de adquisición de imagen CT en la ventana de visualización de parámetros del examen de radiodiagnóstico [Cf. Figura E.2(7)] excepto el *pitch*, al cual se le asignará un valor unitario;
- (8) Adquirir un topograma del maniquí de CTDI [Cf. Paso (2), § 2 (anexo E)] y delimitar con las líneas moradas de corte la región de exploración que abarca el volumen radiosensible de la cámara de ionización (la longitud de la cámara de ionización coincide con la longitud total del escaneo). Se recomienda usar una longitud axial de 90 mm;
- (9) Escanear el maniquí de CTDI utilizando el protocolo de ‘*HeadRoutine*’ de adulto [Cf. Paso (3), § 3 (anexo E)] sin olvidar modificar las opciones de transferencia automática de datos (imágenes y valores de píxel) según PACS y SYNGOVIA en la pestaña de sub-tareas de Tarea Automática (esta última acción no es necesaria, ya que no habrá análisis de imágenes, pero se recomienda para registro);

(10) Registrar el valor de dosis de radiación dado por el electrómetro y el valor de $CTDI_{VOL}$ reportado por la estación de trabajo de *Syngo* del sistema PET/CT BV 450. Se recomienda también anotar el valor de tasa de dosis reportado por el electrómetro y el valor de DLP proveído por la estación de trabajo *Syngo*;

(11) Repetir los pasos (9) y (10) para los demás huecos del maniquí de CTDI tal que se obtengan valores de dosis de radiación en las posiciones horarias de 3, 6, 9 y 12 (derecha, abajo, izquierda y arriba, respectivamente);

(12) Repetir los pasos (6)–(11), pero utilizando los siguientes otros protocolos de escaneo [para agregar otro examen radiodiagnóstico distinto, cf. Figura E.2(4), elemento (ii)], según recomendación del protocolo ACR (Dillon et al., 2017): ‘*HeadRoutine*’ de niño, y ‘*AbdomenRoutine*’ de adulto y de niño;

(iii) *Procedimientos en el computador personal:*

(13) Corregir los datos de dosimetría de la cámara de ionización por magnitudes de influencia (correcciones dosimétricas por fuga radiactiva, efecto de tallo, efecto de polaridad, recombinación de iones y por temperatura, presión y humedad ambientales)³³;

(14) Calcular, a partir de los datos dosimétricos de la cámara de ionización, las magnitudes dosimétricas $CTDI_{100,centro}$, $CTDI_{100,periferia}$, $CTDI_W$ y $CTDI_{VOL}$ [Cf. § 2.9 (Anexo D), ecuaciones: (D.35)–(D.37)]. Estos cálculos se realizan para cada uno de los cuatro protocolos de escaneo en particular, tal que obtendríamos un total de 4 resultados dosimétricos.

(IV) Análisis de datos: una vez que se calculan todos los valores pertinentes de $CTDI_{VOL}$, todos ellos se comparan con el valor reportado por la estación de trabajo de *Syngo* del sistema PET/CT BV 450. Para corroborar el desempeño del escáner CT de dicho sistema y para que éste pase la prueba técnica, los valores calculados de $CTDI_{VOL}$ deben ser, al menos, el 20% de los correspondientes valores reportados por la estación de trabajo de *Syngo* del equipo PET/CT BV 450. En otras palabras, dicho equipo aprueba esta prueba técnica si los valores calculados de $CTDI_{VOL}$ no tienen un error mayor al 20% al compararlos con los valores de $CTDI_{VOL}$ reportados por dicho equipo.

33 Si corregir fuese necesario por no cumplimiento de las condiciones de referencia de la cámara de ionización de laboratorio primario o secundario en la cámara de ionización utilizada en el cuarto del sistema PET/CT BV 450.

§ 1.9. Ancho del haz de radiación

(I) Objetivos de la prueba técnica: (i) medir el ancho del haz de radiación producido por el tubo de rayos X; (ii) valorar hasta qué punto el ancho medido del haz de radiación es más grande que el ancho nominal del haz de radiación colimado.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: dos bloques de estereofón de 4 cm de espesor (cada uno); una base para colocar los bloques de estereofón; una placa radiográfica intraoral de fósforo fotoestimable (31 mm × 41 mm); escáner de revelación de placas de fósforo fotoestimables.

(III) Procedimientos:

(i) Procedimientos manuales [Cf. Figura 3.4(A), (C)]:

- (1) Colocar la base sobre la camilla y los dos bloques de estereofón sobre dicha base;
- (2) Introducir la placa de fósforo fotoestimable entre los dos bloques de estereofón;
- (3) Mover vertical y horizontalmente la camilla [Cf. Figura E.1(D)], guiándose con los láseres, hasta que la placa de fósforo fotoestimable quede posicionada en el isocentro del sistema PET/CT BV 450;

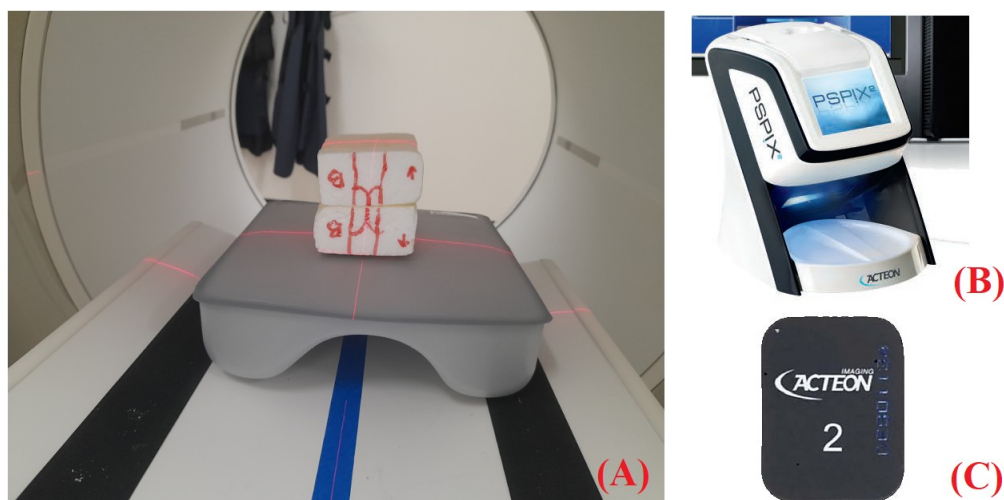


Figura 3.4. Materiales de la prueba técnica del ancho del haz de rayos X del sistema PET/CT BV 450. Los materiales son: (A) bloques de estereofón y base para facilitar ubicar la placa de fósforo fotoestimable cerca del isocentro; (B) escáner personal de placas fotoestimables modelo PSPIX (fabricante ACTEON); (C) placa de fósforo fotoestimable de dimensiones 31 mm × 41 mm (fabricante ACTEON).

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo:*

- (4) Abrir el archivo del examen de paciente [Cf. Paso (1), § 1 (anexo E)] creado durante la prueba técnica de §1.1 (cap. 3);
- (5) Escoger el protocolo de escaneo '*SpineIntervention*' en la ventana del diálogo del modelo del paciente. Nótese que este protocolo no permite adquirir un topograma, pues no es necesario;
- (6) Modificar los siguientes parámetros de adquisición de imagen CT en la ventana de visualización de parámetros del examen de radiodiagnóstico [Cf. Figura E.2(7)]: (i) elegir '*one segment*' en la opción de formato de la pestaña de sub-tareas de intervención (Cf. Nota 40 a pie de página). (ii) seleccionar un voltaje del tubo de rayos X de 70 kVp y un amperaje de 30 mAs; (iii) establecer un espesor de corte de 1.2 mm³⁴ para un ancho nominal de haz de rayos X de 6×1.2 mm en la pestaña de sub-tareas de intervención;
- (7) Apuntar los valores del producto del ancho nominal del haz de rayos X proveídos en el punto (iii) del paso (6) anterior³⁵;
- (8) Irradiar los bloques de estereofón con la placa fosfórica fotoestimulable en medio de ellos. Esto es equivalente a adquirir la imagen correspondiente al protocolo de escaneo '*SpineIntervention*' [Cf. Paso (3), § 3, (anexo E)];
- (9) Repetir los pasos (6) y (7), sin cambiar el voltaje y el amperaje del tubo de rayos X, para (i) un espesor de corte de 2.4 mm y un ancho nominal del haz de rayos X de 12×1.2 mm, y (ii) un espesor de corte de 5 mm y un ancho nominal del haz de rayos X de 1×5 mm;

(iii) *Procedimientos de revelación de la placa de fósforo fotoestimulable:*³⁶

- (9) Escanear la placa de fósforo fotoestimulable, la cual fue irradiada en el paso (8) anterior, por medio del equipo PSPIX [Figura 3.4(B)];
- (10) Adquirir la correspondiente imagen digital a partir de los resultados del escáner;

(iv) *Procedimiento en el software de análisis de imágenes odontológicas Sopro Imaging de ACTEON:*³⁷

- (11) Abrir la imagen de la placa fosfórica fotoestimulable en la opción de Paciente en la barra de herramientas;

³⁴ Los espesores de corte deben ser finos, es decir, menores o iguales a 3 mm.

³⁵ El ancho nominal es el producto de (i) el número de filas del detector usado durante el escaneo y de (ii) el espesor nominal de cada fila del detector [según Hsieh (2009, p. 439), no necesariamente igual al espesor del corte reconstruido].

³⁶ Este procedimiento fue realizado en la facultad de odontología de la UCR.

³⁷ La medición digital de las placas reveladas se llevó a cabo en la facultad de odontología de la UCR.

(12) Identificar visualmente, en la imagen de la placa, donde la sombra rectangular más oscura de dicha imagen empieza (punto inicial de medición) y donde termina (punto final de medición) a lo largo de su ancho;

(13) Presionar el botón con el logotipo de una herramienta Vernier, ubicado al lado derecho de la interfaz gráfica del software, para empezar a medir el ancho del haz de radiación en la placa de fósforo fotoestimulable (una rejilla aparecerá sobre la imagen). La medida se realiza al pulsar sobre la imagen con el click izquierdo del mouse en el punto de inicio, extender la línea al desplazarlo, y, luego, volviendo a pulsar click izquierdo en el punto final de la medida. Finalmente, aparecerá el valor numérico de la medida sobre la línea trazada en la imagen de la placa;

(14) Anotar el valor de cada medida de distancia sobre la placa de fósforo fotoestimulable.

(IV) Análisis de datos: se compara el valor de ancho nominal de haz radiactivo colimado, reportado por el sistema PET/CT BV 450, con el valor de ancho nominal del haz de radiación obtenido por medición. Entonces, el valor del ancho medido nunca debe ser menor al ancho nominal reportado por el sistema PET/CT BV 450. Así, pues, la exactitud exigida del ancho medido debe estar dentro del rango ± 3 mm o no poseer un desvío mayor al 30% con respecto al ancho nominal.

§ 2. Pruebas técnicas para la PET

Observación general para estas pruebas: para las mediciones de los tiempos de adquisición de datos, siempre se debe sincronizar el reloj del usuario con el reloj de la estación de trabajo de Syngo de la PET/CT BV 450 tal que se garanticen tiempos de ensayo consistentes.

§ 2.1. Resolución espacial

(I) Objetivo de la prueba técnica: evaluar la resolución espacial del escáner PET utilizando tres fuentes radioactivas puntuales de flúor-18 (^{18}F) (Cf. Características físicas de este radionúclido en la Tabla C.1 del Anexo C) suspendidas en el aire en posiciones dentro del FOV axial. Las posiciones de las fuentes puntuales, en el centro del FOV axial (FOV_z), se indican en el procedimiento de adquisición de datos.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica (Cf. Figura 3.5): un accesorio L, tres soportes de espuma, un brazo plástico (para asegurar el marcador fiducial al accesorio L), dos jeringas de 5 μL con aguja removible, dos jeringas de 5 μL con aguja fija, un vial y un activímetro de pozo.

En el caso del material radioactivo, se requiere: (i) $A(^{18}\text{F}) \leq 20 \text{ mCi}^{38}$ en 0.1 mL dentro de una jeringa tuberculina de 0.5 mL (cantidad de actividad calibrada en T_0^{39} y producida en el ciclotrón 1 h antes de T_0). (ii) $A(^{18}\text{F})[T_0] > 0.005 \text{ mCi}$ (185 kBq).

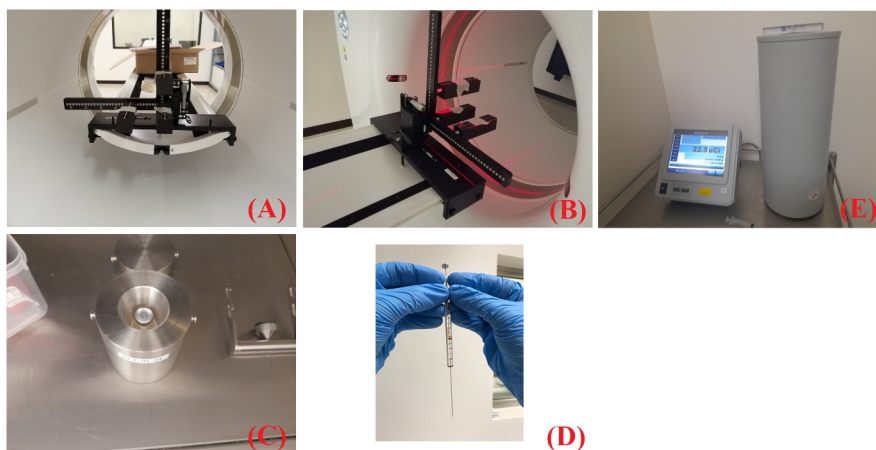


Figura 3.5. Materiales de la prueba técnica de resolución espacial en PET. Los materiales son: (A) accesorio L junto con tres soportes de espuma para las fuentes radioactivas puntuales; (B) el sistema ‘L-fuentes’ alineado con el isocentro del gantry mediante los láseres tomando como referencia espacial a la fuente radioactiva ubicada en el vértice del accesorio L; (C) vial, que contiene la muestra de flúor-18, introducido en un recipiente blindado con plomo; (D) jeringa de 5 μL ; (E) Activímetro de pozo modelo CRC[®]-55tR del fabricante Capintec.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales:*

- (1) Colocar el accesorio L sobre la cama del paciente y remover los soportes de espuma;
- (2) Asegurar el accesorio L a la cama con los sujetadores negros y nivelarlo con sus tres tornillos niveladores;
- (3) Colocar los soportes de espuma en la posición (0,0) cm encima del accesorio L y centrarlos lateralmente en el FOV al usar la perilla horizontal de dicho accesorio L;
- (4) Usar la perilla vertical del accesorio L para posicionar el soporte de espuma tal que el láser coronal se ubique, más o menos, en 0 cm centrados en la parte superior del soporte de espuma;
- (5) Posicionar los otros soportes de espuma en las posiciones (0,10) cm y (10,0) cm;
- (6) Preparar aproximadamente 0.05 mL de 1 mCi de ^{18}F en el vial verificando la radioactividad con el activímetro de pozo;

³⁸ $A(^{18}\text{F})$ significa “radioactividad del flúor-18”.

³⁹ T_0 es el tiempo inicial de adquisición de datos de medición.

- (7) Extraer del vial, usando una jeringa de 5 μL , un pequeño volumen de ^{18}F al mover el émbolo de la jeringa unos 0.25 mm;
- (8) Presionar la jeringa de 5 μL hasta que se forme una pequeña gota de ^{18}F en dicha jeringa;
- (9) Colocar la jeringa con ^{18}F en la posición (0,0) cm sobre el soporte de espuma del accesorio L;
- (10) Mover el sistema hacia el FOV de la PET;

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo:*

- (11) Abrir la aplicación del protocolo NEMA NU 2-2018 en *Syngo* y elegir la opción de *Resolution* en *NEMA Tools*;
- (12) Ingresar la información del radio-isótopo y del ensayo obtenida durante la preparación de la fuente puntual (asimismo, se especifica este tipo de fuente);
- (13) Correr la opción del software de localización de la fuente y obtener los datos de desviación del posicionamiento transversal y de la desviación en z del FOV_z del posicionamiento axial;
- (14) Mover la camilla por el valor de desviación en z afirmado para el posicionamiento del 0.5FOV_z ;
- (15) Repetir pasos (13) y (14) hasta que la posición de la fuente puntual sea $z = 0.5\text{FOV}_z \pm 0.25$ mm;
- (16) Usar las perillas de ajuste fino del accesorio L para ajustar las posiciones lateral y vertical; repetir el paso (13) hasta que la desviación transversal sea $(0,1) \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$;
- (17) Dejar fijadas las perillas de ajuste fino del accesorio L;

(iii) *Procedimientos para adquirir los datos de medición:* en el siguiente procedimiento, realizado en la opción del protocolo de NEMA NU 2-2018 en la estación de trabajo de *Syngo*, se adquieren datos de medición en tres posiciones del FOV de la PET y en un orden específico. Las posiciones son: (0,0,Z cm), (0,10,Z), (10,0,Z), donde Z representa las posiciones de corte de imagen axial. Las tolerancias posicionales son $\pm(2,2,0.25)$ mm.

- (18) Asegurar la fuente puntual al accesorio L en la posición requerida;
- (19) Obtener la desviación axial de la camilla (opción *Point Source Locate*) y las desviaciones (x,y);
- (20) Usar las perillas de ajuste fino del accesorio L para mover la camilla a la desviación z y las posiciones transversales del accesorio L según las desviaciones transversales;
- (21) Repetir el paso (20) hasta que las posiciones estén dentro del rango de tolerancia posicional.
- (22) Repetir los pasos (18)–(21) para las otras dos posiciones del FOV de la PET;

(iv) *Procedimientos en el software ImageJ de análisis de imágenes y en la plataforma Jupyter Notebook de Python:*

(23) Abrir una de las imágenes adquiridas en los pasos (21) y (22) [la imagen con mejor calidad a simple vista] en el software analítico de imágenes *ImageJ*;

(24) Elegir la opción de dibujo de línea en la barra de botones de la ventana de herramientas de *ImageJ* y trazar una línea horizontal sobre la fuente radioactiva en la posición (0,0);

(25) Seleccionar el submenú de la opción *Analyze* en la barra de herramientas de *ImageJ* y, luego, escoger la función *Plot Profile*;

(26) Extraer los datos de valores de píxel por unidad de distancia en la ventana del perfil de cuentas visualizado al presionar el botón *Data* en la parte inferior de dicha ventana. Enseguida, la opción de *Save Data* aparecerá y el usuario podrá guardar los datos en formato csv o txt;

(27) Repetir los pasos (24)–(26) pero para una línea vertical en la posición (0,0) de la fuente radioactiva de flúor-18;

(28) Repetir los pasos (24)–(27) para las posiciones de fuentes radioactivas (0,10 cm) y (10 cm,0);

(29) Abrir el *Jupyter notebook* y cargar los archivos, obtenidos en los pasos (24)–(28), mediante el método *read_csv()* de la librería *pandas*;

(30) Definir un método que calcule la función normal de Gauss tomando en cuenta la variable independiente de la posición y los correspondientes parámetros según la ecuación (3.1);

$$C(x) = C_0 + C_1 \text{Exp}[-(x - \mu)^2/2\sigma^2] \quad (3.1)$$

donde $C(x)$ es el número de cuentas en función de la posición x ; σ es la desviación estándar de C ; μ es la media de C .

(31) Utilizar el método *curve_fit()* [importado de la librería *scipy.optimize*], que recibe la función del paso (30) y los datos del paso (29) en su argumento, para obtener los parámetros del mejor ajuste posible (internamente, el método realiza un ajuste matemático de los datos por regresión no lineal);

(32) Registrar los valores de los parámetros conseguidos en el paso (31) para todos los perfiles de cuentas.

(IV) Análisis de datos:

Comparar los resultados de la prueba de resolución espacial y comprobar que los resultados numéricos sean menores o iguales a los valores de aceptación técnica del fabricante Siemens (Cf. Tabla B.3) [en concordancia con el protocolo de IAEA (2009, p. 44)]. Adicionalmente, nótese que, según el protocolo de AAPM (Mawlawi et al., 2019, p. 14), el error porcentual máximo (i.e., la

desviación del valor FWHM con respecto al valor FWHM del fabricante) debe estar en el rango de $\pm 5\%$.

§ 2.2. Sensibilidad

(I) Objetivo de la prueba técnica: medir el número de cuentas por segundo (*cps*) por la emisión de partículas de una fuente radioactiva lineal de ^{18}F de baja actividad. Las mediciones se repiten al ir retirando sucesivamente un material atenuador hueco (cilindro metálico), que está alrededor de la fuente radioactiva lineal de ^{18}F y aumentando el número de *cps*. La prueba de sensibilidad se lleva a cabo dos veces: para la fuente radioactiva de ^{18}F colocada en el centro del FOV y a una distancia de 10 cm lejos del centro del FOV.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica (Cf. Figura 3.6): una jeringa de 3 mL, un *beaker* de pírex de 50 mL, un cierre tipo Luer, dos conexiones de tubo 1/16", cinco tubos cilíndricos huecos (maniquí de sensibilidad de NEMA), tubo plástico largo flexible y dos accesorios de espuma (soportes del maniquí de sensibilidad), y un activímetro de pozo.

En el caso del material radioactivo, se requiere: (i) $A(^{18}\text{F}) \approx 0.125 \text{ mCi}$ (4.6 MBq) en $V_{\text{sens-tubo}}^{40}$ dentro de una jeringa de 3 mL (cantidad de actividad calibrada en T_0 y producida en el ciclotrón 1 h antes de T_0). (ii) $A(^{18}\text{F})[T_0] \approx 0.125 \text{ mCi}$ (4.6 kBq).

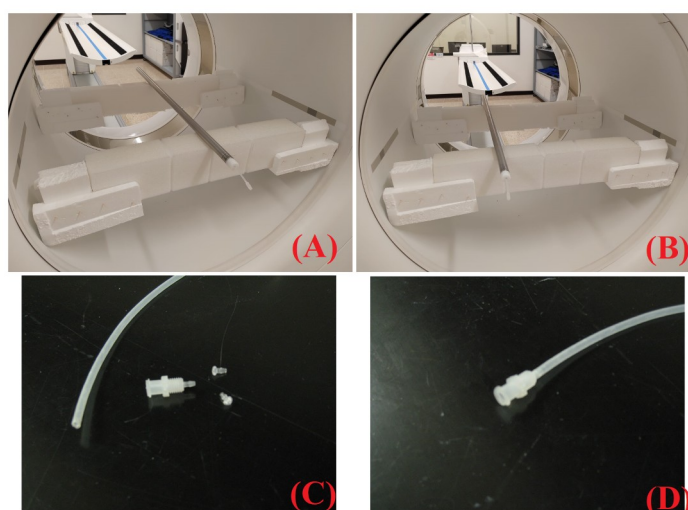


Figura 3.6. Materiales de la prueba técnica de sensibilidad en PET. Los materiales son: (A) maniquí de sensibilidad de NEMA con fuente lineal de radioactividad ubicada en el centro (isocentro del FOV: 0 cm); (B) mismos materiales de la imagen (A) pero con la fuente lineal radioactiva colocada a 10 cm del isocentro del $40 V_{\text{sens-tubo}}$ representa el volumen de actividad requerido para obtener una fuente lineal de 70 cm dentro del tubo de dispersión.

FOV; (C) tubito plástico flexible contenedor de la fuente lineal de radioactividad y cierre tipo Luer; (D) los materiales de la imagen (C) correctamente ensamblados.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales:*

- (1) Poner en posición los accesorios de espuma dentro del túnel del gantry de la PET: la primera espuma se coloca en el borde del túnel, cerca de la parte trasera del gantry. La segunda espuma se ubicará a 30 cm de la primera espuma, orientada hacia el frente del gantry.
- (2) Colocar la jeringa en el calibrador de dosis para medir el nivel de actividad.
- (3) Transferir cualquier exceso de actividad de la jeringa [$A(^{18}\text{F}) > 0.17 \text{ mCi (6.1 MBq)}$], en el $V_{\text{sens-tubo}}$ ($\pm 0.5 \text{ mL}$), en el *beaker* de 50 mL e insertar agua en la jeringa para ajustar el $V_{\text{sens-tubo}}$. En caso de que $A(^{18}\text{F}) < 0.14 \text{ mCi (5.0 MBq)}$, se agrega más actividad en la jeringa.
- (4) Medir la actividad y el tiempo del ensayo; también medir la actividad residual.
- (5) Empujar 1 mL de aire dentro de la jeringa.
- (6) Conectar el tubito cilíndrico plástico al cierre tipo Luer.
- (7) Quitar la aguja de la jeringa y conectarla al cierre tipo Luer ya conectado al tubito plástico.
- (8) Llenar el tubito plástico con actividad hasta una extensión longitudinal centrada de unos 70 cm.
- (9) Conectar el tubito plástico al final opuesto del cierre tipo Luer.
- (10) Retirar el cierre tipo Luer del tubito plástico y conectar dicho tubito.
- (11) Medir la longitud de la fuente lineal para asegurarse que ésta esté entre 68–72 cm.

(iii) *Procedimientos para adquirir los datos de medición:* se realizan los siguientes pasos en la opción del protocolo de NEMA NU 2-2018, en la estación de trabajo de *Syngo*, al elegir la opción de *Sensitivity [0 cm]* en *NEMA Tools*.

- (12) Colocar los tubos metálicos concéntricos en el maniquí. La extensión longitudinal de la fuente lineal debe coincidir con la extensión de los cilindros metálicos. Los tubos metálicos estarán sobre la pequeña indentación de la espuma y se centrarán axialmente entre los accesorios de la espuma.
- (13) Ingresar la información del ensayo generada durante la preparación de la fuente lineal y la longitud medida de la fuente lineal. También se ingresa el tipo de fuente, i.e., fuente lineal.
- (14) Iniciar la adquisición de datos en la opción *Source Placement and Acquisition* de *Syngo*.
- (15) Retirar el tubo metálico hueco de mayor diámetro después de finalizarse la primera adquisición.
- (16) Repetir los pasos (14) y (15) hasta completar las cinco adquisiciones de datos.

(17) Repetir los pasos (12)–(16) pero seleccionando, previamente a la adquisición, *Sensitivity* [10 cm].

(IV) Análisis de datos:

(1) Elegir, en la interfaz gráfica de *Syngo*, la opción de *Run Processing* para iniciar los análisis de datos una vez que la tomografía finalizó con la adquisición de datos [pasos (16) y (17) del inciso (III)].

(2) Registrar los datos de medición de sensibilidad al finalizar el procesamiento de datos (reporte de la estación de trabajo de *Syngo*) y calcular los resultados promedio de la sensibilidad con la ecuación (3.2) dada a continuación.

$$sens_{prom} = 0.5(sens_{adq_0cm} + sens_{adq_10cm}) \quad (3.2)$$

donde $sens_{adq_0cm}$ es la sensibilidad promedio medida a 0 cm del centro del FOV y $sens_{adq_10cm}$ es el promedio de las sensibilidades medidas a 10 cm del centro del FOV.

(3) Revisar los resultados de sensibilidad (cps/MBq) y compararlos con los valores de aceptación del fabricante Siemens. El valor medido debe ser más grande o igual que el valor dado por el fabricante.

§ 2.3. *Medición de la fracción de dispersión, pérdidas de cuentas y eventos aleatorios*

(I) Objetivo de la prueba técnica: evaluar las pérdidas de cuentas de la PET cuando se miden radioactividades variantes de una fuente lineal de ^{18}F en el FOV de la PET. Por consiguiente, estas mediciones de cuentas de radioactividad decauyente, realizadas en distintos intervalos temporales, permiten obtener medidas de cuentas verdaderas, cuentas falsas por dispersión, cuentas falsas por aleatoriedad y cuentas equivalentes al ruido (NEC) que se grafican en función de la radioactividad presente.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: una jeringa de 10 mL, un *beaker* de pírex de 50 mL, 80 cm de tubería (ID de 1/8", OD de 3/16"), una conexión para tubo de 1/8", un cierre tipo Luer, un MND junto con su soporte, y un activímetro de pozo.

En el caso del material radioactivo, se requiere: (i) $A(^{18}\text{F}) \approx 35 \text{ mCi (1.18 GBq)}$ en $V_{\text{disp-tubo}}^{41}$ dentro de una jeringa de cierre Luer de 10 cm^3 (cantidad de actividad calibrada en T_0 y producida en el ciclotrón 1 h antes de T_0). (ii) $A(^{18}\text{F})[T_0] \approx 35 \text{ mCi (1.18 GBq)}$.

⁴¹ $V_{\text{disp-tubo}}$ representa el volumen de actividad requerido para obtener una fuente lineal de 70 cm dentro del tubo de dispersión.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales:*

- (1) Colocar el soporte del maniquí y su respectivo MND sobre la camilla del paciente. Nótese que los soportes se colocan cerca del borde del maniquí tal que éstos no queden dentro del FOV de la PET.
- (2) Ajustar verticalmente a la posición tanto de la camilla como del soporte del MND tal que el eje central del MND se alinee con los láseres laterales del gantry. Asimismo, realícese el ajuste de posición pertinente para la dirección lateral tal que el centro del MND y la abertura del tubo del MND estén alineados con esos mismos láseres. Así, pues, los láseres quedarán alineados con la fuente lineal.
- (3) Poner la jeringa dentro del activímetro de pozo para medir el nivel de radioactividad.
- (4) Anotar la medida de la actividad y el tiempo en el momento del ensayo; medir la actividad residual.
- (5) Introducir, más o menos, 1 mL de aire en la jeringa.
- (6) Conectar el cierre tipo Luer al tubo plástico en un extremo.
- (7) Retirar la aguja de la jeringa y conectarla al cierre tipo Luer en el tubo plástico.
- (8) Llenar el tubo plástico con radioactividad hasta que se cubra una longitud centrada de 70 cm.
- (9) Corroborar que la longitud de la actividad en el tubo es aproximadamente 68–72 cm.

(ii) *Procedimientos para adquirir los datos de medición:* se realizan los siguientes pasos en la opción del protocolo de NEMA NU 2-2018 en la estación de trabajo de *Syngo*.

- (10) Colocar el tubo en el MND, introduciendo su extremo sin cierre tipo Luer en primer lugar, tal que la longitud de la actividad esté centrada en el MND. Luego, colocar el cierre tipo Luer al extremo no sellado del tubo plástico una vez introducido en el MND.
- (11) Crear un nuevo examen de paciente mediante la opción *Patient Registration* en el menú del protocolo NEMA NU 2-2018 de *Syngo*.
- (12) Elegir el protocolo *NEMA AC* para PET.
- (13) Adquirir un topograma de longitud de 1024 mm.
- (14) Igualar el tamaño de la posición del corte gráfico a la longitud de una camilla.
- (15) Hacer coincidir el centro del FOV de adquisición con el centro del MND.
- (16) Ejecutar un escaneo por CT y, posteriormente, un escaneo por PET.
- (17) Cerrar el examen del paciente (*Close Current Patient*) una vez terminaron las adquisiciones.

(18) Abrir la aplicación del protocolo NEMA NU 2-2018 de *Syngo*, elegir la opción de *NEMA Tools* y seleccionar *Scatter*.

(19) Ingresar la información del ensayo (tiempo, actividad) y del tipo de fuente (lineal).

(20) Seleccionar los parámetros de adquisición: 35 mCi (opción *Start at Activity*), valor nulo de *Phantom Height above PHS* (mm).

(21) Iniciar el proceso de adquisición de datos.

(IV) Análisis de datos:

(1) Revisar los resultados obtenidos tras la finalización del análisis automático de datos, el cual inició inmediatamente después de la conclusión de la adquisición de datos [paso (21) del inciso (III)]. Téngase en cuenta que el sistema de la estación de trabajo de *Syngo* calcula las series de valores de NECR y de la fracción de dispersión, reportando sus respectivos valores pico, siguiendo las ecuaciones (D.5)–(D.23) del protocolo de NEMA NU 2-2018.⁴²

(2) Comparar los resultados de medición con los valores de aceptación del fabricante. Los valores de las NECR calculadas deben ser más grandes, o iguales, que las NECR reportadas por el fabricante (se podría tolerar un valor calculado de NECR inferior al valor del fabricante siempre y cuando la diferencia entre los valores no supere el 5% [Mawlawi et al., 2019, p. 24]). Asimismo, la fracción medida de dispersión debe ser inferior a la fracción de dispersión reportada por el fabricante.

§ 2.4. *Exactitud de las correcciones por pérdida de cuentas y por eventos aleatorios*

(I) Objetivo de la prueba técnica: evaluar el error porcentual de medición en las cuentas verdaderas en las imágenes reconstruidas con concentraciones bajas de actividad de ¹⁸F.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: mismos materiales usados en la prueba de § 2.3 (cap. 3).

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales:* la misma configuración física usada en la prueba de § 2.3 (cap. 3).

42 ACLARACIÓN: la ecuación (D.18) se expresa más claramente como $R_{NEC} = R_V^2 / (R_V + R_D + kR_A)$, donde R_{NEC} es la tasa de NEC, R_V es la tasa de cuentas verdaderas, R_D es la tasa de cuentas por dispersión y R_A es la tasa de cuentas aleatorias. Asimismo, de acuerdo con Baghaei et al. (2013, p. 12), el valor del factor k es (i) $k = 1$ cuando la tasa de coincidencias aleatorias se estima libre de ruido y (ii) $k = 2$ cuando la tasa de coincidencias aleatorias se mide “directamente” cuando la técnica de coincidencias retrasadas se aplica. En el apartado de resultados § 2.4 (cap. 4), la NECR se calculará solamente tomando en cuenta el caso de $k = 1$.

(ii) *Procedimientos para adquirir los datos de medición*: en la estación de trabajo de *Syngo*, el mismo procedimiento de ajuste de parámetros de la prueba de § 2.3 (cap. 3); por ello, se usan los mismos datos resultantes de la prueba de § 2.3 (cap. 3) [Cf. paso (IV) a continuación].

(IV) Análisis de datos: en el menú de *Syngo*, el usuario elige el protocolo de NEMA NU 2-2018, es decir, *NEMA Tools*. El procedimiento, a partir de aquí, es el siguiente:

(1) Ingresar en el submenú de *Processing*, a partir de la opción *Accuracy* de *NEMA Tools*, y correr la función *Reprocess Existing Data*.

(2) Escoger la misma información de ensayo de la prueba técnica de § 2.3 (cap. 3) y reprocesarla.

(3) Revisar los resultados del reprocesamiento, una vez finalizaron la reconstrucción de imagen y el análisis de datos [resultantes de los cálculos especificados por las ecuaciones (D.30)–(D.32)]⁴³. El error máximo absoluto, que está justamente debajo del valor máximo de NECR, debe implicar un valor de tasa medida de coincidencias verdaderas similar al valor de tasa de coincidencias verdaderas sin pérdidas de cuentas por tiempo muerto y sin coincidencias aleatorias (i.e., la tasa correspondiente con la actividad baja de la fuente radioactiva).

§ 2.5. Resolución de sincronización de coincidencias por el tiempo de vuelo en la PET

(I) Objetivo de la prueba técnica: evaluar la capacidad de la PET para estimar la diferencia temporal a propósito del tiempo de llegada de los dos fotones de aniquilación. Asimismo, esta prueba técnica estaría, equivalentemente, evaluando la capacidad del equipo para determinar la posición más probable del evento de aniquilación en la LOR.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: mismos materiales usados en la prueba de § 2.3 (cap. 3).

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales*: la misma configuración física usada en la prueba de § 2.3 (cap. 3).

43 ACLARACIÓN: sintéticamente, la ecuación (D.32) se representa como $\Delta R = 100(R_V/R_E - 1)$, donde R_V es la tasa de cuentas verdaderas mientras que R_E es la tasa de cuentas de baja radioactividad, en la cual las pérdidas de cuentas por tiempo muerto o por coincidencias aleatorias son despreciables. Así, pues, ΔR es una medida de cuánto la tasa de cuentas verdaderas, con correcciones por pérdidas de cuentas verdaderas por tiempo muerto y por eventos aleatorios, se desvía de la tasa de cuentas verdaderas “sin” pérdidas de cuentas verdaderas por tiempo muerto o por eventos aleatorios.

(ii) *Procedimientos para adquirir los datos de medición*: en la estación de trabajo de *Syngo*, el mismo procedimiento de ajuste de parámetros de la prueba de § 2.3 (cap. 3); por ello, se usan los mismos datos resultantes de la prueba de § 2.3 (cap. 3) [Cf. paso (IV) a continuación].

(IV) Análisis de datos: en el menú de *Syngo*, el usuario elige el protocolo de NEMA NU 2-2018, es decir, *NEMA Tools*. El procedimiento, a partir de aquí, es el siguiente:

- (1) Ingresar en el submenú de *Processing*, a partir de la opción *Timing Resolution* de *NEMA Tools*, y correr la función *Reprocess Existing Data*.
- (2) Escoger la misma información de ensayo de la prueba técnica de § 2.3 (cap. 3) y reprocesarla.
- (3) Revisar los resultados del reprocesamiento, una vez finalizó el análisis de datos. El criterio de aceptación es (IAEA, 2009, p. 70): la resolución temporal medida (FWHM) < 1.05 (resolución temporal esperada [fabricante]).

§ 2.6. Evaluación de la calidad de imagen

(I) Objetivos de la prueba técnica: (1) evaluar la calidad de la imagen, utilizando un maniquí de esferas de radioactividad “fría” y/o “caliente” con un injerto pulmonar (MCCN), por medio del cálculo del contraste de la imagen y la variabilidad de la radiación de fondo en la imagen de las esferas de radioactividad fría y/o caliente. (2) determinar la exactitud de las correcciones de la calidad de imagen, por dispersión o por atenuación, a través del análisis del fondo uniforme y de las zonas de radioactividad fría del injerto pulmonar en la imagen.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica (Cf. Figura 3.7): seis jeringas de 10 mL, un *beaker* de pírax de 3 L, un cilindro de pírax de 100 mL, 80 cm de tubería (ID de 1/8”, OD de 3/16”), una conexión de tubo de 1/8”, un cierre tipo Luer, un embudo, un MCCN, un MND, una cinta adhesiva y un activímetro de pozo [Cf. Figura 3.5(E)].

En el caso del material radioactivo, se requiere: (i) $A(^{18}\text{F}) \approx 0.1432 \text{ mCi (5.3 MBq)}$ en 5 mL dentro de una jeringa de 10 mL [= $V_{\text{fondo}} + V_{\text{esferas}}$]⁴⁴ (cantidad de actividad calibrada en T_0 y producida en el ciclotrón 2 h antes de T_0). (ii) $A(^{18}\text{F}) \approx 3 \text{ mCi (110 MBq)}$ en $V_{\text{disp-tubo}}$ dentro de una jeringa de cierre tipo Luer de 10 mL (cantidad de actividad calibrada en T_0 y producida en el ciclotrón 2 h antes de T_0). (iii) $A(^{18}\text{F})[T_0] \approx 3 \text{ mCi (110 MBq)}$. (iv) $A(^{18}\text{F})[T_0] \approx 0.1432 \text{ mCi/L (5.3 Mbq/L)}$ en el maniquí de fondo.

⁴⁴ V_{fondo} se refiere al volumen (L) del fondo del MCCN y V_{esferas} designa el volumen (L) de las esferas del MCCN.

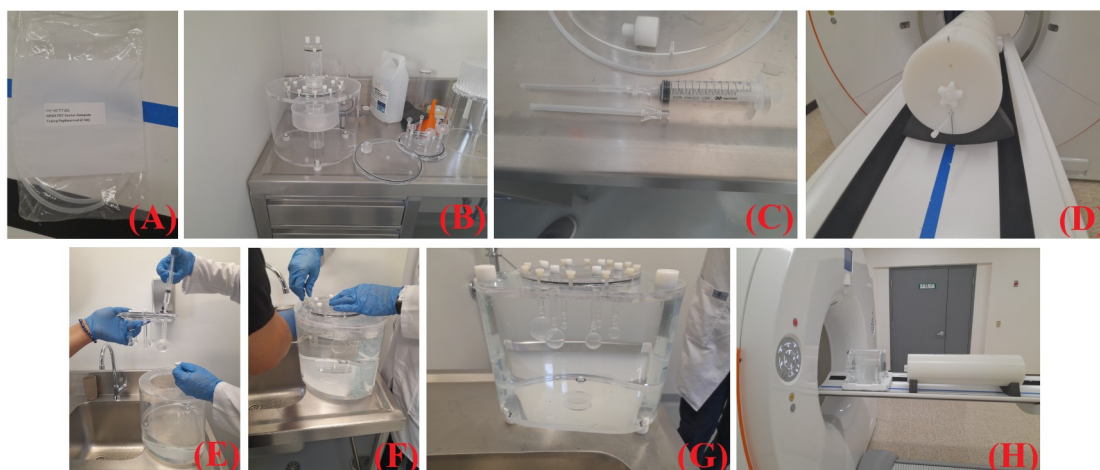


Figura 3.7. Imágenes representativas de los materiales de la prueba técnica de evaluación de correcciones de calidad de imagen e imágenes representativas de algunos pasos del procedimiento técnico [(D)–(H)] descrito en § 2.6 (cap. 3). Los materiales son: (A) tubería plástica de 80 cm de longitud; (B) MCCN; (C) jeringa de volumen de 10 mL; (D) MND.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales* [Cf. Figura 3.7(D)–(H)]:

- (1) Poner tanto al AECI como al MCCN en la camilla del paciente a 30 cm lejos de la punta de la paleta de la camilla.
- (2) Colocar el MND en la camilla junto al AECI.
- (3) Alinear el MND tal que su centro se alinee con los láseres laterales del gantry y el tubo esté justamente debajo de ese centro.
- (4) Ajustar verticalmente la posición de la camilla tal que el injerto pulmonar del MCCN se centre en los láseres verticales del gantry.
- (5) Colocar la jeringa de 5.3 MBq en el activímetro de pozo y medir su actividad. La incertidumbre, permitida en esta medición, es 5% para la actividad y 20% para el volumen.
- (6) Colocar la jeringa de 110 MBq en el activímetro de pozo y considerar la misma tolerancia de incertidumbre del paso (5) anterior.
- (7) Succionar, más o menos, 1 mL de aire en las jeringas.
- (8) Llenar el V_{fondo} del MCCN, al retirar la tapa central, vertiendo el agua de un *beaker* con $0.5V_{\text{fondo}}$.
- (9) Medir $0.25V_{\text{fondo}} + V_{\text{esferas}}$ mediante un cilindro graduado y verter su contenido en el *beaker* de 3 L.
- (10) Inyectar el contenido de la jeringa de 5.3 MBq en el *beaker* de 3 L y agitarlo bien.

- (11) La solución, obtenida en el paso (10) anterior, se transfiere a la jeringa de 110 MBq.
- (12) Retirar la tapa de las esferas del MCCN, llenarlas con el contenido de la jeringa de 110 MBq por medio de las respectivas longitudes de aguja de calidad de imagen, y colocar nuevamente la tapa.
- (13) Verter el volumen residual de la jeringa de 110 MBq en el *beaker* de 3 L y, luego, transferir el contenido de este *beaker* en el fondo del MCCN mediante un embudo.
- (14) Sellar el fondo del MCCN y agitarlo bien para conseguir una distribución homogénea de actividad.
- (15) Quitar el sello del fondo del MCCN, terminar de llenar con agua el V_{fondo} y sellarlo nuevamente.
- (16) Preparar la fuente lineal de radioactividad [Cf. Pasos (6)–(10), inciso (III), § 2.3 (cap. 3)].

(ii) *Procedimientos para adquirir los datos de medición*: se realizan los siguientes pasos en la opción del protocolo de NEMA NU 2-2018 en la estación de trabajo de *Syngo*.

- (17) Colocar la fuente lineal en el MND y en el MCCN sobre la espuma.
- (18) Seleccionar, en el menú de *Syngo*, el protocolo *Wholebody* de PET en el *Patient Model Dialog*.
- (19) Adquirir el topograma de longitud de 1024 mm.
- (20) Establecer la adquisición a una longitud de camilla con la función de posición de corte gráfico.
- (21) Alinear el centro del FOV con el centro esférico y adquirir un escaneo por CT.
- (22) Configurar la duración de adquisición de datos en 184 s (por los seis anillos de la PET/CT BV 450).
- (23) Ejecutar la adquisición de datos por PET en T_0 .
- (24) Finalizar el examen tipo *Wholebody* de PET mediante la opción de cierre de *Syngo*.

(IV) Análisis de datos: para realizar el análisis de datos de medición, se utiliza la opción *NEMA: IQ* del protocolo NEMA NU 2-2018 en *Syngo*. El procedimiento es el siguiente:

- (1) Procesar los datos de adquisición mediante la opción de *NEMA Image Quality Processing*.
- (2) Revisar que los resultados de medición estén dentro del 5% de tolerancia con respecto a los valores base establecidos para los parámetros de calidad de imagen [criterio recomendado por IAEA (2009, p. 69)].

§ 3. Pruebas técnicas para la PET/CT BV 450

§ 3.1. Exactitud del corregistro de imágenes en la PET/CT BV 450

(I) Objetivo de la prueba técnica: evaluar el alineamiento de imágenes PET/CT, en una sola imagen resultante de la fusión de la imagen funcional (PET) y la imagen anatómica (CT), al medir la distancia entre la posición de una misma fuente puntual de ^{18}F en cada tipo de imagen.

(II) Materiales para realizar la prueba técnica: una jeringa de 3 mL, un vial de 100 mL con un contraste para CT (concentración de 240 mg/L), nueve masas de 11.5 kg (masa total nominal de 103.5 kg excluyendo la masa del accesorio L), un vial con su respectiva tapa, un soporte de espuma, un brazo plástico para asegurar el marcador fiducial para el accesorio L, un accesorio L y dos masas de 2.27 kg (≈ 5 lb).

En el caso del material radioactivo, se requiere: (i) $A(^{18}\text{F}) \approx 10$ mCi (370 MBq) en 0.1 mL dentro de una jeringa tuberculina de 0.5 mL (cantidad de actividad calibrada en T_0 y producida en el ciclotrón 1 h antes de T_0). (ii) $A(^{18}\text{F})[T_0] \approx 0.5\text{--}1$ mCi (18.5–37 MBq).

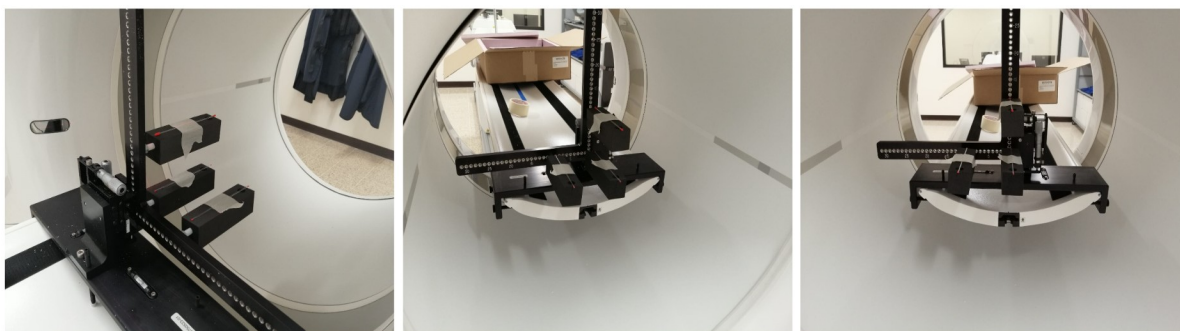


Figura 3.8. Fotografías de distintas perspectivas de la posición espacial de las fuentes radioactivas de flúor-18, las cuales se fijaron en el accesorio L mediante soportes de espuma.

(III) Procedimientos:

(i) *Procedimientos manuales*:

- (1) Colocar el accesorio L cerca de la punta de la paleta de la camilla del paciente y dos masas de 2.27 kg sobre la parte superior de este accesorio.
- (2) Nivelar el accesorio L mediante los tornillos de la parte superior de este accesorio y retirar los soportes de espuma de este accesorio.
- (3) Establecer una altura de camilla de 150.0 mm.

- (4) Mover la camilla tal que: la punta de la paleta coincida con el láser transversal exterior de la CT, la posición actual de la camilla se establezca en 0 y, posteriormente, se desplace hacia -200 para que el usuario alinee el accesorio L con el láser transversal de la CT.
- (5) Poner los soportes de espuma en la posición (0,0) cm encima del accesorio L.
- (6) Desplazar la camilla hacia -50 para que el usuario alinee el injerto del soporte de espuma con los láseres exteriores de la CT transversal y sagital.
- (7) Posicionar verticalmente el soporte de espuma (con la perilla vertical del accesorio L) tal que el láser coronal de la CT esté a unos 2 cm debajo de la parte superior de este soporte.
- (8) Colocar en el accesorio L los otros dos soportes de espuma en las posiciones (0,10) cm y (10,0) cm.
- (9) Alinear el injerto de los soportes de espuma del paso (8) con el láser transversal de CT al deslizarlos sobre el soporte plástico circular.
- (10) Mover la camilla: hacia -850 manteniendo la alineación de la cuarta masa con el láser transversal exterior de la CT y hacia -1150 alineando la quinta masa con el láser transversal exterior de la CT.
- (11) Alinear las demás masas de la camilla con la quinta masa.
- (12) Asegurar el accesorio L a la camilla usando los sujetadores negros.
- (13) Devolver completamente la camilla a su posición por defecto y establecer esta posición en 0.
- (14) Succionar 1.2 mL de contraste de CT hacia adentro de la jeringa.
- (15) Absorber con la jeringa del paso (14) unas pocas gotas de ^{18}F tal que $A(^{18}\text{F})[T_0] \approx 0.5\text{--}1 \text{ mCi}$ (18.5–37 MBq) sin que la solución (contraste de CT + ^{18}F) exceda el volumen de 1.4 mL.
- (16) Medir el nivel de actividad y el tiempo de calibración mediante el activímetro de pozo.
- (17) Inyectar la solución (contraste de CT + ^{18}F) de la jeringa en el vial.
- (18) Asegurarse que el volumen de solución del vial no excede los 1.4 mL y tapar correctamente el vial.
- (19) Posicionar el vial tapado del paso (17) en (0,0) cm sobre el soporte de espuma del accesorio L.

(ii) *Procedimientos en la estación de trabajo de Syngo:*

- (20) Crear un estudio temporal de paciente en la estación de trabajo de Syngo, seleccionar el protocolo *NEMA Corregistration Accuracy* e ingresar una masa de paciente de 115 kg.
- (21) Adquirir el topograma de esta configuración y, a partir de éste, obtener las posiciones de escaneo CT exploratorio inicial y final para 5 cm desde la punta: $X_i = -680.0$; $X_f = -876.0$.

(22) Asegurarse que el marcador fiducial se posicionó axialmente a 1 cm con respecto al centro del rango de escaneo y a (5 ± 2) cm con respecto a la punta de la paleta.

(23) Adquirir, sucesivamente, una imagen CT y luego una imagen PET.

(24) Procesar el total de datos (CT + PET) con la opción *NEMA Coregistration Accuracy* en *Syngo*.

(25) Analizar el reporte del procesamiento ejecutado en el paso (24) y verificar el cumplimiento de los siguientes criterios de aceptación:

Cantidad medida	Criterio de aceptación	Acción en caso de incumplimiento del criterio
Posición transversal (X,Y)	$[(0,0) \pm 10]$ mm	Ajustar las posiciones lateral y vertical del accesorio L usando sus perillas de ajuste fino
Valor absoluto de la posición axial $ (0,0,Z) $	(87.91–107.91) mm	Ajustar la posición axial del accesorio L, o los valores de inicio/fin del topograma, o la posición axial de la espuma
Razón R	$R \leq 0.3$	Incrementar el tamaño del marcador fiducial por medio de la adición de más volumen de contraste CT y de ^{18}F a la solución del vial

(26) Repetir el paso (25) anterior hasta que se cumplan los criterios de aceptación. Una vez logrados tales criterios, cerrar el estudio del paciente usando la estación de trabajo de *Syngo*.

(iii) *Procedimientos para adquirir los datos de medición:* antes de iniciar este procedimiento en *Syngo*, dos cuestiones se deben tener presentes, a saber: (a) las posiciones de los centroides de los marcadores fiduciales son $(0,0,0.5\text{FOV}_z)$, $(10,0,0.5\text{FOV}_z)$ y $(0,10,0.5\text{FOV}_z)$ dentro del FOV_{PET} y el marcador fiducial ubicado a una distancia de 5 cm (o a 100 cm) de la punta de la paleta en el FOV_{PET} . (b) la tolerancia aceptable de posición de centroide de marcador fiducial es $\pm(1,1,1)$ cm. Así, pues, considerando (a) y (b), el procedimiento de adquisición de datos, en *Syngo*, es el siguiente:

(27) Crear un nuevo estudio de paciente, nombrarlo “5 cm desde la punta de la paleta”, ingresar una masa de paciente de 115 kg y seleccionar el protocolo *NEMA Coregistration Accuracy*.

(28) Adquirir un topograma e, a partir de éste, ingresar las posiciones de escaneo exploratorio de CT inicial y final en $X_i = -680.0$ y $X_f = -876.0$.

(29) Colocar el marcador fiducial sobre el soporte de espuma de posición (0,0) cm.

(30) Adquirir, sucesivamente, las imágenes CT y PET del marcador fiducial del paso (3) anterior.

(31) Repetir los pasos (29) y (30) pero para la posición de marcador fiducial de (10,0) cm y (0,10) cm.

- (32) Elegir el conjunto de datos (tres imágenes CT+PET a 5 cm desde la punta de la paleta) y ejecutar la función *NEMA Coregistration Accuracy* para procesar este conjunto de datos.
- (33) Analizar el reporte del procesamiento terminado del paso (32) anterior y verificar que se cumplen los criterios de aceptación dados en el paso (25) del inciso (III) anterior.
- (34) Finalizar el estudio del paciente en la estación de trabajo de *Syngo*.
- (35) Intercambiar el accesorio L y la quinta masa tal que el marcador fiducial se encuentre a 100 cm de la punta de la paleta.
- (35) Repetir los pasos (27)–(34) pero (a) nombrando al estudio del paciente “100 cm desde la punta de la paleta” y (b) escogiendo las posiciones inicial y final del escaneo exploratorio CT tal que $X_i = -1630.0$ y $X_f = -1859.0$.
- (36) Elegir el conjunto de datos (tres imágenes CT+PET a 5 cm desde la punta de la paleta) y ejecutar la función *NEMA Coregistration Accuracy* para procesar este conjunto de datos.
- (37) Analizar el reporte del procesamiento terminado del paso (36) anterior y verificar que se cumplen los criterios de aceptación dados en el paso (25) del inciso (III) anterior.
- (38) Finalizar el estudio del paciente en la estación de trabajo de *Syngo*.

(iv) *Procedimientos en el software ImageJ de análisis de imágenes y en la hoja de cálculo:*

- (39) Abrir una pareja de las imágenes PET+CT adquirida en el paso (23) del inciso (ii) de este procedimiento [las imágenes con mejor calidad a simple vista] en el software analítico de imágenes *ImageJ*.
- (40) Elegir la opción de dibujo de línea en la barra de botones de la ventana de herramientas de *ImageJ* y trazar una línea horizontal sobre las fuentes radioactivas en las posiciones (0,0) y (X cm,0) tanto en la imagen CT como en la imagen PET.
- (41) Seleccionar el submenú de la opción *Analyze* en la barra de herramientas de *ImageJ* y, luego, escoger la función *Plot Profile*.
- (42) Extraer los datos de valores de píxel por unidad de distancia en la ventana del perfil de cuentas visualizado al presionar el botón *Data* en la parte inferior de dicha ventana. Enseguida, la opción de *Save Data* aparecerá y el usuario podrá guardar los datos en formato *csv* o *txt*;
- (43) Repetir los pasos (40)–(42) para las posiciones de fuentes radioactivas (0,0 cm) y (0,X cm);
- (44) Abrir una hoja de cálculo (*LibreOffice*, *Excel*, etc.) y cargar los archivos, obtenidos en los pasos (40)–(43).

(45) Examinar las series de datos espaciales de valores de píxel, tanto de CT como de PET, y ubicar las posiciones de los dos valores máximos por cada serie individual tal que la diferencia de dichas posiciones resulte en la distancia entre los dos puntos [(0,0)–(X cm,0) y/o (0,0)–(0,X cm)];

(46) Calcular la diferencia del valor de una distancia (horizontal o vertical) usando las correspondientes distancias obtenidas para las fuentes radioactivas ubicadas en la imagen por CT y para las mismas fuentes ubicadas en la imagen por PET. Simbólicamente: $\Delta d = |d_{CT} - d_{PET}|$, donde d es la distancia vertical o la distancia horizontal;

(IV) Análisis de datos:

Revisar los resultados del procesamiento (i.e., la distancia entre las dos ubicaciones de una misma fuente: en la imagen CT y en la imagen PET) finalizado en el paso (46) del inciso (iv) anterior y comparar estos resultados con los valores de aceptación proveídos por el fabricante Siemens. Si el fabricante no provee estos valores de aceptación, la IAEA (2009, p. 92) recomienda el siguiente criterio para la exactitud del corregistro de imágenes: registro dentro de ± 1 mm ($\approx \pm 1$ píxel) para una matriz de imagen de 512×512 .

Esta página fue dejada intencionalmente en blanco

CAPÍTULO 4: ANÁLISIS DE RESULTADOS

Establecimiento de resultados como parámetros de control rutinario de calidad de la PET/CT BV 450

En este capítulo, se presentarán los resultados obtenidos, es decir, las imágenes médicas por CT y por PET, y las mediciones de magnitudes de parámetro de calidad de imagen, de distancia y de dosis de radiación, y sus correspondientes comparaciones con un parámetro de referencia, que permitan dilucidar si el sistema PET/CT BV 450 aprueba una prueba técnica de aceptación en concreto o no la aprueba, siguiendo los criterios de tolerancia proveídos por los protocolos de ACR (Dillon et al. 2017) y NEMA NU 2-2018 (Siemens Healthineers, 2020). En caso de usar el criterio de otro protocolo, éste se especifica con la debida cita bibliográfica. Finalmente, si el sistema PET/CT BV 450 aprueba todas las pruebas técnicas, los resultados se utilizarán como los parámetros de control rutinario de calidad de dicho sistema.

§ 1. Análisis y discusión de los resultados de las pruebas técnicas del caso de la CT

§ 1.1. Prescripción de la exploración y exactitud del alineamiento del láser de la CT

A continuación, se presentan las imágenes obtenidas mediante el procedimiento descrito en § 1.1 (cap. 3) y examinadas en el software analítico de imágenes *ImageJ*.

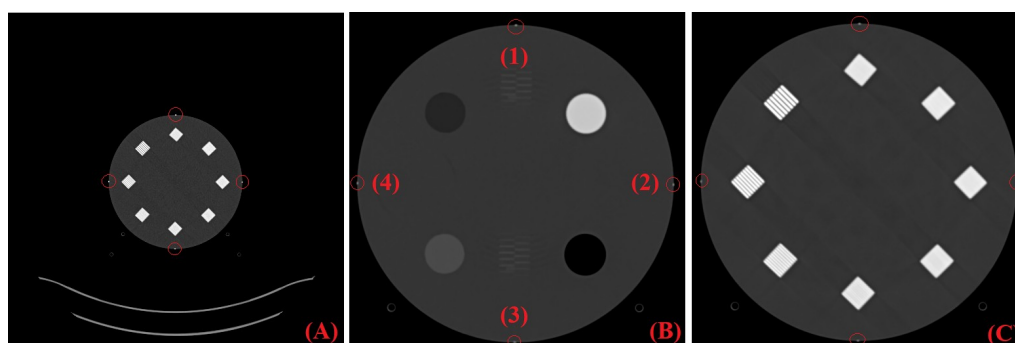


Figura 4.1. Imágenes por CT adquiridas para las pruebas técnicas de (A) indicación del láser de alineamiento; (B) y (C) prescripción de la exploración (exactitud del topograma), que corresponden, respectivamente, a los cortes de imagen de los módulos 1 y 4 del maniquí ACR. En las tres imágenes se indica, mediante círculos, la visibilidad de las marcas fiduciales radio-opacas. Además, las posiciones de dichas marcas se han etiquetado con los números (1)–(4) en la imagen (B). Este mismo orden se seguirá para la imagen (C).

El análisis de imágenes, que se desprende del escrutinio de la Figura 4.1, es el siguiente: es posible ver claramente las marcas fiduciales en las tres imágenes obtenidas con el procedimiento de § 1.1 (cap. 3) [i.e., hubo una adecuada atenuación de la radiación por dichas marcas metálicas]. Asimismo, en el software de *ImageJ*, las mediciones de las posiciones de las marcas fiduciales radio-opacas en las imágenes, dichas posiciones pertenecientes al plano axial (x,y), vienen dadas en la Tabla 4.1 a continuación.

Posición indicada en la imagen CT	Módulo 1 del maniquí ACR [Figura 4.1.(B)]		Módulo 4 del maniquí ACR [Figura 4.1.(C)]		Diferencias posicionales absolutas	
	x (mm)	y (mm)	x (mm)	y (mm)	$ \Delta x $ (mm)	$ \Delta y $ (mm)
(1)	249.02	18.55	250.98	17.58	1.96	0.97
(2)	483.40	254.88	483.40	253.91	0.00	0.97
(3)	247.07	490.23	247.07	489.26	0.00	0.97
(4)	12.70	252.93	13.67	250.98	0.97	1.95

Tabla 4.1. Coordenadas de las marcas radio-opacas de cada imagen adquirida para verificar la exactitud del topograma.

Según los resultados métricos mostrados en la Tabla 4.1, para las marcas radio-opacas de la posición (1), acontece un ligero desvío, entre ambos cortes de imagen en el plano axial, hacia la derecha conforme se avanza en la dirección axial del maniquí ACR. También, para la posición (1), sucede un desvío hacia abajo del maniquí ACR conforme se realiza un desplazamiento en la dirección axial de dicho maniquí. De manera idéntica, esto ocurre para las posiciones de (2) y (3) en el eje y . Asimismo, para estas posiciones, no hay desvío hacia la derecha o hacia la izquierda con respecto al eje axial del maniquí ACR. Finalmente, para la marca radio-opaca de la posición (4), hay una situación geométrica similar a la de la posición (1), siendo el desvío en el eje y mayor que el desvío en el eje x .

A partir del análisis geométrico anterior, y considerando el criterio de aprobación del protocolo ACR (Dillon et al., 2017), a saber, que el mal alineamiento axial de la posición del escaneo, según los dos cortes de imagen del plano axial, no debe exceder ± 2 mm, se concluye que la CT del equipo PET/CT BV 450 aprueba esta prueba técnica de verificación de la correcta indicación de la posición del escaneo por los láseres de alineamiento y de la correcta identificación de dicha posición de escaneo por la prescripción de la imagen de exploración (topograma). Esto es

así porque los desvíos, entre los cortes de imagen de las marcas radio-opacas, no exceden los ± 2 mm.

La aprobación de esta prueba técnica de aceptación de la CT del sistema PET/CT BV 450 indica, por un lado, que los láseres se intersecan, aproximadamente de modo mutuamente ortogonal, en el isocentro de dicho sistema, formando correctamente los correspondientes planos corporales axial, sagital y coronal. Por otro lado, las pequeñas desviaciones de la posición de las marcas radio-opacas, entre los cortes de imagen de los módulos 1 y 4, pudieron ser causadas por un ligero desajuste interno de los dispositivos emisores de la luz láser, por una minúscula deflexión óptica en el material transparente de salida de dicha luz, o por una ligera desviación en el desplazamiento de la camilla. Asimismo, un pequeño error manual de acomodo del maniquí pudo contribuir a dichas desviaciones espaciales, pero no se puede saber esto con toda seguridad, ya que se tuvo mucho cuidado a la hora de manipular el maniquí y el sistema de control manual de la camilla y los láseres. Finalmente, nótese que los factores previamente discutidos, que afectaron mínimamente a la correcta disposición espacial del escaneo del maniquí ACR, mediante los láseres de alineamiento, también afectaron mínimamente a la adquisición correcta del topograma.

En conclusión, los láseres y el topograma funcionan con una exactitud óptima para ubicar correctamente a un paciente durante un examen radiodiagnóstico o para ubicar correctamente a un maniquí para realizar otras pruebas técnicas en el sistema PET/CT BV 450, adquiriéndose una imagen de CT de buena calidad.

§ 1.2. Exactitud del desplazamiento de la camilla

A continuación, se presentan las Tablas 4.2–4.4, las cuales ordenan las mediciones de los desplazamientos horizontales y verticales, las cuales fueron obtenidas mediante el procedimiento descrito en § 1.2 (cap. 3).

G (mm)	ΔG (mm)	R (mm)	ΔR (mm)	Diferencia de desplazamientos absolutos (mm)
0.00	-100.50	100.00	100.00	0.50
-100.50	-99.00	200.00	100.00	-1.00
-199.50	-100.00	300.00	100.00	0.00
-299.50	100.00	400.00	-100.00	0.00
-199.50	99.50	300.00	-100.00	-0.50
-100.00	100.00	200.00	-100.00	0.00
0.00		100.00		

Tabla 4.2. Resultados de las mediciones del desplazamiento horizontal, mediante la regla métrica, sin masa adicional sobre la camilla y comparación de dichos resultados con los desplazamientos medidos por el sistema PET/CT BV 450. La letra G denota el valor medido de distancia por la tomografía híbrida, con su correspondiente desplazamiento ΔG , mientras que R designa el valor métrico de distancia medido, con regla métrica ordinaria, con su respectivo desplazamiento ΔR .

G (mm)	ΔG (mm)	R (mm)	ΔR (mm)	Diferencia de desplazamientos absolutos (mm)
0.00	-100.00	10	100.00	0.00
-100.00	-99.00	20	100.00	-1.00
-199.00	-100.50	30	100.00	0.50
-299.50	100.00	40	-100.00	0.00
-199.50	100.50	30	-100.00	0.50
-99.00	98.50	20	-100.00	-1.50
-0.50		10		

Tabla 4.3. Resultados de las mediciones del desplazamiento horizontal, mediante la regla métrica, con masa adicional de 73.54 kg sobre la camilla y comparación de dichos resultados con los desplazamientos medidos por el sistema PET/CT BV 450. La letra G denota el valor medido de distancia por la tomografía híbrida, con su correspondiente desplazamiento ΔG , mientras que R designa el valor métrico de distancia, medido con regla métrica ordinaria, con su respectivo desplazamiento ΔR .

G (mm)	H (mm)	ΔH (mm)
0.00	150.00	0.00
100.00	150.00	0.00
200.50	150.00	0.00
-100.00	150.00	0.00
-200.50	150.00	0.00
-327.00	151.00	1.00

Tabla 4.4. Resultados de las mediciones de desplazamiento vertical de la camilla, mediante una regla métrica diseñada para este propósito, conforme dicha camilla, con una masa adicional de 73.54 kg sobre ella, se desplazaba longitudinalmente. Estos resultados se compararon con la referencia definida en la altura de 150 mm, relativa al cero en la superficie de la camilla y medida en la regla métrica vertical. La letra G denota la posición horizontal de la camilla, H designa la altura medida sobre la regla métrica, y ΔH es el desplazamiento vertical de la camilla.

El siguiente análisis se desprende de la observación de los desplazamientos, horizontales o verticales, presentados en las Tablas 4.2–4.4: las diferencias entre desplazamientos horizontales de la camilla no superaron los 1.50 mm, mientras que prácticamente no hubo desplazamiento vertical de la camilla conforme ésta se desplazaba longitudinalmente (i.e., a lo largo del eje z). Sin embargo, sí hubo un pequeño desplazamiento vertical de la camilla de 1 mm, hacia arriba, en la última medida (Cf. última fila de la Tabla 4.4). Nótese que esta última medida se tomó justamente en la posición del borde de la camilla en el isocentro del gantry. Ahora bien, probablemente dicho desplazamiento vertical de la camilla de 1 mm, acaecido hacia arriba, pudo ser causado por una pequeña deflexión del láser en el material transparente de salida, o por un minúsculo desajuste del dispositivo interno emisor del láser, o por la tendencia de la camilla de desplazarse hacia abajo conforme dicha camilla viaja hacia adentro del gantry, sobre todo por el peso adicional de 73.54 kg colocado sobre ella. Finalmente, estos desplazamientos de la camilla, verticales u horizontales eran esperables por los ligeros desvíos en la posición del escaneo (Cf. Discusión de § 1.2, cap. 4).

En conclusión, se asevera que el sistema de traslación de camilla, horizontal o vertical desplaza con exactitud a la camilla y el sistema PET/CT BV 450 aprueba esta prueba técnica de desplazamiento correcto de la camilla. Esto es así porque la comparación de las medidas de desplazamiento del sistema PET/CT con las medidas de desplazamiento de una regla métrica (patrón de referencia métrica) no supera el valor de desplazamiento tolerable, según el criterio de aprobación del protocolo ACR (Dillon et al., 2017), a saber, ± 2 mm.

§ 1.3. Desempeño del bajo contraste

A continuación, se presenta la Tabla 4.5, la cual ordena los valores de *CNR* calculados para la imagen CT de cada protocolo clínico de escaneo, según las exigencias del protocolo ACR (Dillon et al., 2017). Para el cálculo de *CNR*, los valores de píxel fueron obtenidos mediante el procedimiento descrito en § 1.4 (cap. 3).

Imagen CT según el protocolo de escaneo (Cf. Figura 4.2)	Valores de píxel medio del objetivo de bajo contraste de mayor tamaño (<i>NCT</i>)*	Valores de píxel medio de la radiación de fondo (<i>NCT</i>)	Valores de la desviación estándar del valor de píxel de la radiación de fondo (<i>NCT</i>)	Valores de <i>CNR</i> _{calculado}
Cabeza de adulto	98.473	93.223	1.374	3.821
Cabeza pediátrica	98.393	93.152	6.913	0.758
Abdomen de adulto	97.054	94.152	2.883	1.006
Abdomen pediátrico	90.339	83.571	1.419	4.768

Tabla 4.5. Resultados de las medidas de valores de píxel en las imágenes CT y sus correspondientes valores de *CNR* calculados. *NOTA: el objetivo de mayor tamaño tiene un diámetro de 25 mm.

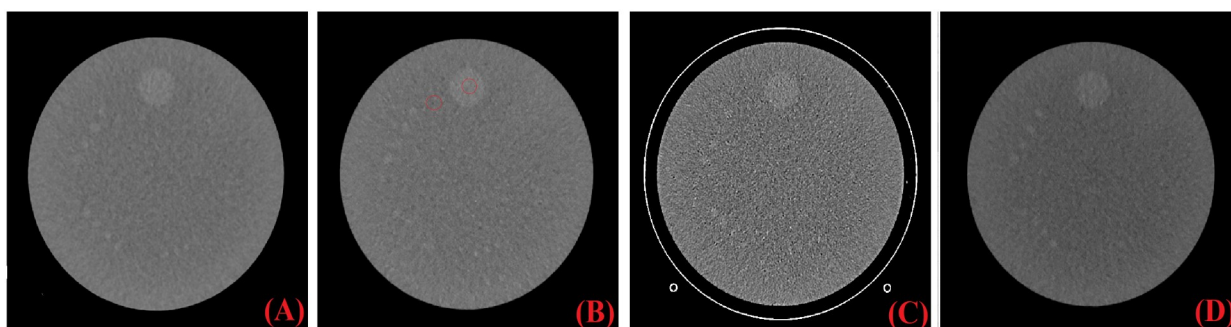


Figura 4.2. Imagen CT del módulo 2 del maniquí ACR para un nivel de ventana y un ancho de ventana de 100 UH en ambos casos. El orden de las imágenes (A)–(D) corresponde, respectivamente, a los siguientes protocolos de escaneo por CT: (A) Cabeza adulta; (B) Abdomen adulto; (C) Cabeza pediátrica; (D) Abdomen pediátrico. Nótese que, en la imagen (B), se han indicado con círculos rojos, aproximadamente, las ubicaciones de las ROI.

Al examinar los datos obtenidos de los valores de píxel de cada uno de los protocolos de escaneo en la Tabla 4.5, se puede constatar que los valores de *NCT* del material del fondo varían cerca de 90 UH, tal y como lo indica el fabricante del maniquí ACR (Sun Nuclear, 2023 a). Asimismo, para cualquier protocolo de escaneo, los valores de *NCT* de adulto son superiores a los

de infante, lo cual era esperable por el hecho de que el cuerpo adulto atenúa más la radiación ionizante que el cuerpo pediátrico. Finalmente, para un protocolo de escaneo en particular, se corrobora que los valores de NCT de cabeza son superiores a los de abdomen (A. Daneman, 1987, p. 3). Este resultado era esperable por el hecho de que el hueso del cráneo es más denso que los huesos de la caja torácica abdominal.

Ahora bien, el análisis del desempeño de bajo contraste de las imágenes CT es el siguiente: al comparar los resultados del $CNR_{calculado}$, reportados en la última columna de la Tabla 4.5, con los resultados del $CNR_{estándar}$, dados en la Tabla 3.1, se obtiene que: $3.821 > 1.000$ ($CNRs$ del protocolo de escaneo de cabeza de adulto), $0.758 > 0.700$ ($CNRs$ del protocolo de escaneo de cabeza pediátrica), $1.006 > 1.000$ ($CNRs$ del protocolo de escaneo del abdomen de adulto) y, finalmente, $4.768 > 0.400$ ($CNRs$ del protocolo de escaneo del abdomen pediátrico). En todos estos casos de comparación de valores de CNR , el efecto del ruido del fondo (i.e., el valor de la desviación estándar en la Tabla 4.5), que consiste en introducir aleatoriamente valores de píxel de la radiación de fondo en los valores de píxel del objetivo de bajo contraste del maniquí ACR⁴⁵, no fue suficientemente grande como para reducir la diferencia de los valores de píxel entre objetivo de bajo contraste y fondo, lo que implica que la diferencia pixelar es suficientemente significativa a pesar del ruido. En consecuencia, el objetivo de bajo contraste es distinguible con respecto al fondo de radiación.

Por consiguiente, debido a que los valores de CNR , calculados por cada protocolo de escaneo solicitado, son superiores a los valores de CNR referenciales, la componente CT del sistema PET/CT BV 450 aprueba la prueba técnica de desempeño de bajo contraste, lo que significa que dicho sistema es capaz de diferenciar entre objetos cercanos (objetivo de bajo contraste y fondo de radiación) cuyos valores de píxel son muy similares en la imagen CT (rango de diferencias aproximado de 3–7 UH).

⁴⁵ La aleatoriedad del número fotónico pudo deberse a la dispersión o atenuación de los fotones en el maniquí ACR, a una ligera inestabilidad electrónica del sistema CT o al algoritmo elegido de reconstrucción de imagen. Entonces, estos factores, generadores de ruido en la imagen, no afectaron significativamente el desempeño de bajo contraste de la imagen CT, la cual se obtuvo en el sistema PET/CT BV 450 con los parámetros especificados en § 1.4 (Cap. 3).

§ 1.4. Resolución espacial

A continuación, se presenta la imagen adquirida mediante el procedimiento descrito en § 1.5 (cap. 3) y visualizada en el software analítico de imágenes *ImageJ*.

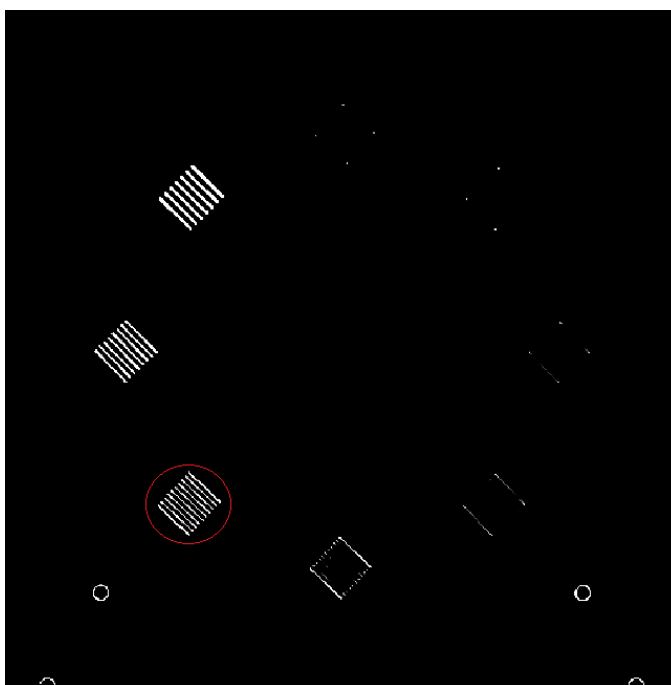


Figura 4.3. Imagen adquirida del módulo 4 del maniquí ACR mediante la CT. Se fijaron los valores de ancho de ventana en 100 UH y de nivel de ventana en 1100 UH. El círculo rojo enmarca el último patrón de barras de frecuencia espacial claramente visible para la vista humana del escritor de esta tesis.

Observando detenidamente la Figura 4.3, el último patrón de barras de frecuencia espacial observable, mediante la vista humana, es el que está enmarcado en un círculo rojo y que consta de 10 pares de líneas por centímetro. Debido a que cualquier patrón cuadrado de barras posee dimensiones de $15 \times 15 \text{ mm}^2$, las dimensiones de los detalles (i.e., las barras de aluminio) son de 0.79 mm de ancho y 15 mm de largo. Entonces, por observación ocular humana, se pueden distinguir objetos pequeños de 0.79 mm de espesor, separados entre sí por una distancia de 0.79 mm, en la imagen de bajo contraste por CT de la Figura 4.3.

Ahora bien, considerando la discusión del párrafo previo, como el valor de pares de líneas por centímetro, medido en la imagen por CT (Figura 4.3), es superior al valor de 6 pares de líneas por centímetro del valor de referencia (según Dillon et al., 2017) [espesor de línea aluminica y separación interlineal de 0.73 mm], la CT del equipo PET/CT BV 450 aprueba la prueba técnica

de resolución espacial y dicha componente tecnológica posee un buen desempeño de resolución espacial al resolver objetos pequeños de 0.79 mm de espesor con una separación de 0.79 mm entre sí.

§ 1.5. Uniformidad de los números CT

A continuación, se presenta la imagen adquirida mediante el procedimiento descrito en § 1.6 (cap. 3) y visualizada en el software analítico de imágenes *ImageJ*. Después de dicha imagen, se muestra la Tabla 4.6, la cual reporta los valores medios de píxel por ROI, la cual se definió previamente en el procedimiento de esta prueba técnica.

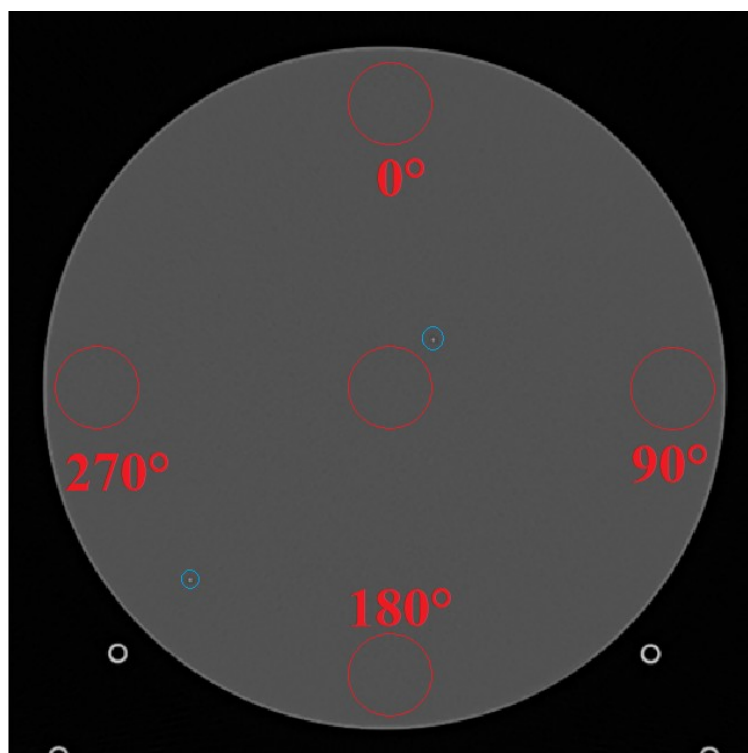


Figura 4.4. Imagen del módulo 3 del maniquí ACR para la prueba técnica de uniformidad de los números CT. En dicha imagen, se muestran cinco círculos rojos, los cuales representan las ROI elegidas de acuerdo con los lineamientos técnicos del protocolo de ACR (Dillon et al., 2017). Además, los círculos celestes indican dos marcas metálicas separadas entre sí por una distancia de 10 cm.

Posición de la ROI en la Figura 4.4	Valor medio de píxel (UH)	Diferencia entre <i>NCT</i> periférico y <i>NCT</i> central (UH)
Centro	2.003	0.000
0°	3.870	1.867
90°	3.180	1.177
180°	5.679	3.676
270°	4.163	2.160

Tabla 4.6. Valores medios de píxel medidos para cada ROI definida en la imagen del módulo 3 del maniquí ACR.

De acuerdo con los resultados de la Tabla 4.6, indicados en la última columna, ninguna de las desviaciones de los *NCT* excede los 5 UH, que es el valor de tolerancia máxima de desviación según el protocolo ACR (Dillon et al., 2017). Es decir, el valor medio de píxel de cada ROI particular no presenta una fluctuación, por aleatoriedad del número de fotones⁴⁶, significativamente alta tal que dicho ruido arruine la aparente homogeneidad de todo el corte de imagen del módulo 3 del maniquí ACR.

Por consiguiente, la prueba técnica de uniformidad de *NCT* es aprobada por el equipo PET/CT BV 450. Esto quiere decir que, aproximadamente, dicho equipo está produciendo imágenes CT con una uniformidad aceptable en el caso de ROI aparentemente homogéneas.

§ 1.6. Exactitud del número CT

A continuación, se presenta una de las cuatro imágenes adquiridas mediante el procedimiento descrito en § 1.7 (cap. 3) y visualizada en el software analítico de imágenes *ImageJ*. Después de dicha imagen, se muestra la Tabla 4.7, la cual reporta los valores medios de píxel por ROI y por protocolo de escaneo; las dimensiones de dicha ROI se definieron previamente en el procedimiento de esta prueba técnica.

⁴⁶ Véase la nota 38 de a pie de página a propósito de los factores productores de ruido en la imagen por CT. Estos factores, generadores de ruido en la imagen, no afectaron significativamente la uniformidad de la imagen CT, la cual se obtuvo en el sistema PET/CT BV 450 con los parámetros especificados en § 1.6 (Cap. 3).

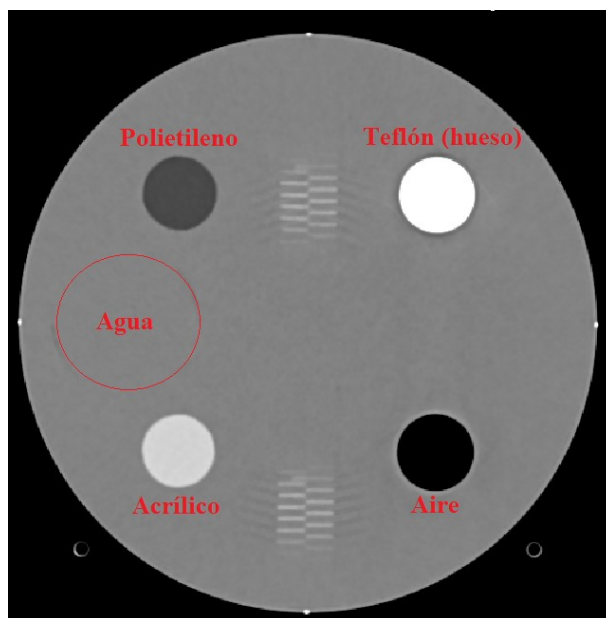


Figura 4.5. Imagen del módulo 1 del maniquí ACR, para evaluar exactitud de *NCT*, el cual contiene cuatro volúmenes fabricados de materiales distintos al material predominante de dicho maniquí (el tipo de material se indica en la imagen).

Material	Valor medio de píxel (UH) según el protocolo específico				Rango de valores medios de píxel de referencia (UH)
	Cabeza de adulto	Cabeza pediátrica	Abdomen de adulto	Abdomen pediátrico	
<i>Acrílico</i>	131.816	129.522	132.264	120.270	$110 \leq NCT \leq 135$
<i>Agua</i>	6.099	3.285	5.835	3.230	$-7 \leq NCT \leq 7$
<i>Aire</i>	-996.624	-991.132	-996.727	-986.123	$-1005 \leq NCT \leq -970$
<i>Polietileno</i>	-84.267	-86.260	-85.321	-97.373	$-107 \leq NCT \leq -84$
<i>Teflón (hueso)</i>	877.708	864.332	894.316	966.124	$850 \leq NCT \leq 970$

Tabla 4.7. Valores de píxel, por protocolo clínico de escaneo, de los cinco materiales del módulo 1 del maniquí ACR para la prueba técnica de exactitud de *NCT*.

El resultado, que se desprende del examen de la Tabla 4.7, para cada uno de los cuatro protocolos comprobados, es que el sistema PET/CT BV 450 produce imágenes CT con valores medios de píxel dentro de los rangos de tolerancia de los valores conocidos de los materiales de los objetivos del módulo 1 del maniquí ACR. Recuérdese que los factores de ruido (Cf. Nota 38 a pie de página) son responsables por las variaciones en los valores de UH para cada tipo de material. Por

este motivo, los valores referenciales de UH se ubican dentro de un rango de valores de píxel; dicho rango corresponde con los valores de atenuación de un material específico.

Así, pues, se puede estar convencido de la exactitud de los valores de UH medidos, recordando, adicionalmente, que la causa física de la fluctuación de los valores de píxel obliga a considerar un rango de valores de píxel, siempre y cuando éstos estén dentro de los rangos establecidos de tolerancia, ya sea que se obtengan nuevos valores de medición de UH al repetir las mediciones en las mismas imágenes ya adquiridas o al volver a realizar el procedimiento técnico de § 1.7 (cap. 3). Por lo tanto, los valores de píxel por distinto material, reportados por el sistema CT del equipo PET/CT BV 450, son exactos y dicho sistema pasa la prueba técnica de exactitud de *NCT*.

§ 1.7. Evaluación de artefactos

A continuación, se presenta la imagen adquirida mediante el procedimiento descrito en § 1.8 (cap. 3) y visualizada en el software analítico de imágenes *ImageJ*.

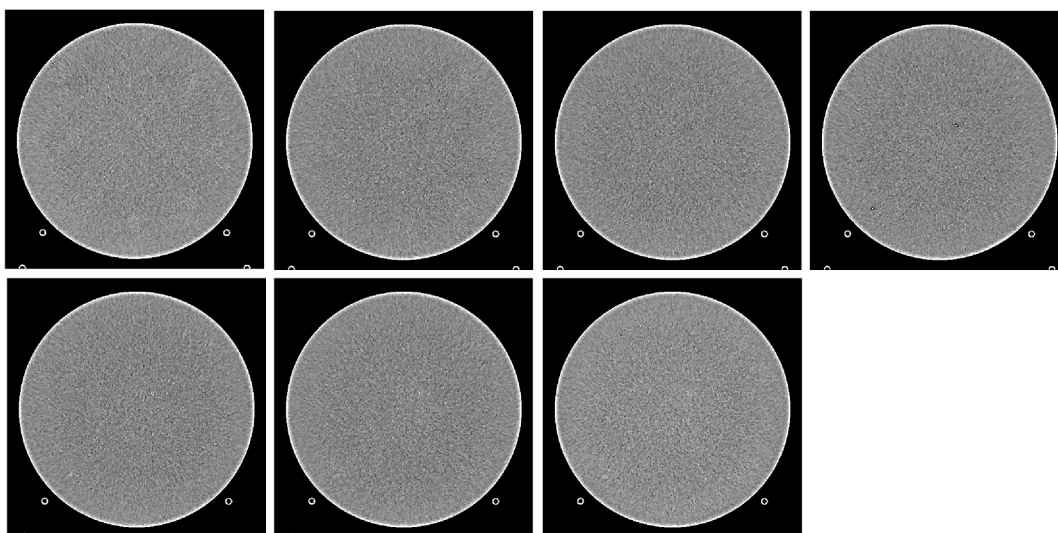


Figura 4.6. Imágenes del módulo 3 del maniquí ACR que corresponden a 7 cortes de imagen, cada una de 5 mm de espesor. Dichas imágenes se adquirieron para un valor de ancho de ventana de 400 UH y un valor de nivel de ventana de 0 UH.

La visualización de la Figura 4.6 de las 7 imágenes por CT, adquiridas al escanear el módulo 3 del maniquí ACR, no muestra ninguno de los artefactos posibles (principalmente rayas o anillos), basando este escrutinio en el registro del protocolo ACR de artefactos de dicho módulo de

uniformidad (Dillon et al., 2017, pp. 37–8) [Cf. Figura G.2]. Físicamente, se puede aseverar que el sistema de CT Straton de Siemens produjo unas imágenes tomográficas sin artefactos visibles porque:

(i) El grado de endurecimiento, entre los haces individuales de rayos X, no presentó variaciones significativas tal que el algoritmo seleccionado de reconstrucción de imagen no pudiera ajustarse a dichas variaciones y produjera artefactos de copa o de rayas.

(ii) La cantidad de datos muestreados de proyección fue suficiente (i.e., elección óptima del valor de *pitch*) para evadir el artefacto por solapamiento (i.e., *aliasing*), evitándose detalles inexactos del maniquí ACR en la imagen y, en consecuencia, evitándose el artefacto de bandas en la imagen, las cuales aparecen como extensiones desde una estructura densa.

(iii) El maniquí ACR se mantuvo mecánicamente estático durante el escaneo por CT, lo que no permitió la formación de artefactos de rayas (de sombras, fantasmas o difuminado), por movimiento de dicho maniquí, en la imagen.

(iv) Las marcas radio-opacas metálicas del maniquí ACR no poseen una densidad másica, que se encuentre más allá del rango de unidades Hounsfield del sistema CT de la PET/CT BV 450 (i.e., su rango dinámico), que produjera endurecimiento del haz de rayos X, tal que aparecieran artefactos metálicos de rayas.

(v) El estado técnico del detector GOS del sistema CT es óptimo, es decir, está correctamente calibrado, lo que impidió la formación de artefactos de anillo.

(vi) El estado técnico del tubo de rayos X Straton es óptimo, es decir, no produjo el fenómeno físico del arco del tubo de rayos X por un voltaje excesivo, entre el cátodo y el ánodo, por cortocircuito. Por tanto, artefactos de rayas por arco de tubo de rayos X no aparecieron en la imagen.

Por consiguiente, las imágenes por CT, producidas por el equipo PET/CT BV 450, aprueban la prueba técnica de artefactos y artefactos propios de dicho equipo no existen para ser registrados.⁴⁷

⁴⁷ Recomendación: consúltese el capítulo 7 y la p. 91 (capítulo 8: sobre artefactos por reformación de múltiples planos en el pos-procesamiento de imágenes) en L. E. Romans (2011), especialmente la Tabla 7-1, para una discusión más extensa sobre los artefactos producidos en adquisiciones de imágenes por CT.

§ 1.8. Dosimetría

A continuación, se muestra un resumen de los datos y los cálculos dosimétricos en CT, según el procedimiento técnico descrito en § 1.8 (cap. 3), los cuales se presentan desde la Tabla 4.8 hasta la Tabla 4.15.

Posición de medición dosimétrica en el maniquí de CTDI	Dosis de radiación (mGy)	Tasa de dosis de radiación (Gy/s)	$CTDI_{100,periferia}$ (mGy)	$CTDI_{100,centro}$ (mGy)	$CTDI_W$ (mGy)*
<i>Centro</i>	33.26	7.64	—	39.19	40.40
<i>Abajo (6:00)</i>	32.00	9.77	37.71		
<i>Derecha (3:00)</i>	34.65	8.31	40.83		
<i>Izquierda (9:00)</i>	34.36	8.26	40.49		
<i>Arriba (12:00)</i>	38.17	11.47	44.98		

Tabla 4.8. Resultados dosimétricos y cálculo de $CTDI_{100}$ y $CTDI_W$ [Cf. Ecuaciones D.35 y D.36, respectivamente], para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de cabeza adulta. Dichos resultados dosimétricos se obtuvieron mediante la medición con cámara de ionización tipo lápiz en los agujeros cilíndricos del maniquí de CTDI (posiciones horarias y en el centro). NOTA (*): se calculó con un valor promedio de $CTDI_{100,periferia}$.

Posición de medición dosimétrica en el maniquí de CTDI	Valores reportados por el sistema PET/CT BV 450		Valores calculados a partir de los valores dosimétricos (Cf. Tabla 4.8)		Diferencias absolutas de valores dosimétricos		Error porcentual de la medida de $CTDI_{VOL}$ (%)
	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	$\Delta CTDI_{VOL}$ (mGy)	ΔDLP (mGy·cm)	
<i>Centro</i>	43.28	456.38	40.40	365.61	3.01	91.49	6.93
<i>Abajo (6:00)</i>	43.44	457.35					
<i>Derecha (3:00)</i>	43.44	457.27					
<i>Izquierda (9:00)</i>	43.44	457.24					
<i>Arriba (12:00)</i>	43.44	457.27					
Promedio	43.41	457.10					

Tabla 4.9. Resultados dosimétricos reportados por el sistema PET/CT BV 450 y cálculo de $CTDI_{VOL}$ y DLP [Cf. Ecuación D.37; $DLP = (\text{longitud del escaneo a lo largo del eje } z) \cdot CTDI_{VOL}$], para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de cabeza adulta.

Posición de medición dosimétrica en el maniquí de CTDI	Dosis de radiación (mGy)	Tasa de dosis de radiación (Gy/h)	$CTDI_{100,periferia}$ (mGy)	$CTDI_{100,centro}$ (mGy)	$CTDI_W$ (mGy)*
<i>Centro</i>	6.95	3.24	—	8.19	13.29
<i>Abajo (6:00)</i>	12.22	7.68	14.42		
<i>Derecha (3:00)</i>	13.60	8.52	16.04		
<i>Izquierda (9:00)</i>	13.48	8.45	15.90		
<i>Arriba (12:00)</i>	14.39	9.03	16.98		

Tabla 4.10. Resultados dosimétricos y cálculo de $CTDI_{100}$ y $CTDI_W$ [Cf. Ecuaciones D.35 y D.36, respectivamente], para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de abdomen adulto. Dichos resultados dosimétricos se obtuvieron mediante la medición con cámara de ionización tipo lápiz en los agujeros cilíndricos del maniquí de CTDI (posiciones horarias y en el centro). NOTA (*): se calculó con un valor promedio de $CTDI_{100,periferia}$.

Posición de medición dosimétrica en el maniquí de CTDI	Valores reportados por el sistema PET/CT BV 450		Valores calculados a partir de los valores dosimétricos (Cf. Tabla 4.10)		Diferencias absolutas de valores dosimétricos		Error porcentual de la medida de $CTDI_{VOL}$ (%)
	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	$\Delta CTDI_{VOL}$ (mGy)	ΔDLP (mGy·cm)	
<i>Centro</i>	13.27	141.58	13.29	120.39	0.02	21.19	0.13
<i>Abajo (6:00)</i>	13.27	141.58					
<i>Derecha (3:00)</i>	13.27	141.58					
<i>Izquierda (9:00)</i>	13.27	141.58					
<i>Arriba (12:00)</i>	13.27	141.58					
Promedio	13.27	141.58					

Tabla 4.11. Resultados dosimétricos reportados por el sistema PET/CT BV 450 y cálculo de $CTDI_{VOL}$ y DLP [Cf. Ecuación D.37; $DLP = (\text{longitud del escaneo a lo largo del eje } z) \cdot CTDI_{VOL}$], para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de abdomen adulto.

Posición de medición dosimétrica en el maniquí de CTDI	Dosis de radiación (mGy)	Tasa de dosis de radiación (Gy/h)	$CTDI_{100,periferia}$ (mGy)	$CTDI_{100,centro}$ (mGy)	$CTDI_W$ (mGy)*
<i>Centro</i>	6.24	1.94	—	7.36	7.78
<i>Abajo (6:00)</i>	6.09	2.71	7.18		
<i>Derecha (3:00)</i>	6.89	3.05	8.12		
<i>Izquierda (9:00)</i>	6.68	2.98	7.88		
<i>Arriba (12:00)</i>	7.45	2.40	8.78		

Tabla 4.12. Resultados dosimétricos y cálculo de $CTDI_{100}$ y $CTDI_W$ [Cf. Ecuaciones D.35 y D.36, respectivamente], para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de cabeza pediátrica. Dichos resultados dosimétricos se obtuvieron mediante la medición con cámara de ionización tipo lápiz en los agujeros cilíndricos del maniquí de CTDI (posiciones horarias y en el centro). NOTA (*): se calculó con un valor promedio de $CTDI_{100,periferia}$.

Posición de medición dosimétrica en el maniquí de CTDI	Valores reportados por el sistema PET/CT BV 450		Valores calculados a partir de los valores dosimétricos (Cf. Tabla 4.12)		Diferencias absolutas de valores dosimétricos		Error porcentual de la medida de $CTDI_{VOL}$ (%)
	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	$\Delta CTDI_{VOL}$ (mGy)	ΔDLP (mGy·cm)	
<i>Centro</i>	8.26	92.89	7.78	70.49	0.54	23.35	6.44
<i>Abajo (6:00)</i>	8.33	94.08					
<i>Derecha (3:00)</i>	8.33	94.07					
<i>Izquierda (9:00)</i>	8.33	94.08					
<i>Arriba (12:00)</i>	8.33	94.08					
Promedio	8.32	93.84					

Tabla 4.13. Resultados dosimétricos reportados por el sistema PET/CT BV 450 y cálculo de $CTDI_{VOL}$ y DLP [Cf. Ecuación D.37; $DLP = (\text{longitud del escaneo a lo largo del eje } z) \cdot CTDI_{VOL}$], para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de cabeza pediátrica.

Posición de medición dosimétrica en el maniquí de CTDI	Dosis de radiación (mGy)	Tasa de dosis de radiación (Gy/h)	$CTDI_{100,periferia}$ (mGy)	$CTDI_{100,centro}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)*
<i>Centro</i>	1.03	0.48	—	1.21	2.24
<i>Abajo (6:00)</i>	2.04	1.29	2.41		
<i>Derecha (3:00)</i>	2.41	1.18	2.85		
<i>Izquierda (9:00)</i>	2.44	1.20	2.88		
<i>Arriba (12:00)</i>	2.40	1.18	2.84		

Tabla 4.14. Resultados dosimétricos y cálculo de $CTDI_{100}$ y $CTDI_w$ [Cf. Ecuaciones D.35 y D.36, respectivamente], para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de abdomen pediátrico. Dichos resultados dosimétricos se obtuvieron mediante la medición con cámara de ionización tipo lápiz en los agujeros cilíndricos del maniquí de CTDI (posiciones horarias y en el centro). NOTA (*): se calculó con un valor promedio de $CTDI_{100,periferia}$.

Posición de medición dosimétrica en el maniquí de CTDI	Valores reportados por el sistema PET/CT BV 450		Valores calculados a partir de los valores dosimétricos (Cf. Tabla 4.14)		Diferencias absolutas de valores dosimétricos		Error porcentual de la medida de $CTDI_{VOL}$ (%)
	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	$\Delta CTDI_{VOL}$ (mGy)	ΔDLP (mGy·cm)	
<i>Centro</i>	2.29	24.42	2.24	20.29	0.07	4.29	3.07
<i>Abajo (6:00)</i>	2.31	24.62					
<i>Derecha (3:00)</i>	2.31	24.62					
<i>Izquierda (9:00)</i>	2.31	24.62					
<i>Arriba (12:00)</i>	2.31	24.62					
Promedio	2.31	24.58					

Tabla 4.15. Resultados dosimétricos reportados por el sistema PET/CT BV 450 y cálculo de $CTDI_{VOL}$ y DLP [Cf. Ecuación D.37; $DLP = (\text{longitud del escaneo a lo largo del eje } z) \cdot CTDI_{VOL}$], para la irradiación del tubo rayos X, según el protocolo de escaneo de abdomen pediátrico.

Los resultados de los datos dosimétricos (Cf. Tablas 4.8, 4.10, 4.12 y 4.14) presentan la tendencia esperada según la teoría de dosimetría CT (Cf. § 3.3, cap. 2), a saber, dosis de radiación en el maniquí de cabeza espacialmente más uniforme y más alta (FOV y tamaños más pequeños, menos radiación de dispersión) que la dosis de radiación en el maniquí de abdomen. Asimismo, comparativamente, la dosis de radiación en los maniqués de adulto es más altas que la dosis de

radiación entregadas en los maniqués pediátricos, lo cual es otro resultado dosimétrico teóricamente esperado (además, esto es así porque el potencial eléctrico pico del tubo de rayos X es menor en el caso de protocolos de escaneo pediátricos). Por consiguiente, estas tendencias dosimétricas agregan certeza sobre que los procedimientos de medición dosimétrica (Cf. § 1.8, cap. 3) se realizaron correctamente.

Ahora bien, el cálculo final, que interesa para la aprobación de la prueba técnica de dosimetría en CT, es el $CTDI_{VOL}$. Las Tablas 4.9, 4.11, 4.13 y 4.15 arrojan, en su última columna, el resultado de error porcentual de medición y cálculo dosimétricos, considerando como valor de referencia (i.e., $CTDI_{VOL}$ teórico) al valor de $CTDI_{VOL}$ reportado por el propio sistema PET/CT BV 450. Así, pues, los errores porcentuales del cálculo de $CTDI_{VOL}$ son los siguientes: 6.93% (protocolo rutinario de escaneo de cabeza adulta), 0.13% (protocolo rutinario de escaneo de abdomen adulto), 6.44% (protocolo rutinario de cabeza pediátrica) y, finalmente, 3.07% (protocolo rutinario de abdomen pediátrico).

Por lo tanto, debido a que el protocolo ACR (Dillon et al., 2017, p. 81) propone, como criterio técnico de aprobación, un valor de error de medición de $CTDI_{VOL}$ no superior al 20%, la componente CT del sistema PET/CT BV 450 aprueba la prueba técnica de dosimetría en CT, y dicha componente posee un buen desempeño, tanto en la medición de $CTDI_{VOL}$ como en la entrega de dosis de radiación óptimas para el uso clínico, y permite el cálculo de cantidades dosimétricas relevantes para las estimaciones de dosis de radiación utilizadas en exámenes radiodiagnósticos.

§ 1.9. Ancho del haz de radiación

A continuación, se presentan los resultados de medición del ancho del haz de radiación (Fig. 4.7 y Tabla 4.16), los cuales se obtuvieron mediante el software de análisis de imágenes del escáner PSPIX, para tres casos de irradiación de la placa fosfórica fotoestimulable, según se estipuló en el procedimiento técnico (Cf. § 1.9, cap. 3).

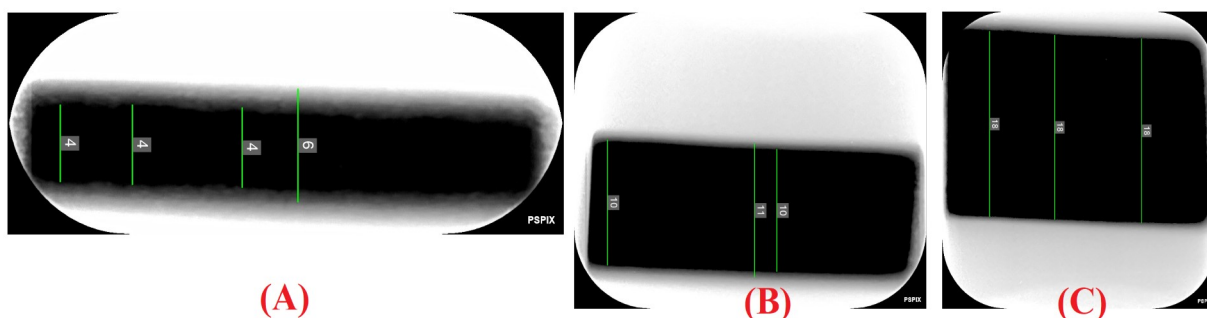


Figura 4.7. Placas de fósforo fotoestimulable reveladas por el equipo PSPIX (ACTEON) de la facultad de odontología de la UCR y procedas por el software Sopro. Las imágenes (A), (B) y (C) respectivamente corresponden con las siguientes colimaciones del sistema CT: 1×5 mm, 6×1.2 mm y 12×1.2 mm. Parámetros del tubo de rayos X: 70 kVp y 30 mA.

Placa fosfórica fotoestimulable correspondiente en la Figura 4.7	Espesor de corte de imagen (mm)	Colimación (mm) [ancho nominal del haz de radiación]	Ancho del haz de radiación medido en la placa (mm)	Diferencia absoluta entre anchos de haz de radiación (mm)	Desvío porcentual del ancho medio relativo al ancho nominal
(A)	5	1×5 (5)	4	1.00	20.00
(B)	1.2	6×1.2 (7.2)	10	2.80	38.89
(C)	2.4	12×1.2 (14.4)	18	3.60	25.00

Tabla 4.16. Resultados de las mediciones de ancho de haz de rayos X en las placas de fósforo fotoestimulable mediante el software Sopro de ACTEON.

La inspección analítica de la Figura 4.7 y de la Tabla 4.16 muestra el comportamiento físico esperable de la imagen de una placa de fósforo fotoestimulable, a saber:

- (i) La región más oscura corresponde con la energía liberada de la capa de fósforo por la parte del campo de radiación más intensa, es decir, la región de la intensidad máxima del haz de rayos X relativa al haz primario de radiación [aproximadamente corresponde al valor de FWHM del perfil de dosis $D(z)$];
- (ii) La región más oscura es un poco más grande que el ancho nominal debido a la reacción físico-química de la capa de fósforo y debido a una pequeña contribución de la radiación de dispersión (proveniente de los bordes del colimador del haz de rayos X);
- (iii) Una región grisácea circunda la región más oscura de la imagen de la placa fosfórica, la cual se debe principalmente a la radiación de rayos X dispersada, la cual es menos intensa que la radiación del haz primario de rayos X (el color gris se debe a una reacción físico-química menos vigorosa en

la capa de fósforo) [esta región gris corresponde, aproximadamente, a las zonas de penumbra o colas del perfil de dosis $D(z)$].

Ahora bien, el protocolo ACR (Dillon et al, 2017, pp. 66–67) estipula que la diferencia entre anchos (medido y nominal) no debe superar los 3 mm o que el desvío del ancho medido no supere en un 30% del ancho nominal. Así, pues, según la Tabla 4.16: (i) la placa fosfórica (A) produjo una diferencia absoluta de 1 mm y un desvío del 20%. Entonces, en ambos casos, el límite de error protocolario no es excedido; (ii) la placa fosfórica (B) produjo una diferencia absoluta de 2.80 mm pero un desvío del 38.89%. Entonces, en virtud de la diferencia de anchos, el límite de error protocolario no es excedido; finalmente, (iii) la placa fosfórica (C) produjo un desvío del 25% pero una diferencia absoluta de 3.60 mm. Entonces, en virtud del desvío del ancho medido relativo al ancho nominal, el límite de error protocolario no es excedido.

Por lo tanto, la extensión del ancho medido del haz de radiación (valor de referencia) es mayor que el ancho nominal del haz de rayos X en una cantidad adecuada para la adquisición de imágenes clínicas de buena calidad y la entrega de dosis de radiación óptimas, y la CT del sistema PET/CT BV 450 aprueba la prueba técnica de ancho del haz de radiación.

§ 2. *Análisis y discusión de los resultados de las pruebas técnicas del caso de la PET*

§ 2.1. *Resolución espacial*

A continuación, se muestra la Figura 4.8 de la imagen de la prueba de resolución espacial adquirida en el corte de imagen $z = 129$ mm, escogido entre un total de 66 cortes de imágenes PET de espesor de 3 mm. Asimismo, se muestra la Figura 4.9, la cual visualiza las seis gráficas del número de cuentas en función de la distancia, para las tres fuentes radioactivas de la configuración activimétrica diseñada en el procedimiento técnico del paso (i) [Cf. § 2.1, cap. 3]. Asimismo, la Tabla 4.17 resume los resultados cuantitativos determinados por el procedimiento del paso (iv) [Cf. § 2.1, cap. 3]. Como última observación, la cantidad de radioactividad, utilizada por fuente, es 1 mCi, la cual fue medida por un activímetro de pozo modelo CRC[®]-55tR (fabricante Capintec) en el momento inicial 15:05:33 ($T_0 = 15.0925$ h) del 8 de marzo de 2023.

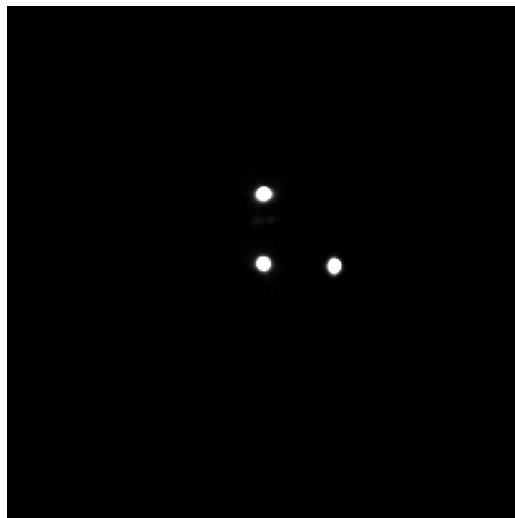


Figura 4.8. Imagen adquirida por PET para la prueba técnica de resolución espacial en el corte de imagen $z = 129$ mm. Esta imagen se reconstruyó mediante el algoritmo iterativo PSF+TOF 4i5s.

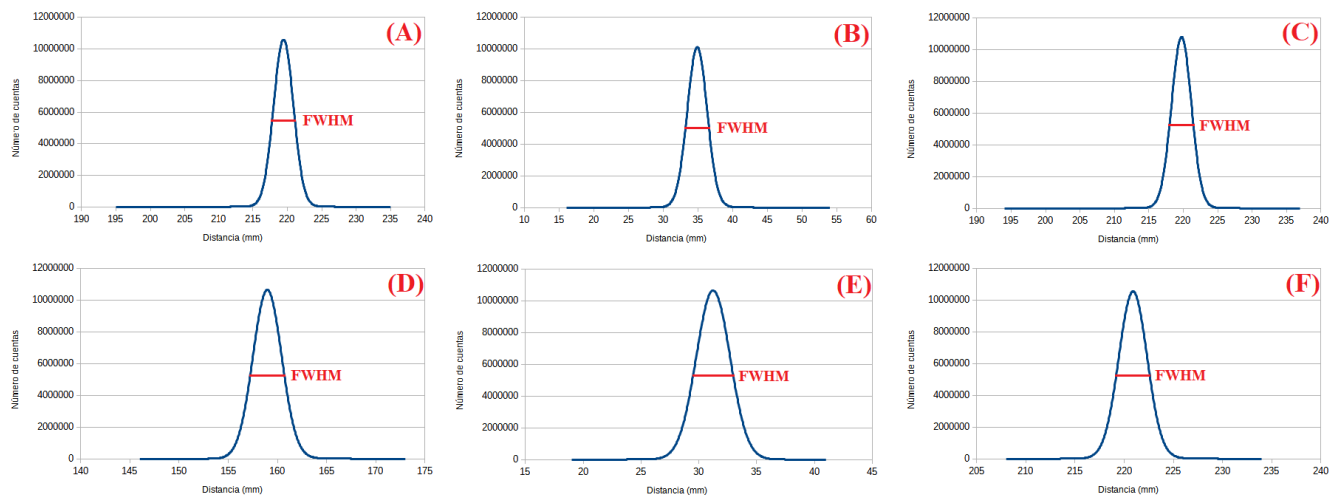


Figura 4.9. Perfiles de cuentas de eventos de detección de radioactividad por píxel. Las gráficas corresponden con las siguientes posiciones de las fuentes radioactivas: (A) (0,0,12.9 cm) [perfil horizontal]; (B) (0,0,12.9 cm) [perfil vertical]; (C) (0,10 cm, 12.9 cm) [perfil horizontal]; (D) (0,10 cm, 12.9 cm) [perfil vertical]; (E) (10 cm, 0, 12.9 cm) [perfil horizontal]; (F) (10 cm, 0, 12.9 cm) [perfil vertical].

Perfil de cuentas en la Figura 4.9	Posición de la fuente radioactiva		Parámetros del ajuste gaussiano [ecuación (3.1)] de las series de datos de cuentas en función de la distancia				Coefficiente de correlación	Resolución espacial de la PET
	x (cm)	y (cm)	C_0 (número de cuentas)	C_1 (número de cuentas)	μ (mm)	σ (mm)	r (%)	FWHM (mm)
(A)	0	0	352.89	10596736.00	219.46	1.44	1.00	3.39
(B)	0	0	541.40	10094173.70	34.88	1.43	1.00	3.37
(C)	0	10	385.23	10653704.57	31.24	1.47	1.00	3.44
(D)	0	10	393.64	10528022.46	220.89	1.45	1.00	3.40
(E)	10	0	349.21	10785780.00	219.75	1.45	1.00	3.40
(F)	10	0	614.54	10629351.70	158.97	1.46	1.00	3.44

Tabla 4.17. Resultados del ancho total de la mitad del máximo (FWHM) [equivalente a la resolución espacial], medidos en los perfiles de cuentas, para tres pequeñas fuentes radioactivas con 1 mCi de ^{18}F y sus correspondientes datos de cuentas por unidad de distancia, los cuales se extrajeron de las seis imágenes de la configuración activimétrica de la prueba técnica de resolución espacial de PET (Cf. § 2.1, cap. 3).

Recuérdese que los resultados de la resolución espacial de PET, mostrados en la Figura 4.9 y en la Tabla 4.17, se basan en un ajuste normal-gaussiano de los datos activimétricos de cuentas por unidad de distancia; dicho ajuste matemático se fundamenta en la distribución gaussiana espacial dada por la ecuación (3.1) [Cf. paso (30), § 2.1, cap. 3].

Nótese que esta distribución normal de las cuentas por distancia (Cf. Figura 4.9) sigue perfectamente bien la forma de campana teóricamente esperada en virtud del teorema del límite central (D. S. Wilks, 2011, p. 87). Ahora bien, el valor de FWHM se determinó al calcular $\text{FWHM} \approx 2.35\sigma$ (Y. Hirano, 2011, p. 80), el cual se muestra para cada orientación de perfil de cuentas de cada posición de la fuente radioactiva en la Tabla 4.17.

Utilizando los datos de los valores de FWHM espacial calculados y mostrados en la Tabla 4.17, y tomando en cuenta los valores de FWHM espacial reportados por el fabricante (Tabla B.3), la Tabla 4.18, a continuación, muestra el error porcentual en los valores medidos considerando a los valores proveídos por el fabricante como valores de referencia.

Perfil de cuentas en la Figura 4.9	Posición de la fuente radioactiva		Resolución espacial de la PET		Error porcentual (%)
	x (mm)	y (mm)	FWHM medido (mm)	FWHM reportado por el fabricante (mm)	
(A)	0	0	3.39	3.40	0.405
(B)	0	0	3.37	3.40	0.883
(C)	0	10	3.44	3.70	6.920
(D)	0	10	3.40	3.70	8.147
(E)	10	0	3.40	3.70	7.984
(F)	10	0	3.44	3.70	6.983

Tabla 4.18. Comparación de resultados de FWHM espacial de PET entre los valores medidos y los valores del fabricante. Consúltense la Tabla B.3 a propósito del algoritmo de reconstrucción de imágenes y otros detalles técnicos de adquisición de imágenes usados por el fabricante.

Según la Tabla 4.18 y de acuerdo con el criterio de aprobación técnica del protocolo de AAPM (Mawlawi et al., 2019), solamente las mediciones de FWHM espacial cerca del centro del FOV axial aprobarían la prueba técnica de la resolución espacial, pues presentan desviaciones porcentuales relativas al valor de referencia menores al 5%. No obstante, según el criterio de aprobación del fabricante Siemens (2020), en concordancia con el criterio aprobatorio del protocolo de IAEA (2009), es suficiente con que el valor medido del FWHM espacial sea menor, o igual, al valor reportado por el fabricante.

Por consiguiente, en virtud de los tres protocolos de pruebas técnicas para la PET, la resolución espacial de PET es excelente en el centro del FOV axial, mientras que dicha resolución espacial es muy buena a 10 cm de distancia del centro del FOV axial ateniéndonos al criterio técnico del propio fabricante y del protocolo de IAEA (2009). Por lo tanto, la resolución espacial de la componente PET del sistema PET/CT BV 450 está dentro de los valores aceptables y dicho sistema aprueba la prueba técnica de resolución espacial. En otras palabras, esta PET es capaz de resolver, como mínimo, fuentes radioactivas de diámetro promedio de 3.41 mm a lo largo de los ejes x e y .

El resultado final de esta prueba técnica de resolución espacial de PET demuestra las virtudes del cristal LSO del detector PET del sistema PET/CT BV 450, con cada elemento de cristal con dimensiones de cara de 3.2 mm, para identificar pequeñas fuentes radioactivas (recuérdese que entre más pequeño sea el cristal, mucho mejor será la resolución espacial). A su vez, esto significa que el sistema PET, en virtud de su excelente resolución espacial, podrá adquirir mejores imágenes cuantitativas (e.g., para modelos biocinéticos basados en valores estándar de captación tisular) por

la reducción de los efectos del volumen parcial en los valores de píxel de la imagen final de PET (Casey y Osborne, 2020, p. 83) [Cf. el concepto de volumen parcial en el glosario (anexo G)]. Así, pues, la resolución espacial de nuestra PET permitirá, aproximadamente, la detección de lesiones tumorales de 0.17 mL de volumen y de 5.97 mm de diámetro (Cf. Y. E. Erdi, 2012, p. 23).

Por otra parte, como último comentario, estos resultados prueban la correcta selección del diseño del experimento (distribución espacial de las fuentes radiactivas, volumen pequeño de éstas y su cantidad de actividad del flúor-18; parámetros apropiados de reconstrucción de imagen), ya que otros autores, utilizando una PET/CT BV 450 ó 600, reportan valores de FWHM espacial más altos [e.g., van Sluis et al. (2019, p. 11), usando ^{18}F , reportan los valores de FWHM espacial 4.3 mm y 5.9 mm para fuentes a 1 cm y a 10 cm del centro del FOV axial, respectivamente. También consúltese los reportes de Casey y Osborne (2020) y Carlier et al. (2020)].⁴⁸ En conclusión, comparativamente hablando, se obtuvieron valores de resolución espacial más cercanos a los valores del fabricante que los valores reportados por los autores previamente citados.

§ 2.2. *Sensibilidad*

A continuación, se muestra la Figura 4.10 de las gráficas de las pruebas de sensibilidad adquiridas para 118 cortes de espesor de 5.93 mm y las gráficas de número neto de cuentas verdaderas y/o tasa corregida de cuentas por número de tubo metálico, que representan la atenuación de la radiación, proveniente de la fuente lineal de flúor-18, conforme se retiraba cada tubo metálico de mayor diámetro [Cf. § 2.2, cap. 3]. Asimismo, se muestra la Tabla 4.19, la cual resume los principales parámetros físicos asociados con la prueba técnica de sensibilidad de la PET. Como última observación, la cantidad inicial de radioactividad, utilizada para la fuente lineal, fue medida por un activímetro de pozo modelo CRC[®]-55tR (fabricante Capintec) el 20 de junio de 2023.

⁴⁸ En concordancia con los criterios protocolarios de aprobación técnica, los autores Casey y Osborne (2020, p. 78) reportan, para fuentes radioactivas de ^{18}F , 3.8 mm y 4.3 mm a 1 cm y a 10 cm del centro del FOV axial, respectivamente. Por otra parte, los autores Carlier et al. (2020, p. 6) reportan, para fuente radioactivas de ^{22}Na , 3.5 mm y 4.2 mm a 1 cm y a 10 cm del centro del FOV axial, respectivamente. Aún así, los resultados de esta tesis siguen siendo menores a los valores reportados por estos autores.

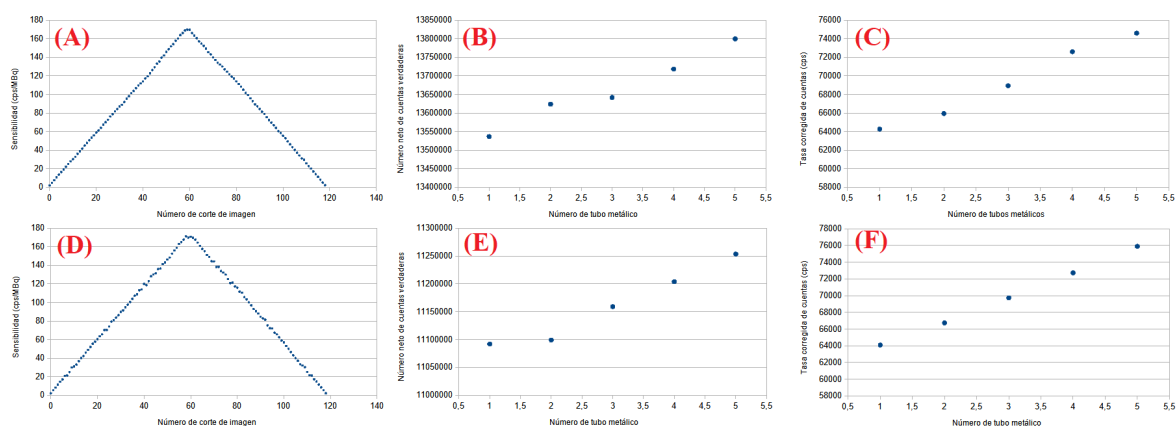


Figura 4.10. Presentación gráfica de los resultados activimétricos de la prueba técnica de sensibilidad de la PET. Las gráficas son las siguientes: (A) y (D) corresponden con la sensibilidad por número de corte de imagen en 0 cm y en 10 cm relativos al centro del FOV axial, respectivamente; (B) y (E) corresponden con el número de cuentas verdaderas por número de tubo metálico en 0 cm y en 10 cm relativos al centro del FOV axial, respectivamente; (C) y (F) corresponden con la tasa corregida de cuentas por número de tubo metálico en 0 cm y en 10 cm relativos al centro del FOV axial, respectivamente.

Datos reportados por la estación de trabajo <i>Syngo</i>	Posición de la fuente lineal de flúor-18 relativa al isocentro del FOV	
	0 cm	10 cm
Sensibilidad del sistema PET (cps/MBq) [Cf. Ecuación (3.2)]	10263.4	10438.6
Eficiencia del detector LSO (%)	1.03	1.04
Coefficiente de atenuación lineal efectivo (cm^{-1})	0.158	0.170
Discriminadores del nivel energético inferior (keV)	435	
Discriminadores del nivel energético superior (keV)	585	
Longitud de la fuente radioactiva (cm)	70.00	
Actividad inicial corregida (MBq / mCi)	5.48 / 0.15	4.45 / 0.12
Número neto de cuentas promedio de los eventos verdaderos	13663943.6	11161445.8
Número neto de cuentas de eventos verdaderos sin material atenuador	13477737.8	11033146.6
Tasa corregida de cuentas (cps) sin material atenuador	61064.5	60953.1

Tabla 4.19. Datos de medición de sensibilidad, reportados por el sistema PET/CT BV 450 en la estación de trabajo de *Syngo*, al finalizar el procesamiento. Los valores de sensibilidad PET son resultantes de la aplicación del conjunto de ecuaciones (D.1)–(D.4).

El análisis de la Figura 4.10 muestra el comportamiento teóricamente esperado de la variable de sensibilidad del escáner PET relativa a su distribución espacial a lo largo del eje z del maniquí de sensibilidad [i.e., eje central del escáner] (P. E. Christian, 2012, p. 332): la sensibilidad disminuye en los bordes del FOV del plano sagital y la sensibilidad aumenta conforme las partículas se mueven desde el centro del FOV sagital; ésta es la razón de la forma piramidal de las gráficas de sensibilidad (A) y (D) de la Figura 4.10. Adicionalmente, como observación técnica, la tendencia piramidal de la sensibilidad de la PET se explica en virtud de la relación no lineal entre los distintos detectores de los anillos de detección del sistema PET, a partir de los cuales se calculan las posiciones de los eventos de aniquilación. Dicha no linealidad de la respuesta de los detectores es mayor en los bordes del FOV (A. T. M., Willemsen, 2017, p. 195), lo que implica una menor cantidad de cuentas verdaderas de eventos físicos detectados. Finalmente, nótese la gran cantidad de eventos de cuentas verdaderas detectadas [gráficas (B), (C), (E) y (F) en Figura 4.10], lo cual es consecuencia del gran FOV (70 cm) del sistema PET/CT BV 450.

Ahora bien, el análisis de las gráficas (B), (C), (E) y (F) de la Figura 4.10 muestra la tendencia del aumento de la radioactividad, medida por el número de cuentas verdaderas, en virtud de la atenuación del haz de fotones de aniquilación por la disminución del espesor del material del tubo metálico del maniquí NEMA de sensibilidad (Cf. Tabla F.3: tubos de aluminio con 2.5 mm de espesor). Al final, el propósito de dichas gráficas es permitir extrapolar el valor de la sensibilidad del sistema PET sin material atenuador, ya que se desea una medición de sensibilidad con los haces de fotones de aniquilación sólo atenuados por el aire (Daube-Whiterspoon et al., 2002, p. 1399) [Cf. últimas filas de la Tabla 4.19]. Estas razones también explican por qué se usa una fuente lineal, pues así los fotones emitidos desde dicha fuente casi no se atenuarán con el material del tubo contenedor de esta fuente radioactiva.

Finalmente, en la Tabla 4.19, se observa que ambos valores de sensibilidad del sistema PET, a saber, 10.2 cps/kBq y 10.4 cps/kBq en el centro del FOV y a 10 cm del FOV (eje x), respectivamente, tienen un valor superior a 8.9 cps/kBq, el cual es el valor de referencia de sensibilidad reportado por el fabricante Siemens (Cf. Tabla B.3). Ahora bien, según los protocolos NEMA NU-2 2018 (Siemens Healthineers, 2020) e IAEA (2009, p. 50), la componente PET aprobará la prueba técnica de sensibilidad si el valor medido medio de sensibilidad es igual, o mayor que, al valor de referencia de sensibilidad. Por lo tanto, el sistema PET de la PET/CT BV 450 aprueba la prueba técnica de sensibilidad porque $0.5(10.2 \text{ cps/kBq} + 10.4 \text{ cps/kBq}) \approx 10.3 \text{ cps/kBq} > 8.9 \text{ cps/kBq}$ [Cf. ecuación (3.2)]. Por tanto, el hecho de que se obtuviera una sensibilidad media mayor a la sensibilidad referencial implica un buen desempeño de la componente PET para

detectar eventos de coincidencias verdaderos, lo cual implica, a su vez, una tasa de conteo y una resolución espacial mejores (tiempo muerto bajo).

§ 2.3. Medición de la fracción de dispersión, pérdidas de cuentas y eventos aleatorios

A continuación, se muestra la Figura 4.11 de las gráficas de la fracción de la dispersión y la tasa de las NEC, ambas variables en función de la concentración radioactiva promedio y obtenidas en virtud del procedimiento técnico dado en § 2.3, cap. 3. En la estación de trabajo de *Syngo*, el ajuste de parámetros del sistema PET fue el siguiente: (i) adquisición de 95 cortes de imagen; (ii) medición de la radioactividad en el intervalo temporal desde 0 horas hasta 11 horas más 20 minutos. Cada medición activimétrica aproximadamente se realizaba cada 20 minutos. En fin, hubo 35 mediciones de radioactividad por corte de imagen, para un total de 3325 datos activimétricos al final del proceso de la prueba técnica. Por otra parte, se muestra la Tabla 4.20, la cual resume los resultados calculados de fracción de dispersión y de NEC, y sus respectivas comparaciones con los valores del fabricante Siemens Healthineers (Cf. Tabla B.3). Como última observación, la cantidad inicial de radioactividad ($1312.92 \text{ MBq} \approx 35.48 \text{ mCi}$), utilizada para la fuente lineal, fue medida por un activímetro de pozo modelo CRC[®]-55tR (fabricante Capintec) en el momento inicial 09:58:00 ($T_0 = 9.9667 \text{ h}$) del 22 de junio de 2023.

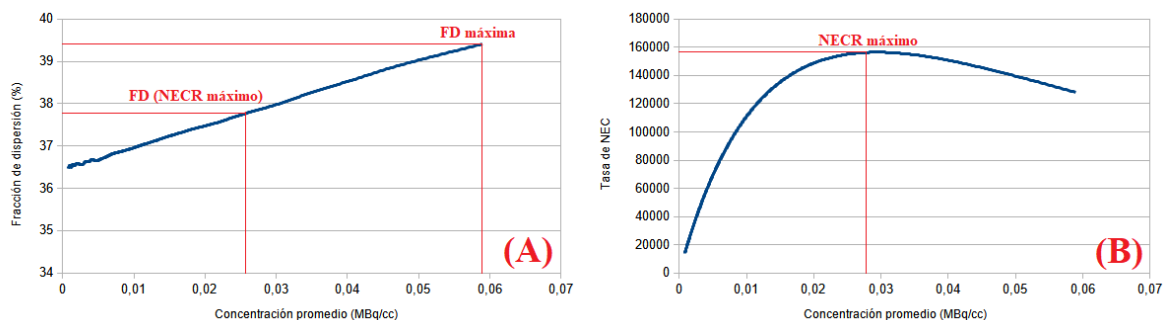


Figura 4.11. Gráficas de fracción de dispersión (A) y de tasa de NEC (B), ambas variables en función de la concentración de radioactividad promedio. NOTA: FD = fracción de dispersión.

NECR máximo (kcps)		Fracción de dispersión (%)			
Calculado en $C = 27.6$ kBq/cc	Reportado por el fabricante en $C = 30$ kBq/cc	Calculado		Reportado por el fabricante	
		En $C = 27.6$ kBq/cc	En $C = 58.93$ kBq/cc	En $C = 30$ kBq/cc	En concentraciones bajas de radioactividad
156.23	160	37.86	39.41	39.00	38.00

Tabla 4.20. Resumen de los resultados de NEC máximo y de fracción de dispersión, para la prueba técnica § 2.3 (caps. 3 y 4), en comparación con los resultados reportados por Siemens Healthineers (Cf. Tabla B.3).

De acuerdo con el protocolo del fabricante Siemens Healthineers (2020), el cual utiliza el mismo criterio técnico del protocolo de NEMA NU-2 2018 [en concordancia con IAEA (2009, p. 58)], para los criterios de aprobación de la componente PET del sistema PET/CT BV 450, se tiene que $NECR_{max,calculado} \geq NECR_{max,fabricante}$. Adicionalmente, el protocolo de AAPM (Mawlawi et al., 2019, p. 24) estipula que el error porcentual tolerable, i.e., la desviación del valor NECR máximo calculado relativo al valor de NECR máximo del fabricante, no debe exceder el 5%. Por consiguiente, partiendo de estos criterios técnicos de evaluación de NECR, en principio, la componente PET no aprobaría la prueba técnica de desempeño de la tasa de conteo porque $NECR_{max,calculado} < NECR_{max,fabricante}$ (Cf. Tabla 4.20) considerando solamente el protocolo de NEMA NU-2 2018. No obstante, el error porcentual de la NECR calculada es aproximadamente 2.35%; por ende, siguiendo al protocolo de AAPM, aunque el valor de NECR pico calculado fue menor al valor de NECR pico del fabricante, el error es tolerable y, por consiguiente, la componente PET del sistema PET/CT BV 450 aprueba la prueba técnica del desempeño sistémico de medición de la tasa de conteo de eventos físicos.

Ahora bien, en el caso de la evaluación del porcentaje de cuentas de dispersión de fotones gamma de aniquilación de pares, el protocolo del fabricante Siemens Healthineers (2020), en concordancia con NEMA NU-2 2018 e IAEA (2009, p. 58), solicita que la fracción de dispersión calculada sea inferior a la fracción de dispersión reportada por dicho fabricante tal que $FD_{calculada} < 1.05 \cdot FD_{fabricante}$. Entonces, se tienen dos casos de evaluación de fracción de dispersión, según la Tabla 4.20, a saber: (i) $39.41\% < 1.05 \cdot (38\%) \rightarrow 39.41\% < 39.9\%$ y (ii) $37.86\% < 1.05 \cdot (39\%) \rightarrow 37.86\% < 40.95\%$. Por lo tanto, la componente PET aprueba la prueba técnica de la fracción de dispersión y posee un buen desempeño a la hora de excluir las cuentas de eventos físicos por dispersión.

Analizando los resultados anteriores, la interpretación física de dichos resultados es la siguiente: en la prueba técnica realizada, el valor pico de NECR era inferior en un 5%, lo cual es técnicamente aceptable. Ahora bien, teniendo presente que la NECR es una cantidad óptima para predecir el ruido de la imagen funcional (i.e., NECR es una medida de la SNR [Vrigneaud et al., 2010, p. 17])⁴⁹, utilizando todos los tipos diferenciados de coincidencias físicas, su interpretación física es que entre más alto sea el valor pico de NECR, la cantidad de ruido es más baja en dicha imagen (Casey y Osborne, 2020, p. 78). Entonces, el valor pico de NECR de 156.23 kcps refiere a una cantidad menor de tasa de cuentas por dispersión o por aleatoriedad, las cuales se refieren a los tipos de eventos de detección que introducen ruido a la imagen funcional, afectando tanto su calidad de imagen como su información cuantitativa por píxel.

Nótese que la componente PET del sistema PET/CT BV 450 posee un desempeño mejorado para medir las tasas de coincidencias verdaderas de aniquilación de pares ($NECR_{max} \approx 156.23$ kcps), lo que es equivalente a una producción de imágenes funcionales menos ruidosas (i.e., de mayor calidad), en comparación con su predecesor inmediato, el sistema *Biograph mCT Flow* de Siemens Healthineers (Cf. Tabla 1 de resultados de NECR en van Sluis et al., 2019, p. 11. Estos autores reportaron, para las *condiciones específicas* de sus mediciones, 306 kcps en 32.6 kBq/cc para la PET/CT BV 450 y 185 kcps en 29 kBq/cc para la PET del sistema *Biograph mCT Flow*).⁵⁰ A su vez, teniendo en cuenta la comparación con la tecnología PET/CT anterior del fabricante Siemens Healthineers, el mejor desempeño de medición de cuentas de coincidencias verdaderas del sistema PET/CT BV 450 también se debe a un tiempo muerto más bajo, a una resolución temporal más pequeña y a una sensibilidad superior del escáner PET de cristales LSO acoplados a un SiPM.

Para finalizar este análisis de los resultados de esta prueba técnica § 2.3 (caps. 3 y 4), revítese la interpretación física de la prueba técnica de la fracción de dispersión. Se recuerda que la fracción de dispersión sencillamente es la tasa de cuentas de eventos de dispersión en el maniquí entre la tasa total de cuentas de eventos físicos. Los resultados de esta tesis, a saber, 37.86% y 39.41% (Cf. Tabla 4.20), indican aproximadamente que el 38% del total de tasas de cuentas de coincidencias físicas, registrado por el sistema PET de la PET/CT BV 450, es por eventos físicos de dispersión, los cuales fueron considerados como coincidencias verdaderas (i.e., varios pares de

49 Se advierte que la NECR sólo es una medida global de SNR y que, por ende, no es sensible a las variaciones locales del valor de SNR según las distintas distribuciones espaciales del material radioactivo (Daube-Whiterspoon et al., 2002, p. 1406). Esto podría implicar tasas de conteo más altas por regiones particulares del objeto de estudio.

50 Éste sistema fue lanzado al mercado en el año 2013, así que su diseño tecnológico es, aproximadamente, unos 5 años más antiguo que el del sistema PET/CT BV 450.

fotones de aniquilación dispersados llegaron a los detectores en una ventana temporal de detección igual o menor a 4.7 ns).

Ahora bien, por cada 10 eventos físicos detectados por el sistema PET, aproximadamente 4 eventos físicos corresponden a dispersiones fotónicas en virtud de la distribución espacial de la radioactividad, del tamaño y de la densidad del material del MND (Cf. Tabla F.3 para las especificaciones técnicas de este maniquí) y de su posición relativa a los cristales LSO. Nótese que dicha fuente lineal radioactiva, insertada en el MND y ubicada en el centro del FOV axial, impide que los eventos de decaimiento del ^{18}F , acaeciendo dentro de ella, experimenten muchas dispersiones debido a su pequeño diámetro de 5 mm y debido a la distribución uniforme de la radioactividad a través de toda su longitud de 70 cm. Todos estos detalles técnicos del MND y de la preparación de la fuente radioactiva lineal de ^{18}F contribuyeron a la fracción de dispersión resultante en la prueba técnica de este apartado.

Por otro lado, la cantidad usada de radioactividad de esta prueba técnica, que es relativamente alta, permitió una mayor cantidad de eventos físicos de dispersión contados y un aumento de la tasa de coincidencias físicas por dispersión debido al apilamiento de cuentas en el detector LSO de la PET. Sin embargo, considerando la discusión previa en su totalidad, el sistema PET de la PET/CT BV 450 muestra una fracción de dispersión razonablemente baja en comparación con otros resultados reportados en la literatura científica.⁵¹ En conclusión, el resultado de la fracción de dispersión es razonablemente bueno y el sistema PET considera una cantidad de eventos de coincidencias de dispersión relativamente baja, lo que se traduce en una disminución en el ruido y un aumento en la calidad de la imagen funcional.

§ 2.4. *Exactitud de las correcciones por pérdida de cuentas y por eventos aleatorios*

A continuación, se muestra la Figura 4.12 de las gráficas de valores máximos y mínimos de los errores de tasa de conteo de coincidencias verdaderas, ambas variables en función de la concentración radioactiva promedio y obtenidas en virtud del procedimiento técnico dado en § 2.4, cap. 3. En la estación de trabajo de *Syngo*, el ajuste de parámetros del sistema PET fue el siguiente: (i) adquisición de 95 cortes de imagen; (ii) medición de la radioactividad en el intervalo temporal desde 0 horas hasta 11 horas más 20 minutos. Cada medición activimétrica aproximadamente se realizaba cada 20 minutos. En fin, hubo 35 mediciones de radioactividad por corte de imagen, para un total de 3325 datos activimétricos al final del proceso de la prueba técnica. Por otra parte, la

⁵¹ En la NECR pico, las fracciones de dispersión fueron 38.7% (van Sluis et al., 2019, p. 11), 39% (Casey & Osborne, 2020, p. 79) y 37.5% (Carlier et al., 2020, p. 6).

cantidad inicial de radioactividad ($1312.92 \text{ MBq} \approx 35.48 \text{ mCi}$), utilizada para la fuente lineal, fue medida por un activímetro de pozo modelo CRC[®]-55tR (fabricante Capintec) en el momento inicial 09:58:00 ($T_0 = 9.9667 \text{ h}$) del 22 de junio de 2023.

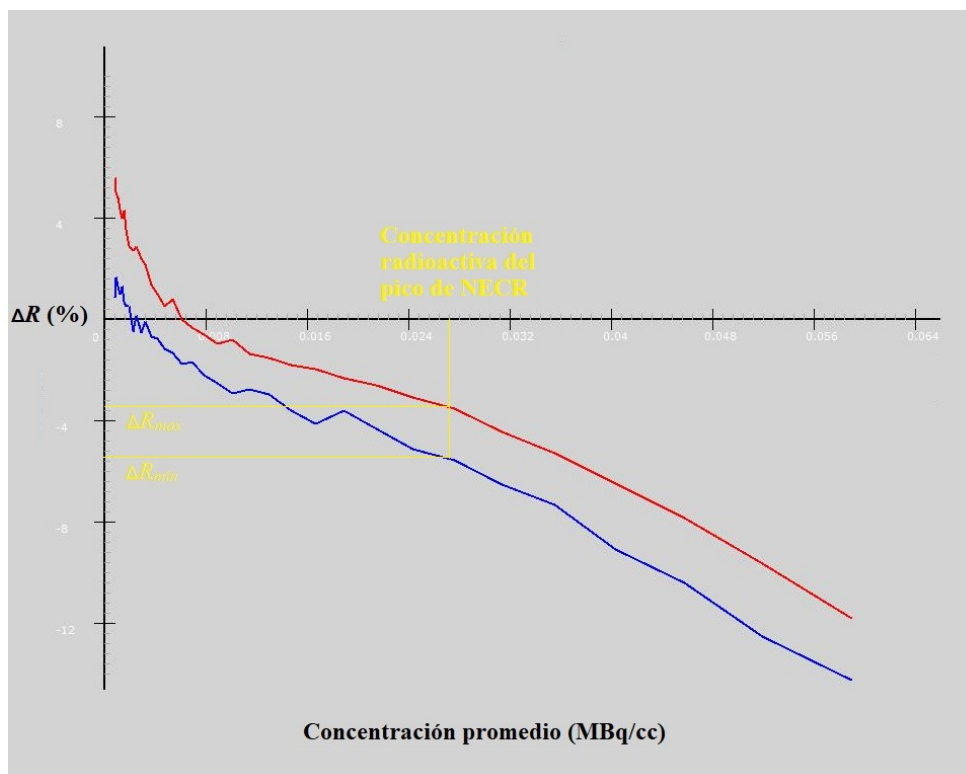


Figura 4.12. Gráfica del error en la tasa de cuentas verdaderas en función de la concentración radioactiva promedio. NOTAS: (i) la curva roja representa los valores *máximos* de error de tasa de conteo de coincidencias verdaderas mientras que la curva azul representa los valores *mínimos* de error de tasa de conteo de coincidencias verdaderas; (ii) los valores del error porcentual de tasa total de conteo de cuentas verdaderas máximo y mínimo se indican en color amarillo en la concentración promedio de 32.8 kBq/cc, la cual corresponde con la NECR pico (Cf. Tabla 4.20).

Analizando la Figura 4.12, se miden los siguientes valores del error de conteo de coincidencias verdaderas, a saber: $\Delta R_{min} \approx -5.4\%$ y $\Delta R_{max} \approx -3.4\%$ (similar al valor reportado por van Sluis et al., 2019, p. 11; $\Delta R_{max} \approx -2.9\%$). El valor, que interesa para evaluar la exactitud de las correcciones de la tasa de cuentas verdaderas, es el que refiere a la serie de ΔR de los errores máximos de tasa de conteo de eventos verdaderos (curva roja en la Figura 4.12).

Ahora bien, el valor absoluto de ΔR_{max} (en 27.6 kBq/cc), obtenido por el procedimiento técnico de § 2.4 (cap. 3), significa que $R_V = 0.966R_E$ [Cf. Nota a pie de página #43 y Ecuación

(D.32)]. Es decir, la tasa de cuentas verdaderas, resultante del proceso de medición, aproximadamente es el 96% de la tasa de cuentas verdaderas con cantidades despreciables de pérdidas de cuentas por tiempo muerto y por eventos aleatorios. Por consiguiente, la exactitud de las correcciones de la tasa de conteo de eventos verdaderos, realizadas por la componente PET del sistema PET/CT BV 450, es alta, pues los valores R_V y R_E son casi idénticos, lo que significa que el sistema computacional excluye la mayoría de las coincidencias falsas. Por tanto, dicho sistema aprueba la prueba técnica de exactitud de correcciones de la tasa de cuentas verdaderas.

§ 2.5. Resolución de sincronización de coincidencias por el tiempo de vuelo en la PET

A continuación, se muestra la Figura 4.13 de la gráfica del FWHM temporal en función de la concentración radioactiva promedio y obtenida en virtud del procedimiento técnico dado en § 2.5, cap. 3. En la estación de trabajo de *Syngo*, el ajuste de parámetros del sistema PET fue el siguiente (los ajustes y datos provienen de la prueba técnica de § 2.3, cap. 4): (i) adquisición de 95 cortes de imagen; (ii) medición de la radioactividad en el intervalo temporal desde 0 horas hasta 11 horas más 20 minutos. Cada medición activimétrica aproximadamente se realizaba cada 20 minutos. En fin, hubo 35 mediciones de radioactividad por corte de imagen, para un total de 3325 datos activimétricos al final del proceso de la prueba técnica. Por otra parte, se utilizaron las habituales medidas estadísticas de resumen numérico para apreciar sintéticamente la tendencia de los datos de la Figura 4.13, y así comparar la media de FWHM temporal medida con el valor de FWHM temporal del fabricante Siemens Healthineers (Cf. Tabla B.3). Como última observación, la cantidad inicial de radioactividad ($1312.92 \text{ MBq} \approx 35.48 \text{ mCi}$), utilizada para la fuente lineal, fue medida por un activímetro de pozo modelo CRC[®]-55tR (fabricante Capintec) en el momento inicial 09:58:00 ($T_0 = 9.9667 \text{ h}$) del 22 de junio de 2023.

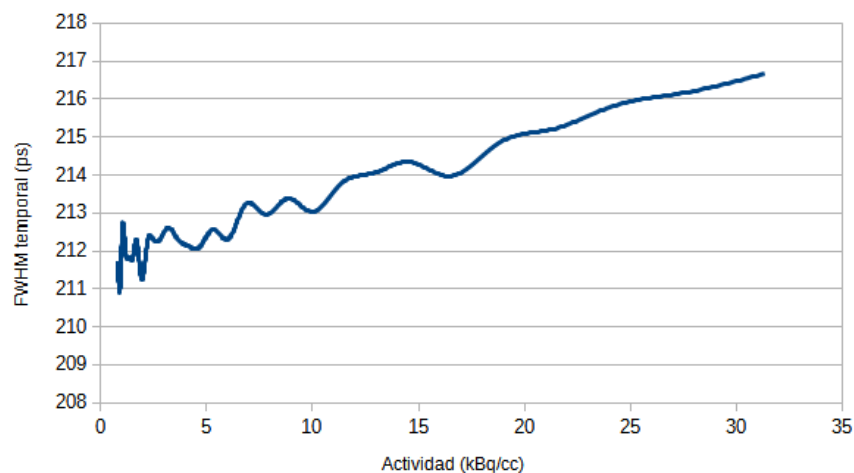


Figura 4.13. Gráfica del FWHM temporal en función de la actividad promedio. Nótese que esta gráfica se debe interpretar de derecha a izquierda, ya que la radioactividad siempre decae.

A partir de la muestra de datos de FWHM temporal medida en función de la concentración radioactiva promedio (Cf. Figura 4.13), se calculan la media de la muestra y la desviación estándar de la muestra, las cuales son: $media(FWHM_{temporal}) \approx 213.099$ ps y $DE(FWHM_{temporal}) \approx 1.464$ ps (DE = Desviación Estándar). Es decir, el valor de $FWHM_{temporal}$, que representa la tendencia central de los datos de la muestra, es 213.099 ps y el valor de la dispersión de los datos de la muestra viene dado por 1.464 ps. En el caso de este segundo resultado, la desviación del valor de los datos de la muestra entera (i.e., su dispersión) relativa a la media es pequeña, o sea, cada una de las mediciones de $FWHM_{temporal}$, realizadas para una concentración de radioactividad distinta, difirió poco con respecto a la tendencia central de los datos (213.099 ps).

El análisis anterior muestra la estabilidad de la medición de la resolución temporal de sincronización de coincidencias por tiempo de vuelo conforme la muestra radioactiva iba decayendo mientras el tiempo transcurría. A su vez, esta estabilidad del valor de $FWHM_{temporal}$ se puede apreciar en la Figura 4.13, en la cual el valor de $FWHM_{temporal}$ posee una relación casi lineal con la radioactividad, es decir, $FWHM_{temporal}$ decae junto con dicha radioactividad, pero manteniendo un valor cercano a la tendencia central de la muestra. Ahora bien, este decaimiento del valor de $FWHM_{temporal}$ (i.e., degradación) se explica por el efecto del apilamiento de eventos de coincidencias (Wang et al., 2016, p. 1335), el cual es mayor conforme sea mayor la tasa de cuentas del detector de la PET (i.e., una radioactividad más grande). Este efecto es visible en la Figura 4.13. Sin embargo, esto no significa un mal desempeño del sistema PET en la medición de la $FWHM_{temporal}$, sino que

una tendencia tecnológica normal de los sistemas de detección de radioactividad, aunque tengan un diseño ingenieril excelente, es experimentar el apilamiento de eventos de coincidencias.

Ahora bien, según la Tabla B.2, el valor de $FWHM_{temporal}$ del fabricante Siemens Healthineers es $\Delta t \approx 214$ ps. La contribución de esta característica del sistema de detección de la PET a la resolución espacial (i.e., la incertidumbre espacial en la posición fotónica a lo largo de la LOR) viene dada por $\Delta x = \frac{1}{2}(c\Delta t)$, i.e., $\Delta x \approx \frac{1}{2}(3 \times 10^8 \text{ m/s})(214 \times 10^{-12} \text{ s}) \approx 3.21$ cm. Entonces, según el protocolo de IAEA (2009, p. 70), la componente PET del sistema PET/CT BV 450 aprueba esta prueba técnica, poseyendo una buena resolución de sincronización de coincidencias de tiempo de vuelo, porque

$$FWHM_{temporal,med} < 1.05 \cdot FWHM_{temporal,fab} \rightarrow 213.1 \text{ ps} < 1.05 \cdot 214 \text{ ps} \rightarrow 213.1 \text{ ps} < 224.7 \text{ ps}$$

donde el valor medio de $FWHM_{temporal}$ medido corresponde con una incertidumbre espacial aproximada de la posición del fotón, a lo largo de la LOR, de $\Delta x \approx 3.20$ cm. Este valor es muy similar al valor correspondiente con la $FWHM_{temporal}$ del fabricante.

§ 2.6. Evaluación de la calidad de imagen

A continuación, se muestra la Figura 4.14 de la imagen médica del MCCN y la Tabla 4.21 de los resultados de coeficientes de recuperación de contraste y de variabilidad del fondo medidos en las ROI de la Figura 4.14. Esta imagen se obtuvo en virtud del procedimiento técnico dado en § 2.6, cap. 3. En la estación de trabajo de *Syngo*, el ajuste de parámetros del sistema PET fue el siguiente: (i) tiempo de adquisición de imágenes de 237 s; (ii) tamaño del *pitch* de 0; (iii) distancia de adquisición simulada de imágenes axiales de 100 cm; (iv) correcciones aplicadas: NORM, DTIM, ATTN, SCAT, DECY y RAN; (v) método de reconstrucción de imagen: PSF+TOF 4i5s, XYZ Gauss 5.00; (vi) tamaño del píxel de 1.65 mm; (vii) espesor de corte de imagen de 1.64 mm. Como última observación, las cantidades iniciales de radioactividad, medidas por un activímetro de pozo modelo CRC®-55tR (fabricante Capintec), y sus respectivos tiempos iniciales T_0 , son las siguientes: (i) 5.59 mCi (= 206.83 MBq) en la jeringa de 10 mL ($T_0 = 13:59$); (ii) 4.34 mCi (= 160.58 MBq) en la fuente lineal de 70 cm de longitud ($T_0 = 14:01$).

ADVERTENCIA: debido a las dificultades técnicas del sistema PET/CT BV 450 y del MCCN, esta prueba técnica no reporta el resultado del valor del error residual asociado con la exactitud de las correcciones de la calidad de imagen, por dispersión o por atenuación, a través del análisis de las zonas de radioactividad fría del injerto pulmonar en la imagen del MCCN.

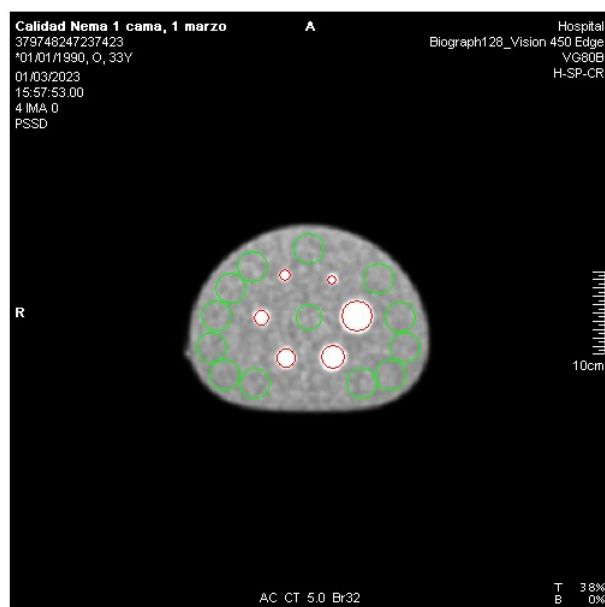


Figura 4.14. Resultados gráficos de la prueba técnica de calidad de imagen en PET: imagen PET del MCCN con sus respectivas ROIs marcadas.

Tamaño de la esfera (mm)	Contraste (%)	Variabilidad del fondo (%)
10	34.64	3.72
13	29.29	3.40
17	54.14	3.16
22	64.30	3.02
28	76.30	2.85
37	83.72	2.66

Tabla 4.21. Resultados de coeficiente de recuperación de contraste porcentual y de variabilidad porcentual del fondo a posteriori de la ejecución de la prueba técnica de calidad de imagen en PET.

Los resultados de la prueba técnica de calidad de imagen de PET, mostrados en la Figura 4.14 y en la Tabla 4.21, se consiguieron a partir de los cálculos ejecutados con las siguientes ecuaciones: (i) (D.25) y (D.26) para el coeficiente de recuperación del contraste porcentual de las esferas calientes y frías, respectivamente; (ii) (D.27) para el coeficiente de la variabilidad porcentual del fondo.

Ahora bien, analizando los resultados reportados en la segunda columna de la Tabla 4.21, que posee los datos de los coeficientes de variabilidad porcentual de la radiación de fondo, se

obtuvo un rango de valores en 2.66%–3.72%. Nótese que conforme aumenta el diámetro de la esfera, el coeficiente de la variabilidad porcentual disminuye. Esto significa que, en el MCCN, para una esfera radioactiva más grande, el ruido disminuye en dicha esfera, pues el coeficiente de la variabilidad es directamente proporcional a la desviación estándar del conjunto de datos de cuentas de la ROI correspondiente. La razón de este comportamiento es que el escáner PET posee mejor resolución de bajo contraste para objetos radioactivos más grandes, y conforme estos objetos radioactivos son más pequeños, el sistema PET tendrá más dificultad para distinguirlos de la radioactividad del fondo. A su vez, obsérvese, en la primera columna de la Tabla 4.21, que la discusión del coeficiente de la variabilidad de fondo es coherente con los resultados de los coeficientes de recuperación de contraste porcentual (rango de contraste porcentual: 34.64%–83.72%), ya que conforme la esfera tiene un diámetro mayor, el coeficiente de recuperación de contraste es más grande, es decir, el escáner PET distinguirá bien entre la esfera radioactiva y la radiación del fondo. Esto es especialmente verdadero para la esfera de diámetro 37 mm, que es la que ofrece posiblemente el mejor coeficiente de recuperación de contraste y el menor coeficiente de variabilidad.

En suma, en estos resultados específicos, tanto el coeficiente de recuperación de contraste como el coeficiente de variabilidad del fondo muestran una tendencia similar a las tendencias reportadas por otros autores en los sistemas PET/CT BV 450 ó 600 (Carlier et al., 2020, p. 7; Casey y Osborne, 2020, p. 80; van Sluis et al., 2019, p. 24). Nótese que estos autores reportan, en la mayoría de los casos, valores de coeficiente de recuperación en el rango aproximado de 75%–90%. Por consiguiente, como conclusión provisional, se considera que el sistema PET fue hábil para recuperar el contraste porcentual de objetivos tan pequeños como las esferas radioactivas de diámetros de 28 mm y 37 mm. Entonces, este sistema es capaz de resolver espacialmente lesiones de tamaño aproximado a estos diámetros. Así, pues, se concluye que el sistema PET de la PET/CT BV 450 aprueba la prueba técnica de la evaluación de la calidad de imagen PET porque el sistema produce imágenes de buena calidad.⁵²

Ahora bien, como último comentario, se dijo que no se pudo realizar la parte de esta prueba técnica para evaluar la exactitud de las correcciones por dispersión o atenuación fotónicas. No obstante, se desea dejarle al lector una idea de lo que esperaba obtener como resultado. Se insiste que esto sólo es un comentario y no un resultado válido para el sistema PET/CT BV 450

52 Ni el fabricante ni los protocolos reportaron valores de referencia de coeficientes de recuperación de contraste, así que solamente se comparan con los valores de coeficientes de recuperación de contraste reportados en la literatura científica para el modelo PET/CT BV 450. Por consiguiente, no se aplica el criterio de tolerancia del 5% propuesto por IAEA (2009, p. 69) [Cf. § 2.6, cap. 3].

investigado aquí, aunque lo más probable es que el resultado medido se habría parecido al valor reportado por los autores citados, quienes trabajaron con el mismo modelo de equipo tomográfico.

Entonces, según Lu et al. (2021, p. 5) y Teuho et al. (2020, p. 6), en la ROI del injerto pulmonar, el valor de error residual debió tender a ser bajo, pues así la exactitud medida de las correcciones de las cuentas del sistema PET por dispersión y por atenuación es más alta. Nótese que esto es coherente con los autores Carlier et al., 2020, p. 7; Casey y Osborne, 2020, p. 80; van Sluis et al., 2019, p. 24; que reportan un error residual de 5.5%, 3.4% y 3.5%, respectivamente. Por consiguiente, lo que se esperaba del escáner PET del sistema PET/CT BV 450 como resultado era un error residual de correcciones de cuentas por dispersión y por atenuación entre 3.4%–5.5%.

§ 3. *Análisis y discusión de los resultados de las pruebas técnicas del caso de la PET/CT*

§ 3.1. *Corregistro de imágenes en la PET/CT BV 450*

A continuación, se muestra la Figura 4.15 de la imagen médica del accesorio L con las fuentes radioactivas tanto en la imagen por CT como en la imagen por PET (corte de imagen número 44 de un total de 66 cortes de imagen adquiridas). Estas imágenes se obtuvieron en virtud del procedimiento técnico dado en § 3.1, cap. 3. Asimismo, la Figura 4.16 muestra los perfiles de valores de píxel de cada tipo de imagen y la Tabla 4.22 muestra las mediciones de distancia entre las posiciones de las fuentes radioactivas. Ahora bien, en la estación de trabajo de *Syngo*, el ajuste de parámetros del sistema PET/CT fue el siguiente: (i) protocolo de escaneo CT del mediastino; (ii) algoritmo de reconstrucción de imagen CT SAFIRE con un filtro Br32; (iii) corte de imagen de 5 mm en PET/CT; (iv) método de reconstrucción de imagen PET TrueX+TOF (ultraHD-PET) con un número de iteraciones de 4 y con un filtro gaussiano; (v) tiempo de adquisición de imágenes PET de 5 minutos. Como última observación, se usó el agente de contraste gastrointestinal meglumina de diatrizoato con solución de sodio de diatrizoato (MD-Gastroview, 30 mL) y la cantidad inicial de radioactividad, medida por un activímetro de pozo modelo CRC[®]-55tR (fabricante Capintec), en el tiempo inicial $T_0 \approx 11.53$ h, (15-3-2023 a las 11:31:35), fue de 3 mCi.

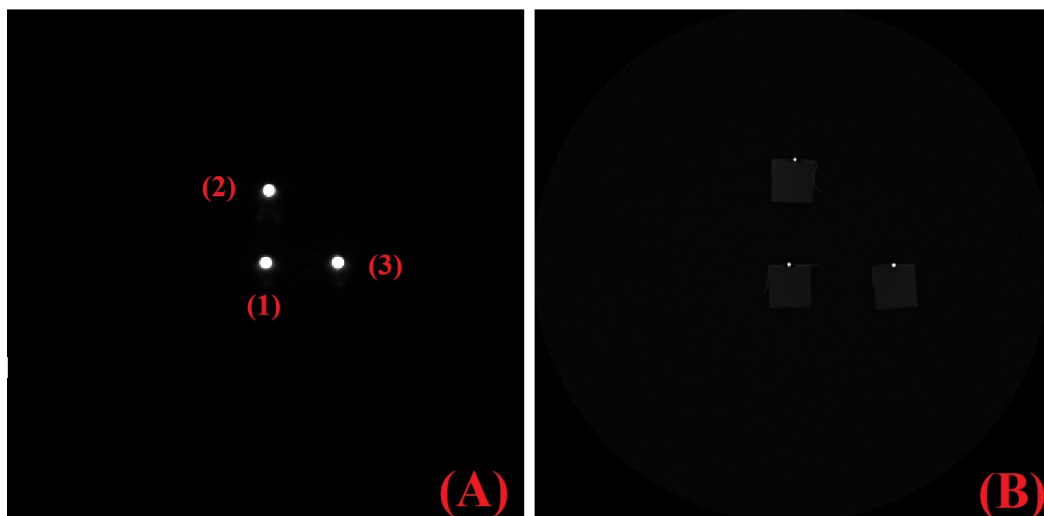


Figura 4.15. Imágenes adquiridas por el procedimiento de la prueba técnica de exactitud de correjistro. La imagen (A) se obtuvo por el escáner PET mientras que la imagen (B) se consiguió por medio del escáner CT.

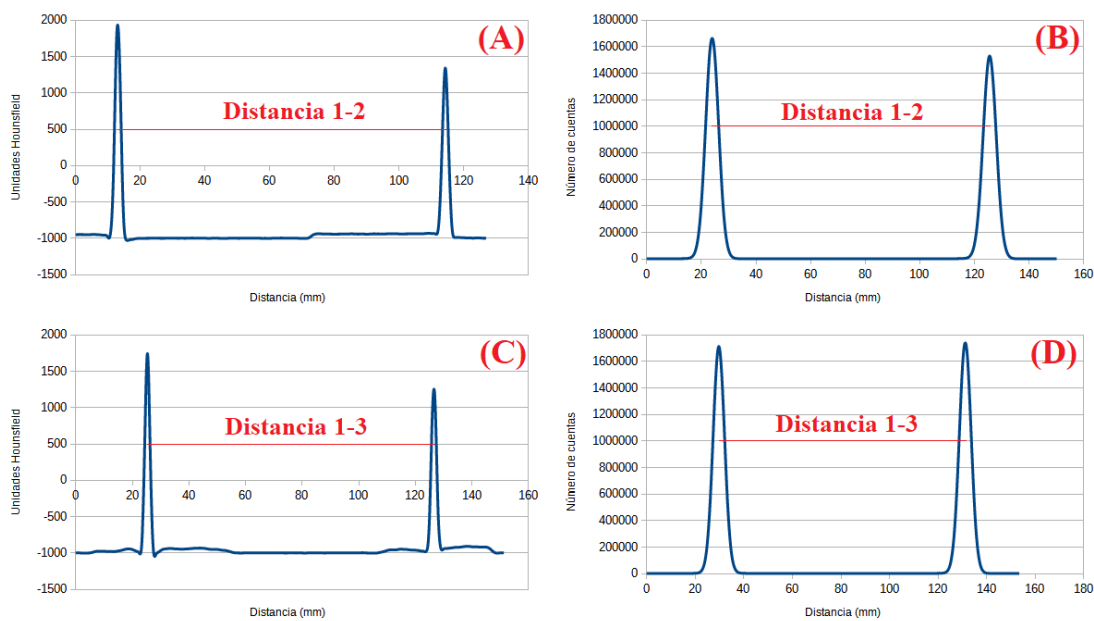


Figura 4.16. Gráficas de perfiles de píxel de la prueba técnica de correjistro de imágenes, que corresponden con: (A) distancia 1-2 medida en la imagen CT; (B) distancia 1-2 medida en la imagen PET; (C) distancia 1-3 medida en la imagen CT; (D) distancia 1-3 medida en la imagen PET.

Línea (Cf. Figuras 4.15 y 4.16)	Ubicación de valores máximos de píxel				Longitud (mm)		Diferencia de longitudes (mm)
	En imagen por CT		En imagen por PET		En imagen por CT (mm)	En imagen por PET (mm)	
	Posición (mm)	Unidades Hounsfield	Posición (mm)	Número de cuentas			
1-2	12.695	1803.000	24.750	1581532.875	101.563	100.650	0.913
	114.258	1341.200	125.400	1527058.625			
1-3	25.391	1738.723	29.700	1712698.250	101.562	102.300	0.738
	126.953	1111.484	132.000	1653948.750			

Tabla 4.22. Resultados de medir las distancias entre las posiciones de las fuentes radioactivas para los perfiles de píxel de cada tipo de imagen (PET o CT). Los valores de píxel reportados corresponden con los máximos de cada perfil.

Los resultados de esta prueba técnica, proveídos en la última columna de Tabla 4.22, son la diferencia de la distancia 1-2 (1-3) medida en CT y de la distancia 1-2 (1-3) medida en PET (Cf. Figura 4.14). Si se considera la posición de la fuente 1 como (0,0), esta operación matemática es equivalente a la resta de los valores de posición de una de las fuentes radioactivas en cada modalidad de adquisición de imagen (PET o CT). Ahora bien, se obtuvieron los valores de 0.913 mm y de 0.738 mm para las longitudes 1-2 y 1-3, respectivamente. Según el criterio de aprobación de IAEA (2009, p. 92), el error tolerable de distancia de corrección de imágenes es ± 1 mm. Por consiguiente, para el caso de ambas diferencias de longitud medidas, el sistema PET/CT BV 450 realiza correctamente el corrección de ambos tipos de imagen médica, y dicho sistema aprueba la prueba técnica de corrección de imágenes.

Entonces, debido a estos resultados de distancia de corrección de imágenes, se puede aseverar que el tomógrafo híbrido investigado realizará correctamente, y con gran exactitud, las correcciones por atenuación de las imágenes PET usando el mapa de coeficientes de atenuación lineal de la CT y, a su vez, evitará producir artefactos de imagen y cuantificaciones de radioactividad erróneas (M. Dahlbom, 2017b, p. 248). Además, el corrección de imágenes PET/CT correcto y exacto permitirá el contorno preciso de bordes de estructuras anatómicas, o de objetivos de maniquí de pruebas técnicas, para la definición correcta y consistente de las regiones de interés (Towson y Eberl, 2006, p. 46).

§ 4. *Síntesis de los resultados de las pruebas técnicas de aceptación: parámetros del control de calidad de la PET/CT BV 450*

A continuación, se muestran las Tablas 4.23 y 4.24, las cuales resumen todos los resultados de la totalidad de las pruebas técnicas de aceptación del sistema PET/CT BV 450. Estos resultados serán los parámetros de control de calidad, los cuales se usarán como líneas base, o valores de referencia, para los controles de calidad de dicho sistema del proyecto ciclotrón-PET/CT UCR en una frecuencia temporal establecida (diaria, mensual o anual).

Prueba técnica	Resultados correspondientes con la prueba técnica (líneas base)	Criterio técnico de aprobación	Estado de aprobación de la componente
<i>Prescripción de la exploración y exactitud del alineamiento del láser</i>	Desviaciones posicionales medidas (mm): 0.00, 0.97, 1.95 y 1.96	El mal alineamiento axial de la posición del escaneo no debe exceder ± 2 mm	Aprobada
<i>Exactitud del desplazamiento de la camilla</i>	Diferencia de desplazamientos horizontales absolutos (mm): -1.50, -1.00, -0.50, 0.00, 0.50 Diferencia de desplazamientos verticales absolutos (mm): 0.00, 1.00	Valor de tolerancia de desplazamiento: ± 2 mm	Aprobada
<i>Desempeño del bajo contraste</i>	CNR(cabeza adulta) = 3.821 CNR(abdomen adulto) = 1.006 CNR(cabeza pediátrica) = 0.758 CNR (abdomen pediátrico) = 4.768	CNR(cabeza adulta) > 1.000 CNR(abdomen adulto) > 1.000 CNR(cabeza pediátrica) > 0.700 CNR (abdomen pediátrico) > 0.400	Aprobada
<i>Resolución espacial</i>	Patrón visible de pares de líneas: 10 barras de aluminio de 0.79 mm de ancho y 15 mm de largo.	El valor de pares de líneas debe ser igual o mayor a 6.	Aprobada
<i>Uniformidad de los números CT</i>	Diferencias medidas entre NCT periférico y NCT central (UH): 0.000, 1.867, 1.177, 3.676, 2.160	Las diferencias medidas entre NCT periférico y NCT central no deben exceder las 5 UH	Aprobada
<i>Exactitud del número CT</i>	Rango de valor medio NCT (UH) [todos los protocolos evaluados]: Acrílico: 120.270–132.264 Agua: 3.230–6.099 Aire: -996.727–991.132 Polietileno: -97.373–84.267 Teflón: 864.332–966.124	Rango protocolario de valores NCT (UH): Acrílico: $110 \leq \text{NCT} \leq 135$ Agua: $-7 \leq \text{NCT} \leq 7$ Aire: $-1005 \leq \text{NCT} \leq -970$ Polietileno: $-107 \leq \text{NCT} \leq -84$ Teflón: $850 \leq \text{NCT} \leq 970$	Aprobada
<i>Evaluación de artefactos</i>	Las imágenes no mostraron los artefactos habituales: copas, rayos, bandas o anillos	Artefactos tipo copa, rayo, banda o anillo no se deben visualizar en las imágenes	Aprobada
<i>Dosimetría</i>	Errores porcentuales de medición de CTDI_{VOL} por protocolo evaluado: Error(cabeza adulta) = 6.93% Error(abdomen adulto) = 0.13% Error(cabeza pediátrica) = 6.44% Error(abdomen pediátrico) = 3.07%	Error de medición de CTDI_{VOL} no superior al 20%.	Aprobada
<i>Ancho del haz de radiación</i>	Diferencia absoluta entre anchos de haz de radiación (mm) según la colimación y su correspondiente desvío porcentual relativo al ancho nominal: 1×5: 1.00, 20.00% 6×1.2: 2.80, 38.89% 12×1.2: 3.60, 25.00%	La diferencia absoluta entre anchos del haz no debe superar los 3 mm o el desvío porcentual relativo al ancho nominal no debe superar el 30%	Aprobada

Tabla 4.23. Resumen de resultados de las pruebas técnicas de aceptación de la tomografía computarizada del sistema PET/CT BV 450.

Prueba técnica	Resultados correspondientes con la prueba técnica (líneas base)	Criterio técnico de aprobación	Estado de aprobación de la componente
<i>Resolución espacial</i>	Rango de valores medidos de $FWHM$ espacial (mm): 3.37–3.44. Errores porcentuales de los valores medidos de $FWHM$ espacial por perfil de píxeles: 0.405%, 0.883%, 6.920%, 8.147%, 7.984%, 6.983	Error porcentual máximo de 5% o valores medidos de $FWHM$ espacial menores al valor reportado por el fabricante (3.40, 3.70 mm)	Aprobada
<i>Sensibilidad</i>	Mediciones relativas al isocentro: En 0 cm: 10.26 cps/kBq En 10 cm: 10.44 cps/kBq Sensibilidad media \approx 10.35 cps/kBq	El valor medido medio debe ser más grande o igual que el valor dado por el fabricante (8.9 cps/kBq).	Aprobada
<i>Medición de la fracción de dispersión, pérdidas de cuentas y eventos aleatorios</i>	Valores obtenidos en 27.6 kBq/cc: $NECR_{max} = 156.23$ kcps $Error(NECR_{max}) = 2.35\%$. $FD_{calculada} = 37.86\%$	- El valor de $NECR_{max}$ calculado debe ser mayor o igual al valor reportado por el fabricante (160 kcps en 30 kBq/cc) o no exceder un error porcentual de 5% - $FD_{calculada} < 1.05 \cdot FD_{fabricante}$, donde $FD_{fabricante} = 39.00\%$	Aprobada
<i>Exactitud de las correcciones por pérdida de cuentas y por eventos aleatorios</i>	Error porcentual del conteo de coincidencias verdaderas correspondiente con $NECR_{max}$: -3.4% Este error corresponde a: $R_V = 0.966R_E$	El error porcentual debe corresponder con una tasa medida de cuentas verdaderas (R_V) muy similar a la tasa de cuentas verdaderas de baja actividad (R_E)	Aprobada
<i>Resolución de sincronización de coincidencias por el tiempo de vuelo</i>	El valor medio del ancho total a la mitad de la altura fue (serie de $FWHM$ temporal en función de la concentración promedio): $FWHM_{temporal,med} \approx 213.1$ ps.	El valor de $FWHM_{temporal,med}$ es menor a 1.05 veces el valor de $FWHM_{temporal,fab}$, donde $FWHM_{temporal,fab} = 214$ ps	Aprobada
<i>Evaluación de la calidad de imagen</i>	Rango de valores medidos de coeficiente de recuperación de contraste porcentual: 29.29%–83.72%. Rango de valores medidos de coeficiente de variabilidad porcentual del fondo: 2.66%–3.72%	- Los valores de coeficiente de recuperación de contraste porcentual son suficientemente altos - Los valores de coeficiente de variabilidad porcentual son suficientemente bajos	Aprobada
<i>Exactitud del corregistro de imágenes</i>	Diferencias medidas de distancias entre las modalidades de imagen PET y CT (mm): 0.913 (línea 1-2), 0.738 (línea 1-3).	El error tolerable de distancia de corregistro de imágenes es ± 1 mm	Aprobada

Tabla 4.24. Resumen de resultados de las pruebas técnicas de aceptación de la tomografía por emisión de positrones del sistema PET/CT BV 450.

Esta página fue dejada intencionalmente en blanco

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES

En esta tesis académica, se desarrollaron detalladamente los protocolos técnicos de aceptación de la PET/CT BV 450. Se recuerda que el objetivo era corroborar que dicho sistema tomográfico cumplía con las normas técnicas de buen desempeño, las cuales son estipuladas en documentos técnicos internacionales. En particular, la redacción del protocolo técnico de aceptación principalmente se basó en NEMA NU 2-2018 y en ACR 2017, apoyándose en algunos detalles técnicos de los protocolos NEMA NU 2-2007, IAEA (2009, 2021) y AAPM (2019), y ajustándose a los aspectos técnicos específicos de la praxis técnico-científica en el laboratorio del ciclotrón-PET/CT UCR.

En síntesis, lo esencial de todos los procedimientos técnicos de aceptación de la PET/CT BV 450 fue medir un parámetro de calidad de imagen, o de exactitud de correcciones de imagen, y aplicar un criterio técnico-protocolario de aprobación (usualmente, una comparación entre valor medido y valor de referencia), el cual estaba definido en los estándares técnicos internacionales o en la guía técnica del fabricante Siemens Healthineers. Por otro lado, como observación adicional, las pruebas técnicas específicas de la CT contemplaron pruebas mecánicas, es decir, comprobación del correcto alineamiento de los láseres y del desplazamiento de la camilla. Nótese que es importante verificar el funcionamiento exacto de estas componentes del sistema tecnológico porque pueden contribuir al mal alineamiento de las imágenes PET y CT fusionadas y a la generación de artefactos en dichas imágenes.

Ahora bien, el análisis detallado de los resultados de cada una de las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450 arrojó lo siguiente: en el caso de los resultados de las pruebas técnicas de la CT, dichas pruebas se llevaron a cabo sin grandes dificultades técnicas y, mediante el software libre de *ImageJ*, fácilmente se pudieron realizar mediciones de valores de píxel (i.e., números CT o unidades Hounsfield) en las imágenes tomográficas del maniquí de ACR, los cuales permitieron conocer los parámetros de calidad necesarios para la confrontación de resultados con los criterios técnicos de aprobación. Entonces, en particular, las conclusiones derivadas de los resultados de cada prueba técnica de aceptación, con base en la Tabla 4.23, son las siguientes:

- *Prescripción de la exploración y exactitud del alineamiento del láser*: los láseres y el topograma del sistema CT funcionan con una exactitud óptima para ubicar correctamente a un paciente durante

un examen radiodiagnóstico o para ubicar correctamente a un maniquí para realizar otras pruebas técnicas en el sistema PET/CT BV 450, adquiriéndose una imagen de CT de buena calidad.

- *Exactitud del desplazamiento de la camilla*: el sistema de traslación de camilla del sistema PET/CT BV 450, horizontal o vertical, funciona apropiadamente y la desplaza con buena exactitud. Esto contribuye al mantenimiento de la buena calidad de la imagen CT (e.g., se evitan artefactos).
- *Desempeño del bajo contraste*: la componente CT del sistema PET/CT BV 450 es capaz de diferenciar entre objetos cercanos (i.e., entre el objetivo de bajo contraste y el fondo de radiación) cuyos valores de píxel son muy similares en la imagen CT (rango de contrastes $\approx 3-7$ UH).
- *Resolución espacial*: la componente CT posee un buen desempeño de resolución espacial al resolver objetos pequeños de 0.79 mm de espesor con una separación de 0.79 mm entre sí.
- *Uniformidad de los números CT*: el sistema CT produce imágenes tomográficas con una uniformidad aceptable en el caso de ROI aparentemente homogéneas (diferencias de píxel < 5 UH).
- *Exactitud del número CT*: los valores de píxel por distinto material, reportados por el sistema CT del equipo PET/CT BV 450, son exactos pues dichos valores se encuentran dentro de los rangos de los valores protocolarios.
- *Evaluación de artefactos*: el sistema CT no produjo artefactos típicos (rayas o anillos).
- *Dosimetría*: el equipo CT posee un buen desempeño, tanto en la medición de $CTDI_{VOL}$ como en la entrega de dosis de radiación óptimas para el uso clínico, y permite el cálculo de cantidades dosimétricas relevantes para las estimaciones de dosis de radiación utilizadas en exámenes radiodiagnósticos.
- *Ancho del haz de radiación*: la extensión del ancho medido del haz de radiación (valor de referencia) es mayor que el ancho nominal del haz de rayos X en una cantidad adecuada para la adquisición de imágenes clínicas de buena calidad y la entrega de dosis de radiación óptimas

Por otra parte, en el caso de los resultados de las pruebas técnicas de la PET, se tuvieron algunas dificultades técnicas, especialmente en la preparación de las fuentes radioactivas (la fuente radioactiva más técnicamente complicada de preparar fue la fuente puntual de la prueba técnica de resolución espacial). No obstante, las pruebas técnicas se repitieron, en los casos pertinentes, hasta perfeccionar la técnica y así obtener unos resultados óptimos de medición de cuentas por segundo, los cuales permitieron deducir los parámetros de calidad necesarios para su confrontación con los criterios técnicos de aceptación.

Como observación pertinente, los reportes científicos de pruebas técnicas de control de calidad de la componente PET del sistema PET/CT BV 450 de Carlier et al. (2020), Casey y Osbourne (2020) y van Sluis et al. (2019) fueron muy útiles, y su lectura se recomienda para los

controles de calidad de dicha PET. Así, pues, como habrá constatado el lector, los resultados de las pruebas técnicas de aceptación PET de esta tesis se asemejan a los resultados de estos autores y, en algunos casos, los resultados de tesis fueron mejores. Entonces, en particular, las conclusiones derivadas de los resultados de cada prueba técnica de aceptación, con base en la Tabla 4.24, son las siguientes:

- *Resolución espacial*: la resolución espacial del sistema PET es excelente en el centro del FOV axial, mientras que dicha resolución espacial es muy buena a 10 cm de distancia del centro del FOV axial. En otras palabras, la componente PET es capaz de resolver, como mínimo, fuentes radioactivas de diámetro promedio de 3.41 mm a lo largo de los ejes x y y del plano axial.
- *Sensibilidad*: el equipo PET produjo una sensibilidad media mayor a la sensibilidad referencial, lo que implica un buen desempeño sistémico para detectar eventos de coincidencias verdaderos, lo cual implica, a su vez, una tasa de conteo y una resolución espacial mejores (tiempo muerto bajo).
- *Medición de la fracción de dispersión, pérdidas de cuentas y eventos aleatorios*: el sistema PET produjo un valor de $NECR_{max}$ suficientemente alto tal que el ruido por eventos de coincidencias falsos se ha minimizado. Además, dicho sistema produjo un valor de fracción de dispersión suficientemente bajo tal que tiene un buen desempeño para excluir cuentas por eventos de dispersión. En suma, todo esto significa que la calidad de imagen PET final será óptima.
- *Exactitud de las correcciones por pérdida de cuentas y por eventos aleatorios*: la exactitud de las correcciones de la tasa de conteo de eventos verdaderos, realizadas por la componente PET del sistema PET/CT BV 450, es alta, pues los valores de la tasa verdadera de conteo y la tasa referencial de conteo son casi idénticos, lo que significa que el sistema computacional excluye la mayoría de las coincidencias falsas.
- *Resolución de sincronización de coincidencias por el tiempo de vuelo en la PET*: el sistema PET posee una buena resolución de sincronización de coincidencias de tiempo de vuelo, lo que se asocia con una estabilidad sistemática a propósito de la medición de la resolución temporal y con una buena resolución espacial similar a la del fabricante.
- *Evaluación de la calidad de imagen*: el equipo PET de PET/CT BV 450 produce imágenes de buena calidad, pues dicho equipo fue hábil para recuperar el contraste porcentual de objetivos tan pequeños como las esferas radioactivas de diámetros de 28 mm y 37 mm. Entonces, este sistema será capaz de resolver espacialmente lesiones de tamaño aproximado a estos diámetros.
- *Corregistro de imágenes en la PET/CT BV 450*: el sistema PET/CT BV 450 realiza correctamente el corregistro de ambos tipos de imagen médica (i.e., el desfase entre imágenes es suficientemente pequeño). Asimismo, este resultado se asocia con que la capacidad del tomógrafo híbrido de realizar

correctamente, y con gran exactitud, las correcciones por atenuación de las imágenes PET usando el mapa de coeficientes de atenuación lineal de la CT y, a su vez, evitará producir artefactos de imagen y cuantificaciones de radioactividad erróneas.

Ahora bien, como conclusión general final de esta investigación científica, de acuerdo con las conclusiones particulares derivadas de los resultados de todas las pruebas técnicas de aceptación (Cf. Tablas 4.23 y 4.24), la componente CT, la componente PET y el funcionamiento conjunto de las componentes PET+CT aprobaron todas las pruebas técnicas de aceptación según los criterios técnico-protocolarios de aprobación (compárense las columnas segunda y tercera de estas tablas). Por lo tanto, el sistema tomográfico PET/CT BV 450 cumplió las normas técnicas de los estándares protocolarios internacionales y de las especificaciones técnicas del fabricante Siemens Healthineers, y dicho sistema posee un excelente desempeño técnico, el cual es apropiado para su servicio clínico e investigativo. A su vez, los resultados de estas pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450 (Cf. segunda columna de las Tablas 4.23 y 4.24) se podrán usar como las líneas base del control de calidad rutinario en el proyecto ciclotrón-PET/CT (UCR).

Esta página fue dejada intencionalmente en blanco

ANEXOS

Anexo A: conceptos y ecuaciones de las cantidades físicas y dosimétricas

§ A.1: descripción cuantitativa del decaimiento radioactivo de los radioisótopos

En esta parte del anexo A, se introducen las ecuaciones básicas que describen los procesos de radioactividad y, además, se describen unos coeficientes y unas constantes asociados a la ecuación básica de radioactividad y a su significado físico.

Entonces, sea $N = N(t)$ la función que describe el número de átomos radioactivos idénticos en el tiempo de decaimiento t , y sea λ la constante de decaimiento radioactivo total (s^{-1}), para la cual suponemos una independencia de la edad atómica. Por consiguiente, para un grupo de átomos que se desintegra por unidad de tiempo, el valor esperado de N , suponiendo que se cumple $t \ll \lambda^{-1}$, la radioactividad de este grupo de átomos se describe cuantitativamente como:⁵³

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (\text{A.1})$$

en donde N_0 es el número inicial de átomos [$N_0 = N(0)$] (i.e., sin desintegración atómica). Asimismo, para la validez de la ecuación (A.1), se supone que este grupo de átomos inicial no es restablecido por alguna fuente de más átomos.

Nótese que bastaría con multiplicar a ambos lados de la ecuación (A.1) con la constante λ de decaimiento para obtener una ecuación para la radioactividad [$A(t) = \lambda N(t)$]. Entonces:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (\text{A.2})$$

en donde $A_0 = A(0) = \lambda N_0$. Así, pues, a continuación, se proveen unas definiciones de coeficientes importantes para el análisis de la radioactividad.

■ **Vida media (mean life; τ):** éste es el tiempo necesario para que el número inicial de átomos radioactivos decrezca en una fracción de e^{-1} . Aplicando la ecuación (A.1), se obtiene la siguiente expresión:

$$\tau = 1/\lambda \quad (\text{A.3})$$

⁵³ Esta ecuación se deriva de $dN(t)/dt = -\lambda N(t)$, es decir, de la expresión de la radioactividad.

■ **Semiperíodo (*half-life*; $\tau_{1/2}$):** éste es el tiempo necesario para que el número inicial de átomos radioactivos decaiga a la mitad. Aplicando la ecuación (A.1), se obtiene que:

$$\tau_{1/2} = \ln(2)/\lambda \quad (\text{A.4})$$

■ **Probabilidad de decaimiento:** la cantidad $\lambda\Delta t$ es la probabilidad de que un solo átomo decaiga durante el intervalo temporal Δt .

Gracias a la definición del semiperíodo [ecuación (A.4)], se puede dar una definición alternativa a la ecuación (A.2), que es muy útil para el cálculo de actividades. Esta definición es la actividad específica (A_{esp}), la cual se define, sencillamente, como la radioactividad por unidad de masa (i.e., Bq/g). Suponiendo una muestra de material radioactivo libre de radioisótopos estables representativos del radionúclido, se puede calcular la actividad específica del siguiente modo (Cherry et al., 2012, p. 37):

$$A_{\text{esp}} \approx \ln(2) \cdot [6.023 \times 10^{23}] / (A' \cdot \tau_{1/2}) \quad (\text{A.5})$$

§ A.2: las cantidades físicas para describir la interacción de la radiación ionizante con la materia

A continuación, se presentan las definiciones y las ecuaciones generales para cuantificar la interacción de la radiación ionizante con la materia, es decir, para describir cualitativa y cuantitativamente cómo se deposita la energía en el medio material. Nótese que las cantidades físicas, que se describirán enseguida, son una forma de medir determinísticamente los procesos estocásticos característicos de la interacción física ‘radiación-materia’.

■ **Energía radiante (R):** esta cantidad física se refiere a la energía de las partículas que haya sido emitida, transferida o recibida. Además, esta cantidad no considera la energía de reposo de las partículas.

■ **Energía transferida (ϵ_{tr}):** esta cantidad física se refiere a aquella energía transferida a un volumen V . La energía transferida considera: (i) la energía radiante de las partículas no cargadas que atraviesan a $V [(R_{\text{ad}})_{\text{nc}}]$; (ii) la energía radiante de las partículas no cargadas que salen de $V [(R_{\text{af}})_{\text{nc}}^{\text{np}}]$ exceptuando las partículas no cargadas producidas por las pérdidas energéticas de partículas cargadas adentro de V ; (iii) la energía total de reposo de las partículas creadas dentro de $V (\Sigma Q)$. Entonces, la expresión matemática de la energía transferida es la siguiente:

$$\epsilon_{\text{tr}} = (R_{\text{ad}})_{\text{nc}} - (R_{\text{af}})_{\text{nc}}^{\text{np}} + \Sigma Q \quad (\text{A.6})$$

Observación sobre los índices de la ecuación (A.6): “tr” va por “transferida (energía transferida)”; “ad” va por “adentro de V ”; “nc” va por “partícula no cargada”; “af” va por “afuera de V ”; “np” va por “ninguna pérdida energética por partículas cargadas que salieron de V ”.

■ **Energía neta transferida (ϵ_{tr}^n):** básicamente, esta cantidad física es idéntica a la cantidad física anteriormente definida, excepto que esta energía neta transferida considera la contribución energética radiante de los fotones producidos por las partículas cargadas originadas dentro de V . Entonces, la expresión matemática de la energía neta transferida es la siguiente:

$$\epsilon_{tr}^n = (R_{ad})_{nc} - (R_{af})_{nc}^{np} - R_{nc}^{r+} + \Sigma Q \quad (A.7)$$

Observación sobre dos índices de la ecuación (A.7): “n” va por “neta (energía neta)”; “r” va por “energía radiante fotónica proveniente de las pérdidas energéticas de las partículas cargadas”.

■ **Energía impartida (ϵ):** esta cantidad física se refiere a la energía de radiación ionizante depositada en un medio material de masa m y de volumen V . Las energías radiantes, que definen esta cantidad, son las siguientes: la suma de las energías radiantes de partículas cargadas $[(R_{ad})_c]$ y no cargadas $[(R_{ad})_{nc}]$ que entran en V y la suma de las energías radiantes de las partículas cargadas $[(R_{af})_c]$ y no cargadas $[(R_{af})_{nc}]$ que salen de V . Por consiguiente, la expresión matemática de la energía impartida es la siguiente:

$$\epsilon = (R_{ad})_{nc} + (R_{ad})_c - [(R_{af})_c + (R_{af})_{nc}] + \Sigma Q \quad (A.8)$$

Observación sobre un índice de la ecuación (A.8): “c” va por “partícula cargada”.

Nótese que estas tres cantidades físicas anteriormente definidas (ϵ_{tr} , ϵ_{tr}^n , ϵ) son estocásticas, es decir, consideran los procesos energéticos aleatorios, debido tanto a las colisiones de ‘partícula cargada-materia’ como a las interacciones físicas ‘fotones-materia’, estudiados en § 1.2.1 (cap. 2) y § 1.2.2 (cap. 2).

■ **Intensidad atenuada del haz fotónico (I):** esta cantidad física mide la atenuación de la intensidad de un haz radiativo de fotones (i.e., el flujo de fotones por unidad de tiempo; fotones/cm²·s) conforme este haz atraviesa un material de espesor x . Matemáticamente, la intensidad atenuada se calcula así:

$$I(x) = I_0 \text{Exp}(-\mu_{en}x) \quad (A.9)$$

en donde $I_0 = I(0)$ es la intensidad fotónica sin atenuar y μ_{en} (unidades: cm^{-1}) es el coeficiente lineal de atenuación, el cual mide la capacidad de absorción del material irradiado en cuestión.

Observación sobre μ_{en} : este coeficiente se puede descomponer tal que $\mu_{en} = \tau + \sigma + \kappa + \sigma_R$, en donde estos coeficientes corresponden con las absorciones debido al efecto fotoeléctrico (τ), a la dispersión de Compton (σ), a la producción de pares (κ) y a la dispersión de Rayleigh (σ_R). Así, pues, dependiendo de cual mecanismo físico de absorción de energía domine [Cf. § 1.2.2 (cap. 2), incisos (I)-(IV)], la contribución de uno de los coeficientes será mucho mayor a la de los demás, lo que implica que el coeficiente lineal de atenuación total es básicamente idéntico al mayor coeficiente lineal de atenuación individual.

■ **Kerma (K)**: esta cantidad física mide la energía transferida promedio de los fotones, por unidad de masa, a las partículas cargadas en un punto dado del espacio físico. Nótese que esta cantidad no considera las energías que se transfieren desde una partícula cargada hacia otra. Así, pues, por esta definición de kerma, se constata que K solamente se puede definir para las radiaciones ionizantes de partículas no cargadas. Esto es así porque normalmente la transferencia de energía ocurre desde las partículas no cargadas hacia las partículas cargadas. Por consiguiente, las expresiones matemáticas del kerma son las siguientes:

$$K = d\epsilon_{tr}/dm = \Psi \cdot (\mu_{tr}/\rho) \quad (\text{A.10})$$

$$K = \int_{E_0}^{E_1} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) dE \quad (\text{A.11})$$

en donde la ecuación (A.10) se definió para un haz de fotones monoenergético y la ecuación (A.11) se definió para un haz de fotones polienergético. Los símbolos denotan lo siguiente: Ψ es la fluencia de energía en punto dado particular (unidades: J/m^2); (μ_{tr}/ρ) es el coeficiente lineal de transferencia de energía que depende de la energía fotónica y del número atómico del medio material (unidades: m^2/kg); $\Psi'(E)$ ($= d\Psi/dE$) es una función que describe la distribución diferencial de la fluencia de energía fotónica (unidades: m^{-2}).

Como última nota sobre el kerma, se deben considerar dos posibilidades a propósito de cómo una partícula cargada gastará la energía cinética que obtuvo por transferencia de la energía fotónica. Las dos posibilidades son: (i) por medio de colisiones de estas partículas cargadas con los electrones orbitales del medio material, lo cual resulta en la disipación local de energía (por

ionización o por excitación cerca de la trayectoria de la partícula cargada); (ii) por medio de emisión de rayos X por el efecto de la *Bremsstrahlung* (transporte de energía fotónica lejos de la trayectoria de la partícula cargada).

Por consiguiente, para tomar en cuenta estas dos posibilidades en la dinámica física del kerma, la ecuación (A.10), o la ecuación (A.11), tomará la siguiente forma: $K = K_c + K_r$, en donde K_c se refiere a la posibilidad (i) y K_r se refiere a la posibilidad (ii). Nótese que $K_r \rightarrow 0$ para el caso de medios materiales de bajo Z . Así, pues, es posible ofrecer dos expresiones matemáticas de K_c , muy similares a las ecuaciones (A.10) y (A.11). Entonces:

$$K_c = d\epsilon_{tr}^n/dm = \Psi \cdot (\mu_{en}/\rho) \quad (A.12)$$

$$K_c = \int_{E_0}^{E_1} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) dE \quad (A.13)$$

en donde la ecuación (A.12) se definió para un haz de fotones monoenergético y la ecuación (A.13) se definió para un haz de fotones polienergético. Nótese que (μ_{en}/ρ) es el coeficiente másico de absorción de energía⁵⁴ (unidades: m^2/kg), el cual depende tanto de la energía fotónica como del número atómico del medio material.

No se debe olvidar que, en el caso de la interacción física de fotones con medios materiales de alto Z , la situación física se invierte, es decir, sucede una producción significativa de rayos X por *Bremsstrahlung* y se cumple que $K_r > K_c$. Por tanto, en este caso, las ecuaciones (A.12) y (A.13) son inválidas y no aplicables para el cálculo de kerma.

■ **Poder de frenado (dT/dx):** esta cantidad física, definida para partículas cargadas, se refiere a la pérdida de energía por unidad de distancia (MeV/cm). Normalmente, en la práctica se prefiere utilizar el poder másico de frenado, es decir, $\rho^{-1}(dT/dx)$ [MeV/g·cm]. Asimismo, debido a la dinámica física de las partículas cargadas, el poder de frenado se divide en dos componentes, a saber:

$$\rho^{-1}(dT/dx) = \rho^{-1}(dT/dx)_c + \rho^{-1}(dT/dx)_r \quad (A.14)$$

⁵⁴ Para este coeficiente y para el coeficiente (μ_{tr}/ρ) , existen valores tabulados de acuerdo con la energía fotónica y con el número atómico del medio material en el que ocurrió la interacción física 'radiación-materia'. Por consiguiente, es posible construir una función de estos coeficientes (dependiente de la energía fotónica), a partir de los datos de medición, por medio del ajuste matemático pertinente (dependiente del rango energético considerado, el ajuste matemático puede ser un ajuste exponencial o un ajuste potencial).

en donde los términos con los subíndices “*c*” y “*r*” denotan, respectivamente, las pérdidas energéticas por unidad de distancia de una partícula cargada debido a las colisiones y a las emisiones de energía fotónica por *Bremsstrahlung*. Así, pues, de modo similar como se procedió en la discusión sobre el concepto de kerma, se puede considerar $\rho^{-1}(dT/dx)_r \approx 0$ cuando el medio material es de bajo *Z*.

■ **Dosis absorbida (*D*):** esta cantidad física se define como la energía impartida promedio, ya sea por partículas cargadas o por partículas no cargadas, por unidad de masa, a un medio material con *m* y *V* partículas en un punto dado del espacio. Con esta definición, se puede corroborar que la dosis absorbida considera cualesquiera tipos de radiación ionizante a propósito de los mecanismos físicos de entrega de energía a un medio material. Por lo tanto, la dosis absorbida se puede definir matemáticamente así:

$$D = d\epsilon/dm \text{ (A.15)}$$

A partir de los conceptos de dosis absorbida [ecuación (A.15)] y de poder de frenado [ecuación (A.14)], es posible formular expresiones matemáticas para calcular la dosis de radiación entregada por una partícula cargada, siempre y cuando se realicen las suposiciones físicas correctas. Por ejemplo, en el caso más simple de la dosis absorbida en un material de espesor delgado, si se supone que (Attix, 2004, pp. 187, 188): (1) el poder de frenado colisional es relativamente constante; (2) la dispersión de las partículas es despreciable; y (3) la energía entregada por las partículas se queda en el medio material, entonces, se formularía matemáticamente lo siguiente:

$$D = \Phi \cdot \rho^{-1}(dT/dx)_c \text{ (A.16)}$$

en donde Φ es la fluencia de partículas cargadas por unidad de área. Así, pues, para la formulación de la dosis de radiación entregada por las partículas cargadas en otras situaciones físicas, bajo otras suposiciones, se puede consultar la sección V del capítulo 8 en F. H. Attix (2004).

■ **Exposición (*X*):** esta cantidad física se refiere al fenómeno físico de la ionización de una masa de aire, por un haz de radiación fotónica, tal que se produce una cantidad finita de iones (cargas) por unidad de masa. Nótese que la exposición (C/kg) sólo se define para los rayos γ y los rayos X. Además, la definición de esta cantidad física no toma en cuenta las cargas producidas por los rayos X de la *Bremsstrahlung*. Matemáticamente, la exposición se formula así:

$$X = \Psi \cdot (\mu_{en}/\rho)(E)_{\text{aire}} \cdot (e/\bar{W})_{\text{aire}} \quad (\text{A.17})$$

$$X = \int_{E_0}^{E_1} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{aire}} (e/\bar{W})_{\text{aire}} \Psi'(E) dE \quad (\text{A.18})$$

en donde la ecuación (A.17) se definió para un haz de fotones monoenergético y la ecuación (A.18) se definió para un haz de fotones polienergético. Por otra parte, Ψ es la fluencia energética de fotones monoenergéticos (J/m^2); $\Psi'(E)$ ($= d\Psi/dE$) es el espectro de la fluencia energética de fotones polienergéticos (m^{-2}); $(e/\bar{W})_{\text{aire}}$ es el recíproco multiplicativo de la energía promedio invertida en un gas por par de iones (cargas) producido en el aire por la radiación ionizante fotónica (rayos X o rayos γ).⁵⁵

Así, pues, es posible formular matemáticamente una expresión para calcular la dosis absorbida en aire, debido a la radiación fotónica, pero solamente si se cumple la condición necesaria del equilibrio de partículas cargadas⁵⁶. Entonces, para un haz fotónico monoenergético, se obtiene lo siguiente:

$$D_{\text{aire}} = (K_c)_{\text{aire}} = X \cdot (\bar{W}/e)_{\text{aire}} \quad (\text{A.19})$$

Nótese que las cantidades físicas K , dT/dx , D y X miden el efecto promedio de los procesos energéticos aleatorios de interacción física ‘radiación-materia’, de tal modo que se obtendrán unas cantidades físicas no estocásticas.

⁵⁵ El valor de este factor de conversión, que usualmente se acepta, es: $(e/\bar{W})_{\text{aire}} = (33.97 \text{ J/C})^{-1}$.

⁵⁶ El equilibrio de partículas cargadas ocurre, para un volumen dado irradiado por partículas cargadas, cuando a cada partícula cargada entrante a ese volumen le corresponde una partícula cargada idéntica saliente de ese volumen (i.e., poseen exactamente la misma energía radiante). Además, no debe quedar ninguna partícula cargada en el volumen, Entonces, matemáticamente, si se evalúa $(R_{ad})_c = (R_{af})_c$ y $\sum Q = 0$ en la ecuación (A.7) de la energía transferida neta, entonces: $(R_{af})_{nc} = (R_{af})_{nc}^{np} - R_{nc}^r \rightarrow \epsilon = \epsilon_{tr}^n \rightarrow d\epsilon/dm = d\epsilon_{tr}^n/dm \rightarrow D = K_c$. Justamente esta expresión de dosis absorbida idéntica al kerma colisional es la que permite relacionar la dosis entregada en aire con la exposición.

Anexo B: especificaciones técnicas de la PET/CT BV 450

A continuación, se presentan las especificaciones técnicas generales de ambas componentes de la tomografía híbrida PET/CT BV 450 en las Tablas B.1 y B.2. Asimismo, la Tabla B.3 presenta los resultados de las pruebas técnicas NEMA, las cuales realizó el fabricante. Esta información técnica se adquirió de los manuales entregados por el fabricante Siemens al proyecto ciclotrón-PET/CT (UCR) y de consultar la página web del fabricante (Siemens Healthineers, 2021a).

Abertura del gantry (diámetro)	78 cm
Campo de escaneo (diámetro)	HD FOV Pro-78 cm (FOV extendido de la CT); FOV de diagnóstico de 50 cm
Tiempos de rotación	0.33 s, 0.30 s, 0.28 s
Número máximo de cortes/rotaciones	Opción de CT de borde/128-cortes
	128 cortes adquiridos
	384 cortes reconstruidos
	Opción estándar
	64 cortes adquiridos
	192 cortes reconstruidos
Resolución temporal	83 ms
	71 ms con la opción de CT de borde/128-cortes
<i>Detector de múltiples cortes UFCTM</i>	
Número de filas del detector	32
	64 con la opción de CT de borde/128-cortes
Número de canales electrónicos del detector	64 (128 con la opción de CT de borde/128-cortes)
Número de elementos del detector	23552
	47104 con la opción de CT de borde/128-cortes
Total de canales/cortes	1472
Número de proyecciones	Hasta 4608 (1/360°)
Potencia máxima del generador	80 kW (100 kW opcionales)
<i>Tubo de rayos X (STRATON)</i>	
Corriente del tubo	20–666 mA
	20–800 mA (con la opción de CT de borde/128-cortes)
Voltajes del tubo	70, 80, 100, 120, 140 kV
Tasa de enfriamiento del tubo	7.3 MHU/min (5.400 kJ/min)
Capacidad de almacenamiento de calor del ánodo del tubo	La tasa de enfriamiento de 0 MHU (capacidad de 0.6 MHU combinada con 7.3 MHU/min [5.400 kJ/min]) es comparable con el desempeño de un tubo convencional con aproximadamente 50 MHU (37000 kJ) de capacidad de almacenamiento de calor en el ánodo.
Tamaño del punto focal del tubo de acuerdo con IEC 60336/1993	(0.7×0.7 mm ²)/7°, (0.9×1.1 mm ²)/7°
Tubo del filtro CARE	Equivalente a 6.8 mm Al (145 V)
Filtro CARE (colimador/dispositivo limitador del haz)	0.5 mm Al, 0.3 mm Ti (equivalente a 0.3 mm Al), tubo: 6.8 mm Al

Tabla B.1. Especificaciones técnicas generales de la tomografía computarizada del sistema PET/CT BV 450.

Diámetro del agujero	78 cm
Diámetro del anillo de detectores	82 cm
Material del detector	LSO
Dimensiones del elemento del detector	(3.2×3.2×20) mm ³
Número de elementos de detector por módulo	200
Número de SiPMs por módulo	128
Porcentaje de cobertura del arreglo de cristales	100%
Número de anillos de los elementos de cristal	60
Número de módulos por anillo	38
Número de elementos de cristal por anillo	760
Número total de elementos de detección	45600
Número total de SiPMs	29184
Espaciamiento del plano	1.6 mm
FOV axial	20 cm
FOV transaxial de la PET	70 cm
Ventana temporal de coincidencias	4.7 ns
Resolución energética	9% (valor de FWHM)
Resolución temporal de sincronización (desempeño del tiempo de vuelo [ToF])	214 ps
Sensibilidad efectiva	100 cps/kBq
NEC efectiva	1.87×10 ⁶ cps

Tabla B.2. Especificaciones técnicas generales de la tomografía por emisión de positrones del sistema PET/CT BV 450.

Fracción de dispersión en el pico NECR	39%	
Fracción de dispersión (concentración de actividad baja)	38%	
Resolución espacial axial	Retro-proyección filtrada (FBP por Filtered Backprojection)	Algoritmo iterativo 3D (OP-OSEM 2i5s)
<i>FWHM en 1 cm (mm)</i>	3.7	3.4
<i>FWHM en 10 cm (mm)</i>	4.5	3.7
<i>FWHM en 20 cm (mm)</i>	4.5	3.7
Resolución espacial transversal	FBP	OP-OSEM 2i5s
<i>FWHM en 1 cm (mm)</i>	3.7	3.2
<i>FWHM en 10 cm (mm)</i>	4.3	3.8
<i>FWHM en 20 cm (mm)</i>	4.8	4.5
<i>Sensibilidad (cps/kBq)</i>	8.9	
<i>Tasa de NEC pico (kcps)</i>	160 (en 30 kBq/mL)	
<i>Sensibilidad efectiva (cps/kBq)</i>	55	
<i>Tasa efectiva de NEC pico (kcps)</i>	998	

Tabla B.3. Resultados de las pruebas técnicas de desempeño de la componente PET del sistema PET/CT BV 450 realizadas por el fabricante Siemens Healthineers. Esta información fue proveída directamente por dicho fabricante y se basa en el protocolo de NEMA NU 2-2012. NOTA: según el fabricante, las medidas del desempeño NEMA representan valores preliminares derivados de las pruebas internas. Todas las mediciones se realizan con el ajuste LLD de fábrica de 435 keV.

Anexo C: características físicas del radio-isótopo flúor-18 utilizado en las pruebas técnicas de PET

A continuación, se describen sintéticamente algunas características generales del elemento neutro base del radio-isótopo flúor-18 y se expone brevemente cómo se produjo este radionúclido. Asimismo, se presentan las características físicas específicas de dicho radio-isótopo, relacionadas con la radioactividad, en la Tabla C.1. La información cuantitativa de este anexo se tomó de Molnár & Firestone (2011, pp. 488–489, 505, 511–512), Ross & Wester (2011, pp. 2023–2024), C. R. Hammond (2017, pp. 4-13–4-15), CNSC (2017, pp. 7, 18) y N. E. Holden (2017, pp. 11-6, 11-26).

■ Características generales del elemento flúor y producción de ^{18}F : el flúor es un miembro del grupo químico de los elementos halógenos. La producción de flúor es posible por medio de la electrolización de una solución de fluoruro de hidrógeno-potasio en un medio de fluoruro de hidrógeno no hidratado contenido en un recipiente metálico. Por otra parte, el flúor es el elemento más electronegativo y reactivo entre todos los elementos conocidos. Físicamente, el aspecto del flúor es un amarillo pálido y su estado físico es un gas corrosivo, el cual reacciona prácticamente con cualquier sustancia, sea orgánica o inorgánica.

Para la producción de ^{18}F [Cf. Richards & Scott (2012, p. 6); Helus & Wolber (2019, pp. 75, 78–79)], se utiliza una técnica de activación de una solución acuosa enriquecida con oxígeno-18 ($[^{18}\text{O}]\text{H}_2\text{O}$). Por medio de un haz de protones altamente energético, generado por un ciclotrón (la UCR dispone del modelo CYCLONE[®]KIUBE, fabricante IBA), se bombardea el núcleo del ^{18}O generando la reacción nuclear $^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$. En otras palabras, la expulsión de un neutrón del núcleo del ^{18}O implica la transformación de este radio-isótopo en ^{18}F . Al final del proceso, obtenemos flúor-18 en una solución acuosa. Así, pues, ésta es la técnica de producción de ^{18}F utilizada en las instalaciones del proyecto ciclotrón-PET/CT de la UCR. Finalmente, el flúor-18 estará decayendo y producirá el isótopo estable oxígeno-18 (Cf. Esquema de decaimiento en la Figura C.1).

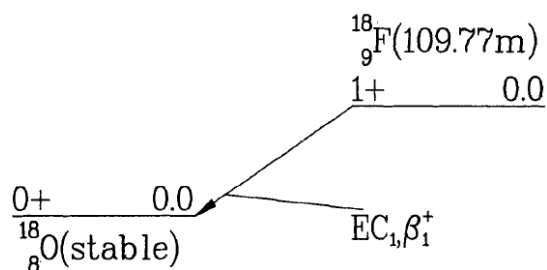


Figura C.1. Esquema de decaimiento del flúor-18, i.e., $^{18}_9\text{F}_9 \rightarrow ^{18}_8\text{O}_{10} + E(\beta, \nu)$. Imagen de ICRP (1983, p. 14).

Nombre	Símbolo	Z	A	ρ (g/cm ³)	E_{lig} (keV)				E_{trans} (keV)				ω_K	τ (min)	E_{ems} (keV)		BR (%)		R (mm)	
					K	L1	L2	L3	K $_{\alpha 2}$	K $_{\alpha 1}$	K $_{\beta 1}$	K $_{\beta 2}$			CE	β'	CE	β'	MAX	PROM
Flúor	F	9	18	1.70	0.6854	0.0340	0.0086	0.0086	0.677	0.677	—	—	0.010	109.77	511.00	633.34	3.30	96.73	2.20	0.30

Tabla C.1. Características físicas del radio-isótopo flúor-18 usado en las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450. Simbología: Z = número atómico; A = peso atómico; ρ = densidad volumétrica de masa; E_{lig} = energía de ligadura de electrón atómico (niveles energéticos de las capas atómicas: K, L1, L2, L3); E_{trans} = energía de transición de una capa interna a una externa (K $_{\alpha 1}$: transición energética ‘K–L1’; K $_{\alpha 2}$: transición energética ‘K–L2’; K $_{\beta 1}$: transición energética ‘K–M3’; K $_{\beta 2}$: transición energética ‘K–N₂₊₃’); ω_K = cantidad de producción de fluorescencia; τ = semiperíodo del radionúclido; E_{ems} = energía de emisión por radioactividad (estos valores energéticos se reportan para las emisiones más abundantes); BR = *branching ratio* (razón de ramificación, es decir, estimación de la probabilidad de ocurrencia de una emisión por un modo particular de decaimiento); R = rango (profundidad de penetración de una partícula cargada en agua; se reportan el rango máximo [MAX] y el rango promedio [PROM]).

Anexo D: ecuaciones y métodos cuantitativos de las pruebas técnicas de aceptación⁵⁷

§ 1. Ecuaciones y métodos cuantitativos de las pruebas técnicas de la PET

§ 1.1. Resolución espacial

NEMA (2007) sugiere determinar el valor de FWHM por medio del siguiente método gráfico en la curva de la función de respuesta:

- (1) Determinar el valor máximo de la curva de la función de respuesta al realizar un ajuste parabólico.
- (2) Interpolar linealmente entre los píxeles adyacentes a la mitad del valor máximo de la función de respuesta.
- (3) Calcular el valor de FWHM en milímetros al multiplicar su valor de píxel por el tamaño de píxel.

§ 1.2. Sensibilidad

$$R_{CORR,j,i} = R_{j,i} \cdot 2^{(T_j - T_{cal})/T_{1/2}} \quad (D.1)$$

$$R_{CORR,j} = R_{CORR,0} \cdot e^{-2\mu_M \cdot X_j} \quad (D.2)$$

⁵⁷ Las ecuaciones matemáticas de esta sección siguen la nomenclatura dada en NEMA (2007) para el caso de las pruebas técnicas de la PET [excepto la determinación del FWHM temporal de la prueba técnica de la resolución de sincronización de coincidencias por tiempo de vuelo, la cual se basa en Wang et al. (2016, p. 1339)], y la nomenclatura de Dillon et al., 2017 (ACR) en el caso de las pruebas técnicas de la CT.

$$S_{tot} = \frac{R_{CORR,0}}{A_{cal}} (D.3)$$

$$S_j = S_{tot} \cdot \frac{R_{CORR,j,1}}{R_{CORR,1}} (D.4)$$

Simbología:

$R_{CORR,j,i}$ = tasa de conteo corregida por decaimiento para el j -ésimo corte de imagen y para el i -ésimo cilindro metálico;

$R_{CORR,j}$ = es el resultado de sumar los valores de $R_{CORR,j,i}$ para $i = 1, \dots, 5$;

T_j = tiempo de inicio de la adquisición del j -ésimo corte de imagen;

T_{cal} = tiempo de medición de la radioactividad por el contador de pozo;

$T_{1/2}$ = semiperíodo del radio-isótopo;

$R_{CORR,0}$ = tasa de conteo sin atenuación;

μ_M = coeficiente de atenuación;

X_j = espesor acumulado de pared del cilindro metálico del j -ésimo corte de imagen;

S_{tot} = sensibilidad total del sistema PET;

A_{cal} = radioactividad en el momento T_{cal} ;

S_j = sensibilidad del j -ésimo corte.

§ 1.3. *Fracción de dispersión, pérdidas de cuentas y eventos aleatorios*

$$C(r)_{i,j} = \sum_{\phi} C(r - r_{max}(\phi), \phi)_{i,j} (D.5)$$

$$SF_{i,j} = \frac{\sum_j C_{r+s,i,j} - \sum_j C_{r,i,j}}{\sum_j C_{TOT,i,j} - \sum_j C_{r,i,j}} (D.6)$$

$$SF_j = \frac{\sum_i \sum_j C_{r+s,i,j} - \sum_i \sum_j C_{r,i,j}}{\sum_i \sum_j C_{TOT,i,j} - \sum_i \sum_j C_{r,i,j}} (D.7)$$

$$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (D.8)$$

$$R_{t,i,j} = \frac{(C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j})}{T_{acq,j}} \quad (D.9)$$

$$R_{r,i,j} = \frac{C_{r,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (D.10)$$

$$R_{s,i,j} = \frac{C_{r+s,i,j} - C_{r,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (D.11)$$

$$SF_i = \frac{\sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_j C_{TOT,i,j}} \quad (D.12)$$

$$SF = \frac{\sum_i \sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_i \sum_j C_{TOT,i,j}} \quad (D.13)$$

$$R_{t,i,j} = \frac{(C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j})}{T_{acq,j}} \quad (D.14)$$

$$R_{r,i,j} = R_{TOT,i,j} - \frac{R_{t,i,j}}{1 - SF_i} \quad (D.15)$$

$$R_{s,i,j} = \left(\frac{SF_i}{1 - SF_i} \right) \cdot R_{t,i,j} \quad (D.16)$$

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}} \quad (D.17)$$

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j} + R_{r,i,j}} \quad (D.18)$$

$$R_{TOT,j} = \sum_i R_{TOT,i,j} \quad (D.19)$$

$$R_{t,j} = \sum_i R_{t,i,j} \quad (D.20)$$

$$R_{r,j} = \sum_i R_{r,i,j} \quad (D.21)$$

$$R_{s,j} = \sum_i R_{s,i,j} \quad (D.22)$$

$$R_{NEC,j} = \sum_i R_{NEC,i,j} \quad (D.23)$$

Simbología:

$C(r)_{ij}$ = número de eventos de coincidencias, para el i -ésimo sinograma y para la j -ésima imagen adquirida, evaluado en r ;

r = número de píxel en una proyección;

r_{max} = localización del valor máximo en la proyección ϕ ;

ϕ = número de proyección en el sinograma (es decir, la fila del sinograma);

$C_{r+s,ij}$ = número de eventos de coincidencias aleatorios y de dispersión para el i -ésimo sinograma y para la j -ésima imagen adquirida;

$C_{r,ij}$ = número de eventos de coincidencias de dispersión para el i -ésimo sinograma y para la j -ésima imagen adquirida;

$C_{TOT,ij}$ = número total de eventos de coincidencias para el i -ésimo sinograma y para la j -ésima imagen adquirida;

$R_{TOT,ij}$ = tasa total de eventos de coincidencias para el i -ésimo sinograma y para la j -ésima imagen adquirida;

T_{adj} = duración de la adquisición de imagen para la j -ésima imagen adquirida ;

$R_{t,ij}$ = tasa de eventos de coincidencias verdaderas para el i -ésimo sinograma y para la j -ésima imagen adquirida;

$R_{r,i,j}$ = tasa de eventos de coincidencias aleatorias para el i -ésimo sinograma y para la j -ésima imagen adquirida;

$R_{s,i,j}$ = tasa de eventos de coincidencias de dispersión para el i -ésimo sinograma y para la j -ésima imagen adquirida;

$R_{NEC,i,j}$ = tasa de cuentas equivalentes al ruido para el i -ésimo sinograma y para la j -ésima imagen adquirida;

$R_{TOT,j}$ = tasa total de eventos de coincidencias para la j -ésima imagen adquirida. Ésta resulta de sumar cada una de las tasas totales de cada sinograma para una imagen adquirida particular;

$R_{r,j}$ = tasa de eventos de coincidencias verdaderas para la j -ésima imagen adquirida. Ésta resulta de sumar cada una de las tasas de eventos verdaderos de cada sinograma para una imagen adquirida particular;

$R_{r,j}$ = tasa de eventos de coincidencias aleatorias para la j -ésima imagen adquirida. Ésta resulta de sumar cada una de las tasas de eventos aleatorios de cada sinograma para una imagen adquirida particular;

$R_{s,j}$ = tasa de eventos de coincidencias de dispersión para la j -ésima imagen adquirida. Ésta resulta de sumar cada una de las tasas de eventos de dispersión de cada sinograma para una imagen adquirida particular;

$R_{NEC,j}$ = tasa de cuentas equivalentes al ruido para la j -ésima imagen adquirida. Ésta resulta de sumar cada una de las tasas de cuentas equivalentes al ruido de cada sinograma para una imagen adquirida particular;

SF_i = fracción de dispersión para el i -ésimo corte de imagen;

SF = fracción de dispersión del sistema de detección PET.

NOTAS:

- (1) El conjunto de ecuaciones (D.6)–(D.11) corresponde con el primer método de NEMA (2007) para calcular la fracción de dispersión utilizando la estimación de eventos aleatorios.
- (2) El conjunto de ecuaciones (D.12)–(D.16) corresponde con el segundo método de NEMA (2007) para calcular la fracción de dispersión sin utilizar la estimación de eventos aleatorios.
- (3) El conjunto de ecuaciones (D.17)–(D.23) se aplica en ambos métodos de cálculo de fracción de dispersión propuestos por NEMA (2007).

§ 1.4. Exactitud de las correcciones para la calidad de imagen

$$T_{T,E} = \left(\frac{60 \text{ min}}{\text{dist}} \right) \times (\text{paso axial}) \quad (D.24)$$

$$Q_{H,j} = \left(\frac{C_{H,j}/C_{B,j} - 1}{a_H/a_B - 1} \right) \times (100\%) \quad (D.25)$$

$$Q_{C,j} = \left(1 - \frac{C_{C,j}}{C_{B,j}} \right) \times (100\%) \quad (D.26)$$

$$N_j = \left(\frac{SD_j}{C_{B,j}} \right) \times (100\%) \quad (D.27)$$

$$SD_j = K \cdot \sqrt{\sum_{k=1}^K (C_{B,j,k} - C_{B,j})^2 / (K - 1)} = 60 \quad (D.28)$$

$$\Delta C_{\text{pulmón},i} = \left(\frac{C_{\text{pulmón},i}}{C_{B,i}} \right) \times (100\%) \quad (D.29)$$

Simbología:

$T_{T,E}$ = intervalo temporal total de las adquisiciones de transmisión y de emisión;

dist = distancia axial total de adquisición de imagen para un escaneo de cuerpo total ($\text{dist} = 100$ cm);

Paso axial = distancia de movimiento de la camilla entre posiciones durante un escaneo de cuerpo total;

$Q_{H,j}$ = contraste porcentual para la j -ésima esfera caliente;

$C_{H,j}$ = promedio de cuentas en la ROI de la j -ésima esfera caliente;

$C_{B,j}$ = promedio de las cuentas de eventos de radiación de fondo en la ROI de la j -ésima esfera caliente (usualmente se usan 60 cuentas);

a_H = concentración de radioactividad en las esferas calientes;

a_B = concentración de radioactividad debido a la radiación de fondo;

$Q_{C,j}$ = contraste porcentual para la j -ésima esfera fría;

$C_{C,j}$ = promedio de cuentas en la ROI de la j -ésima esfera fría;

N_j = variabilidad porcentual de la radiación de fondo para la j -ésima esfera;

SD_j = desviación estándar de las cuentas de radiación de fondo para la ROI de la j -ésima esfera;
 $\Delta C_{pulmón,i}$ = promedio de las cuentas en la ROI del injerto pulmonar para el i -ésimo corte de imagen;
 $C_{B,i}$ = promedio de las 60 cuentas de radiación de fondo en las ROI de 37 mm dibujadas para el análisis de calidad de imagen.

§ 1.5. Exactitud de las correcciones por pérdida de cuentas y por eventos aleatorios

$$R_{ROI,i,j} = \frac{C_{ROI,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (D.30)$$

$$R_{Extr,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{ROI,i,k}}{A_{ave,k}} \quad (D.31)$$

$$\Delta r_{i,j} = \left(\frac{R_{ROI,i,j}}{R_{Extr,i,j}} - 1 \right) \times (100\%) \quad (D.32)$$

Simbología:

$R_{ROI,i,j}$ = tasa de coincidencias verdaderas para una ROI circular (diámetro ≈ 180 mm) centrada en el FOV transversal (no centrada en la fuente lineal). Esta tasa se obtiene para el i -ésimo corte de imagen y para la j -ésima adquisición de imagen;

$C_{ROI,i,j}$ = número de cuentas verdaderas para una ROI circular centrada en el FOV transversal. Este número se obtiene para el i -ésimo corte de imagen y para la j -ésima adquisición de imagen;

$R_{Extr,i,j}$ = tasa de cuentas verdaderas extrapolada para el i -ésimo corte de imagen y para la j -ésima adquisición de imagen sin pérdidas por tiempo muerto o por eventos aleatorios. Esta tasa se obtiene con el propósito de minimizar los efectos de la estadística y su resultado del cálculo se adquiere sumando las adquisiciones de imagen de la radioactividad más baja;

$A_{ave,j}$ = radioactividad promedio para la j -ésima adquisición de imagen;

$\Delta r_{i,j}$ = error relativo porcentual de la tasa de conteo para el i -ésimo corte de imagen y para la j -ésima adquisición de imagen.

§ 1.6. Resolución de sincronización de coincidencias por el tiempo de vuelo

El procedimiento técnico de medición de la prueba técnica de esta subsección permitió obtener datos para construir una función de respuesta definida como el número de cuentas en función del tiempo. Para esta función, se aplica el procedimiento de § 1.1 (anexo D), pero en vez de medir un FWHM espacial, lo que se mide es un FWHM temporal.

NOTA: según IAEA (2009), es preferible utilizar el procedimiento técnico recomendado por el fabricante Siemens Healthineers.

§ 2. Ecuaciones y métodos cuantitativos de las pruebas técnicas de la CT

§ 2.1. Prescripción de la exploración y exactitud del alineamiento del láser de la CT

Examen cualitativo de las imágenes médicas obtenidas de un maniquí ACR con marcas radio-opacas. Consulte § 2.1 (cap. 4) para conocer cómo analizar estas imágenes.

§ 2.2. Alineamiento y posición exacta de la camilla

Examen cualitativo de las imágenes médicas obtenidas de un maniquí ACR con dos conjuntos de marcas radio-opacas externas. Consulte § 2.2 (cap. 4) para conocer cómo analizar estas imágenes.

§ 2.3. Ancho del haz de radiación

$$a_{nom} = N \times a_z \text{ (D.33)}$$

Simbología:

a_{nom} = ancho de haz colimado nominal total;

N = número de canales de datos;

a_z = ancho de cada canal de datos a lo largo del eje z .

§ 2.4. Desempeño de bajo contraste

$$\text{CNR} = (\bar{p}_{obj} - \bar{p}_f) / \sigma_f \text{ (D.34)}$$

Simbología:

CNR = *contrast-to-noise ratio* (Cf. Glosario);

\bar{p}_{obj} = valor medio del píxel del objetivo;

\bar{p}_f = valor medio del píxel de la radiación de fondo;

σ_f = desviación estándar del valor del píxel de la radiación de fondo.

§ 2.5. Resolución espacial

Estimación cuantitativa del número de pares de líneas en las imágenes médicas obtenidas de un maniquí ACR con objetivos de alto contraste. Consulte § 2.5 (cap. 4) para conocer cómo analizar estas imágenes.

§ 2.6. Uniformidad de los números CT

Cálculo de valores de pixel para ROI de interés en una imagen de un maniquí ACR de agua. Consulte § 2.6 (cap. 4) para conocer cómo analizar esta imagen.

§ 2.7. Exactitud del número CT

Comparación de valores de números CT medidos en una imagen de maniquí ACR, con tres objetivos de número CT conocido, con valores de números CT teóricamente conocidos. Consulte § 2.7 (cap. 4) para conocer más detalles sobre esto.

§ 2.8. Evaluación de artefactos

Examen cualitativo de las imágenes médicas obtenidas de un maniquí ACR de agua y de un maniquí de diámetro grande de evaluación de artefactos. Consulte § 2.8 (cap. 4) para conocer cómo analizar estas imágenes.

§ 2.9. Dosimetría

$$CTDI_{100} = (f \cdot CF \cdot E \cdot L) / (N \cdot T) \quad (D.35)$$

$$CTDI_W = (1/3) \cdot CTDI_{100,centro} + (2/3) \cdot CTDI_{100,periferia} \quad (D.36)$$

$$CTDI_{VOL} = CTDI_W \cdot [(N \cdot T) / I] \quad (D.37)$$

Simbología:

$CTDI_{100}$ = *computed tomography dose index for 100 mm length ionizing chamber*;

f = factor de conversión;

CF = factor de calibración, o de corrección, para el electrómetro;

E = valor medido promedio (exposición o kerma);

L = longitud activa de la cámara cilíndrica de ionización (usualmente se toma 100 mm de longitud);

N = número de secciones tomográficas (canales de datos) fotografiadas en un escaneo axial individual;

T = ancho de la sección tomográfica a lo largo del eje z fotografiado por un canal de datos;

$CTDI_W$ = *weighted computed tomography dose index* (Cf. Glosario);

$CTDI_{100,centro}$ = *phantom center CTDI₁₀₀* (CTDI₁₀₀ calculado en el centro de la imagen del maniquí);

$CTDI_{100,periferia}$ = *phantom periphery CTDI₁₀₀* (CTDI₁₀₀ calculado en la periferia de la imagen del maniquí);

$CTDI_{VOL}$ = *volume computed tomography dose index* (Cf. Glosario);

$N \times T$ = ancho nominal total del haz colimado;

I = incremento de la camilla por escaneo axial o incremento de la camilla por rotación del tubo de rayos X en un escaneo helicoidal.

NOTA: velocidad de camilla (*pitch*) = $(N \times T) / I$ (Cf. Glosario).

§ 3. Ecuaciones de la prueba técnica de la PET/CT

§ 3.1. Exactitud del correregistro de imágenes en la PET/CT

Se realiza un análisis cualitativo de la imagen resultante de la fusión de la imagen PET y la imagen CT (Cf. IAEA, 2009, p. 92). Este análisis consiste, simplemente, en explorar los centros de todas las esferas visualizadas en la imagen. El examen se realiza en todas las direcciones tal que se asegure que el correregistro es espacialmente adecuado dentro de un píxel.

Anexo E: sobre el uso de los controles manuales y del software *Syngo* del sistema PET/CT BV 450

En este anexo, se describirán sintéticamente en primer lugar, mediante ayudas visuales, los controles manuales de la PET/CT BV 450 (§ 1). Luego, en segundo lugar, se describirá concisamente cómo utilizar el software *Syngo* de la estación de trabajo para el propósito de la realización de las pruebas técnicas de aceptación. Para este fin, se presentarán § 2 y § 3 para el uso de *Syngo* en el caso de la CT y en el caso de la PET, respectivamente.

§ 1. Controles manuales del sistema PET/CT BV 450

El lector encontrará la descripción del funcionamiento de los controles manuales de la tecnología PET/CT BV 450 presentada posteriormente a la Figura E.1.

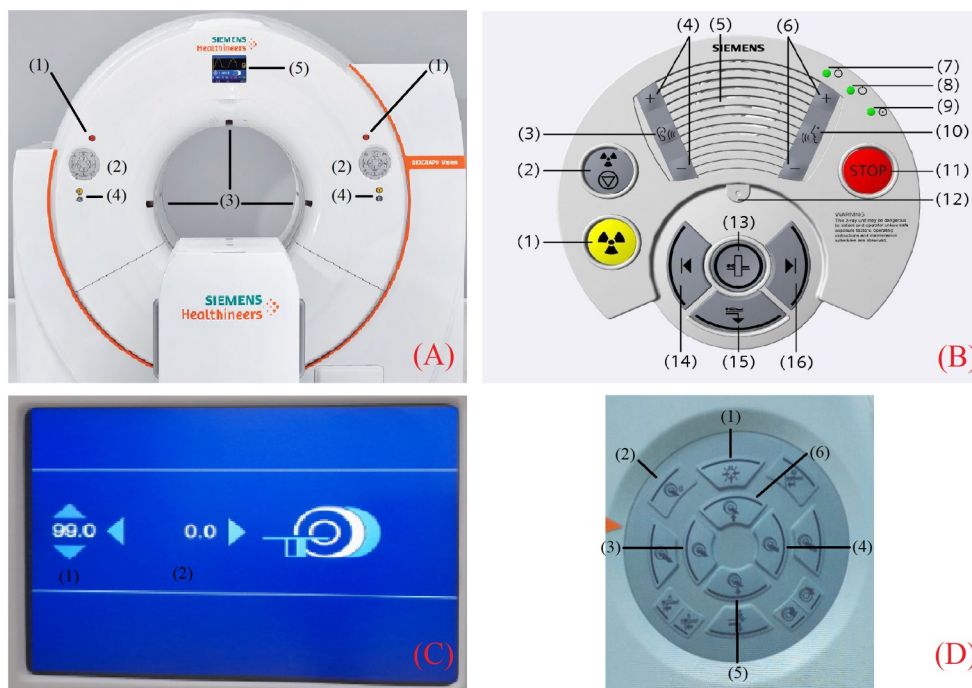


Figura E.1. Componentes de los controles manuales del sistema PET/CT BV 450.

La descripción de la Figura E.1 es la siguiente:

(A) *Componentes del gantry* (cobertor frontal): (1) Botón rojo de paro forzado del funcionamiento del sistema; (2) Panel de botones de control de los láseres y del movimiento de la camilla; (3) Marcadores de los láseres (ranura de salida del haz); (4) Botón amarillo de inicio de irradiación de rayos X y botón grisáceo de pausa de la irradiación de rayos X; (5) Pantalla de visualización de mediciones realizadas por el sistema.

(B) *Componentes de la caja de control del sistema* (en el cuarto de control): (1) Botón de inicio de irradiación de rayos X; (2) Botón grisáceo de pausa de la irradiación de rayos X; (3) Botón para encender/apagar la intercomunicación con el paciente dentro del gantry; (4) Botones para ajustar el nivel del volumen del altavoz dentro del gantry para escuchar al paciente; (5) Altavoz; (6) Botones para ajustar el nivel del volumen del altavoz de la caja de control para hablarle al paciente; (7) Luz LED de estado totalmente apagado del sistema; (8) Luz LED del estado de conexión actual con PC del sistema (solamente); (9) Luz LED del estado totalmente encendido del sistema; (10) Botón para hablar con el paciente (mantenerlo presionado mientras se habla); (11) Botón rojo de paro forzado del funcionamiento del sistema; (12) Micrófono; (13) Botón de desplazamiento de la

camilla (mantenerlo presionado hasta que la camilla llegue a su posición de exploración); (14) Botón para introducir, paso a paso, la camilla en el gantry; (15) Botón para extraer del gantry y bajar totalmente a la camilla; (16) Botón para extraer, paso a paso, del gantry a la camilla.

(C) *Pantalla de visualización de mediciones*: (1) Medición de altura de la camilla en mm; (2) Medición del desplazamiento de la camilla en mm.

(D) *Pánel de botones de control de los láseres y del movimiento de la camilla*: (1) Botón para encender los láseres del gantry; (2) Botón para asignar cero a la posición actual de la camilla; (3) Botón para introducir, paso a paso, la camilla en el gantry; (4) Botón para extraer, paso a paso, del gantry a la camilla; (5) Botón para bajar, paso a paso, la camilla; (6) Botón para subir, paso a paso, la camilla.

§ 2. Uso del software Syngo para controlar la componente tecnológica de la CT

Antes de pasar a explicar cómo usar el software *Syngo* para controlar el proceso de examinación por CT, es necesario explorar, de manera general, la interfaz gráfica del software *Syngo*, la cual se presenta en la Figura E.2 con su respectiva descripción en un texto posterior a dicha figura.



Figura E.2. Interfaz gráfica de *Syngo*, el software de control de los sistemas de la PET/CT BV 450.

La descripción de las componentes de la interfaz gráfica de *Syngo* es la siguiente (Figura E.2):

- (1) Barra del menú principal;
- (2) Visualización del topograma (imagen de exploración/planificación de la examinación);
- (3) Título del protocolo específico del examen radiodiagnóstico en curso;
- (4) Botones para (de arriba hacia abajo): (i) opción de creación de un archivo de examen radiodiagnóstico de nuevo paciente o de importación de un archivo ya existente en el sistema computacional; (ii) opción de diálogo del modelo del paciente para elegir el protocolo de escaneo; (iii) opción de cierre del estudio actual de radiodiagnóstico;
- (5) Visualización de la imagen reconstruida (tomo-segmento) a partir de los datos radiativos de la CT o de la PET;
- (6) Barra indicadora del progreso de la reconstrucción de la imagen (CT o PET);
- (7) Ventana de visualización de los parámetros modificables del examen de radiodiagnóstico, el cual cuenta con cinco opciones (ver pestañas en la parte inferior de la ventana), a saber, rutina, exploración, reconstrucción y tarea automática⁵⁸;
- (8) Crónica que muestra los pasos del examen del protocolo individual, previamente seleccionado (botón de opción de diálogo del modelo del paciente), en barras gráficas horizontales;
- (9) Botones para cargar la información de los parámetros seleccionados en (7), para iniciar/detener el examen radiodiagnóstico, para cancelar dicho examen y para realizar la reconstrucción de la información radiológica, obtenida durante la irradiación por rayos X o durante el registro de eventos radioactivos, después de elegir los parámetros adecuados del proceso de reconstrucción computacional;

Una vez que el usuario se ha familiarizado con la interfaz gráfica de *Syngo* de la estación de trabajo (Figura E.2), éste puede proceder a realizar un examen por CT. El método general de instrucciones del software de *Syngo*, para llevar a cabo dicho examen radiodiagnóstico, es el siguiente:

- (1) Crear un nuevo examen del paciente por CT o cargar uno previamente archivado: para este propósito, el usuario debe presionar el primer botón de la barra de botones del extremo izquierdo de la interfaz gráfica de *Syngo* [Cf. Figura E.2(4), elemento (i)] y, luego, aparecerá la ventana de registro del paciente. En esta ventana, se pueden ingresar los datos mostrados en la Figura E.3 a continuación.

⁵⁸ Éstas son las pestañas de sub-tareas principales. Para algunos protocolos de escaneo específicos, la quinta pestaña de sub-tarea de intervención aparecerá.

Figura E.3. Ventana de registro de información del paciente. Los datos ingresables son: (1) datos personales del paciente; (2) datos hospitalarios de remisión del paciente; (3) datos específicos del procedimiento radiodiagnóstico; (4) datos específicos de la institución en donde se realizará el examen del paciente por CT.

Si no se ha creado un archivo de examen de paciente, simplemente se ingresan los datos personales del paciente y se presiona el botón de examen en esta ventana de registro. En el otro caso, cuando el archivo de examen de paciente ya existe, se presiona el botón de búsqueda y se carga dicho archivo. Inmediatamente después de haber tocado el botón de examen, o de haber cargado un archivo de examen de paciente ya existente, la ventana de diálogo del modelo del paciente aparecerá (Cf. Figura E.4), en la que se puede escoger el protocolo de escaneo deseado en concreto. Entonces, se escoge el protocolo de escaneo (e.g., HeadRoutine, AbdomenRoutine, SpineRoutine, etc.) y se presiona el botón de aceptar.

Figura E.4. Ventana de diálogo del modelo del paciente donde el usuario elige el protocolo de escaneo.

(2) Obtener un topograma: después de que el usuario introdujo la información personal del paciente y de que escogió el protocolo de escaneo de interés, creándose así un archivo correspondiente, la opción de realización del topograma aparecerá en la primera barra horizontal de la crónica [Cf. Figura E.2(8)]. Tocar con el cursor dicha barra permitirá ver la ventana de visualización de los parámetros modificables de realización del topograma [Cf. Figura E.2(7)]. Según el protocolo de escaneo previamente escogido, los parámetros de la exploración tendrán valores asignados específicos (e.g., espesor de corte, valor del *pitch*, etc.).

Si los parámetros de exploración ya están correctamente seleccionados, el usuario debe presionar el botón de cargar [Cf. Figura E.2(9)], lo que permitirá que el sistema computacional cargue los ajustes de dichos parámetros (si es que el usuario los hizo). Luego, una indicación de mover la camilla, hacia la posición inicial del escaneo, aparece sobre la barra horizontal del topograma en la crónica [Cf. Figura E.5(A)] y se presiona el botón de introducción de la camilla en el gantry [Cf. Figura E.1(B), elemento (13)]. Enseguida, el sistema computacional de *Syngo* indicará que se debe presionar el botón de irradiación [Cf. Figura E.1(B), elemento (13); Figura E.1(B), elemento (1)], lo cual se realiza inmediatamente.

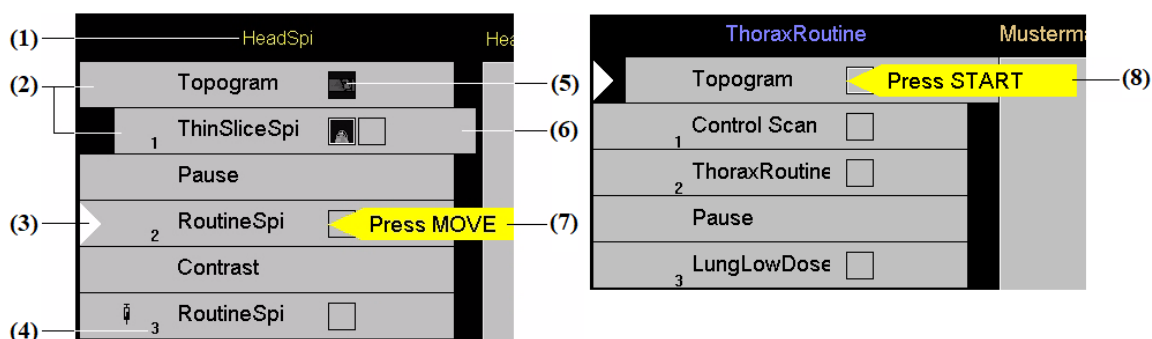


Figura E.5. Elementos de la crónica. (1) Nombre del protocolo de escaneo elegido; (2) Pasos del examen del protocolo seleccionado; (3) Triángulo blanco indicador del paso del examen por realizar; (4) Número del rango del escaneo; (5) Ícono que indica la reconstrucción de imagen ya realizada; (6) Paso seleccionado del examen del protocolo específico; (7) Flecha amarilla que indica que es posible realizar el movimiento de la camilla; (8) Flecha amarilla que indica que es posible empezar con la irradiación correspondiente con el examen del protocolo de interés.

Una vez que finalizó la irradiación (que normalmente, para las pruebas técnicas de aceptación de CT, un maniquí es el objeto irradiado), el topograma se muestra en la interfaz gráfica del sistema *Syngo* [Cf. Figura E.2(2)]. Las líneas de corte de color morado permiten definir exactamente, en el plano coronal (Cf. Figura G.3), el área de interés de exploración. Después de la adquisición del topograma y de definir un área anatómica de exploración, el usuario puede observar

que el sistema computacional de *Syngo* ya escogió el siguiente paso de examinación radiodiagnóstica en la crónica [indicado por un triángulo blanco; Cf. Figura E.6(3)], es decir, propiamente el escaneo de la región anatómica de interés.

NOTA: el topograma no se necesita en todas las pruebas técnicas de aceptación de CT (Cf. § 1, cap. 3). Cuando éste es el caso, hacer click derecho del *mouse*, sobre la barra horizontal de topograma en la crónica, abrirá la opción de eliminar dicha barra. Se realiza dicha eliminación en los procedimientos técnicos donde no se necesite el topograma. Por otra parte, téngase en cuenta que algunos protocolos de escaneo del sistema computacional de *Syngo* ya se realizan sin topograma.

(3) Realizar el escaneo del protocolo de radiodiagnóstico de interés: en este caso, a propósito de los parámetros de adquisición de imagen, la interacción del usuario con la interfaz gráfica de *Syngo* es semejante a la del caso del topograma. No obstante, es importante definir qué parámetros de reconstrucción de imagen se necesitan, si fuese el caso de que se desea modificar dichos parámetros en la pestaña de sub-tareas de reconstrucción [Cf. Figura E.2(7); Figura E.6]. Esto quedará claro en cada caso específico de una prueba técnica de aceptación de la CT. Asimismo, en la pestaña de sub-tareas de tarea automática, se debe especificar el formato de imagen y donde los datos del examen de CT serán guardados. Finalmente, se presiona el botón de cargar los ajustes de parámetros de adquisición de imagen, se ajusta la posición inicial de la camilla [si el sistema computacional de *Syngo* lo solicita mediante una indicación en la crónica; Cf. Figura E.5(7)] y se toca el botón de irradiar en la caja de control manual [Cf. Figura E.1(B), elemento (1)].

NOTA: el voltaje y la corriente del tubo de rayos X no son modificables por el usuario en un protocolo específico de escaneo excepto que él deshabilite la opción '*CARE Dose4D*' en la pestaña de sub-tareas de exploración [Cf. Figura E.2(7)].

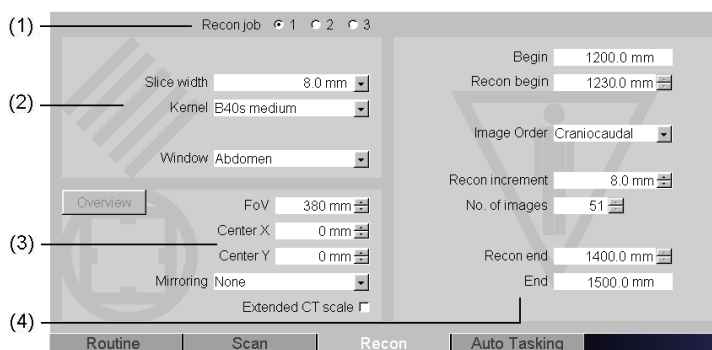


Figura E.6. Pestaña de sub-tareas de reconstrucción de imagen. (1) Número del trabajo de reconstrucción; (2) Algoritmo de reconstrucción; (3) Ajustes de imagen; (4) Rango de reconstrucción.

(4) Reconstruir la imagen CT y finalizar el examen de radiodiagnóstico: una vez finalizada la irradiación del paso anterior, si la opción de reconstrucción automática de imagen no fue seleccionada en la pestaña de sub-tareas de reconstrucción [Cf. Figura E.2(7)], el usuario deberá presionar el botón de reconstruir [Cf. Figura E.2(9)]. Finalmente, el lado derecho de la interfaz gráfica de *Syngo* [Cf. Figura E.2(5)] muestra la imagen adquirida para el protocolo de escaneo de interés.

§ 3. *Uso del software Syngo para controlar la componente tecnológica de la PET*

En este caso, la exposición de los procedimientos de las pruebas técnicas de aceptación de la componente PET (Cf. § 2 y § 3, cap. 3) ya indica qué elementos de la interfaz gráfica de la estación de trabajo de *Syngo* se deben usar para realizar dichas pruebas, pues el propio sistema de la estación de trabajo de *Syngo* posee integrado el protocolo NEMA NU-2 2018. Por tanto, no es necesario detallar aquí los pasos a seguir en el software de *Syngo* tal y cómo sí se hizo para el caso de la componente CT.

Anexo F: especificaciones técnicas de los maniqués utilizados en las pruebas técnicas de aceptación de la PET/CT BV 450

§ 1. *Maniqués para las pruebas técnicas de la CT*

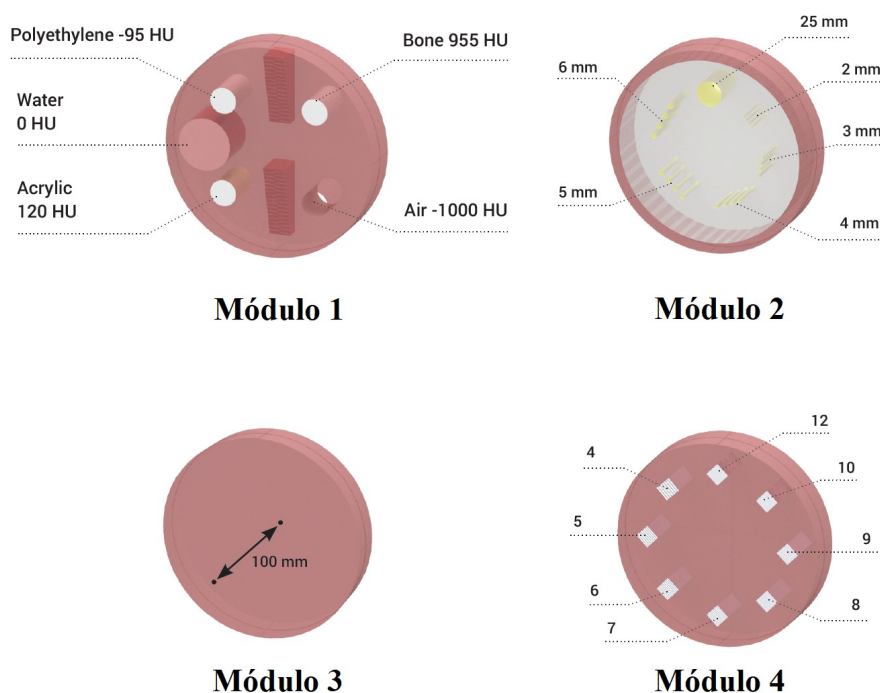


Figura F.1. Representación gráfica del diseño material y geométrico de cada módulo del maniqué ACR de pruebas técnicas de la CT. Imágenes cortesía de Sun Nuclear (2023a).

Características generales del maniquí		
Material	Agua sólida de 0 UH	
Diámetro	20.0 cm	
Longitud	16.0 cm	
Masa	5.3 kg	
Accesorio adicional	Estante de estabilidad y nivelación del maniquí	
Características específicas de los objetos incrustados de prueba técnica en el maniquí		Módulo correspondiente
Varilla de linealidad equivalente al agua	Agua sólida de 0 UH	Módulo 1
Varilla de linealidad equivalente al hueso	Material equivalente al tejido óseo (teflón)	
Varilla de linealidad equivalente al acrílico	Acrílico moldeado	
Varilla de linealidad equivalente al polietileno	Polietileno de baja densidad	
Matriz del módulo de bajo contraste	Epoxia CB4 Ciba Geigy o equivalente	Módulo 2
Varillas de bajo contraste	<ul style="list-style-type: none"> • Epoxia CB4 Ciba Geigy [densidad ajustada para producir una diferencia de (6 ± 0.5) UH] o equivalente • Los tamaños de varilla se extienden desde 2 mm hasta 6 mm, incluyendo una varilla de 25 mm 	
Cuentas de carburo de tungsteno	Cuentas de carburo de tungsteno de grado 25 con diámetro de 0.28 mm	Módulo 3
Material de los pares de línea	Cuadros de 15×15 mm ² de pares de línea de aluminio y poliestireno	Módulo 4
Homogeneidad dentro del módulo de cuentas de acero	Los valores medios de ROI, dentro de cualquier módulo, excluyendo los objetos de prueba técnica, no pueden diferir más de 2 UH	Módulos 1–4
Homogeneidad dentro del maniquí	Para el número CT promedio, un módulo debe cumplir los requisitos de (0 ± 5) UH	Módulos 1, 3 y 4

Tabla F.1. Especificaciones técnicas de los materiales del maniquí ACR (Sun Nuclear, 2023a) para pruebas técnicas de CT.

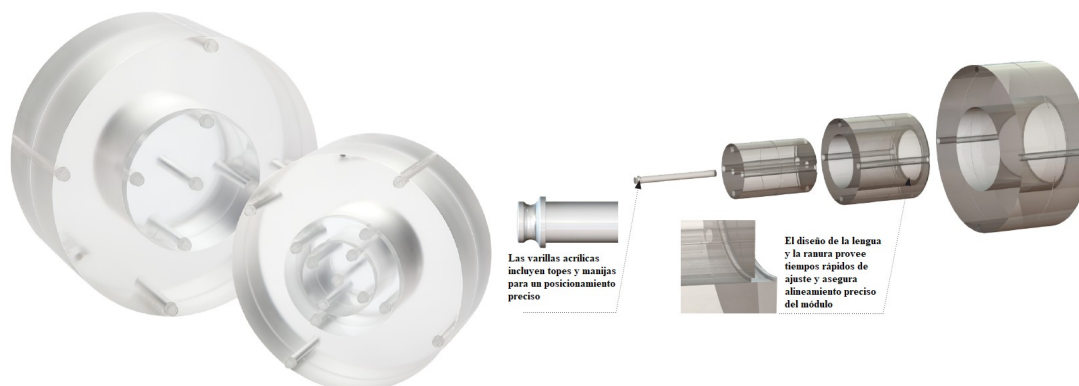


Figura F.2. Maniqués de CTDI para la prueba técnica de dosimetría de CT. Imágenes cortesía de Sun Nuclear (2023b).

Características generales de los maniqués	
Material	Metacrilato de polimetilo (PMMA/acrílico)
Densidad másica	1.19 g/cm ³
Marcas de alineamiento	Líneas grabadas centradas en los planos transversal, coronal y sagital
Dimensiones de los módulos (diámetro × longitud)	
Cuerpo de adulto	(32 cm) × (14.5 cm)
Cabeza de adulto o cuerpo pediátrico	(16 cm) × (14.5 cm)
Cabeza pediátrica	(10 cm) × (14.5 cm)
Masa	19.9 kg
Diámetro de los puertos para enchufar las varillas acrílicas o una cámara de ionización tipo lápiz	1.31 cm

Tabla F.2. Especificaciones técnicas de los materiales del maniquí de CTDI (Sun Nuclear, 2023b) para dosimetría.

§ 2. Maniqués para las pruebas técnicas de la PET

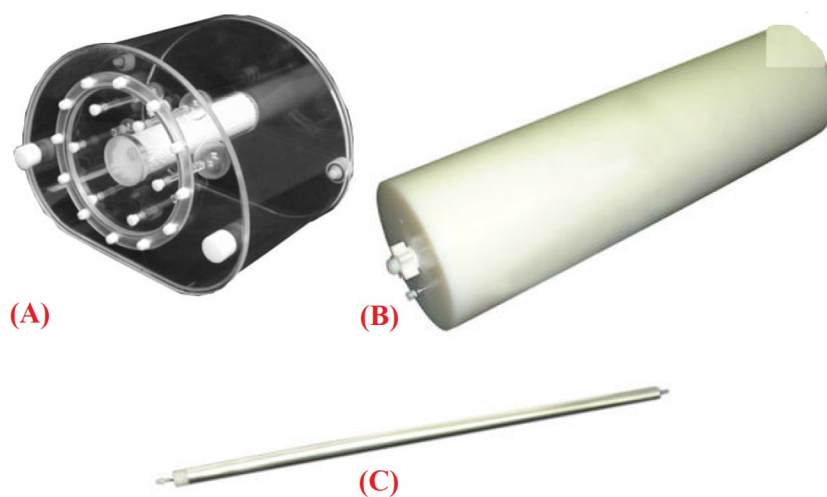


Figura F.3. Maniqués de pruebas técnicas de PET. Éstos específicamente son: (A) maniquí de cuerpo NEMA IEC PET; (B) maniquí de dispersión NEMA PET; (C) maniquí de sensibilidad NEMA PET. Imágenes cortesía de Capintec (2023a,b,c).

Maniquí	Características generales	
<i>Maniquí de cuerpo NEMA IEC PET</i>	Dimensiones externas	<ul style="list-style-type: none"> ● Altura: 241.3 mm ● Ancho: 304.8 mm ● Diámetro: 241.3 mm
	Longitud interior del maniquí	180 mm
	Diámetros de las seis esferas rellenas	10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm, 28 mm y 37 mm
	Distancia desde el plano de la esfera hasta la pared interior	70 mm
	Volumen del cilindro vacío	9.7 L
	Dimensiones del cilindro del inserto pulmonar	<ul style="list-style-type: none"> ● Diámetro exterior: 51 mm ● Longitud: 180 mm
	Masa aproximada	4.99 kg
<i>Maniquí de dispersión NEMA PET</i>	Dimensiones del cilindro exterior	<ul style="list-style-type: none"> ● Diámetro: 20.3 cm ● Longitud: 70 cm
	Tamaño del agujero del cilindro	6.4 mm
	Desvío del agujero del cilindro	4.5 cm
	Dimensiones de la fuente lineal	<ul style="list-style-type: none"> ● Diámetro: 5 mm ● Longitud: 80 cm
	Diámetro interior de la fuente lineal	3.2 mm
	Masa aproximada	23.5 kg
<i>Maniquí de sensibilidad NEMA PET</i>	Longitud de los cinco tubos aluminicos concéntricos internamente apilados	700 mm
	Orden de los tubos	Dimensiones del tubo
	Primero	<ul style="list-style-type: none"> ● Diámetro interno: 3.9 mm ● Diámetro externo: 6.4 mm
	Segundo	<ul style="list-style-type: none"> ● Diámetro interno: 7.0 mm ● Diámetro externo: 9.5 mm
	Tercero	<ul style="list-style-type: none"> ● Diámetro interno: 10.2 mm ● Diámetro externo: 12.7 mm
	Cuarto	<ul style="list-style-type: none"> ● Diámetro interno: 13.4 mm ● Diámetro externo: 15.9 mm
	Quinto	<ul style="list-style-type: none"> ● Diámetro interno: 16.6 mm ● Diámetro externo: 19.1 mm
	Sexto (tubo rellenable de polietileno)	<ul style="list-style-type: none"> ● Diámetro interno: 2 mm ● Diámetro externo: 3.2 mm
	Masa aproximada de todos los tubos juntos	1.3 kg

Tabla F.3. Especificaciones técnicas de los maniqués de pruebas técnicas de PET (Capintec, 2023a,b,c).

Esta página fue dejada intencionalmente en blanco

GLOSARIO

A

Absorbancia: esta cantidad es el logaritmo de la razón de la energía de radiación incidente, sobre la superficie de un material particular, entre la energía de radiación transmitida por este mismo material específico.

Referencia consultada: E. Deeson (2007, p. 5).

Ancho del haz de radiación de rayos X: esta cantidad es la medida del ancho del haz de radiación cuando pasa justamente por el eje de proyección principal del sistema de proyección (ver Figura G.1).

Referencia consultada: R. Cierniak (2011, pp. 72–73).

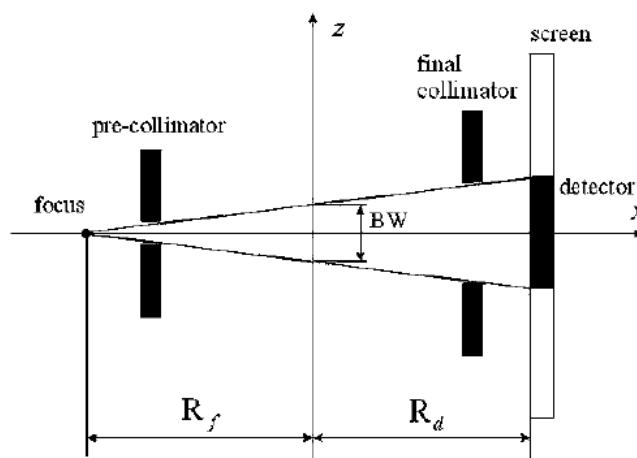


Figura G.1. Ilustración básica de un sistema de proyección de la CT. Imagen de Cierniak (2011). NOTAS: (i) BW (*Beam Width*) es el ancho del haz de radiación; (ii) R_f es la distancia medida entre el foco (i.e., la fuente puntual de radiación [e.g., el tubo de rayos X]. Nótese que esto es una idealización) y el eje principal de proyección; (iii) R_d es la distancia medida entre el eje principal de proyección y el detector de radiación.

Artefacto: este concepto se refiere a la aparición de distorsiones geométricas, en la imagen tomográfica, que reducen la calidad de la imagen en cuestión (Cf. Figura G.2). Por otra parte, estas distorsiones de la imagen tienen tres causas principales, a saber:

(1) El estado del equipo de adquisición de imágenes tomográficas. Por ejemplo, la aparición de anillos en la imagen debido al mal funcionamiento de uno, o varios, de los elementos del detector o

debido al mal funcionamiento del tubo de rayos X durante el tiempo de adquisición de una de imagen tomográfica;

(2) El algoritmo de reconstrucción de la imagen. Por ejemplo, entre los parámetros del algoritmo de reconstrucción de imágenes, se podría elegir un número insuficiente de muestreos de los datos de proyección tal que aparecen patrones de Moiré (artefactos);

(3) El movimiento del paciente. Por ejemplo, el paciente mueve su cabeza o su torso durante el tiempo de adquisición de la imagen tomográfica, lo que produce el mal posicionamiento de las estructuras anatómicas en la imagen. Otros movimientos involuntarios en el cuerpo del paciente, como los latidos del corazón, son inevitables, por lo que se necesitan técnicas computacionales de optimización de la calidad de una imagen cardíaca;

(4) La dinámica física de la radiación ionizante. Existen varias causas físicas de artefactos en las imágenes tomográficas: (i) policromaticidad del haz de rayos X; (ii) el espesor no nulo del haz de radiación; (iii) defectos del colimador; (iv) elementos metálicos dentro del cuerpo del paciente; (v) ruido de las mediciones. Por ejemplo, una distorsión de imagen, que disminuye grandemente la calidad de la imagen tomográfica, es un artefacto metálico, el cual se debe a la gran atenuación de la radiación (endurecimiento del haz de radiación y reducción de la dosis de radiación) provocada por la presencia de un objeto metálico adentro del cuerpo del paciente (e.g., una prótesis). Visualmente, lo que se observa en la imagen tomográfica es una colección de rayos.

Referencia consultada: J. Geleijns (2014, pp. 289–290).

Axial, coronal o sagital, láser: el tomógrafo dispone de un sistema de alineamiento de tres láseres [ver Figura E.1(A), elemento (3)] para indicar las líneas, paralelas a los ejes del sistema de coordenadas cartesiano, por donde atraviesan, ortogonalmente, los planos axial, coronal y sagital (ver Figura G.3) [también para indicar el isocentro], los cuales son parte de la terminología médica convencional para representar los cortes anatómicos desde tres perspectivas distintas.

Referencia consultada: Machado et al. (2019).

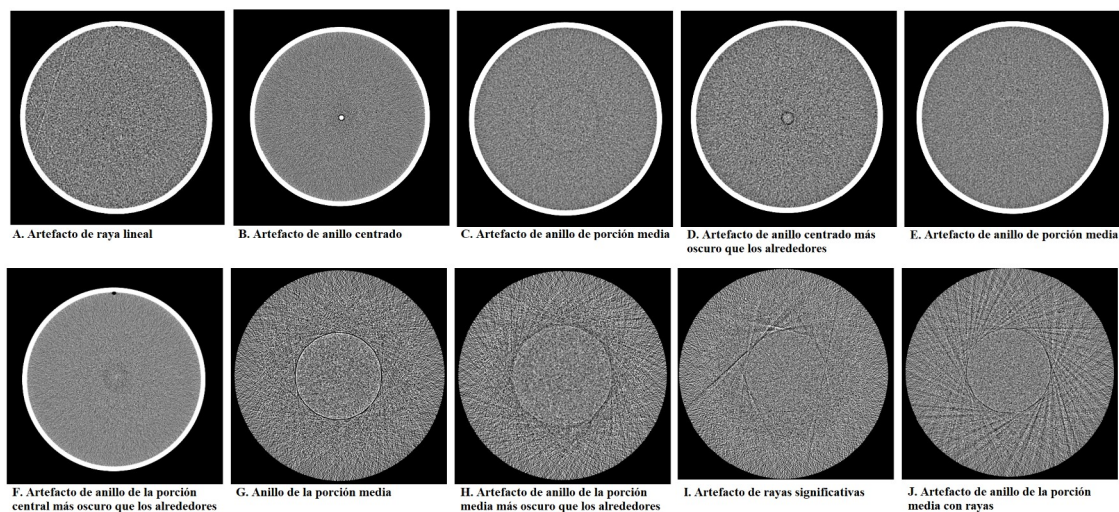


Figura G.2. Ejemplos de artefactos en imagen CT del módulo 3 del maniquí ACR. Imágenes tomadas de Dillon et al. (2017, pp. 37–8). La terminología de los artefactos se muestra textualmente al pie de cada imagen particular.

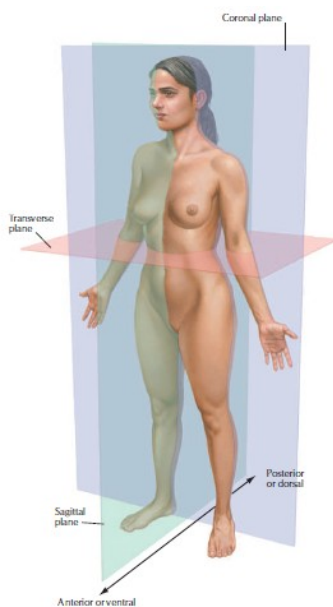


Figura G.3. Planos anatómicos según la convención terminológica médica (Imagen tomada de Machado et al., 2019). En el diseño de un tomógrafo, los láseres axial, coronal y sagital van paralelos, siguiendo los ejes principales del sistema cartesiano de coordenadas, a los planos transversal (plano rosado), coronal (plano azul) y sagital (plano verde), respectivamente.

C

Cámara de ionización: instrumento de detección y medición de la dosis de radiación ionizante (ver Figura G.4). Los principios básicos de funcionamiento de este detector son: (1) las dos condiciones de la teoría de Bragg-Gray y (2) la ionización del gas interno de la cámara de ionización.

En el caso del primer principio de funcionamiento, la teoría de Bragg-Gray, que se basa en la teoría de la cavidad, estipula que (i) el espesor de la pared de la cámara de ionización es lo suficientemente delgado para no perturbar el flujo de partículas cargadas que atraviesa tal pared (así, el flujo de partículas cargadas es aproximadamente constante adentro y afuera de la cámara de ionización); (ii) la dosis, depositada en la pared de la cámara de ionización, sólo se debe a las partículas cargadas que atravesaron dicha pared. Nótese que es necesario que la pared de la cámara de ionización tenga propiedades dispersivas similares al medio externo a la cámara y al gas contenido en ella.

Si las condiciones de la teoría de Bragg-Gray se satisfacen, ocurrirá el equilibrio de partículas cargadas, es decir, la dosis de radiación, depositada en el medio externo, en la pared de la cámara y en el gas interno, es homogénea, por lo que la dosis de radiación estimada para el gas interno es aproximadamente igual a la dosis de radiación entregada al medio externo circundante a la cámara de ionización.

Por otra parte, en el caso del segundo principio de funcionamiento, la ionización del gas interno de la cámara de ionización, lo que ocurre es que el flujo de partículas cargadas, que proviene del medio externo, atraviesa la pared de la cámara de ionización e interactúa con el gas interno, ionizándolo y produciendo una cantidad determinada de iones. Justamente, los iones son recolectados por un electrodo de recolección interno de la cámara de ionización (cargado positivo), el cual posee una diferencia de potencial eléctrico ($\approx 80\text{--}250\text{ V}$) con la pared de la cámara de ionización, el segundo electrodo (cargado negativo) (ver Figura G.4). El campo eléctrico, debido a esta diferencia de potencial eléctrico, acelera los iones hacia el electrodo positivo central, produciéndose una corriente eléctrica en ese electrodo en cuestión.

Por consiguiente, por medio de la información del número recolectado de iones contenido en la corriente eléctrica, es posible estimar la dosis de radiación depositada en el gas interno (la amplitud del pulso de corriente eléctrica es proporcional a la magnitud de la dosis de radiación) y, a su vez, estimar la dosis de radiación del medio externo circundante a la pared de la cámara de ionización.

Referencia consultada: Izewska & Rajan (2005, p. 77).

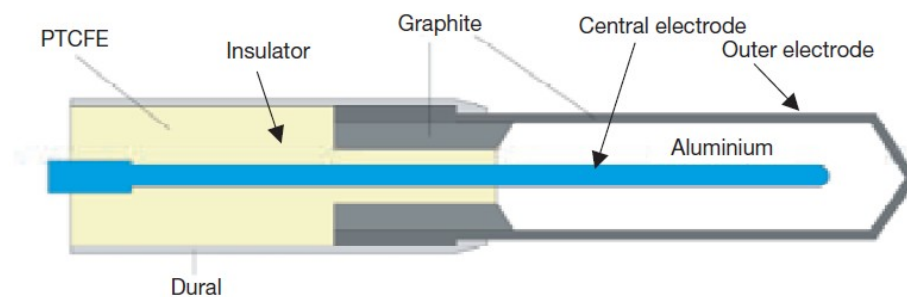


Figura G.4. Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica de cavidad cerrada. Imagen de Izewska & Rajan (2005).

Canal: este concepto se refiere a un intervalo de amplitud de voltaje salido de un amplificador, correspondiente con una corriente eléctrica amplificada por el amplificador de señales del detector de radiación, que sirve para clasificar las distintas amplitudes de voltaje del amplificador (*outputs*) y determinar la energía de radiación asociada con cada evento de radiación detectado en el instrumento de detección (la energía de radiación, depositada en el material radiosensible del detector, es proporcional a la amplitud de voltaje del amplificador). En otras palabras, el canal define un intervalo de energía de radiación detectada para el sistema electrónico (procesador de señales) conectado al detector de radiación.

Referencia consultada: G. B. Saha (2013, p. 97).

Capa epitaxial: este concepto se refiere a una capa muy delgada de cristal (del orden de unos micrómetros), producida por medio de la técnica de la epitaxia (ensamblado regular de átomos en una superficie sólida), la cual creció sobre un sustrato cristalino (i.e., otro cristal). Por otra parte, el procedimiento de la epitaxia es necesario para la producción de buenos materiales semiconductores, los cuales deben controlar y confinar el transporte de cargas y de fotones. Esto se logra por medio de un semiconductor constituido de varias capas cristalinas que poseen distintas propiedades físicas a propósito de la conducción de corrientes eléctricas.

NOTA: la técnica de la epitaxia se llama homoepitaxia cuando la capa y el sustrato están hechos del mismo material, mientras que se llama heteroepitaxia cuando la capa y el sustrato no están constituidos por el mismo material.

Referencias consultadas: E. Deeson (2007, p. 143), U. W. Pohl (2020, pp. 1, 4–6).

CNR: esta cantidad es la razón de contraste entre ruido y se definió para cuantificar el efecto del ruido en la resolución de contraste de imágenes con una cantidad de ruido considerable. Nótese que la cantidad CNR sustituye a la SNR si se parte de la siguiente premisa: “(...) the “true information”, which is readily accessible to a human observer, corresponds not to the absolute level of intensities in different detector pixels, but to the image contrast.” (Gureyev & Nesterets, 2018, p. 284).

Referencia consultada: Gureyev & Nesterets (2018, pp. 284–285).

Cristal no higroscópico: para definir qué es un cristal no higroscópico, primero se debe comprender qué es un material higroscópico. El material higroscópico se caracteriza principalmente por poseer una gran cantidad de poros (porosidad grande) en su estructura sólida. Esta característica implica que un material higroscópico es capaz de absorber humedad cuando entra en contacto con el aire húmedo. Por consiguiente, un cristal no higroscópico es aquel que posee una porosidad muy pequeña, la cual vuelve a este cristal altamente impermeable, siendo incapaz de absorber agua al entrar en contacto con el aire húmedo. Esto es ventajoso pues un cristal no higroscópico no necesita ningún tipo de protección en contra de la humedad.

Referencia consultada: M. Pinterić (2021, p. 131).

D

Dispositivo analizador de pulsos: aparato electrónico, conectado al sistema de detección, que recibe las señales del amplificador, es decir, las amplitudes de pulsos (voltajes) del amplificador, asociadas con las magnitudes de las corrientes eléctricas producidas por el detector (flujos de iones recolectados por el electrodo central de la cámara de ionización), y que se encarga de clasificarlas de acuerdo con los canales previamente seleccionados (i.e., rangos de energías de eventos de radiación ionizante detectados). Por consiguiente, el propósito final del analizador de pulsos es discriminar entre los eventos de radiación ionizante, con base en su energía característica, producidos por la radiación de fondo (e.g., radiación solar), por la radiación de dispersión y por otros tipos de eventos de radiación ionizante. A partir de esta información del número de eventos de cada tipo de radiación ionizante, es posible construir un espectro de energías e identificar la energía principal del evento radiativo de interés de detección.

Referencia consultada: Cherry et al. (2012, p. 113).

E

Eficiencia cuántica: cantidad que mide, en promedio, el número de fotones que fue absorbido en el material radiosensible del detector de radiación.

Referencia consultada: R. H. Menk (2018, p. 29).

Electrómetro: dispositivo electrónico para la medición del voltaje y de la carga producidos por una corriente eléctrica. En el contexto de la dosimetría, un electrómetro estará conectado a una cámara de ionización, lo cual permitirá medir la cantidad de carga de ionización del gas contenido en la cavidad de la cámara de ionización. Por consiguiente, la cuantificación de la cantidad de carga de ionización del gas permite estimar la dosis de radiación en este medio gaseoso.

Referencia consultada: E. Deeson (2007, p. 131).

Escala de grises: intervalo de valores de grises asociado con las intensidades de gris presentadas en una imagen radiológica monocromática. Una imagen radiológica consiste en una matriz de valores de píxel (i.e., valores de transmisión fotónica o de atenuación fotónica), y cada uno de los valores de píxel es representado por un número entero individual, el cual, usualmente, se almacena en 16 bits. Por consiguiente, el valor de cada uno de estos números enteros individuales se asocia con una intensidad de gris. Entonces, estos valores de grises construyen la escala de grises de una imagen radiológica.

Referencia consultada: Bushberg et al. (2012, pp. 90, 117).

Escalador: dispositivo electrónico cuya función, en el sistema de detección, es contar los pulsos provenientes del analizador de señales. Normalmente, un escalador incorpora un temporizador para controlar el tiempo de conteo. Así, pues, el escalador transfiere la información del número de cuentas en función del tiempo a un computador encargado de procesamiento de datos.

Referencia consultada: Cherry et al. (2012, p. 119).

F

Fotopico: elemento principal de un espectro de energías (i.e., el número de cuentas de eventos de radiación detectados en función de la altura de pulso [correspondiente con la energía de radiación]) en el rango de energías de emisión de los radionúclidos de medicina nuclear. El fotopico suele ser, gráficamente, el pulso más alto del espectro de energías porque representa, en su mayor parte, el número de cuentas de eventos de absorción fotónica, en el material radiosensible del detector, por el

efecto fotoeléctrico (evento físico más probable). Por lo tanto, aproximadamente, el valor de energía del centro del fotopico corresponde con la emisión principal de fotones gamma de un radionúclido.

Referencia consultada: M. Madsen (2012, p. 78).

I

Isocentro: este concepto se refiere al centro geométrico absoluto del gantry del equipo PET/CT.

L

Longitud de radiación: esta cantidad física (unidades: g/cm²) se definió para medir el grosor de un absorbente, el cual fue atravesado por un haz de partículas cargadas altamente energético o por un haz fotónico altamente energético.

Referencia consultada: Podgoršak (2014, p. 172).

M

Maniquí: conocido en inglés como *Phantom*, es un artefacto físico empleado como herramienta para investigar o caracterizar sistemas tecnológicos para adquirir imágenes médicas. Por medio de la adquisición de imágenes de maniqués diseñados para una prueba técnica específica, es posible determinar cuantitativa y cualitativamente las características de desempeño de un sistema de adquisición de imágenes médicas.

Referencia consultada: Demirkaya & Al-Mazrou (2014, p. 550).

Monolítica, cerámica: esta característica estructural se refiere a una cerámica que posee una única fase. En el contexto de la ciencia de materiales, una cerámica de una sola fase, que necesariamente debe ser poli-cristalina, sería aquella que se caracteriza por constituirse de muchos cristalitos, cada uno teniendo exactamente la misma composición, las mismas propiedades y la misma estructura cristalina.

Referencias consultadas: Carter & Norton (2013, p. 441), V. Novikov (2003, p. 138).

N

NEC: esta cantidad se define como una función de la tasa de conteo de la PET que posee como variable independiente a la concentración de radioactividad. Así, pues, la NEC se usa para estimar la tasa útil de cuentas de la PET al tomar en cuenta lo siguiente (IAEA, 2009, p. 51): (1) descripción estadística de la tasa de cuentas en función de la radioactividad mediante la distribución de Poisson;

(2) la contribución, tanto de eventos verdaderos como de eventos aleatorios/dispersivos, a la tasa total de coincidencias.

Referencia consultada: IAEA (2009, p. 51).

P

Pitch (*velocidad de la camilla*): en el caso de un sistema CT de múltiples cortes (i.e., múltiples detectores dispuestos en un arreglo que detectan los rayos X transmitidos) [Cf. Tabla B.1; según esta tabla el sistema PET/CT BV 450 tiene un arreglo de detectores GOS tal que son posibles 64 cortes por rotación o 128 cortes por rotación], el *pitch* se define como el movimiento de la camilla (velocidad) por rotación del tubo de rayos X dividido entre el ancho del haz de rayos X. Nótese que el ancho del haz se obtiene mediante el producto del número de cortes y del espesor de cortes.

La interpretación física e imagenológica del valor del *pitch* es la siguiente: entre más grande es el valor del *pitch* por encima de 1, la adquisición de datos es menor por cada posición de camilla porque crece el ángulo de corte. Por consiguiente, el algoritmo informático ocupará más interpolaciones para enderezar la imagen tomográfica. Asimismo, el aumento del *pitch*, por encima de 1, implica una velocidad mayor de camilla, cubriéndose más volumen anatómico longitudinalmente por el escáner CT y reduciéndose más la dosis de radiación en dicho volumen anatómico (siempre y cuando otros parámetros sistémicos permanezcan constantes). Todo esto significa una imagen de menor calidad y más ruido, pero con dosis de radiación disminuida en el cuerpo biológico.

Por otra parte, si el valor de *pitch* es menor a 1, ocurre la situación contraria a la del *pitch* mayor a 1, a saber, una adquisición superior de datos por cada posición de camilla (correspondiendo a un ángulo de corte más pequeño), una velocidad de camilla inferior, lo que significa que el escáner vuelve a irradiar los mismos cortes del volumen biológico (traslape de cortes de imagen; así el volumen cubierto es menor), aumentándose la dosis de radiación en dicho volumen. Por lo tanto, la imagen resultante será de mejor calidad, pero se habrá aumentado la dosis de radiación en el cuerpo biológico.

En síntesis, el rango de valores de *pitch* recomendado, para obtener una imagen de calidad razonablemente buena mientras se minimiza la cantidad de dosis de radiación entregada al cuerpo biológico, se encuentra en 1–1.5.

Referencia consultada: J. Hsieh (2009, pp. 332-3), L. E. Romans (2011, pp. 53-4).

Poli-cristalina, cerámica: esta característica estructural se refiere a una cerámica compuesta de múltiples granos, es decir, cristalitos. Cada cristalito (grano) individual es un pequeño cristal que posee una forma irregular debido a los procesos de formación del cristalito (i.e., nucleación y condiciones de crecimiento).

Referencia consultada: V. Novikov (2003, pp. 83, 141).

T

Topograma: término técnico que designa al escaneo de exploración (*scout scan*) por CT, es decir, un escaneo por CT preliminar para definir correctamente la ROI del objeto escaneado.

Referencia consultada: P. E. Christian (2012b, p. 369).

Transparente, cerámica: en términos generales, esta característica óptico-física se refiere a una cerámica que es capaz de dejar pasar la radiación a través de ella con poca absorción, dispersión o refracción de las partículas de la radiación. Normalmente, la cerámica es altamente transparente a la radiación del espectro energético de la porción visible y de la porción infrarroja pero no del espectro energético de los rayos X.

Referencias consultadas: Carter & Norton (2013, pp. 593, 595–596), E. Deeson (2007, p. 477).

U

Unión tipo n^+/p con dopaje p negativo: para comprender qué es este tipo de unión de materiales de estado sólido, se repasan algunos detalles teóricos de la estructura física de los materiales de estado sólido (Knoll, 2010, p. 366): los sólidos tienen una estructura energética de banda tal que la *banda de valencia* corresponde con los electrones de capa externa ligados a sitios concretos de la rejilla cristalina. Además, existe la *banda de conducción*, la cual posee electrones libres que pueden moverse a través del cristal. Y, finalmente, está la *banda vacía* que se encuentra entre la banda de valencia y la banda de conducción. Por último, nótese que un evento de excitación térmica o de ionización del sólido provoca la creación de electrones en la banda de conducción y la aparición de huecos en la banda de valencia (que son como “cargas positivas”). Por lo tanto, la letra ‘ n ’ se refiere simbólicamente a la concentración (i.e., el número de partículas por unidad de volumen) de electrones en la banda de conducción y ‘ p ’ se refiere simbólicamente a la concentración de huecos en la banda de valencia.

Por otra parte, el concepto de *dopaje p* se refiere a la adición de una impureza a la red cristalina del sólido. Esta impureza es un *dopador aceptor* de electrones (tipo p), es decir, un

material capaz de provocar un exceso de huecos en la banda de conducción. Y, para completar esta definición de dopaje, también existen *impurezas donadoras de electrones*, es decir, dopadores del tipo n . Un dopador tipo n provocará un exceso de electrones en la banda de valencia.

Referencias consultadas: Knoll (2010, p. 366), Tsoufanidis & Landsberger (2015, pp. 221, 222).

V

Volumen parcial, efectos del: la imagen médica se compone de un número finito de píxeles, los cuales tendrán un tamaño determinado por las dimensiones de la imagen médica en cuestión. La matriz de píxeles/vóxeles cubrirá los objetos radiografiados, y existirán píxeles/vóxeles que cubrirán regiones de un objeto de una sola clase (i.e., el valor de píxel/vóxel es único) y existirán otros píxeles/vóxeles que cubrirán regiones compuestas por objetos de varias clases (i.e., mezcla de valores de píxel/vóxeles). Este último tipo de píxel/vóxel poseerá un valor de píxel/vóxel que es el promedio de los valores de píxel/vóxel asociados con cada clase de objeto. Por consiguiente, este promedio de valores de píxel/vóxel, que es usual en los píxeles/vóxeles de los bordes de un objeto radiografiado, tiene las siguientes consecuencias:

(1) Reducción de la resolución espacial del sistema de adquisición de imágenes: el efecto del volumen parcial, especialmente en los bordes del objeto radiografiado, causa que los objetos se vean difuminados; es decir, este efecto dificulta la distinción de intensidades de distintos píxeles y, por consiguiente, reduce la resolución espacial de la imagen. Este efecto de volumen parcial, sobre la resolución espacial, es especialmente notorio en las imágenes CT. Nótese que este efecto también ocurre en las imágenes PET, pero no es tan evidente pues normalmente las imágenes funcionales tienen baja resolución espacial.

(2) Subestimación de los valores de píxel/vóxel cuantificados: la subestimación por efecto de volumen parcial es más significativa en las imágenes PET; los píxeles/vóxeles con valores promediados tienen una pérdida de información del objeto de interés (i.e., un número inferior de cuentas por píxel/vóxel), lo que implica directamente una “pérdida” de actividad (PET), o de magnitud de coeficiente de atenuación (CT), por píxel/vóxel. Entonces, para la PET, esto significa una subestimación de la actividad emitida por el objeto de estudio; para la CT, una subestimación del coeficiente de atenuación por píxel/vóxel, lo que repercute directamente en las intensidades de la escala de grises de la imagen CT, presentando intensidades de grises erróneas.

Existen algunas estrategias técnicas para reducir el efecto del volumen parcial, ya sea en una imagen CT o en una imagen PET. Nótese que, desde la perspectiva de la ciencia y de la

ingeniería del diseño del sistema PET/CT, es posible reducir el efecto del volumen parcial al diseñar elementos de detector más pequeños. Las estrategias técnicas son las siguientes:

(1) Caso de la CT: (i) reducción del espesor de corte de imagen, pero teniendo en cuenta que tal reducción implica aumento del ruido de la imagen e incremento de la dosis al paciente; (ii) reducción del FOV; (iii) traslape de cortes de imágenes.

(2) Caso de la PET: corrección computacional de valores de píxel/vóxel de la imagen por medio del coeficiente de recuperación. Este coeficiente se define como la razón de la concentración aparente de actividad (densidad de cuentas reconstruidas) entre la concentración verdadera (densidad de cuentas verdaderas). La aplicación computacional de esta corrección, por efecto de volumen parcial, exige las siguientes condiciones: (i) caracterización de la localización del objeto de interés; (ii) tamaño y forma geométrica de la región radioactiva conocidos. Si se satisfacen estas condiciones, es posible que el sistema informático de la PET calcule un valor previo del coeficiente de recuperación y, luego, lo aplique a los valores de píxel/vóxel medidos en la ROI de la imagen.

Referencias consultadas: Ouyang & El-Fakhri (2014, pp. 610–612), Ng et al. (2018, p. 90), Zanzonico (2015, pp. 203–204).

Esta página fue dejada intencionalmente en blanco

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Attix, F. H. (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 20–37, 101–123, 160–202.
 - Baghaei, H.; Wong, W-H; & Li, H. (2013). Principles of Positron Emission Tomography Imaging. En E. E. Kim, M-C. Lee, T. Inoue, & W-H. Wong (Eds.), *Clinical PET and PET/CT: Principles and Applications* (2a ed., pp. 11-12). Springer Science+Business Media.
 - Behling, R. (2018). X-ray Generators. En P. Russo (Ed.), *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology* (pp. 93–104). CRC Press (Taylor & Francis Group).
 - Behling, R. (2021). *Modern Diagnostic X-ray Sources*. CRC Press (Taylor & Francis Group), 211–212.
- Bell, R. E. (1966). Comparison of Leading-Edge and Crossover Timing in Coincidence Measurements. *Nuclear Instruments and Methods* 42, 211–212.
- Bollinger, D.; & Li, H. (2018). Quality Assurance of X-ray Computer Tomography. En P. Russo (Ed.), *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology* (pp. 775–790). CRC Press (Taylor & Francis Group).
 - Booiij, R.; Budde, R. P. J.; Dijkshoorn, M. L.; & van Straten, M. (2020). Technological developments of X-ray computed tomography over half a century: User's influence on protocol optimization. *European Journal of Radiology* 131, 1–11, <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2020.109261>
 - Bushberg, J. T.; Seibert, J. A.; Leidholdt, E. M.; & Boone, J. M. (2012). *The Essential Physics of Medical Imaging* (3a ed.). Lippincott Williams & Wilkins, 60–100, 117.
 - Capintec (2023a, 25 de febrero). NEMA IEC PET Body Phantom Set. <https://www.capintec.com/product/nema-iec-pet-body-phantom-set/>
 - Capintec (2023b, 25 de febrero). PET Scatter Phantom NEMA. <https://www.capintec.com/product/pet-scatter-phantom-nema/>
 - Capintec (2023c, 25 de febrero). PET Sensitivity Phantom NEMA. <https://www.capintec.com/product/pet-sensitivity-phantom-nema/>
 - Carlier, T.; Ferrer, L.; Conti, M.; Bodet-Milin, C.; Rousseau, C.; Bercier, Y.; Bendriem, B.; & Kraeber-Bodéré, F. (2020). From a PMT-based to a SiPM-based PET system: a study to define matched acquisition/reconstruction parameters and NEMA performance of the Biograph Vision 450. *EJNMMI Physics* 7:55, 2–3, <https://doi.org/10.1186/s40658-020-00323-w>

- Carter, C. B.; & Norton, M. G. (2013). *Ceramic Materials: Science and Engineering* (2a ed.). Springer Science+Business, 441, 593, 595, 596.
- Casey, M. E.; & Osborne, D. R. (2020). Siemens Biograph Vision 600. En J. Zhang, M. V. Knopp (Eds.), *Advances in PET: The Latest in Instrumentation, Technology, and Clinical Practice* (pp. 71–94). Springer Nature Switzerland, <https://doi.org/10.1007/978-3-030-43040-5>
- Cherry, S. R.; Sorenson, J. A.; & Phelps, M. E. (2012). *Physics in Nuclear Medicine* (4a ed.). Elsevier Saunders, 19–42, 113, 119, 155–172.
- Christian, P. E. (2012a). PET Instrumentation. En P. E. Christian, K. M. Waterstram-Rich (Eds.), *Nuclear Medicine and PET/CT: Technology and Techniques* (7a ed., pp. 319–350). Elsevier Mosby.
- Christian, P. E. (2012b). CT Physics and Instrumentation. En P. E. Christian, K. M. Waterstram-Rich (Eds.), *Nuclear Medicine and PET/CT: Technology and Techniques* (7a ed., pp. 351–376). Elsevier Mosby.
- Cierniak, R. (2011). *X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*. Springer-Verlag London Limited, 72, 73.
- CNSC (Canadian Nuclear Safety Commission). (2017, 23 de febrero). Radionuclide Information Booklet. https://nuclearsafety.gc.ca/pubs_catalogue/uploads/radionuclide-information-booklet-2018-eng.pdf
- Curry, T. S.; Dowdey, J. E.; & Murry, R. C. (1990). *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology* (4a ed.). Williams & Wilkins, 10–35, 70–86, 289–322.
- Dahlbom, M. (2017a). Photodetectors. En M. Dahlbom (Ed.), *Physics of PET and SPECT Imaging* (pp. 63–90). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Dahlbom, M. (2017b). PET Calibration, Acceptance Testing, and Quality Control. En M. M. Khalil (Ed.), *Basic Science of PET Imaging* (pp. 245, 246, 248). Springer.
- Dahlbom, M.; & King, M. A. (2017). Principles of SPECT and PET Imaging. En M. Dahlbom (Ed.), *Physics of PET and SPECT Imaging* (pp. 3–40). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Daneman, A. (1987). *Pediatric Body CT*. Springer-Verlag.
- Daube-Whiterspoon, M. E.; Karp, J. S.; Casey, M. E.; DiFilippo F. P.; Hines, H.; Muehllehner, G.; Simcic, V.; Stearns, C. W.; Adam, L-E.; Kohlmyer, S.; Sossi, V. (2002). PET Performance Measurements Using the NEMA NU 2-2001 Standard. *J Nucl Med* 43 (10), pp. 1398–1409.
- Deeson, E. (2007). *Collins Internet-linked Dictionary of Physics*. Collins (HarperCollinsPublishers), 5, 131, 143, 477.
- Demirkaya, O.; & Al-Mazrou, R. (2014). Devices for Evaluating Imaging Systems. En D. L. Bailey, J. L. Humm, A. Todd-Pokropek, & A. Van Aswegen (Eds.), *Nuclear Medicine Physics: A*

Handbook for Teachers and Students (p. 550). IAEA Marketing and Sales Unit (Publishing Section).

- Dillon, C.; Breeden III, W.; Clements, J.; Cody, D.; Gress, D.; Kanal, K.; Kofler, J.; McNitt-Gray, M. F.; Norweck, J.; Pfeiffer, D.; Ruckdeschel, T. G.; Strauss, K. J.; & Tomlinson, J. (2017). *Computed Tomography: Quality Control Manual*. Publicación del American College of Radiology (ACR), 53–83.
- Erdi, Y. E. (2012). Limits of Tumor Detectability in Nuclear Medicine and PET. *Molecular Imaging and Radionuclide Therapy* 21(1), 23–28, <https://doi.org/10.4274/Mirt.138>
- Franks, L. A.; James, R. B.; & Darken, L. S. (2014). Radioactivity Detectors. En J. G. Webster, H. Eren (Eds.), *Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook: Spatial, Mechanical, Thermal, and Radiation Measurement* (2a ed., pp. 81-1–81-27). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Geleijns, J. (2014). Computed Tomography. En D. R. Dance, S. Christofides, A. D. A. Maidment, I. D. McLean, & K. H. Ng (Eds.), *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (pp. 289, 290). IAEA Marketing and Sales Unit (Publishing Section).
- Goldman, L. W. (2007). Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *J Nucl Med Technol* 35, 213–225, <https://doi.org/10.2967/jnmt.106.037846>
- Goldman, L. W. (2008). Principles of CT: Multislice CT. *J Nucl Med Technol* 36, 57–68, <https://doi.org/10.2967/jnmt.107.044826>
- Griffeth, L. K. (2005). Use of Pet/Ct Scanning in Cancer Patients: Technical and Practical Considerations. *BUMC PROCEEDINGS* 18, 321–330.
- Gureyev, T. E.; & Nesterets, Y. I. (2018). Image Quality in Attenuation-Based and Phase-Contrast-Based X-ray Imaging. En P. Russo (Ed.), *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology* (pp. 284–285). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Hammond, C. R. (2017). The Elements. En W. M. Haynes, D. R. Lide, T. J. Bruno (Eds.), *CRC Handbook of Chemistry and Physics: A Ready-Reference Book of Chemical and Physical Data* (97a ed., pp. 4-13–4-15). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Helus, F.; & Wolber, G. (2019). Activation Techniques. En F. Helus, L. G. Colombetti (Eds.), *Radionuclides Production* (vol. 1, pp. 75, 78-9). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Hirano, Y. (2011). Applications to Development of PET/SPECT System by Use of Geant4. En C. J. Mode. (Ed.), *Applications of Monte Carlo Methods in Biology, Medicine and Other Fields of Science* (pp. 80, 84). InTech.

- Holden, N. E. (2017). Table of the Isotopes. En W. M. Haynes, D. R. Lide, T. J. Bruno (Eds.), *CRC Handbook of Chemistry and Physics: A Ready-Reference Book of Chemical and Physical Data* (97a ed., pp. 11-6, 11-26). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Hsieh, J. (2009). *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances* (2a ed.). SPIE|Wiley Interscience.
- IAEA (2009). *Quality Assurance for PET and PET/CT Systems*. IAEA Marketing and Sales Unit (Publishing Section), 40–98.
- IAEA (2021). *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe*. IAEA Marketing and Sales Unit (Publishing Section), 129–159.
- ICRP (1983). *Radionuclide Transformations: Energy and Intensity of Emissions (report 38)*. Pergamon Press, 14.
- Izewska, J.; & Rajan, G. (2005). Radiation Dosimeters. En E. B. Podgoršak (Ed.), *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (p. 77). IAEA Marketing and Sales Unit (Publishing Section).
- Kissick, M.; & Fakhraei, S. (2016). *Lectures on Radiation Dosimetry Physics: A deeper look into the foundations of clinical protocols*. Medical Physics Publishing, 9–15, 37–48.
- Knoll, G. F. (2010). *Radiation Detection and Measurement* (4a ed.). Wiley (John Wiley & Sons, Inc.), 366.
- Lawson, R. S. (2013). Gamma Camera SPECT. En D. W. Jones, P. Hogg, E. Seeram (Eds.), *Practical SPECT/CT in Nuclear Medicine* (pp. 47–76). Springer-Verlag.
- Lecoq, P.; Gektin, A.; & Korzhik, M. (2017). *Inorganic Scintillators for Detector Systems: Physical Principles and Crystal Engineering*. Springer International Publishing Switzerland, 377-379.
- Llosá, G. (2010). Multicell Geiger-Mode Avalanche Photodiodes: Silicon. En K. Iniewski (Ed.), *Semiconductor Radiation Detection Systems* (p. 219). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Lu, S.; Zhang, P.; Li, C.; Sun, J.; Liu, W.; & Zhang, P. (2021). A NIM PET/CT phantom for evaluating the PET image quality of micro-lesions and the performance parameters of CT. *BMC Medical Imaging* 21:165, 1–13, <https://doi.org/10.1186/s12880-021-00683-4>
- Machado, C. A. G.; Hansen, J. T.; Benninger, B.; Brueckner-Collins, J.; Hoagland, T. M.; & Tubbs, R. S. (2019). *Frank H. Netter, MD: Atlas of Human Anatomy* (7a ed.). Elsevier.
- Madsen, M. (2012). Instrumentation. En P. E. Christian, K. M. Waterstram-Rich (Eds.), *Nuclear Medicine and PET/CT: Technology and Techniques* (p. 78). Elsevier (Mosby).

- Maidment, A. D. A. (2014). Measures of Image Quality. En D. R. Dance, S. Christofides, A. D. A. Maidment, I. D. McLean, & K. H. Ng (Eds.), *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (pp. 55–88). IAEA Marketing and Sales Unit (Publishing Section).
- Mawlawi, O. R.; Kemp, B. J.; Jordan, D. W.; Campbell, J. M.; Halama, J. R.; Massoth, R. J.; Schmidtlein, C. R.; Shepard, J. D.; Wooten, W. W.; & Anderson, J. A. (2019). *PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance: The Report of AAPM Task Group 126*. Reporte No. 126 de la AAPM.
- McCollough, C.; Cody, D.; Edyvean, S.; Geise, R.; Gould, B.; Keat, N.; Huda, W.; Judy, P.; Kalender W.; McNitt-Gray, M.; Morin, R.; Payne, T.; Stern, S.; Rothenberg, L.; Shrimpton, P.; Timmer, J.; & Wilson, C. (2008). *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT: Report of AAPM Task Group 23: CT Dosimetry*. Reporte No. 96 de la AAPM.
- McCollough, C. H.; Leng, S.; Yu, L.; Cody, D. D.; Boone, J. M.; & McNitt-Gray, M. F. (2011). CT Dose Index and Patient Dose: They Are *Not* the Same Thing. *Radiology* 259, 311–316, <https://doi.org/10.1148/radiol.11101800>
- Melcher, C. L.; & Schweitzer, J. S. (2000). Cerium-doped lutetium oxyorthosilicate: a fast, efficient new scintillator. En H. J. Wieler, & R. E. Coleman (Eds.), *PET in Clinical Oncology* (p. 86). Springer-Verlag.
- Menk, R. H. (2018). Basic Physics of X-ray Interactions in Matter. En P. Russo (Ed.), *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology* (p. 29). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Molnár, G. L.; & Firestone, R. B. (2011). Appendixes – Reference Data to Part I. En A. Vértes, S. Nagy, Z. Klencsár, R. G. Lovas, & F. Rösch (Eds.), *Handbook of Nuclear Chemistry* (2a ed, pp. 488–489, 505, 511–512). Springer Science+Business.
- NEMA (2007). *Performance Measurements of Positron Emission Tomographs*. NEMA Publication.
- Ng, K. H.; Wong, J. H. D.; & Clarke, G. D. (2018). *Problems and Solutions in Medical Physics: Diagnostic Imaging Physics*. CRC Press (Taylor & Francis Group), 50, 90.
- Novikov, V. (2003). *Concise Dictionary of Materials Science: Structure and Characterization of Polycrystalline Materials*. CRC Press, 78.
- Ouyang, J.; & El-Fakhri, G. (2014). Quantitative Nuclear Medicine. En D. L. Bailey, J. L. Humm, A. Todd-Pokropek, & A. Van Aswegen (Eds.), *Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students* (pp. 610–612). IAEA Marketing and Sales Unit (Publishing Section).
- Pinterić, M. (2021). *Building Physics: From physical principles to international standards* (2a ed.). Springer Nature Switzerland, 131.

- Podgoršak, E. B. (2014). *Compendium to Radiation Physics for Medical Physicists: 300 Problems and Solutions*. Springer-Verlag, 172, 225–266.
- Pohl, U. W. (2020). *Epitaxy of Semiconductors: Physics and Fabrication of Heterostructures* (2a ed.). Springer Nature Switzerland, 1, 4–6.
- Richards, M. L.; & Scott, P. J. H. (2012). Synthesis of [^{18}F]-Fluorodeoxyglucose ([^{18}F]FDG). En P. J. H. Scott, B. G. Hockley (Eds.), *Radiochemical Synthesis: Radiopharmaceuticals for Positron Emission Tomography* (vol. 1, p. 6). John Wiley & Sons.
- Romans, L. E. (2011). *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. Wolters Kluwer Health|Lippincott Williams & Wilkins.
- Ross, T. L.; & Wester, H. J. (2011). ^{18}F : Labeling Chemistry and Labeled Compounds. En A. Vértes, S. Nagy, Z. Klencsár, R. G. Lovas, & F. Rösch (Eds.), *Handbook of Nuclear Chemistry* (2a ed, pp. 2023–2024). Springer Science+Business.
- Saha, G. B. (2013). *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*. Springer Science+Business, 91–116, 134.
- Saveliev, V. (2010). Silicon Photomultiplier – New Era of Photon Detection. En K. Y. Kim (Ed.), *Advances in Optical and Photonic Devices* (p. 255). Intech.
- Schardt, P.; Deuringer, J.; Freudenberger J.; Hell, E.; Knüpfer, W.; Mattern, D.; & Schild, M. (2004). New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. *Med. Phys.* 31 (9), 2699–2706, <https://doi.org/10.1118/1.1783552>
- Shefer, E.; Altman, A.; Behling, R.; Goshen, R.; Gregorian, L.; Roterman, Y.; Uman, I.; Wainer, N.; Yagil, Y.; & Zarchin, O. (2013). State of the Art of CT Detectors and Sources: A Literature Review. *Curr Radiol Rep* 1, 76–91, <https://doi.org/10.1007/s40134-012-0006-4>
- Siemens Healthineers (2020). *Biograph Vision: Addendum – Self-Test Instructions*. Siemens Healthineers GmbH, 17–76.
- Siemens Healthineers (2021a, 25 de octubre). PET/CT Biograph Vision. <https://www.siemens-healthineers.com/molecular-imaging/pet-ct/biograph-vision>
- Siemens Healthineers (2021b, 25 de octubre). UFC ultra fast ceramic. <https://www.siemens-healthineers.com/fr-ch/computed-tomography/technologies-innovations/ufc-ultra-fast-ceramic>
- Spanoudaki, V. Ch.; & Levin, C. S. (2010). Photo-Detectors for Time of Flight Positron Emission Tomography (ToF-PET). *Sensors* 10, 10487, <https://doi.org/10.3390/s101110484>
- Sun Nuclear (2023a, 25 de febrero). CT ACR 464 Phantom. <https://www.sunnuclear.com/products/ct-acr-464-phantom/>

- Sun Nuclear (2023b, 25 de febrero). CTDI Phantoms. <https://www.sunnuclear.com/products/ctdi-phantoms/>
- Tang, X.; & Xie, H. (2018). X-ray Computed Tomography for Diagnostic Imaging—From Single-Slice to Multi-Slice. En P. Russo (Ed.), *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology* (p. 659). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Teuho, J.; Riehakainen, L.; Honkaniemi, A.; Moisisio, O.; Han, C.; Tirri, M.; Liu, S.; Grönroos, T. J.; Liu, J.; Wan, L.; Liang, X.; Ling, Y.; Hua, Y.; Roivainen, A.; Knuuti, J.; Xie, Q.; Teräs, M.; D’Ascenzo, N.; & Klén, R. (2020). Evaluation of image quality with four positron emitters and three preclinical PET/CT systems. *EJNMMI Res* 10:155, 1–17, <https://doi.org/10.1186/s13550-020-00724-z>
- Towson, J. E. C.; & Eberl, S. (2006). Radiation Protection and Dosimetry in PET and PET/CT. En P. E. Valk, D. Delbeke, D. L. Bailey, D. W. Townsend, & M. N. Maisey (Eds.), *Positron Emission Tomography: Clinical Practice* (p. 46). Springer-Verlag.
- Tsoulfanidis, N.; & Landsberger, S. (2015). *Measurement & Detection of Radiation* (4a ed.). CRC Press (Taylor & Francis Group), 195–216, 221–222.
- Van Eijk, C. W. E. (2003). Inorganic scintillators in medical imaging detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 509, 19–20, [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(03\)01542-0](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01542-0)
- Van Eyndhoven, G.; & Sijbers, J. (2018). Iterative Reconstruction Methods in X-ray CT. En P. Russo (Ed.), *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology* (pp. 693–712). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Van Sluis, J.; de Jong, J.; Schaar, J.; Noordzij, W.; van Snick, P.; Dierckx, R.; Borra, R.; Willemsen, A.; Boellaard, R. (2019). Performance characteristics of the digital Biograph Vision PET/CT system. *Journal of Nuclear Medicine*, 1–34, <https://doi.org/10.2967/jnumed.118.215418>
- Vestner, H.; Bruder, H.; Cherek, D.; Flohr, T.; Heismann, B.; Kohl, G.; Ohnesorge, B.; Raupach, R.; Schaller, S.; Stierstorfer, K.; Suess, C.; & Wallschlaeger, H. (2005). Computed X-ray tomography. En A. Oppelt (Ed.), *Imaging Systems for Medical Diagnostics: Fundamentals, Technical Solutions and Applications for Systems Applying Ionizing Radiation, Nuclear Magnetic Resonance and Ultrasound* (pp. 413–502). Publicis Corporate Publishing.
- Vrigneaud, J-M.; Prévot, S.; Meadows, A.; & Hogg, P. (2010). Practical radiation protection in PET-CT. En P. Hogg, & G. Testanera (Eds.), *Principles and Practice of PET/CT (Part 1: A Technologist’s Guide)* (pp. 16–36). EANM.

- Wang, G-C.; Li, X.; Niu, X.; Du, H.; Balakrishnan, K.; Ye, H.; & Burr, K. (2016). PET Timing Performance Measurement Method Using NEMA NEC Phantom. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 63, No. 3, 1335–1342, <https://doi.org/10.1109/TNS.2016.2522766>
- Willemsen, A. T. M. (2017). Technical Aspects of PET/CT Image Quality. En A. W. J. M. Glaudemans, J. Medema, A. K. van Zanten, R. A. J. O. Dierckx, & C. T. B. Ahaus (Eds.), *Quality in Nuclear Medicine* (pp. 193–210). Springer International Publishing.
- Wilks, D. S. (2011). *Statistical Methods in the Atmospheric Sciences* (3a ed.). Elsevier, 87–89.
- Zanzonico, P. B. (2015). Radionuclide Imaging. En S. R. Cherry, R. D. Badawi, & J. Qi (Eds.), *Essentials of In Vivo Biomedical Imaging* (pp. 203–204). CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Zhang, J.; & Knopp, M. V. (2020). Solid-State Digital Photon Counting PET/CT. En J. Zhang, & M. V. Knopp (Eds.), *Advances in PET: The Latest in Instrumentation, Technology, and Clinical Practice* (pp. 62–63). Springer Nature Switzerland.