

Universidad Nacional de Córdoba – Facultad de Ciencias Exactas  
Físicas y Naturales  
Ingeniería Biomédica

## Proyecto Integrador

# Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT



**Alumno:**

Dra. Caroline DESCAMPS, PhD

**Matrícula:**

94580984

**Directora:**

Lic. VELEZ, Graciela

**Co-Director:**

Lic. MOSCONI, Sergio



Córdoba, febrero de 2018

# Agradecimientos

Deseo brindar mi más sincero agradecimiento a las personas e instituciones que con su ayuda han colaborado en el desarrollo de este trabajo de Tesis.

A la Lic. Graciela Vélez por su constante apoyo, asesoramiento, seguimiento y supervisión durante la realización de este trabajo y al Lic. Sergio Mosconi por su co-asesoría.

A todos los miembros del servicio de Medicina Nuclear del Instituto Oulton y particularmente al Dr. Adolfo Facello por permitirme realizar este trabajo en su servicio, a la Lic. Mónica Riolo por su disponibilidad y su ayuda incondicional, a los Lic. Eliana Serra y Germán Mayer por su colaboración durante las mediciones.

Al Ing. Walter Gómez por compartir sus conocimientos sobre los equipos y sus sugerencias.

A la Universidad Nacional de Córdoba y a la Facultad de Ciencias Exactas Físicas y Naturales y particularmente al Ing. Ricardo Taborda, al Dr. Gustavo Juri y al Dr. Hugo Juri por su ayuda y su confianza, fundamentales para la reválida de mi título,

A mis compañeros de carrera, Agus, Juan, Eze... por permitirme compartir con ellos un año de estudios, proyectos y sueños,

A mis amigas argentinas del alma, Juli y Caro, por alentarme y apoyarme en toda circunstancia.

A mi familia y particularmente a mis padres, mi marido y mis hijas por su comprensión, su paciencia, su ánimo y su amor.

## Resumen

La llegada a los servicios de Medicina Nuclear de equipos de alta tecnología como los sistemas híbridos de tomografía por emisión de positrones asociado a tomografía computada (PET/CT), obliga a reorganizar el programa de garantía de calidad y sus distintos actores. Es fundamental realizar controles sistemáticos para garantizar la calidad de las imágenes, la seguridad de los pacientes y del personal de operación.

El objetivo del proyecto fue establecer un protocolo de control de calidad para un equipo de PET-CT Biograph TruePoint de SIEMENS®, instalado en el Instituto Oulton de Córdoba, siguiendo principalmente las recomendaciones internacionales de la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA), de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM), del Colegio Americano de Radiología (ACR) y de la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA).

El desafío de este proyecto fue implementar un programa de garantía de calidad que se ajuste a las recomendaciones internacionales pero con los recursos humanos y materiales (maniqués, fuentes, etc.) disponibles en el servicio.

El trabajo se dividió en tres partes: la redacción de un programa de garantía de calidad implementado con los recursos del servicio y la realización de las pruebas propuestas, la puesta en marcha de un sistema de registro de los controles realizados y finalmente, una propuesta de controles adicionales para los cuales se necesitan maniqués particulares y personal calificado.

Los protocolos propuestos abarcan pruebas para el activímetro y para los componentes PET, CT y PET/CT ya que por sus diferentes principios físicos, los mismos controles no son compatibles. Para cada prueba, son descritos la frecuencia recomendada y el material necesario para su realización, el personal encargado, el procedimiento y los valores de referencia o tolerancias admisibles.

El registro de los controles efectuados es de gran importancia en el desarrollo de un plan de calidad ya que permite, más allá del simple almacenamiento de los valores obtenidos, la consulta de los mismos por los distintos actores involucrados en el uso del equipo de PET/CT y los análisis y seguimiento a largo plazo de eventuales derivas en el tiempo. Se logró un registro eficiente e informatizado a través de planillas y gráficos Excel.

## Contenido

Agradecimientos .....	- 1 -
Resumen .....	- 2 -
Contenido .....	1
Índice de Ilustraciones .....	4
Índice de Tablas.....	6
Introducción .....	7
Objetivos.....	9
Objetivos Generales.....	9
Objetivos Específicos.....	9
Capítulo 1: Marco teórico .....	10
1. Radionúclidos empleados en PET .....	10
a) El ciclotrón .....	10
b) Radionúclidos utilizados en PET .....	11
c) Ejemplo de la fabricación del <sup>18</sup> F-FDG .....	12
2. Activímetro .....	13
a) Principio del activímetro .....	13
b) Control de calidad del activímetro .....	14
3. Tecnología del PET-CT .....	16
a) Principio físico del PET .....	16
b) Detectores / cristales del PET .....	18
c) Tecnología CT y equipos híbridos PET/CT .....	20
d) Procesamiento y reconstrucción de las imágenes PET/CT .....	23
e) SUV (standardized uptake value - valor de captación estándar) .....	26
4. Control de calidad en PET-CT.....	27
a) Introducción .....	27
b) Parámetros del control de calidad de los sistemas PET .....	27
c) Parámetros de control de calidad del equipo CT .....	29
d) Controles de calidad del equipo PET/CT recomendados por la IAEA	30

# Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

Capítulo 2: Materiales y Métodos .....	31
1. Material .....	32
2. Control de calidad del activímetro .....	35
a) Estabilidad .....	35
b) Exactitud .....	35
c) Precisión .....	36
d) Linealidad de la respuesta con la actividad .....	37
3. Control de calidad del PET .....	39
a) Estabilidad diaria.....	39
b) Uniformidad tomográfica .....	40
c) Normalización .....	42
d) Calibración de la medida absoluta de la actividad .....	42
4. Control de calidad del CT .....	44
a) Calentamiento y calibración del CT .....	44
b) Exactitud de la información del número CT del agua, ruido en la imagen y uniformidad de respuesta en el campo de visión .....	45
c) Exactitud de desplazamiento de la camilla .....	47
d) Control de los láseres y coincidencia entre indicadores luminosos y plano irradiado .....	47
e) Resolución axial (espesor de corte) .....	49
f) Resolución espacial .....	50
5. Control del equipo híbrido PET/CT .....	52
a) Registro de las imágenes PET y CT .....	52
Capítulo 3: Resultados .....	53
1. Control de calidad del activímetro .....	53
a) Estabilidad .....	53
b) Exactitud y precisión .....	54
c) Linealidad de la respuesta con la actividad .....	54
2. Control de calidad del PET .....	56
a) Estabilidad diaria y normalización .....	56
b) Uniformidad tomográfica .....	59
c) Calibración de la medida absoluta de la actividad .....	60

3.	Control de calidad del CT .....	61
a)	Calentamiento y calibración del CT .....	61
b)	Exactitud de la información del número CT del agua, ruido en la imagen y uniformidad de respuesta en el campo de visión .....	61
c)	Exactitud de desplazamiento de la camilla .....	63
d)	Control de los láseres y coincidencia entre indicadores luminosos y plano irradiado .....	63
e)	Resolución axial (espesor de corte) .....	64
f)	Resolución espacial .....	65
4.	Control de calidad del equipo híbrido PET/CT .....	67
a)	Registro de las imágenes .....	67
Capítulo 4: Controles adicionales .....		68
1.	Controles adicionales para PET .....	69
a)	Calidad de imagen, precisión de correcciones de atenuación y dispersión y de la cuantificación .....	69
e)	Resolución espacial .....	72
f)	Sensibilidad .....	73
g)	Medida de fracción de dispersión, fracción de pérdidas y aleatorios ..	74
h)	Exactitud de las correcciones de eventos aleatorios y pérdidas de eventos por tiempo muerto .....	78
i)	Resolución en energía .....	79
2.	Controles adicionales para CT .....	80
a)	Resolución de contraste .....	80
b)	Calibración de las unidades Hounsfield .....	81
Conclusiones .....		82
Bibliografía y Referencias .....		84
Anexos .....		88
Anexo Nº 1: Ejemplo de protocolo de control de calidad: Control de calidad diario PET-CT .....		89
Anexo Nº 2: Ejemplo de planilla para el control de la exactitud y de la precisión del activímetro (completada el 30/01/2018) .....		96

## Índice de Ilustraciones

Ilustración 1: Ciclotrón: fotografía (a la izq), esquema (a la der) .....	11
Ilustración 2: Módulo de síntesis química .....	12
Ilustración 3: Ejemplos de activímetros .....	13
Ilustración 4: Funcionamiento del activímetro .....	14
Ilustración 5: Principio de funcionamiento del PET .....	16
Ilustración 6: Diferencia entre colimación convencional y electrónica .....	17
Ilustración 7: Coincidencias aleatorias y dispersión .....	17
Ilustración 8: Imágenes de coincidencia sin (izquierda) y con (derecha) corrección de eventos aleatorios y dispersos .....	18
Ilustración 9: Bloque detector .....	19
Ilustración 10: Diseño geométrico de los detectores de PET .....	20
Ilustración 11: Principio del CT (Izq) y vista interior de un CT con anillo deslizante (Der) .....	21
Ilustración 12: CT convencional o axial (Izq), CT helicoidal (Der) .....	21
Ilustración 13: Proceso de barrido PET/CT .....	23
Ilustración 14: Obtención de las imágenes PET .....	23
Ilustración 15: Obtención de la imagen fusionada PET/CT .....	25
Ilustración 16: Sinograma .....	25
Ilustración 17: SUV para controlar el efecto de un tratamiento .....	26
Ilustración 18: Activímetro Alfa nuclear e instalaciones del Instituto .....	32
Ilustración 19: Equipo PET/CT Biograph TruePoint de Siemens .....	33
Ilustración 20: Fuente circular de $^{68}\text{Ge}$ .....	33
Ilustración 21: Maniquí Siemens para CT Arriba: foto, Abajo: Esquema, (1) maniquí de agua, (2) maniquí de espesor de corte, (3) maniquí con hilo metálico, (4) maniquí bajo contraste .....	34
Ilustración 22: Adquisición de los datos .....	39
Ilustración 23: Izq: Llenado del maniquí con $^{18}\text{F}$ , Der: Centrado del maniquí ..	40
Ilustración 24: Grilla con las ROIs de $1 \times 1 \text{cm}^2$ superpuesta sobre la imagen reconstruida .....	41
Ilustración 25: A la izquierda, mensaje para empezar las Pruebas Generales, a la derecha, el mando de control de la consola .....	44
Ilustración 26: Posicionamiento y centrado del maniquí CT .....	45
Ilustración 27: ROI para el cálculo del número CT del agua .....	46
Ilustración 28: ROIs para evaluar la uniformidad espacial del número CT .....	46
Ilustración 29: Centrado del maniquí para la verificación de los láseres .....	48
Ilustración 30: Izq: correcta coincidencia, medio: corte anterior al láser y derecha: corte posterior al láser .....	48
Ilustración 31: Módulo espesor de corte .....	49
Ilustración 32: Resolución espacial y LSF .....	50
Ilustración 33: MTF .....	51
Ilustración 34: Maniquí para el control de registro .....	52

Ilustración 35: Planilla de registro del control diario de estabilidad del activímetro .....	54
Ilustración 36: Linealidad de la respuesta con la actividad .....	55
Ilustración 37: Monitor de adquisición de PET.....	56
Ilustración 38: Resultados del control de calidad diario .....	57
Ilustración 39: Visualización de los sinogramas .....	57
Ilustración 40: Acta de registro del control diario del PET .....	58
Ilustración 41: Registro informático de los valores ECF .....	58
Ilustración 42: Ubicación de los ROIs con ImageJ .....	59
Ilustración 43: No-Uniformidad por corte .....	60
Ilustración 44: Coeficiente de variación por corte .....	60
Ilustración 45: Izq: Evaluación del ruido, Der: Evaluación de la homogeneidad .....	61
Ilustración 46: Izq: sin corrección, Der: con desplazamiento .....	64
Ilustración 47: Ejemplos de análisis del espesor de corte para diferentes espesores .....	64
Ilustración 48: Imágenes utilizadas para el cálculo de la MTF.....	65
Ilustración 49: Vista en 3D del registro de las imágenes .....	67
Ilustración 50: Maniqués del FUESMEN para la realización de las pruebas NEMA .....	69
Ilustración 51: A) Maniquí de torso NEMA, B) Posición de los ROIs, C) set-up de mediciones.....	70
Ilustración 52: Posición de las fuentes puntuales para medir la resolución espacial.....	72
Ilustración 53: Maniquí utilizado para el test de sensibilidad. a) Esquema, b) Vista frontal, c) Vista lateral.....	74
Ilustración 54: Maniquí de polietileno con su fuente lineal.....	75
Ilustración 55: Posicionamiento del maniquí. ....	75
Ilustración 56: Llenado del tubo de plástico hasta la marca y cerrado .....	76
Ilustración 57: Módulo de bajo contraste e imagen correspondiente .....	80
Ilustración 58: Maniquí CIRS.....	81



## Índice de Tablas

Tabla 1: Radionúclidos utilizados en PET .....	11
Tabla 2: Características de los centelleadores en PET .....	19
Tabla 3: Estabilidad, resultados de valores de referencia .....	53
Tabla 5: Resultados obtenidos para el control del ruido .....	62
Tabla 6: Resultados obtenidos para el control de la homogeneidad.....	63
Tabla 7: Resultados obtenidos para el control de espesor de corte .....	65
Tabla 8: Resultados de los valores de MTF .....	66

## Introducción

La medicina nuclear aparece hoy como una disciplina imprescindible en el diagnóstico, la estadificación, la evaluación de respuesta al tratamiento y la sospecha de recaídas de varias enfermedades. Utiliza sustancias radiactivas llamados radioisótopos con fines diagnósticos y/o terapéuticos.

Los equipos de medicina nuclear disponibles en la actualidad se dividen fundamentalmente en dos grandes grupos:

- las cámaras gamma convencionales en sus diferentes variantes y
- los equipos de tomografía por emisión de positrones (Positron Emission Tomography: PET) que son el objeto de este trabajo.

Desde hace varios años se ha demostrado en la literatura el papel importante de los equipos de PET como herramienta diagnóstica muy eficaz para enfermedades de alta incidencia poblacional, como enfermedades oncológicas, cardiovasculares y neurológicas. Se ha establecido que su uso permite cambiar el estadio en hasta 30% de los pacientes y modificar en 30 a 65% los tratamientos previstos.

La tecnología PET permite realizar imágenes funcionales y estudiar de forma cualitativa y cuantitativa procesos bioquímicos según el radiofármaco (sustancias radiotrazadoras que tienen una función bioquímica y fisiológica predefinida) utilizado. Tiene una muy buena resolución en contraste pero su resolución espacial es baja (4 a 6 mm). Por lo tanto, la evolución natural de la tecnología PET fue compensar este defecto con una técnica que aporte los detalles anatómicos faltantes como lo permite la Tomografía Computarizada (CT: Computed Tomography). LA CT constituye una técnica de imagen estructural con una alta resolución espacial que permite un reconocimiento anatómico casi exacto.

Fusionando las imágenes de estas dos modalidades, se puede, por lo tanto, combinar la alta capacidad funcional del PET con el excelente detalle anatómico de la CT. Se corregistran ambos tipos de imágenes anatómicas y metabólicas permitiendo suplir las carencias de una técnica con los beneficios de la otra.

En los últimos años, el sistema híbrido PET-CT ha experimentado un crecimiento exponencial, abriendo nuevas posibilidades en el campo de imágenes diagnósticas y generando un gran impacto en la conducta terapéutica de distintos tipos de enfermedades.

Frente a la complejidad cada vez mayor de los equipos, se ha hecho evidente la necesidad de llevar a cabo controles sistemáticos para garantizar la

## Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

calidad de los tratamientos, de las imágenes, la seguridad de los pacientes y del personal clínico.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) justificó la necesidad de la garantía de calidad de imágenes diagnósticas argumentando que:

- Minimiza los errores en la planificación y administración de la dosis al paciente, y por lo tanto mejora los resultados.
- Permite la intercomparación veraz de resultados entre distintos centros, tanto a nivel nacional como internacional, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y precisas.
- Permite alcanzar un nivel elevado de exactitud y consistencia y así aprovechar completamente de las características de los equipos modernos de imágenes diagnósticas.

Establecer un programa de garantía de calidad parece además ser el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes con radiaciones ionizantes en imágenes diagnósticas.

Para establecer un sistema de calidad eficiente, dos grupos de pruebas son necesarias:

- Las pruebas de aceptación: realizadas a la recepción del equipo, permiten establecer valores de referencia con cuales se compararan las siguientes medidas.
- Las pruebas de estabilidad: realizadas periódicamente (controles diarios, semanales, trimestrales o anuales), permiten seguir las performances del equipo y detectar eventuales desviaciones o fallas.

Varios organismos internacionales han emitidos recomendaciones en lo que concierne a los controles a realizar para los equipos híbridos de PET-CT.

En este trabajo, seguiremos principalmente las recomendaciones de la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA), de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), de la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA) y del Colegio Americano de Radiología (ACR). El equipo disponible en el servicio de Medicina Nuclear del Instituto Oulton es un Biograph TruePoint de Siemens. Los controles abarcarán el activímetro ACT-15P de Alfa Nuclear que mide la actividad del radiofármaco, el PET, el CT y el equipo híbrido PET-CT.

# Objetivos

## Objetivos Generales

El objetivo de este trabajo fue implementar un sistema de calidad para el área PET-CT del servicio de Medicina Nuclear del Instituto Oulton de Córdoba, siguiendo las recomendaciones internacionales y adaptándolas al equipo y al material disponible.

La segunda parte del trabajo concernió al registro de los controles para permitir el seguimiento y el análisis de los resultados obtenidos y la detección de eventuales derivas del equipo.

## Objetivos Específicos

Los objetivos específicos están listados en lo que sigue:

- Relevamiento en el área de PET-CT del material disponible para el control de calidad,
- Bibliografía actualizada del sistema de calidad en PET-CT,
- Redacción de los protocolos según las recomendaciones internacionales y realización de los controles propuestos de los diferentes equipos:
  - Activímetro
  - PET
  - CT
  - Equipo híbrido PET-CT
- Registro de los controles e informatización de los datos,
- Formación y concientización del personal en la importancia del control de calidad y su registro,
- Mejoría del sistema general de calidad en el servicio,
- Propuesta de un plan de control de calidad anual con maniqués particulares (NEMA, CIRS...).

## Capítulo 1: Marco teórico

### 1. Radionúclidos empleados en PET

#### a) El ciclotrón

La producción de los radionúclidos emisores de positrones se lleva a cabo en un ciclotrón. El ciclotrón fue inventado por E.O. Lawrence y M.S. Livingston en 1934. En el mismo se aceleran partículas tales como protones y deuterones hasta adquirir una energía cinética muy elevada (Ilustración 1). Funciona gracias a dos placas llamadas D1 y D2 conectadas a una fuente eléctrica que periódicamente cambia la polaridad. Cuando un protón está en el centro de las dos placas, es atraído a la placa D2, la cual es negativa, y al entrar a esa placa con el campo magnético actuando sobre la partícula, se produce un movimiento circular. Cuando el protón sale de la placa, la polaridad de estas cambia y D1 se carga negativamente. El proceso se repite varias veces, formando una órbita espiral con radio creciente hasta que la partícula sale acelerada, lista para colisionar y producir una reacción nuclear mediante la cual se obtiene el radionúclido deseado.



Ilustración 1: Ciclotrón: fotografía (a la izquierda), esquema (a la derecha)<sup>1</sup>

### b) Radionúclidos utilizados en PET

Se resumen en la Tabla 1, la vida media y la energía de emisión  $\beta$  de algunos radionúclidos utilizados en PET. La vida media o periodo de semidesintegración ( $T_{1/2}$ ) se define como el tiempo necesario para que se desintegren la mitad de los átomos de una sustancia radiactiva. El radioisótopo también se define por su actividad que corresponde a su velocidad de desintegración. Se expresa en Ci o Bq.

Isótopo	Vida media (en min)	Energía de emisión $\beta$ (en keV)
<sup>18</sup> F	109.9	635
<sup>13</sup> N	9.9	1190
<sup>11</sup> C	20.4	960
<sup>15</sup> O	2.1	1720

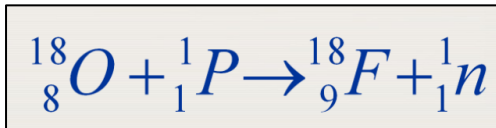
Tabla 1: Radionúclidos utilizados en PET

Los radiofármacos deben ser sometidos a los controles de calidad de las sustancias radiactivas. Además, por ser administrados a seres humanos, es necesario que sean estériles y apirógenos y que cumplan los controles de una droga convencional. Las normativas que se siguen son las de la Autoridad Regulatoria Nuclear (ARN) así como de la Farmacopea Argentina (lista oficial que contiene información sobre medicamentos y drogas útiles en Medicina y Farmacia).

<sup>1</sup> Imagen obtenida de <https://www.grupo4modulo2.wordpress.com/2012/02/08/ciclotron>  
Última visita a la página: 30/08/17.

### c) Ejemplo de la fabricación del $^{18}\text{F}$ -FDG

Uno de los radionúclidos más utilizados en los estudios PET es el  $^{18}\text{F}$ , el cual se obtiene a partir del bombardeo de agua enriquecida con Oxígeno 18 ( $\text{H}_2^{18}\text{O}$ ) (Fórmula 1). La forma química del  $^{18}\text{F}$  obtenido en el ciclotrón es  $\text{H}^{18}\text{F}$  (fluoruro de hidrógeno líquido).



Fórmula 1: Reacción nuclear de formación del  $^{18}\text{F}$

Al final del bombardeo del blanco con el haz de iones se obtiene solamente el radionúclido  $^{18}\text{F}$ . El  $^{18}\text{F}$  es luego enviado al módulo químico (módulo de síntesis (Ilustración 2)) donde al reaccionar con otros reactivos produce la  $^{18}\text{F}$ -fluorodesoxiglucosa (FDG). En el módulo de síntesis química se realiza una serie de pasos como calentamiento, enfriamiento, filtrado, purificación, etc.



Ilustración 2: Módulo de síntesis química

## 2. Activímetro

### a) Principio del activímetro

Un activímetro es un sistema que permite la medición de la actividad de fuentes radioactivas líquidas de volúmenes variables normalmente contenidas en frascos o jeringas. Está compuesto, generalmente, por los siguientes elementos:

- Un detector gaseoso o cámara de ionización de tipo pozo
- Una fente de tensión estabilizada para polarizar la cámara
- Un electrómetro para la medida de las corrientes de ionización producidas en la cámara (orden de pA)
- Una electrónica para el procesamiento de los datos
- Un dispositivo de visualización de los resultados
- Unos dispositivos para la colocación de fuentes radiactivas en contenedores de distintas formas y tamaños.

La Ilustración 3 muestra ejemplos de activímetros disponibles en el mercado.



Ilustración 3: Ejemplos de activímetros

Para la medición de la actividad, se introduce el material adentro de la cámara de ionización y se mide la corriente de ionización producida por las radiaciones emitidas por el radioisótopo que interactúa con el gas (Ilustración 4). La cámara se sella bajo presión, y tiene dos electrodos cilíndricos coaxiales que se mantienen a una diferencia de potencial, el espacio axial constituye el pozo. El electrómetro asociado convierte la diferencia de potencial en una señal de voltaje que se amplifica, se procesa y finalmente se presenta, generalmente en forma digital (en Bq o Ci).

Para un determinado radionúclido, la corriente de ionización es directamente proporcional a la actividad. Sin embargo, la respuesta de una cámara de ionización a diferentes radionúclidos varía de acuerdo a sus energías. Por lo



tanto, es necesario utilizar selectores de isótopos para ajustar la señal al tipo de radioisótopos que se mide.

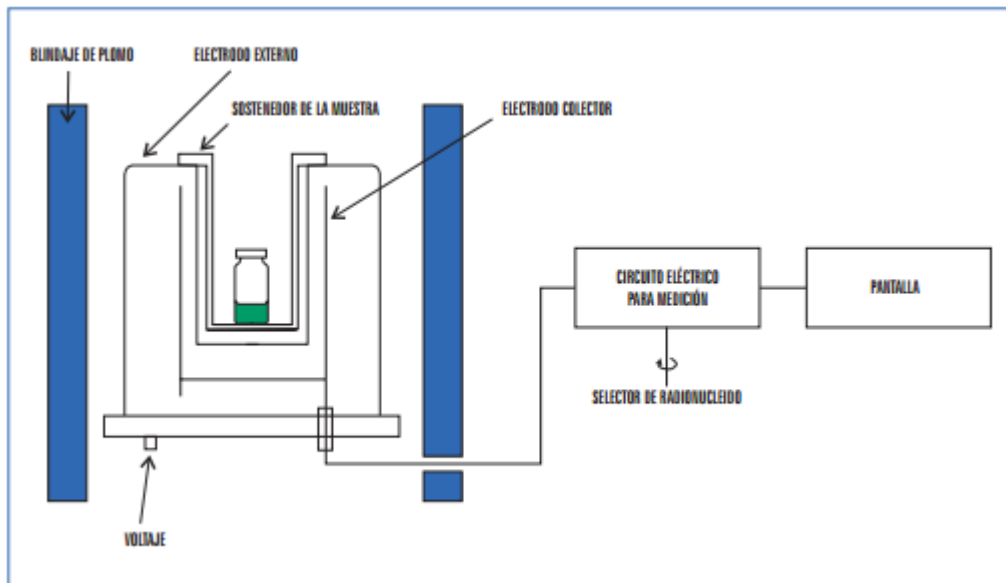


Ilustración 4: Funcionamiento del activímetro<sup>2</sup>

#### b) Control de calidad del activímetro

De la actividad medida por el activímetro depende la dosis radioactiva administrada al paciente, la calidad del estudio realizado y la protección radiológica del personal. Por eso es de suma importancia asegurar el correcto funcionamiento de estos instrumentos realizando varias pruebas. Según su momento de realización se dividen en tres categorías:

- Aceptación: son las pruebas que se realizan a la entrega del activímetro,
- Referencia: Son pruebas más completas que van a servir para la comparación con las que se harán luego,
- Constancia: Son pruebas regulares que se realizan para tener un seguimiento del funcionamiento del activímetro.

Las pruebas recomendadas por la mayoría de los protocolos internacionales son:

- *Exactitud*: es la comparación entre la actividad medida de una fuente de actividad certificada con su actividad teórica (a la fecha y hora de la medición)
- *Precisión*: es el grado de variabilidad de los valores obtenidos

<sup>2</sup> Imagen obtenida de <http://www.mdnclear.blogspot.com.ar/2016/04> . Última visita a la página: 01/09/2017.

- *Linealidad*: es la capacidad del activímetro para realizar medidas exactas en un amplio rango de actividades
- *Geometría*: contempla la variación de la respuesta con la geometría de la muestra a medir por la atenuación de la radiación principalmente
- *Fondo*: es la medida del activímetro en ausencia de fuente de radiación debida a la radiación de fondo y al ruido electrónico del instrumento
- *Estabilidad*: representa la constancia del activímetro a lo largo del tiempo

El método utilizado para realizar cada prueba será explicado en el siguiente capítulo de este trabajo.

### 3. Tecnología del PET-CT

#### a) Principio físico del PET

La Tomografía por emisión de Positrones (PET) utiliza radionúclidos, elementos inestables, que, al tratar de volver a su estado de estabilidad, emiten positrones. Estos últimos van a interactuar con los electrones del tejido, produciendo una aniquilación positrón-electrón, de la cual salen dos fotones en dirección opuesta, de 511 keV cada uno.

La detección por el PET de esos dos fotones involucra dos detectores situados opuestamente que deben registrar eventos en un mismo instante de tiempo llamado ventana de tiempo de coincidencia (Ilustración 5).

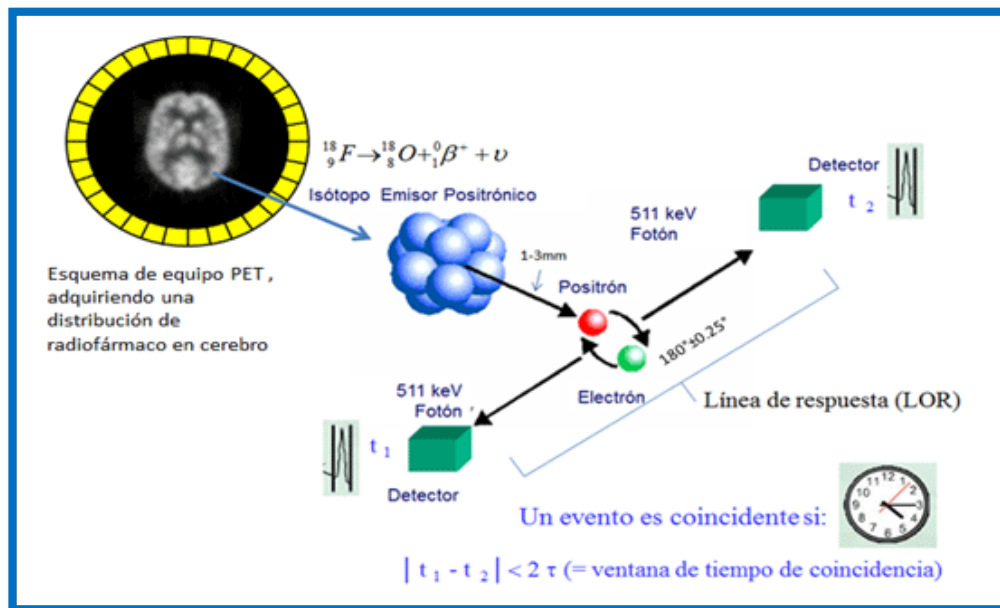


Ilustración 5: Principio de funcionamiento del PET

Como los dos fotones viajan en direcciones opuestas, el punto de aniquilación estará ubicado sobre una línea recta llamada línea de respuesta (LOR) que une ambos puntos de detección. Es lo que se conoce como colimación electrónica en PET. No es necesario, como para las cámaras gamma, la presencia de un colimador convencional (Ilustración 6). Por esa razón, la sensibilidad en PET es mayor a la de las cámaras gamma ya que la detección no se limita solamente a los fotones que viajan perpendicularmente al detector.

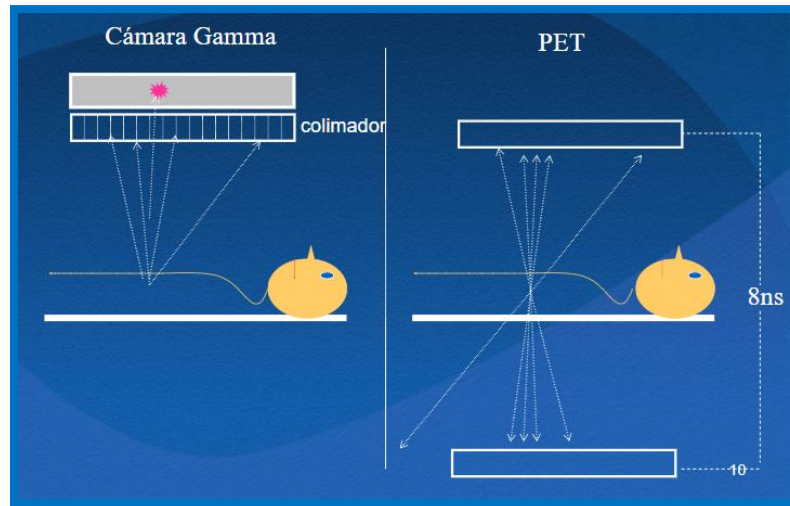


Ilustración 6: Diferencia entre colimación convencional y electrónica

Como para cualquier tipo de imágenes, algunos eventos adquiridos no contribuyen a la imagen PET. Los fotones que se dispersan antes de su detección y los que vienen de dos aniquilaciones no relacionadas son asignados erróneamente a la emisión de un solo positrón (Ilustración 7).

Se llama evento de dispersión cuando uno o ambos fotones interactúan en el tejido antes de llegar a los detectores y se debe principalmente al efecto Compton. El otro evento relacionado con la radiación de fondo se conoce como coincidencias al azar o Random. Son dos fotones que provienen de dos aniquilaciones diferentes pero que llegan dentro del mismo tiempo de ventana electrónica. Este fenómeno se va incrementando con la amplitud de la ventana.

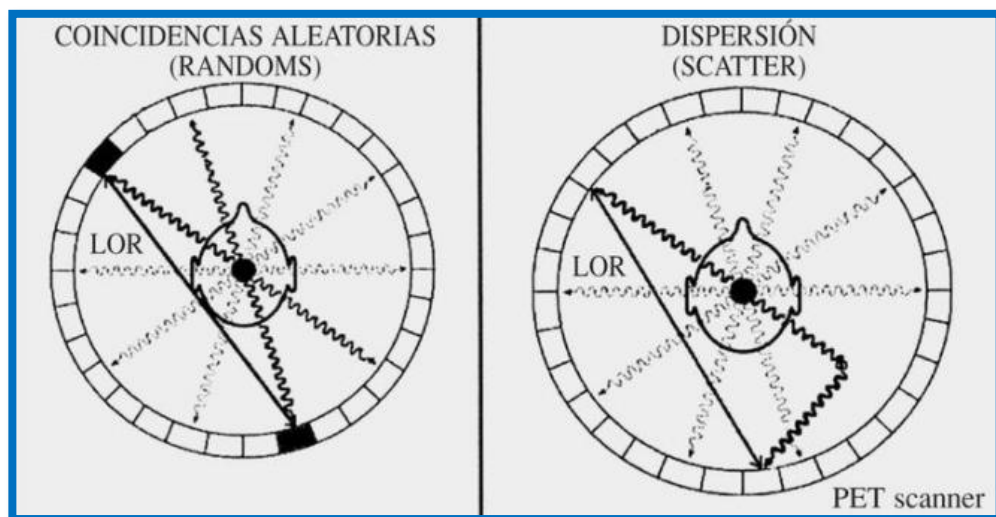


Ilustración 7: Coincidencias aleatorias y dispersión

Estos procesos de radiación de fondo influyen la correcta reconstrucción de las imágenes por lo cual tienen que ser reducidos o eliminados (Ilustración 8). Las diferentes correcciones estarán detalladas más adelante.

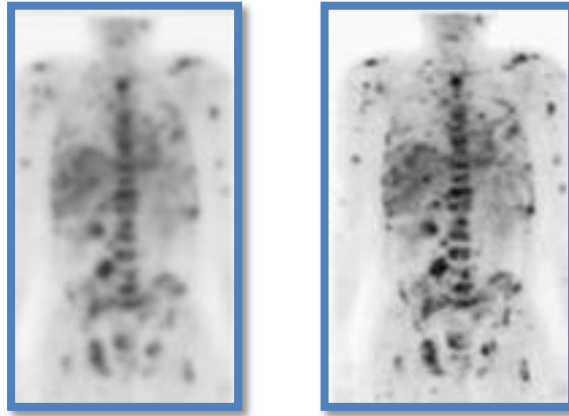


Ilustración 8: Imágenes de coincidencia sin (izquierda) y con (derecha) corrección de eventos aleatorios y dispersos

### b) Detectores / cristales del PET

Los detectores de centelleo utilizados en PET deben tener como características más importantes:

- Una **alta densidad y número atómico efectivo**: El alto número másico y el alto número atómico efectivo maximizan el poder de frenado del cristal y por lo tanto la detección de las radiaciones. El alto número atómico va además permitir tener una mayor proporción de efecto fotoeléctrico que de interacciones Compton y así facilitar la discriminación de energía de los fotones dispersos.
- Una **alta producción de luz**: permite reducir la inexactitud estadística o ruido en el centelleo y la electrónica asociada y así mejorar la resolución de energía.
- Una **buena velocidad de respuesta**: Un cristal rápido (con corto periodo de decaimiento del centelleo) permite el uso de ventanas de coincidencia angostas reduciendo la tasa de conteo aleatorio.

Los primeros equipos PET utilizaban detectores de yoduro de sodio activado con talio NaI(Tl). Presentaba una alta producción de luz pero su baja densidad y número atómico efectivo limitaba mucho el poder de frenado.

Actualmente los centelleadores comúnmente usados en los equipos PET son el Germanato de bismuto (BGO), el Oxiortosilicato de Lutecio (LSO) y el Oxiortosilicato de Gadolinio (GSO). Tienen mayores densidades y números atómicos efectivos y por lo tanto mejor poder de frenado para los rayos gama de 511 keV. El GSO y el LSO tienen una producción de luz más rápida que el

BGO. El LSO posee mayor capacidad de producción de luz y el GSO tiene mejor resolución de energía y capacidad de rechazo de scatter. La Tabla 2 presenta las principales características de los distintos cristales.

Cristal	Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	Z	Tiempo de decaimiento (ns)	Luminiscencia (% NaI)	Longitud de atenuación (nm)
NaI(Tl)	3,67	51	230	100	30
BGO	7,13	75	300	15	11
LSO	7,35	66	47	75	12
GSO	6,71	59	43	22	15

Tabla 2: Características de los centelleadores en PET

Los inconvenientes de los cristales se compensan con una configuración particular de la distribución de los cristales y los tubos fotomultiplicadores en módulos independientes llamados bloques detectores (Ilustración 9). Cada bloque detector es una matriz de pequeños cristales (2-3 cm de lado) acoplada a un número determinado de tubos fotomultiplicadores, independiente del bloque detector vecino. El uso de pequeños cristales permite mejorar la resolución espacial pero el aumento de la cantidad de elementos y por lo tanto de la superficie entre detectores lleva a una pérdida de sensibilidad intrínseca. Típicamente, se usan 6x6=36 o 8x8=64 pequeños detectores de 4x4 o 6x6 mm y 4 tubos fotomultiplicadores por bloque lo que permite mayor resolución espacial y menor costo (que en caso del uso de un tubo fotomultiplicador por elemento) pero conlleva a una respuesta del bloque detector no uniforme.

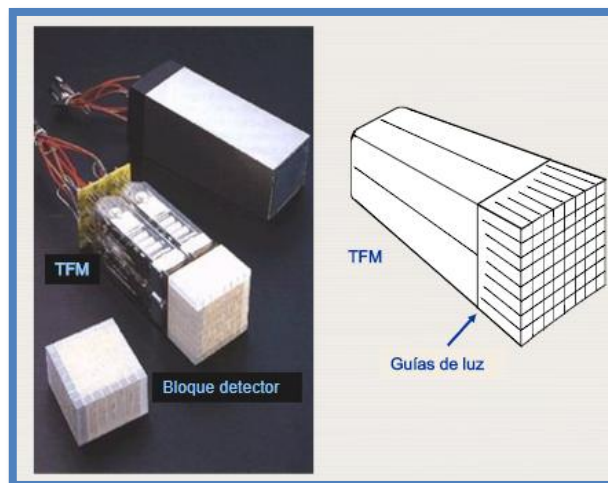


Ilustración 9: Bloque detector

Existen varios diseños geométricos de los sistemas detectores de posiciones. Los sistemas de menor a mayor performance (Ilustración 10) son:

## Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

- Doble cabeza que rotan (prácticamente en desuso en la actualidad)
- Anillo parcial que trabaja en rotación continua
- Sistema de INa de seis detectores (disposición poligonal discreta)
- Anillo completo

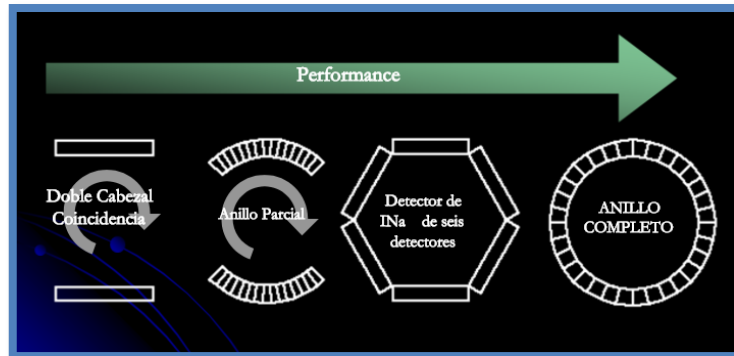


Ilustración 10: Diseño geométrico de los detectores de PET

Los equipos PET modernos tienen generalmente 3 o 4 anillos con 100 a 200 bloques detectores cada uno, lo que representa entre 10.000 y 20.000 elementos detectores. El diámetro del anillo es de 80 a 90 cm, el campo de visión transversal de 50 a 70 cm, y el axial de 20 a 30 cm, logrando alrededor de 50 imágenes en el plano transaxial de 2 a 4 mm de espesor cada una.

El uso de cristales que reducen la ventana de coincidencia (como el LSO) permite una adquisición en modo 3D es decir sin uso de septas entre anillo de detectores. En la adquisición en modo 3D, las líneas de respuesta que componen la imagen tienen comienzo y final en distintos anillos detectores lo que mejora entre 3 y 10 veces la sensibilidad del equipo. La adquisición 3D permite disminuir el consumo de radiofármaco y por consecuencia la dosis recibida por el paciente durante el estudio

### c) Tecnología CT y equipos híbridos PET/CT

Una de las limitaciones de la imagen PET es su pobre resolución espacial y por lo tanto una escasa información anatómica. Por este motivo, se ha propuesto la fusión del PET con la tomografía computada (CT) para lograr la fusión entre la imagen metabólica de la PET con la imagen anatómica de la CT.

La tomografía computada es un método utilizado en diagnóstico por imágenes que consiste en un equipo que realiza una serie de imágenes en cortes axiales de nuestro cuerpo. Utiliza un tubo de rayos X giratorio, cuyo haz tiene la forma de un corte delgado (típicamente entre 1 y 10 mm de espesor regulado por el uso de un colimador). El tubo de rayos X gira alrededor de la abertura circular de una estructura llamada gantry disparando haces angostos de rayos X a través del paciente que permanece recostado durante todo el es-

tudio. Los detectores reciben los rayos X transmitidos después que atravesaron el cuerpo del paciente y los convierte en señal eléctrica (Ilustración 11).

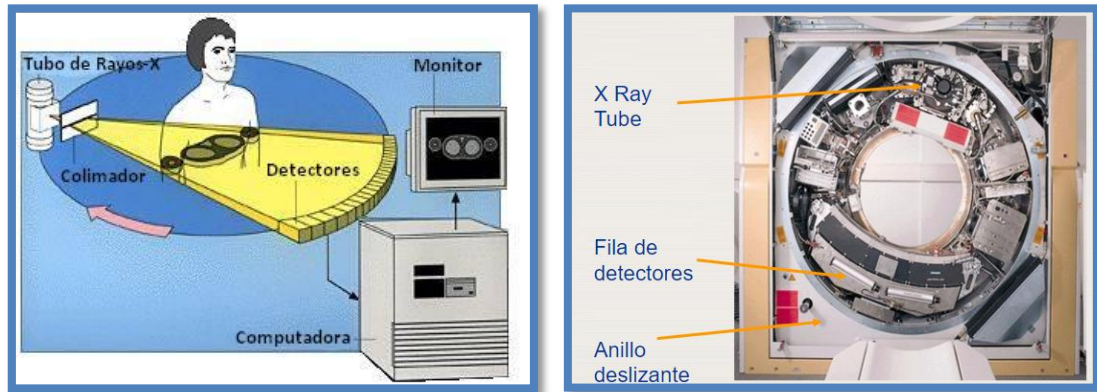


Ilustración 11: Principio del CT (Izq) y vista interior de un CT con anillo deslizable (Der)

Los tomógrafos actuales utilizan un sistema de anillo deslizable para la transmisión de datos y potencia (Ilustración 11), permitiendo la rotación completa del tubo de rayos X alrededor del isocentro con velocidades de tres rotaciones por segundo o más. Esto permitió el desarrollo de la tomografía helicoidal en la cual la mesa se mueve continuamente mientras se realiza la adquisición y que provee ventajas clínicas significantes permitiendo la adquisición rápida de grandes volúmenes (Ilustración 12).

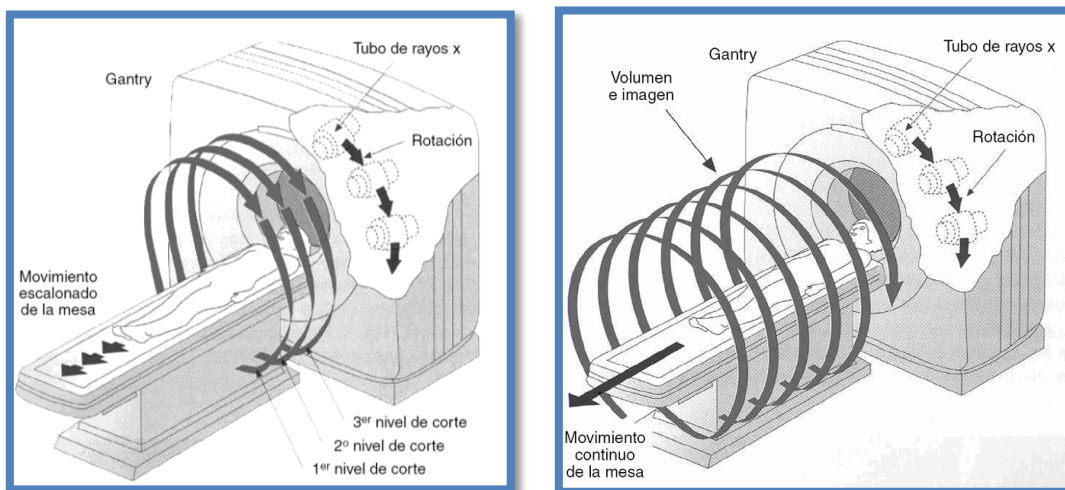


Ilustración 12: CT convencional o axial (Izq), CT helicoidal (Der)

Los tomógrafos computados actuales proponen un sistema de múltiples detectores (MDCT). Tienen múltiples filas de detectores a lo largo de la dirección perpendicular al plano axial del tomógrafo (eje z) y permiten adquirir en una sola rotación varios cortes, reduciendo los tiempos de exploración y mejo-



rando la resolución longitudinal. Los datos obtenidos de las múltiples filas se pueden combinar como si hubieran sido colectados con un detector único. Se define “el pitch” como la relación del paso de la camilla en una rotación del tubo y el espesor del corte. Un pitch de uno indica haces continuos sobre el eje z, un pitch menor que uno indica solapamiento en los haces y un pitch mayor que uno indica espacios entre los haces de radiación. Es un parámetro importante en protección radiológica ya que el uso de un pitch mayor a uno reduce la dosis al paciente.

Otro parámetro importante en CT es el número CT. Para llegar a este parámetro, se recupera la distribución de los valores de los coeficientes de atenuación lineales  $\mu$  obtenidos inicialmente y se efectúa un cambio de escala tomando como referencia el valor de  $\mu$  de agua (Ecuación 1). Este número CT representa el coeficiente lineal en la posición del pixel. En este método al aire se le asigna un valor de  $-1000$  y al agua de  $0$ . Un tejido con un  $\mu$  el doble que el agua tiene un número CT de  $1000$ . Se conocen como unidades Hounsfield (HU).

$$\text{Número}_{CT} = \frac{\mu_{\text{tejido}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 1000$$

Ecuación 1: Número CT

El tomógrafo PET/CT combina las dos modalidades PET y CT en un mismo equipo (Ilustración 13) con una camilla que traslada el paciente entre los dos sistemas de adquisición de manera muy precisa. El examen PET/CT tiene tres etapas:

- Una exploración previa de rastreo con el equipo CT (topograma)
- Un estudio completo CT
- Un estudio PET (el paciente se desplaza hacia el interior del equipo).

El estudio CT se realiza en menos de un minuto y el examen PET dura entre 10 y 20 minutos. El sistema dispone de programas que permiten el corre-gistro de las dos modalidades para lograr una perfecta superposición de las dos imágenes.

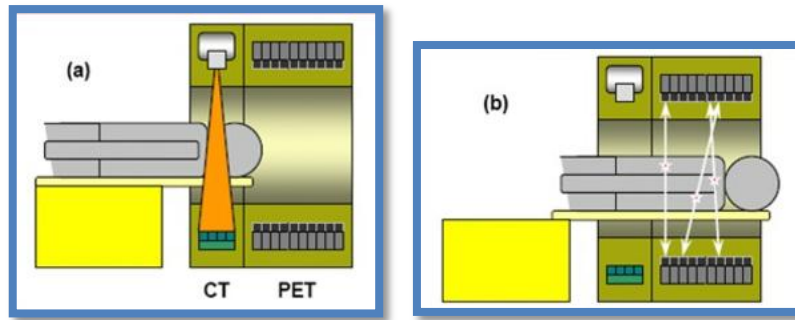


Ilustración 13: Proceso de barrido PET/CT

#### d) Procesamiento y reconstrucción de las imágenes PET/CT

La señal eléctrica de los detectores del PET, ampliada por los fotomultiplicadores se digitaliza y la unidad de procesamiento va a reconocer las múltiples coincidencias que se producen en los pares de detectores opuestos para finalmente reconstruir las imágenes tomográficas en cualquier plano del espacio por un procedimiento iterativo (Ilustración 14).

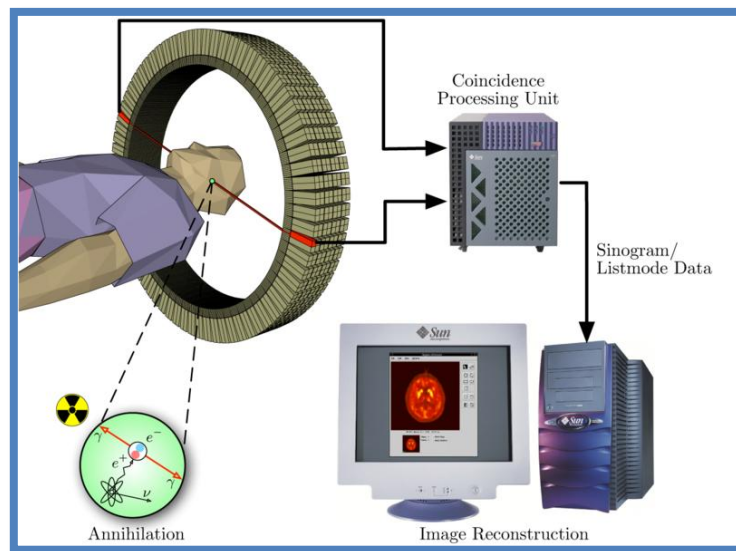


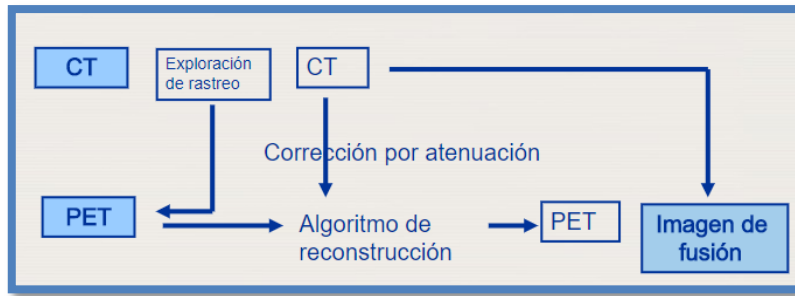
Ilustración 14: Obtención de las imágenes PET

El procesamiento consiste en una serie de correcciones que se realizan para separar las coincidencias reales (solo 2% del total de los registrados) que darán origen a la imagen de los otros sucesos que registrará el PET:

- **Correcciones del tiempo muerto:** Es la pérdida de cuentas relacionada con el tiempo requerido para que el sistema de conteo registre y procese un evento y durante el cual un evento adicional no será registrado.

- **Correcciones de los eventos aleatorios**: Estos eventos causan una reducción del contraste en la imagen y una relación errónea entre la intensidad de la imagen y la concentración de actividad. Para corregir eso, se usa el “método de la ventana tardía” basado en el hecho de que los rayos gamma que coinciden en forma aleatoria no son emitidos simultáneamente por lo cual, la cantidad de eventos en la ventana tardía da una estimación del número de eventos aleatorios de la ventana de coincidencia.
- **Normalización**: Se utiliza para corregir la respuesta no uniforme del sistema (pequeñas diferencias de conteo para la misma actividad).
- **Corrección de radiación dispersa**: El scatter produce el mismo efecto en la imagen que los eventos aleatorios y es relativamente importante ya que para mantener una alta sensibilidad del sistema, se utiliza ancha ventana de energía. En PET 2D o 3D para pequeños volúmenes, se utiliza función matemática y deconvolución relativamente simples. En PET 3D, se utiliza una corrección con doble ventana de energía o métodos empleando simulación Monte Carlo.
- **Corrección de atenuación**: Es la más importante en PET tanto en la valoración cualitativa y cuantitativa de las imágenes y las correcciones aplicadas son exactas y precisas ya que el fenómeno de atenuación depende solamente del espesor total del medio atenuante. Se realiza un mapa de atenuación creado a partir de estudio de transmisión con un scanner de transmisión adquirido con una fuente externa de  $^{68}\text{Ge}$  o  $^{137}\text{Cs}$  (sistema PET dedicado, actualmente en desuso) o con una tomografía computarizada (sistema PET/CT). En ambos casos, se busca obtener una imagen en la que cada punto contiene información sobre su capacidad para atenuar la radiación (coeficiente de atenuación lineal) según su situación y la densidad del tejido.

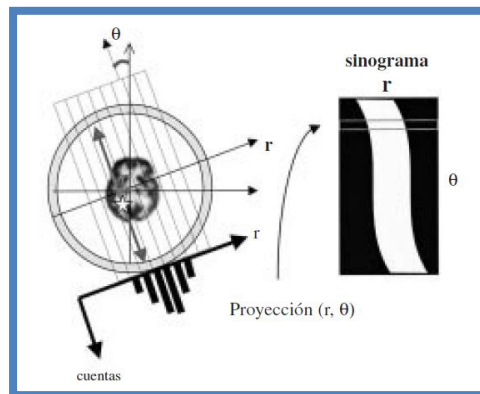
Comparado al sistema con fuente de  $^{68}\text{Ge}$ , el sistema PET/CT presenta la ventaja que se realiza en mucho menos tiempo y ofrece una mayor resolución espacial, mayor contraste y menos ruido por su alta calidad estadística. Permite, además con el correregistro simultáneo con las imágenes PET, una mejor localización anatómica (Ilustración 15).



**Ilustración 15: Obtención de la imagen fusionada PET/CT**

Es importante resaltar que por la diferencia de energía entre los fotones de 511 keV procedentes de la aniquilación de los positrones y los fotones de los tubos de rayos X del CT, se utilizan algoritmos como la segmentación o el escalamiento para corregir esta diferencia en los diferentes tejidos y asegurar así una adecuada corrección.

Los datos PET son organizados para formar un juego de proyecciones para cada ángulo llamado sinograma (Ilustración 16). La reconstrucción se realiza mediante métodos de retroproyección filtrada (con transformada de Fourier y filtro rampa en el espacio de las frecuencias) o iterativos (basados en la comparación sucesiva de los datos reconstruidos con los datos originales).



**Ilustración 16: Sinograma**

En lo que concierne a la CT, el método de retroproyección filtrada con múltiples variantes es el estándar para la reconstrucción de la imagen CT y los equipos proponen diferentes filtros de reconstrucción según la aplicación clínica. Los métodos iterativos, que requieren más tiempo de cómputo, permiten eliminar artefactos de rayas en caso de pocos ángulos de proyección pero pueden afectar las imágenes con otros tipos de artefactos (aliasing u overs-

horts). Otros parámetros de reconstrucción y de visualización (espesor de reconstrucción, ventanas de visualización, filtro de reconstrucción...) tienen también un impacto sobre la calidad de las imágenes obtenidas. La reconstrucción de las imágenes CT se realiza durante la adquisición de las imágenes PET.

**e) SUV (standardized uptake value - valor de captación estándar)**

El SUV o valor de captación estándar describe, en las imágenes PET, el nivel de actividad en un lugar determinado con respecto a la actividad en otras partes del cuerpo. Se calcula como la actividad en una zona de interés (ROI, región of interest) dividida por la actividad inyectada dividida por el peso del paciente (Ecuación 2):

$$\text{SUV} = \frac{\text{Actividad en ROI (MBq) / vol (ml)}}{\text{Actividad inyectada (MBq) / peso paciente (g)}}$$

Ecuación 2: Cálculo del SUV

Si la distribución de la actividad es uniforme en todo el cuerpo, el SUV será de 1 g/ml. Una lectura elevada del SUV (típicamente superior a 2,5 g/ml) puede indicar la formación o la propagación de cánceres ya que representa una mayor actividad biológica. A mayor SUV en una zona o tejido, mayor riesgo de enfermedad habrá. La comparación de los SUV sirve para controlar el efecto de la terapia (Ilustración 17).

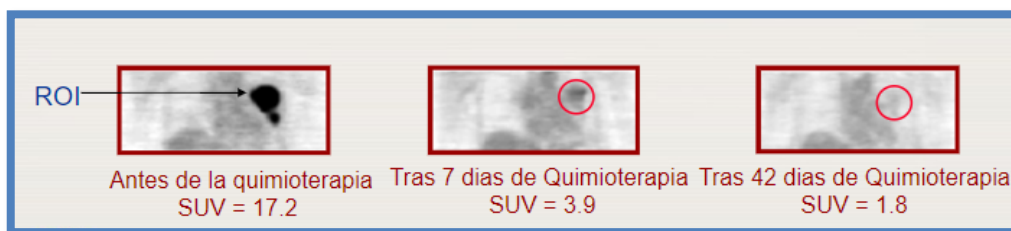


Ilustración 17: SUV para controlar el efecto de un tratamiento

## 4. Control de calidad en PET-CT

### a) Introducción

La importancia del control de calidad de todo equipo utilizado a fines médicos ya ha sido demostrada en varias ocasiones. En el caso de los equipos de PET/CT, el programa de garantía de calidad permite asegurar una fiabilidad diagnóstica y la protección radiológica del paciente y del trabajador.

Se han publicados recientemente varios documentos o guías sobre el control de calidad de los equipos PET y particularmente de los equipos híbridos PET/CT. No obstante, es importante que cada centro cree su propio programa de garantía de calidad tomando en cuenta el tipo de equipo, el material disponible y el personal responsable. Uno de los protocolos referente al control de los PET es el protocolo NEMA, de la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos. Estos protocolos permiten, además de ser una guía para los equipos con esta tecnología, homogeneizar los resultados de los diferentes centros. Incluyen tres partes:

- La evaluación de parámetros técnicos del equipo (resolución, sensibilidad, uniformidad...),
- La evaluación las correcciones (atenuación, scattering...)
- El control de la calidad de la imagen y la cuantificación con SUV.

En el caso de equipos híbridos, es importante resaltar que el programa de garantía de calidad debe abarcar las dos tecnologías PET y CT por separado como también la combinación de ambas técnicas como el correcto registro de las dos imágenes.

### b) Parámetros del control de calidad de los sistemas PET

Para caracterizar el desempeño de los sistemas PET, se han propuesto varios parámetros dentro de los cuales:

- La **resolución espacial**, expresada como el FWHM de la función de dispersión lineal. Representa la capacidad del sistema de diferenciar dos puntos. El valor en aire representa la resolución máxima alcanzable por el sistema.
- La **sensibilidad**, que es la tasa de eventos verdaderos medida por unidad de concentración de actividad de la fuente. Está determinada por la eficiencia geométrica (fracción de radiación emitida que llega al detector) y la eficiencia intrínseca (fracción de radiación emitida que llega al detector y es registrada por éste).

- La **medida de la fracción de dispersión, fracción de pérdidas y aleatorios**. La fracción de dispersión se define como la relación de coincidencias de dispersión a la suma de los sucesos de dispersión y las coincidencias, cuando las coincidencias de sucesos debidas al azar son insignificantes (es decir, a bajas tasas de cuentas). Esto puede variar según el diseño del equipo (2D/3D). La tasa de conteo (Count Rate) refleja la capacidad de un tomógrafo para medir fuentes de alta y baja actividad con precisión. Es un parámetro importante ya que los estudios clínicos se realizan frecuentemente con niveles de actividad para el que las pérdidas de conteo debido al tiempo muerto no son despreciables. El parámetro NECR ("Noise Equivalent Count Rate", tasa de conteo ruido equivalente), se utiliza para ver el desempeño del equipo en la medida de la tasa de conteo como una función de la concentración de actividad. El máximo NECR y la concentración de actividad correspondiente puede ser utilizado como una guía para determinar la actividad óptima para ser administrada a los pacientes en un contexto clínico específico. El NECR estima las tasas de conteo útiles de un escáner teniendo en cuenta, la contribución de los eventos verdaderos y de los dispersos y aleatorios a la tasa total de coincidencia.
- La **exactitud de las correcciones de eventos aleatorios y pérdidas de eventos** aplicadas por el sistema a los datos adquiridos.
- La **calidad de imagen y la exactitud de las correcciones de atenuación y dispersión y de la cuantificación** utilizando un maniquí con lesiones frías y calientes para simular imágenes clínicas.
- La **resolución en energía** permite comprobar el correcto funcionamiento de los fotomultiplicadores.
- La **estabilidad diaria** verifica la constancia del funcionamiento del sistema de detectores y permite la detección de cualquier cambio (fallo de un bloque o módulo)
- Para comprobar el correcto funcionamiento de todos los procesos interviniendo durante una adquisición PET, se puede realizar una **prueba de PET en modo clínico** con un maniquí uniforme, utilizando los protocolos de adquisición y reconstrucción utilizados diariamente.
- La **uniformidad tomográfica** permite verificar que la imagen reconstruida de un maniquí homogéneo es uniforme y no presenta variaciones estadísticas significativas.
- La **normalización** permite corregir las imágenes por la variación de la eficiencia de los detectores, la suma de datos provenientes de elementos vecinos o la separación entre bloques y se debe realizar según las recomendaciones del fabricante.

- La **calibración de la concentración de actividad**. Se determinan factores que convierten eventos reconstruidos a actividad en la imagen y luego permiten correlacionar valores de pixeles en cada imagen a una concentración de actividad y SUV.

### c) **Parámetros de control de calidad del equipo CT**

En tecnología CT, numerosos parámetros deben ser evaluados para corroborar el correcto funcionamiento del equipo, dentro de los cuales:

- Parámetros geométricos como la **coincidencia entre los indicadores luminosos y el plan irradiado**, la **exactitud del indicador de la posición de la camilla y de su desplazamiento** simulando la presencia de un paciente con un peso de alrededor de 70 kg.
- El **espesor efectivo de corte** utilizando un maniquí que contiene una lámina de aluminio inclinada un ángulo conocido, generalmente 45°. La imagen de la sección muestra una línea, y su anchura está directamente relacionada con el espesor de corte.
- La **exactitud y uniformidad del número CT** así como los valores de los números CT en distintos materiales (linealidad).
- La **exactitud en la posición del corte sobre el topograma**. Esta prueba se puede realizar colocando un marcador radio-opaco sobre un maniquí, realizar un topograma y sobre éste que realice un corte en esa posición. El marcador debe aparecer en la imagen.
- La calidad de la imagen se puede evaluar mediante la valoración del **ruido** en una imagen de un maniquí de agua. Se debe verificar la **ausencia de artefactos** en la imagen. También son importantes las pruebas relacionadas con la **resolución espacial** y la **resolución a bajo contraste**.
- Los **valores del Índice de dosis en TC** (CTDI) y en el caso de los TC multicortes los **CTDI volumétricos**.



#### **d) Controles de calidad del equipo PET/CT recomendados por la IAEA**

Las recomendaciones de la IAEA en lo que concierne el control de calidad de los equipos PET/CT se pueden agrupar según su periodicidad.

##### **Verificación diaria**

- Exploración en blanco (sin fuente de PET, con fuente de  $^{68}\text{Ge}$ )
- Calibración del equipo de CT
- Exactitud de la información de CT (agua)
- Ruido en la imagen de CT

##### **Verificación semanal**

- Actualización de la ganancia (SGU)
- Escaneo en blanco a alta tasa
- Registro de las imágenes de PET y de CT
- Resolución espacial de la CT
- Calentamiento y calibración del equipo CT

##### **Verificación semestral**

- Distorsión (PET y CT)
- Calibración de la medida absoluta de la actividad (SUV)
- Calibración 2D y 3D
- Configuración (set up, ganancias de los tubos fotomultiplicadores) y normalización (mapa de sensibilidad)
- CT: Calibración de la equivalencia entre unidades Hounsfield de CT y las de densidad física

##### **Verificación anual**

- Exactitud de los números Hounsfield del equipo CT
- Uniformidad de los números Hounsfield
- CTDI (computed tomography dosimetry index)
- Espesor del corte irradiado (perfil de dosis)
- Resolución espacial a alto contraste
- Espesor del corte al que corresponde la imagen
- Paso en el desplazamiento de la camilla
- Exactitud del desplazamiento de la camilla (en el caso de exploración helicoidal o espiral)
- Calibración de la medida absoluta de la actividad (SUV).

Los controles realizados durante este trabajo serán detallados en los próximos capítulos.

## Capítulo 2: Materiales y Métodos

Como lo hemos visto anteriormente, el programa de calidad de un sistema PET/CT tiene que abarcar controles del activímetro, de cada una de las modalidades de imágenes PET y CT y de la fusión de las dos tecnologías.

A continuación, se presentará en una primera parte los equipos, fuentes y maniqués disponibles y utilizados durante este trabajo. En una segunda parte, se detallarán los controles de calidad del activímetro, del PET, del CT y finalmente las pruebas relacionadas a la presencia simultánea de las dos modalidades de imágenes. Cabe destacar que en esta parte, solo se explicarán los controles que se pudieron realizar. No se tratará en este trabajo el control de la dosis entregada durante los estudios por falta de material necesario. Se presentarán en el capítulo 4 los controles adicionales que se realizan con los maniqués NEMA.

Para cada control puesto en marcha en el Instituto, se redactó un protocolo en el cual se especificó:

- El objetivo de la prueba
- La frecuencia de realización
- El personal involucrado y responsable
- El material necesario
- El procedimiento para realizar la prueba y analizar los resultados obtenidos
- Las tolerancias aceptadas.

## 1. Material

El activímetro disponible en la unidad PET/CT del servicio de Medicina Nuclear del Instituto Oulton es el activímetro digital ACT-15P (Ilustración 18) comercializado por Alfannuclear S.A. I. y C. El detector es una cámara de ionización presurizada con argón. Entre otras características, tiene un rango de actividad entre 1  $\mu\text{Ci}$  y 1 Ci para el  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  con una exactitud de 5%, un rango de energía hasta 1,3 MeV (gammas). Se pueden programar hasta 39 isótopos pre-fijados. El espesor del blindaje interior es de 3 mm de plomo.

Para realizar los controles de constancia del activímetro, una fuente de  $^{137}\text{Cs}$ , sellada y certificada, está disponible.



Ilustración 18: Activímetro Alfannuclear e instalaciones del Instituto

El equipo PET/CT es un Biograph™ 6 TruePoint™ comercializado por Siemens (Ilustración 19). Sus detectores son cristales de LSO de  $4 \times 4 \times 20 \text{ mm}^3$ . Su ventana de coincidencia es de 4.5 ns. El tiempo de reconstrucción es de un minuto por cama de PET. El CT tiene 6 cortes. El tubo de rayos X DURA permite una rotación del gantry entre 0.6 s y 1.5 s y tensiones entre 80 y 130 kV. Permite la reconstrucción de 4 cortes por segundo y espesores de cortes re-

construidos entre 1 y 10 mm. Dispone de la tecnología CARE Dose que propone modular la intensidad del tubo durante el estudio en función del espesor del paciente y así limitar la dosis entregada al mismo.

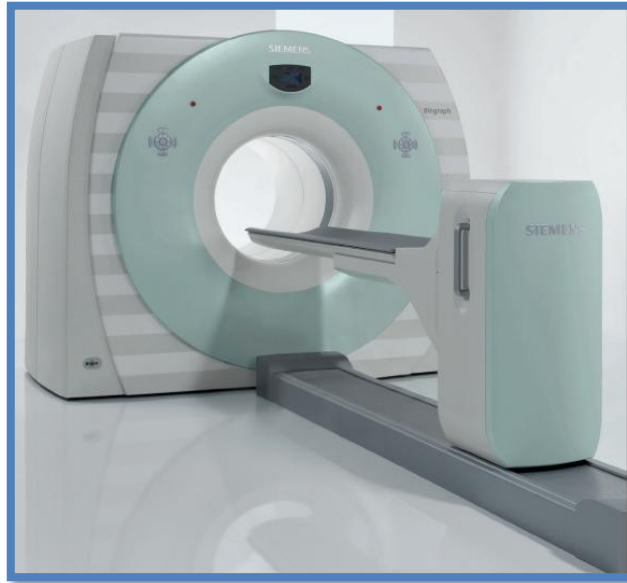


Ilustración 19: Equipo PET/CT Biograph TruePoint de Siemens

El Instituto dispone para el control del PET de una fuente circular homogénea de  $^{68}\text{Ge}$ , sellada y certificada (84.73 MBq el 03 de septiembre 2015). Tiene un volumen de 6189 mL y un diámetro de 20 cm. Viene con un soporte que permite adaptarla fácilmente y de manera reproducible a la camilla del equipo (Ilustración 20). El servicio tiene también un maniquí homogéneo rellenable que permite la calibración de la medida absoluta de la actividad (SUV).

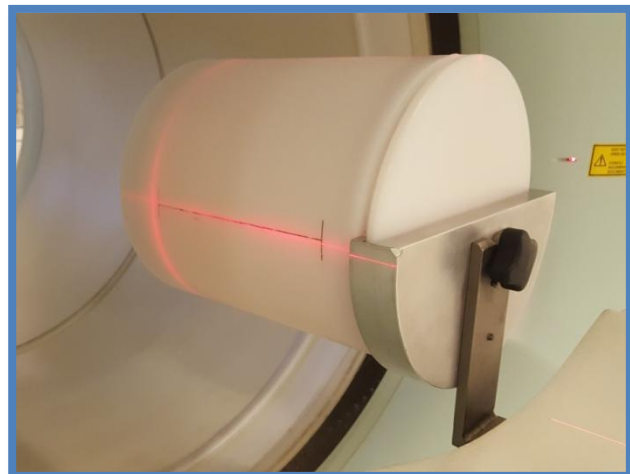
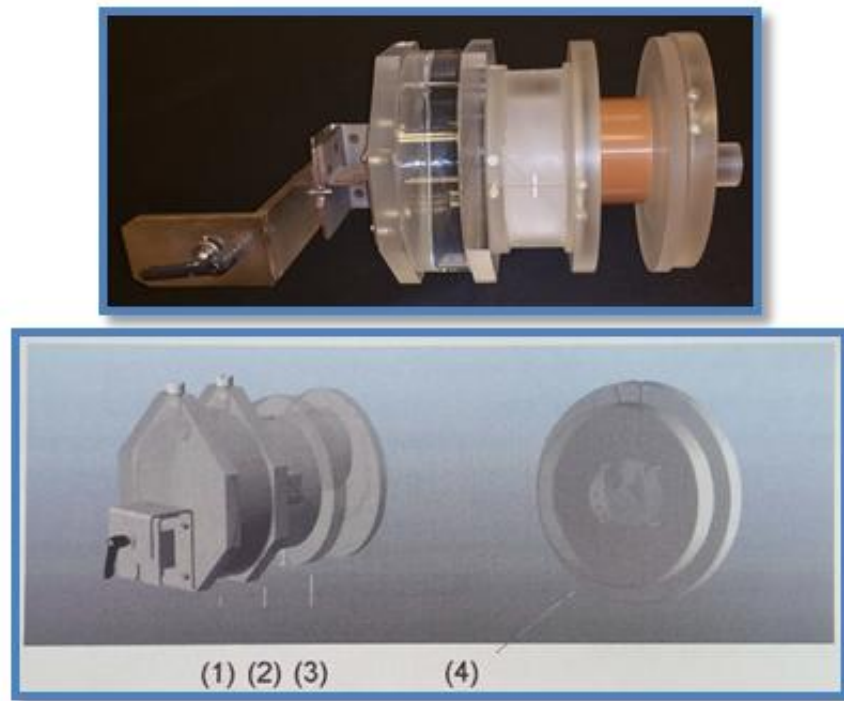


Ilustración 20: Fuente circular de  $^{68}\text{Ge}$

## Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

El maniquí de control de calidad del CT (Ilustración 21) tiene varios elementos que permiten entre otras cosas, el control de la uniformidad y número CT del agua, espesor de corte, resolución a bajo contraste y coincidencia entre láseres y ubicación del corte.



**Ilustración 21: Maniquí Siemens para CT Arriba: foto, Abajo: Esquema, (1) maniquí de agua, (2) maniquí de espesor de corte, (3) maniquí con hilo metálico, (4) maniquí bajo contraste**

## 2. Control de calidad del activímetro

### a) Estabilidad

➤ **Objetivo de la prueba**

Verificar la constancia de las medidas del activímetro con una fuente calibrada.

➤ **Frecuencia de realización**

La referencia se realiza semestralmente y la constancia diariamente.

➤ **Personal involucrado y responsable**

La referencia está bajo la responsabilidad del físico médico mientras el licenciado en bioimágenes realiza la prueba diaria.

➤ **Material**

Fuente de  $^{137}\text{Cs}$  sellada y certificada.

➤ **Procedimiento**

**Referencia:** Poner en marcha el equipo 30 minutos antes de realizar la prueba. Verificar que no haya fuentes radioactivas que puedan alterar las medidas. Tomar la medida del fondo. Realizar 10 medidas de la actividad de la fuente con cada modo utilizado en la práctica clínica incluyendo el  $^{137}\text{Cs}$ . Entre cada lectura, sacar la fuente del activímetro.

Para cada radionucleído, se calcula el valor medio de las 10 medidas y el intervalo de  $\pm 5\%$ .

**Constancia:** Idem que referencia midiendo una sola vez la fuente para cada modo empleado en la clínica.

➤ **Tolerancias**

Cada día, se comprueba que la lectura está dentro del intervalo de 5% establecido en la prueba de referencia.

### b) Exactitud

➤ **Objetivo de la prueba**

Verificar la correcta lectura del activímetro con una fuente calibrada.

➤ **Frecuencia de realización**

Trimestral.

➤ **Personal involucrado y responsable**

Físico médico.

➤ **Material**

Fuente de  $^{137}\text{Cs}$  sellada y certificada

➤ **Procedimiento**

Poner en marcha el equipo 30 minutos antes de realizar la prueba. Verificar que no haya fuentes radioactivas que puedan alterar las medidas. Tomar la medida del fondo. Realizar 10 medidas de la actividad de la fuente. Entre cada lectura, sacar la fuente del activímetro.

La exactitud del activímetro se representa con la desviación relativa de la medida respecto al valor calibrado de la fuente de referencia (Ecuación 3) donde  $\bar{A}$  es el valor medio de las medidas tomadas y  $A_c$  la actividad de la fuente de referencia corregida por el decaimiento desde la calibración.

$$\varepsilon_r = \left( \frac{\bar{A} - A_c}{A_c} \right) \times 100$$

Ecuación 3: Cálculo de la exactitud del activímetro

➤ **Tolerancias**

$|\varepsilon_r| < 10\%$ .

**c) Precisión**

➤ **Objetivo de la prueba**

Verificar la precisión del equipo.

➤ **Frecuencia de realización**

Trimestral.

➤ **Personal involucrado y responsable**

Físico médico.

➤ **Material**

Fuente de  $^{137}\text{Cs}$  sellada y certificada

➤ **Procedimiento**

Poner en marcha el equipo 30 minutos antes de realizar la prueba. Verificar que no haya fuentes radioactivas que puedan alterar las medidas. Tomar la medida del fondo. Realizar 10 medidas de la actividad de la fuente. Entre cada lectura, sacar la fuente del activímetro.

La precisión del activímetro se aprecia con el coeficiente de variación de las medidas (Ecuación 4) donde  $s(A_i)$  es la desviación típica del conjunto de medidas tomadas y  $\bar{A}$ , su valor medio.

$$CV = \frac{s(A_i)}{\bar{A}} \times 100$$

Ecuación 4: Cálculo de la precisión del activímetro

➤ **Tolerancias**

$|CV| < 3\%$ .

**d) Linealidad de la respuesta con la actividad**

➤ **Objetivo de la prueba**

Verificar la linealidad de la respuesta del activímetro con la actividad en todo su rango de uso.

➤ **Frecuencia de realización**

Anual.

➤ **Personal involucrado y responsable**

Físico médico.

➤ **Material**

Para su uso en PET, lo ideal es hacer el control de linealidad del activímetro con una fuente de  $^{18}\text{F}$  con una actividad mayor a las utilizadas rutinariamente. No obstante, el costo y la poca disponibilidad del  $^{18}\text{F}$  pueden ser problemáticos. Además, José Willegaignon y colaboradores<sup>3</sup> demostraron que los resultados obtenidos para el control de linealidad del activímetro con  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  no difieren de los obtenidos con  $^{18}\text{F}$  por lo cual se decidió realizar este control con una fuente de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  de 61 GBq.

➤ **Procedimiento**

Poner en marcha el equipo 30 minutos antes de realizar la prueba. Verificar que no haya fuentes radioactivas que puedan alterar las medidas. Preparar la fuente radioactiva. El objetivo es obtener varios valores en cada uno de los órdenes de magnitud para cubrir el rango de actividad de medida del equipo. Para cada valor, tomar 3 medidas sacando entre cada una la fuente del activí-

<sup>3</sup> Dose calibrator linearity test:  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  versus  $^{18}\text{F}$  radioisotopes, Willegaignon José and al., Radiol Bras. 2015 Jan/Fev;48(1):26–32



metro, y calcular el promedio. Procesar gráficamente las lecturas obtenidas respecto a los valores teóricos por decaimiento y ajustar a una recta. En cada punto calcular la diferencia relativa en porcentaje entre actividad medida y actividad calculada por el modelo lineal. La primera medida se toma como referencia para el cálculo del decaimiento.

➤ **Tolerancias**

La diferencia relativa en cada punto no debe superar 5%.

### 3. Control de calidad del PET

#### a) Estabilidad diaria

➤ **Objetivo de la prueba**

Realizar una adquisición diaria para evaluar la constancia en el funcionamiento del sistema de detectores y permitir la evaluación temprana de cualquier cambio repentino

➤ **Frecuencia de realización**

Diaria.

➤ **Personal involucrado y responsable**

Licenciado en bioimágenes.

➤ **Material**

Fuente cilíndrica uniforme de  $^{68}\text{Ge}$ .

➤ **Procedimiento**

Colocar la fuente cilíndrica de  $^{68}\text{Ge}$  con su soporte en la camilla del PET-CT y centrarlos con los láseres del equipo. Seleccionar el paciente “Quality control” y realizar el topograma para ubicar la zona de exploración. Se realiza luego la tomografía computada y el escaneo PET (Ilustración 22).

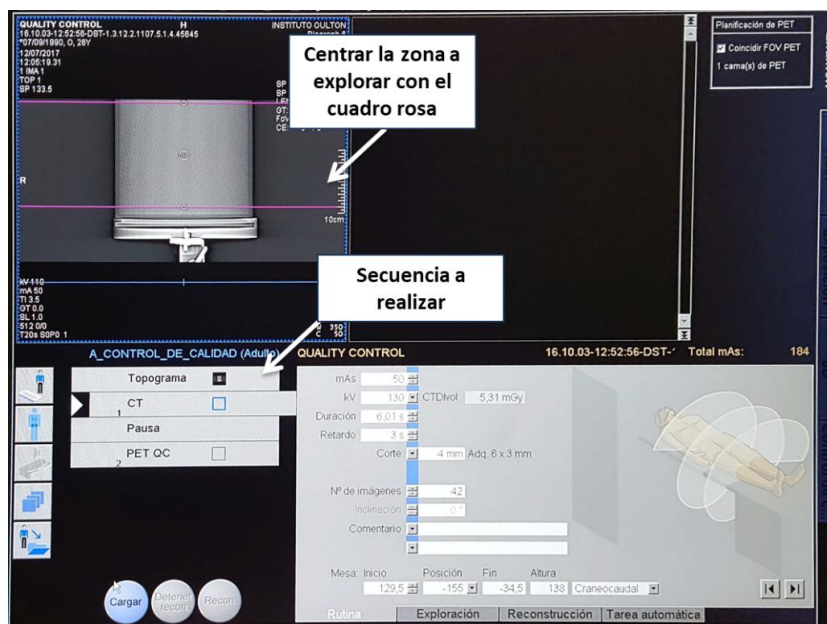


Ilustración 22: Adquisición de los datos

Una vez finalizada la adquisición, el sistema muestra los resultados obtenidos y se pueden analizar visualmente los sinogramas buscando artefactos. Se registran los datos obtenidos en el acta.

➤ **Observaciones y tolerancias**

La presencia de artefactos y valores fuera de tolerancia son indicadores de un funcionamiento incorrecto del equipo. Pequeñas desviaciones pueden ser corregidas con una normalización de los cristales detectores pero en caso de cambios importantes, se debe comunicar con el servicio técnico del equipo.

**b) Uniformidad tomográfica**

➤ **Objetivo de la prueba**

Verificar que la imagen de una distribución homogénea es uniforme y no presenta variaciones estadísticas significativas.

➤ **Frecuencia de realización**

Trimestral

➤ **Personal involucrado y responsable**

Físico médico.

➤ **Material**

Maniquí uniforme relleno con  $^{18}\text{F}$  (actividad de 830  $\mu\text{Ci}$  en una jeringa de 5 mL, Ilustración 23).



Ilustración 23: Izq: Llenado del maniquí con  $^{18}\text{F}$ , Der: Centrado del maniquí

➤ **Procedimiento**

La adquisición se realiza con una cama de 3 minutos.

Todas las correcciones se aplican para la reconstrucción de la imagen. Se realiza una primera inspección visual de los cortes para buscar eventuales artefactos.

Para el análisis de los datos se usa una región de interés de 12x12 mm<sup>2</sup>, inscrita en un círculo de 175 mm de diámetro centrado sobre la imagen (Ilustración 24).

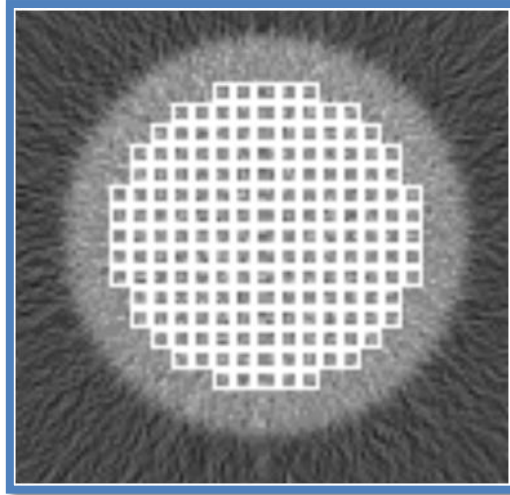


Ilustración 24: Grilla con las ROIs de 1x1cm<sup>2</sup> superpuesta sobre la imagen reconstruida

Para la medida de la uniformidad se determinaron:

- las desviaciones máxima (NU<sub>max</sub>) y mínima (NU<sub>min</sub>) y el coeficiente de variación (CV) para cada plano como descrito en la Ecuación 5, donde C<sub>k</sub> es el valor medio de píxel correspondiente a la ROI k y los subíndices i se refieren a los diferentes cortes.
- la variabilidad dentro de todo el campo de visión (uniformidad del volumen), y
- la variabilidad entre cortes (uniformidad del sistema).

$$NU_{\pm} = \left\{ 100 \frac{MAX(C_k) - AVE(C_k)}{AVE(C_k)}, -100 \frac{AVE(C_k) - MIN(C_k)}{AVE(C_k)} \right\}$$

$$STD_i = \sqrt{\frac{1}{N_{ROI} - 1} \sum_{k=1}^K (C_k - AVE(C_k))^2}$$

$$CV_i = 100 \frac{STD(STD_k)}{AVE(C_k)}$$

Ecuación 5: Evaluación de la Uniformidad tomográfica

➤ **Tolerancias**

Los valores de uniformidad deben quedarse en un 5% de las establecidas a la recepción del equipo.

**c) Normalización**

La normalización se aplica durante la reconstrucción de las imágenes para corregir la variación de la eficiencia de los detectores.

➤ **Objetivo de la prueba**

Corregir las diferencias de sensibilidad ocasionadas por la variación de la eficiencia de los detectores, ángulo sólido subtendido, suma de datos de elementos vecinos y diferente separación entre bloques.

➤ **Frecuencia de realización**

Trimestral o según fabricante.

➤ **Personal involucrado y responsable**

Físico médico y personal Siemens.

➤ **Material**

Maniquí cilíndrico uniforme de  $^{68}\text{Ge}$  centrado horizontalmente y verticalmente en el FOV.

➤ **Procedimiento**

La prueba de normalización se debe hacer siguiendo las recomendaciones del fabricante para la adquisición y todo el procedimiento. Antes de iniciar la adquisición, una copia de seguridad de la adquisición anterior debe estar disponible. El análisis del resultado se realiza mediante la inspección visual de los sinogramas.

➤ **Tolerancias**

Se observa la ausencia de artefactos de los sinogramas de normalización.

**d) Calibración de la medida absoluta de la actividad**

➤ **Objetivo de la prueba**

Establecer factores para convertir eventos reconstruidos en actividad en la imagen, es decir valores de los píxeles de la imagen en la actividad específica medida.

➤ **Frecuencia de realización**

Trimestral.

➤ **Personal involucrado y responsable**

Físico médico.

➤ **Material**

Maniquí uniforme relleno con  $^{18}\text{F}$  (actividad de 830  $\mu\text{Ci}$  en una jeringa de 5 mL, ver prueba de homogeneidad tomográfica).

➤ **Procedimiento**

Se realiza la adquisición utilizando un protocolo comúnmente utilizado en la rutina clínica (cama de 3 minutos).

Para comprobar la precisión del SUV, se entran los datos de actividad y volumen o peso del maniquí y se verifica que el SUV medido es de 1

➤ **Tolerancias**

Los datos obtenidos no deben variar en más de 5% con los anteriores y las recomendaciones del fabricante.

## 4. Control de calidad del CT

### a) Calentamiento y calibración del CT

#### ➤ **Objetivo de la prueba**

Calentar el tubo del CT y verificar su correcto funcionamiento.

#### ➤ **Frecuencia de realización**

Diaria

#### ➤ **Personal involucrado y responsable**

Licenciado en bioimágenes.

#### ➤ **Material**

Se realiza esta prueba sin nada en el campo de visión, con la camilla del equipo retraída.

#### ➤ **Procedimiento**

Para el calentamiento, se utiliza el protocolo “Prueba general” disponible en la consola de control del PET-CT. Verificar que las 2 puertas estén cerradas y apretar el botón Prueba General para empezar el control. El sistema pide apretar “iniciar” del mando de control de la consola (Ilustración 25).

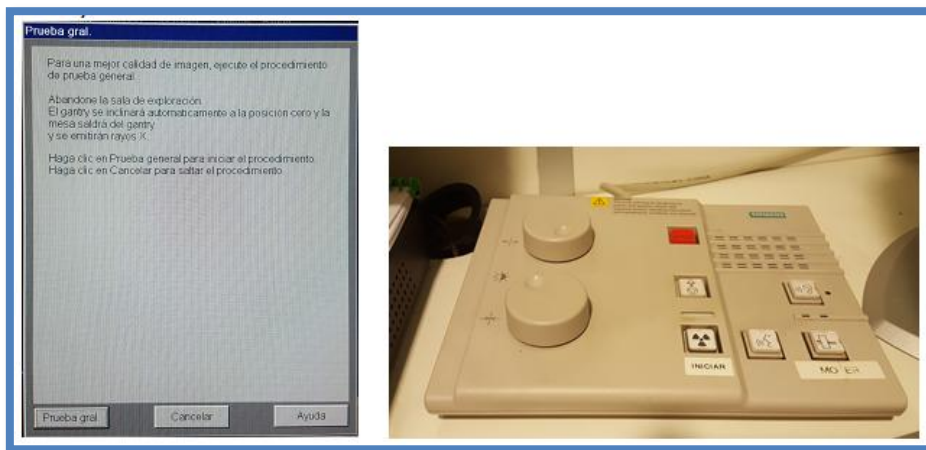


Ilustración 25: A la izquierda, mensaje para empezar las Pruebas Generales, a la derecha, el mando de control de la consola

Se realiza el calentamiento del tubo en diferentes configuraciones de tensión, foco, amperaje, tiempo y configuración de los detectores.

#### ➤ **Observaciones / Tolerancias**

Una vez terminada esa etapa, el mensaje “El procedimiento de Prueba General terminó sin error” aparece en la parte inferior de la pantalla.

**b) Exactitud de la información del número CT del agua, ruido en la imagen y uniformidad de respuesta en el campo de visión**

➤ **Objetivo de la prueba**

Verificar el número CT del agua y evaluar el ruido de la imagen de un maniquí uniforme de agua.

Comprobar la ausencia de artefactos (rayas, bandas, anillos...) en la imagen.

➤ **Frecuencia de realización**

Diaria.

➤ **Personal involucrado y responsable**

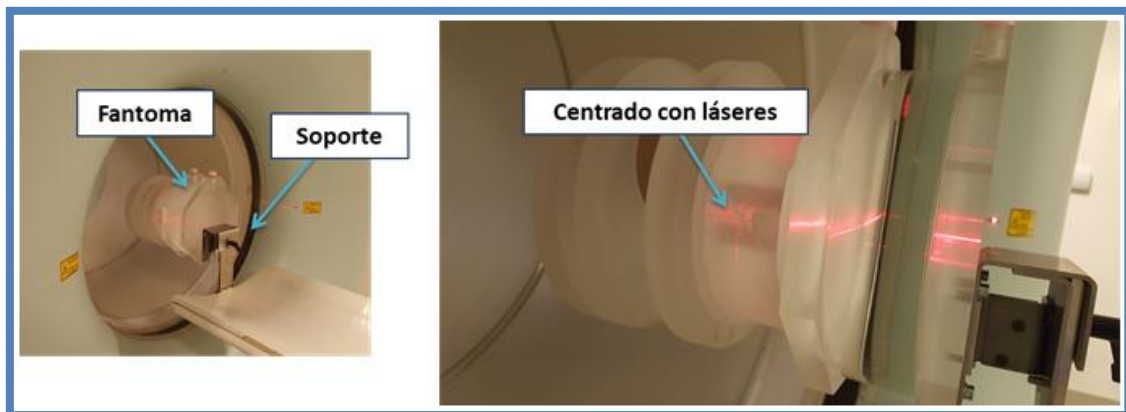
Licenciado en bioimágenes.

➤ **Material**

Maniquí Siemens dedicado CT.

➤ **Procedimiento**

Entrar en la sala para ubicar soporte y maniquí Siemens dedicado al control de calidad diario del CT. Fijar el soporte de maniquí a la punta de la camilla y posicionar el maniquí. Ubicar la camilla para centrarlo y comprobar la correcta ubicación con la ayuda de los láseres (Ilustración 26).



**Ilustración 26: Posicionamiento y centrado del maniquí CT**

Seleccionar Configurar > Calidad. Se abre un cuadro de diálogo. Seleccionar Aceptar una vez que esté listo. El sistema selecciona la opción Quality Assurance Patient y coloca la mesa para que el maniquí esté en el plano de exploración. Pide confirmar el arranque de la prueba. Apretar el botón Inicio del mando de control de la consola.

Se comprueba y se muestra en pantalla la posición del maniquí. Si está mal colocado, un mensaje aparecerá para pedir ajustarlo.



## Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

El sistema realiza dos mediciones para cada tensión del tubo y en cada caso, el software calcula el número CT promedio del agua en la zona seleccionada y la desviación estándar calcula a partir de una ROI (Ilustración 33). Las imágenes se almacenan como imágenes "Quality Assurance Patient". Una vez terminadas todas las mediciones, se muestra el resultado en un cuadro de diálogo. Para finalizar el control, apretar el botón Aceptar y retirar el maniquí y el soporte de la camilla.



Ilustración 27: ROI para el cálculo del número CT del agua

A partir de las mismas imágenes, se puede evaluar la uniformidad espacial del número CT seleccionando 4 ROIs circulares de 2 cm de diámetro posicionadas a 1 cm del borde del maniquí y una ROI central y comparando los valores medios del número CT en dichas zonas (Ilustración 28).

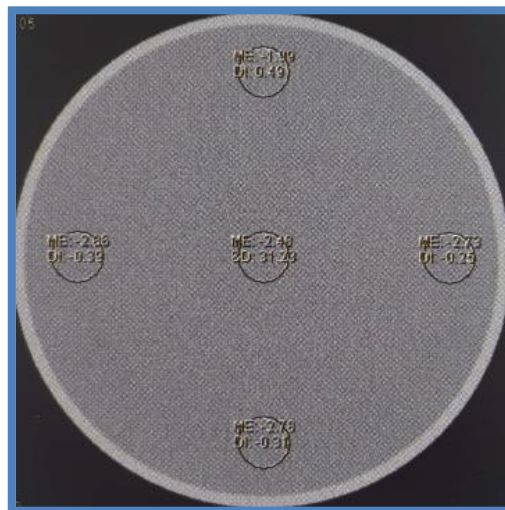


Ilustración 28: ROIs para evaluar la uniformidad espacial del número CT

### ➤ Tolerancias

El valor medio del número CT del agua debe ser  $0 \pm 4$  UH con una desviación menor a  $\pm 5$  UH.

### c) Exactitud de desplazamiento de la camilla

- **Objetivo de la prueba**  
Comprobar el correcto desplazamiento de la camilla.
- **Frecuencia de realización**  
Mensual.
- **Personal involucrado y responsable**  
Físico médico.
- **Material**  
Regla graduada en mm.
- **Procedimiento**  
Posicionar arriba de la camilla un peso equivalente a alrededor de 70 kg. Realizar movimientos de la camilla en los dos sentidos de recorrido de hasta 30 cm. Comprobar que el valor leído con la regla coincide con el valor dado por el equipo.
- **Tolerancias**  
Desviación  $\leq \pm 2$  mm.

### d) Control de los láseres y coincidencia entre indicadores luminosos y plano irradiado

- **Objetivo de la prueba**  
Verificar la correcta alineación de las luces axiales y el haz de irradiación para permitir localizar adecuadamente el paciente.
- **Frecuencia de realización**  
Mensual
- **Personal involucrado y responsable**  
Licenciado en bioimágenes y físico médico.
- **Material**  
Maniquí dedicado CT de Siemens con objetos para comprobar su correcta posición.

➤ **Procedimiento**

Se ubica el maniquí en los marcadores de posición situados sobre la superficie del maniquí de imagen y se realiza una exposición con una anchura de corte pequeño (Ilustración 29).

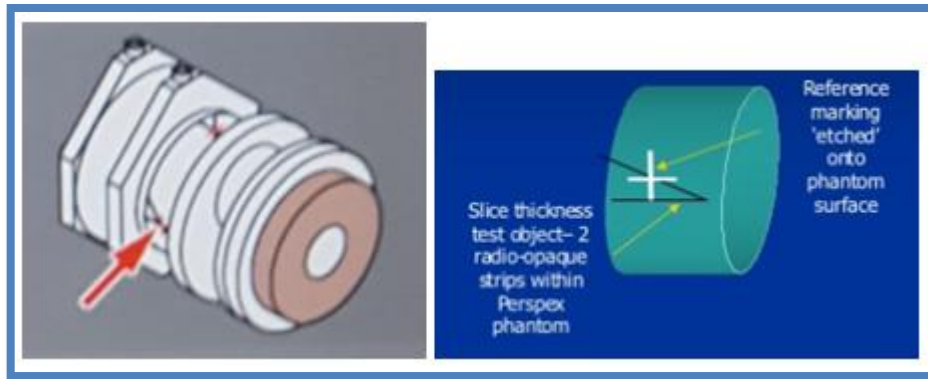


Ilustración 29: Centrado del maniquí para la verificación de los láseres.

Las imágenes obtenidas de los objetos se utilizan para comprobar la correcta alineación del maniquí (Ilustración 30).

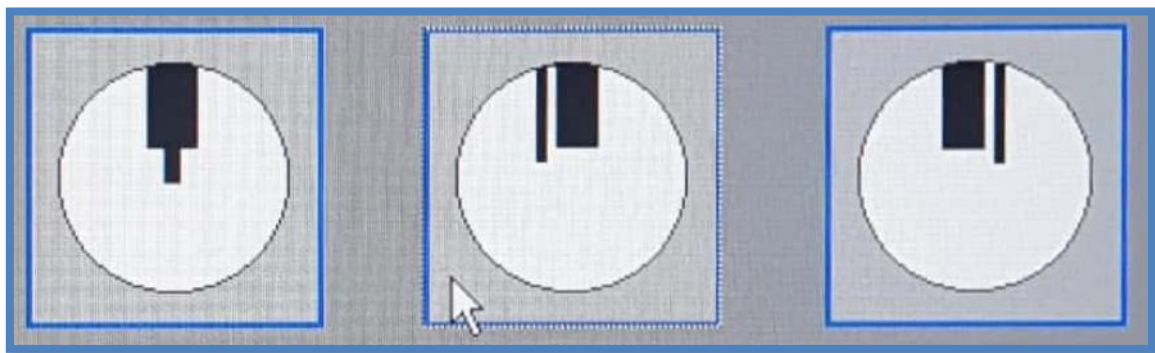


Ilustración 30: Izq: correcta coincidencia, medio: corte anterior al láser y derecha: corte posterior al láser.

El indexado de la mesa permite conocer la diferencia entre el plano de corte indicado por los láseres y el plano real. Cabe destacar que se debe previamente comprobar la exactitud del indicador de desplazamiento de la camilla.

➤ **Tolerancias**

La distancia entre el plano indicado por los láseres y el plano irradiado debe ser  $\leq \pm 2$  mm.

**e) Resolución axial (espesor de corte)**

➤ **Objetivo de la prueba**

El objetivo es analizar la respuesta del equipo en el eje de giro del tubo también llamada perfil de sensibilidad. El espesor de corte efectivo está definido como la anchura a mitad de altura del perfil de sensibilidad en el eje axial.

➤ **Frecuencia de realización**

Mensual

➤ **Personal involucrado y responsable**

Licenciado en bioimágenes y físico médico.

➤ **Material**

Maniquí Siemens dedicado CT, inserto con “rampa”.

➤ **Procedimiento**

Se realizan cortes de diferentes espesores nominales entre 0,5 mm y 10 mm. Como se muestra en la Ilustración 31, el espesor de corte corresponde a la altura medida (en amarillo en la Ilustración) multiplicada por  $\tan(\Theta)$ . En el caso de tener un ángulo  $\Theta$  de  $45^\circ$ , el espesor del corte corresponde a la altura medida (en amarillo).

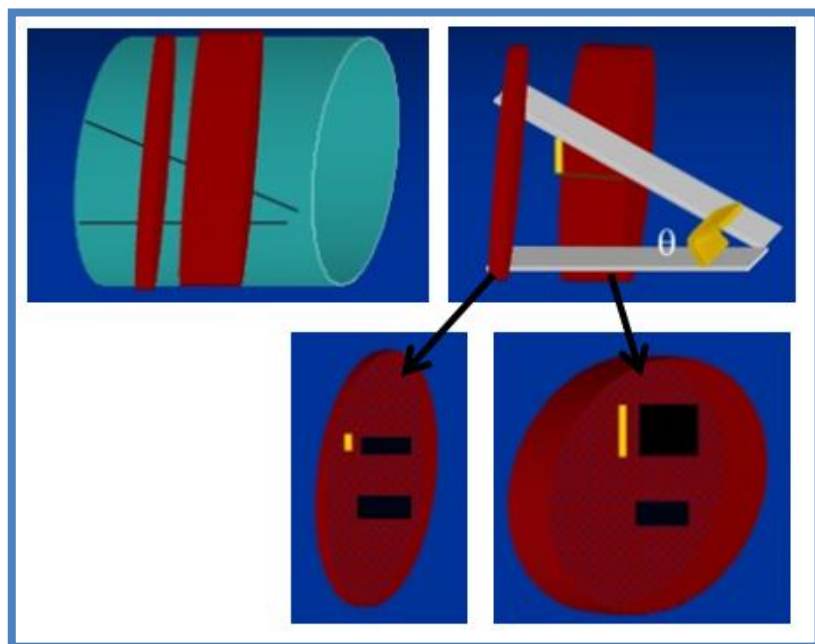


Ilustración 31: Modulo espesor de corte.

➤ **Tolerancias**

Por espesores nominales superiores o igual a 2 mm, el valor medido debe ser inferior al espesor nominal  $\pm 1$  mm. Si el espesor nominal es inferior a 2 mm, el valor medido debe ser inferior al espesor nominal  $\pm 50\%$ .

**f) Resolución espacial**

➤ **Objetivo de la prueba**

Evaluar cuál es la distancia mínima que debe haber entre dos puntos de un objeto para poder identificarlos.

➤ **Frecuencia de realización**

Mensual

➤ **Personal involucrado y responsable**

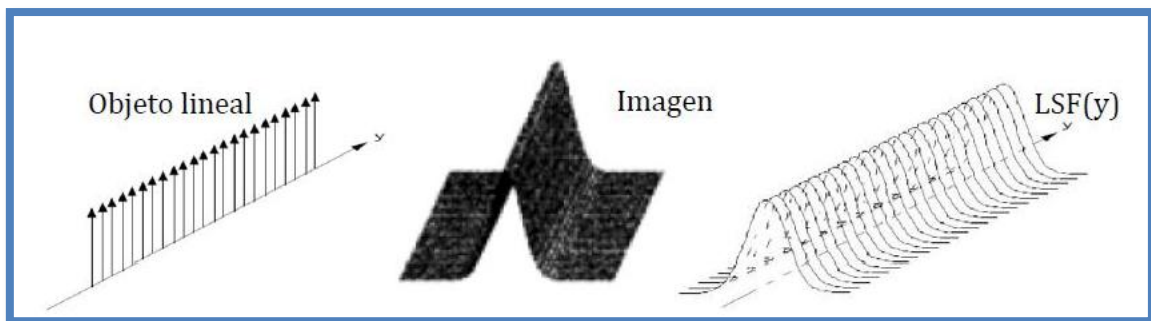
Licenciado en bioimágenes y físico médico.

➤ **Material**

Maniquí Siemens dedicado CT, módulo de resolución espacial con un hilo metálico.

➤ **Procedimiento**

El método más riguroso para la determinación de la resolución espacial es pasando por el cálculo de la función de transferencia de modulación (MTF). El equipo Siemens propone su evaluación a partir de imágenes adquiridas de un hilo metálico y de la función de respuesta a una línea (line spread function, LSF) asociada (Ilustración 32).



**Ilustración 32: Resolución espacial y LSF**

La MTF puede obtenerse a partir del módulo de la transformada de Fourier de la LSF y describe cómo el sistema afecta el detalle en una imagen (Ilustración 33). La resolución se define en par de líneas (una barra, un espacio) por cm al 2%, 10% y 50% de la MTF.

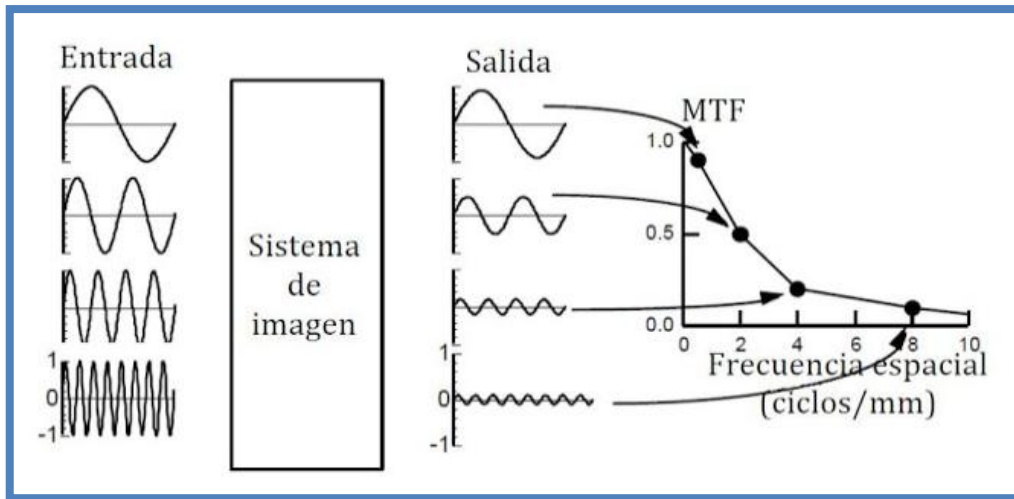


Ilustración 33: MTF

➤ **Tolerancias**

La resolución espacial medida no debe diferenciarse en más de un 10% de la de referencia.

## 5. Control del equipo híbrido PET/CT

### a) Registro de las imágenes PET y CT

#### ➤ **Objetivo de la prueba**

Verificar la coincidencia entre los ejes de los 2 equipos PET y CT y así comprobar la correcta superposición de las imágenes PET y CT (fusión de imágenes).

#### ➤ **Frecuencia de realización**

Trimestral.

#### ➤ **Personal involucrado y responsable**

Físico médico.

#### ➤ **Material**

En ausencia de la disponibilidad de un maniquí para calidad de imagen tipo NEMA, se utiliza un maniquí de Siemens en el cual se pueden posicionar dos fuentes lineales de  $^{68}\text{Ge}$  (en azul en la Ilustración 34).

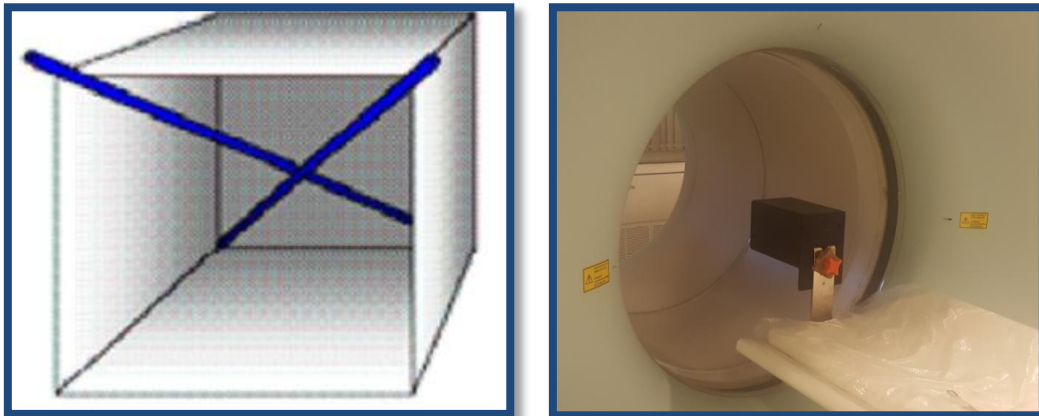


Ilustración 34: Maniquí para el control de registro

#### ➤ **Procedimiento**

Se realiza la adquisición del maniquí utilizando el protocolo estándar de cuerpo entero.

Se analizan las imágenes obtenidas en la consola de fusión de imágenes. El análisis visual se realiza en las tres direcciones en ambos estudios para comprobar la correcta coincidencia entre las dos modalidades de imagen.

#### ➤ **Tolerancias**

1 píxel o 1 mm (el que sea más pequeño).

## Capítulo 3: Resultados

### 1. Control de calidad del activímetro

#### a) Estabilidad

Los medidas realizadas y los valores promedios obtenidos para el control de estabilidad de referencia están presentados en la Tabla 3.

ISOTOPOS	F18	R223	Tc99m	I131	Ga67	Cs137
MEDIDAS (MBq)	1,5984	2,8490	5,1134	5,0838	4,7471	2,8934
	1,5614	2,8490	5,0727	3,7481	4,6139	2,8379
	1,5725	2,8527	5,0098	3,5816	4,7619	2,8823
	1,5577	2,8009	5,1060	3,6815	4,7545	2,8564
	1,5577	2,8157	5,0061	3,6889	4,7027	2,8416
	1,5540	2,8453	5,0875	3,6186	4,8544	2,8638
	1,5873	2,9008	5,0690	3,5668	4,7101	2,8527
	1,5836	2,8416	4,9432	3,6593	4,7545	2,8675
	1,5836	2,8638	5,0320	3,5816	4,7027	2,8675
	1,5947	2,8601	5,1060	3,6741	4,7582	2,8564
<b>PROMEDIO (MBq)</b>	<b>1,5751</b>	<b>2,8479</b>	<b>5,0546</b>	<b>3,7884</b>	<b>4,7360</b>	<b>2,8620</b>
<b>Promedio+5% (MBq)</b>	<b>1,6538</b>	<b>2,9903</b>	<b>5,3073</b>	<b>3,9779</b>	<b>4,9728</b>	<b>3,0050</b>
<b>Promedio-5% (MBq)</b>	<b>1,4963</b>	<b>2,7055</b>	<b>4,8018</b>	<b>3,5990</b>	<b>4,4992</b>	<b>2,7189</b>

Tabla 3: Estabilidad, resultados de valores de referencia



## Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

Los valores promedios sirven luego de referencia para las medidas de estabilidad que se realizan diariamente. Para cada nucleído utilizado, el valor medido cada día debe estar en el intervalo del  $\pm 5\%$ .

Los valores obtenidos se anotan en un acta (pedido para las visitas de control de la ARN). Para lograr un análisis más ágil de los resultados, se puso en marcha un sistema de registro informático de los resultados del control de calidad diario del activímetro (Ilustración 35). Permite una visualización gráfica de los valores obtenidos y una detección más rápida en caso de valores fuera de rango.

ESTABILIDAD													
REFERENCIA		FECHA 30/1/2018											
ISOTOPOS	F18	R223	Tc99m	I131	Ga67	Cs137							
MEDIDA (mCi)	0,0425700	0,0769700	0,1366100	0,1023900	0,1280000	0,0773500							
Control Calidad													
Fecha	Decaimiento	F18	%	R223	%	Tc99m	%	I131	%	Ga67	%	Cs137	%
31/1/2018	0,9999370		-100		-100		-100		-100		-100		-100
1/2/2018	0,9998740		-100		-100		-100		-100		-100		-100
2/2/2018	0,9998111		-100		-100		-100		-100		-100		-100
3/2/2018	0,9997481		-100		-100		-100		-100		-100		-100
4/2/2018	0,9996851		-100		-100		-100		-100		-100		-100
5/2/2018	0,9996222		-100		-100		-100		-100		-100		-100
6/2/2018	0,9995592		-100		-100		-100		-100		-100		-100
7/2/2018	0,9994962		-100		-100		-100		-100		-100		-100
8/2/2018	0,9994333		-100		-100		-100		-100		-100		-100
9/2/2018	0,9993703		-100		-100		-100		-100		-100		-100
10/2/2018	0,9993074		-100		-100		-100		-100		-100		-100
11/2/2018	0,9992445		-100		-100		-100		-100		-100		-100
12/2/2018	0,9991815		-100		-100		-100		-100		-100		-100
13/2/2018	0,9991186		-100		-100		-100		-100		-100		-100
14/2/2018	0,9990557		-100		-100		-100		-100		-100		-100

Ilustración 35: Planilla de registro del control diario de estabilidad del activímetro

### b) Exactitud y precisión

La exactitud y la precisión del activímetro se evaluaron a partir de los valores medidos anteriormente seleccionando el radionúclido  $^{137}\text{Cs}$ . La fuente de  $^{137}\text{Cs}$  utilizada tiene un certificado del 06/10/2011 de 0,095 mCi  $\pm 15\%$  (actividad al día del control de 0,082 mCi). El anexo 2 muestra la planilla que se realizó para este control.

Se obtuvo una exactitud de  $-5,85\%$  y una precisión de  $0,59\%$ , valores dentro de las tolerancias recomendadas de  $10\%$  y  $3\%$  respectivamente.

### c) Linealidad de la respuesta con la actividad

Como se comentó y justificó en el capítulo anterior, se realizó el control de linealidad con una fuente de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . La actividad inicial, medida a la primera medición y que luego sirvió de referencia para el cálculo del decaimiento fue de 61 GBq (1,65 mCi). Las mediciones se hicieron leyendo la actividad con el canal de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  y el de  $^{18}\text{F}$ . El control se realizó en los dos activímetros utilizados

en el servicio y las mediciones se completaron hasta tener unos 10 MBq de  $^{99m}\text{Tc}$ .

En uno de los activímetros (Ilustración 36), las diferencias entre actividad medida y actividad calculada a partir de la primera medición fueron todas inferiores al 3% con el canal de  $^{99m}\text{Tc}$  y al 5% con el canal de  $^{18}\text{F}$  (con valores aumentando para las actividades más bajas).

Por el otro activímetro, se obtuvieron diferencias de hasta el 30% por lo cual se pidió una revisión del equipo.

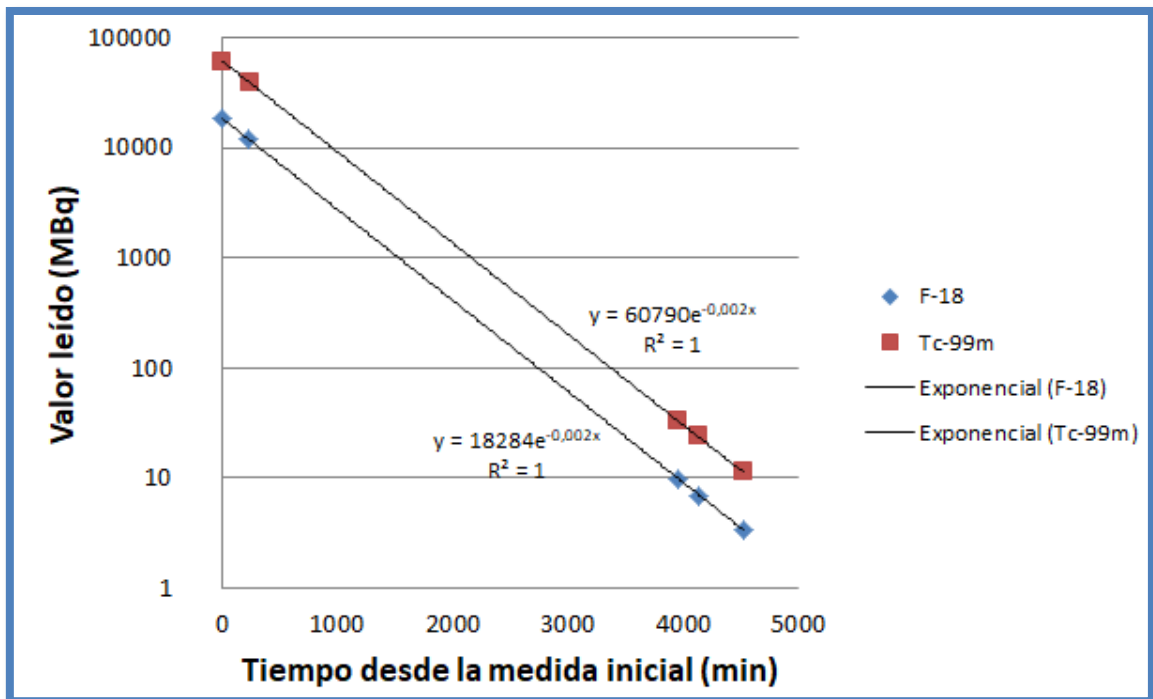


Ilustración 36: Linealidad de la respuesta con la actividad

## 2. Control de calidad del PET

### a) Estabilidad diaria y normalización

Como se explicó en el capítulo anterior, la prueba de estabilidad diaria se realiza utilizando un procedimiento recomendado por Siemens. Este incluye una normalización de las variaciones en las respuestas de los detectores PET, el cálculo y la verificación del factor de calibración PET (llamado ECF), y la visualización de los resultados de la normalización y la inspección de los sinogramas. El valor ECF es particularmente importante ya que de él depende la correcta cuantificación (valores de SUV) de los datos del paciente.

El protocolo que se redactó para realizar este control está presentado en el Anexo 1.

Durante el procedimiento, se puede supervisar la adquisición de datos PET con el monitor de adquisición (Ilustración 37).

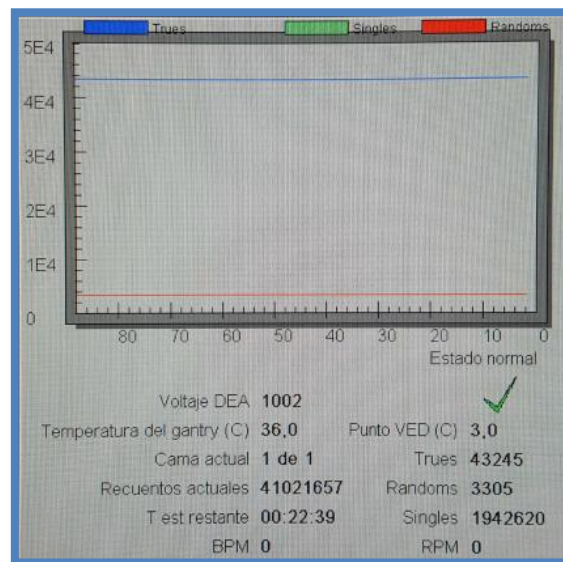


Ilustración 37: Monitor de adquisición de PET

Al finalizar la exploración del maniquí, los resultados obtenidos se muestran en la pantalla (Ilustración 38): valores del factor de calibración ECF, perfiles de actividad de plano y gráficas de tendencias de los factores ECF.

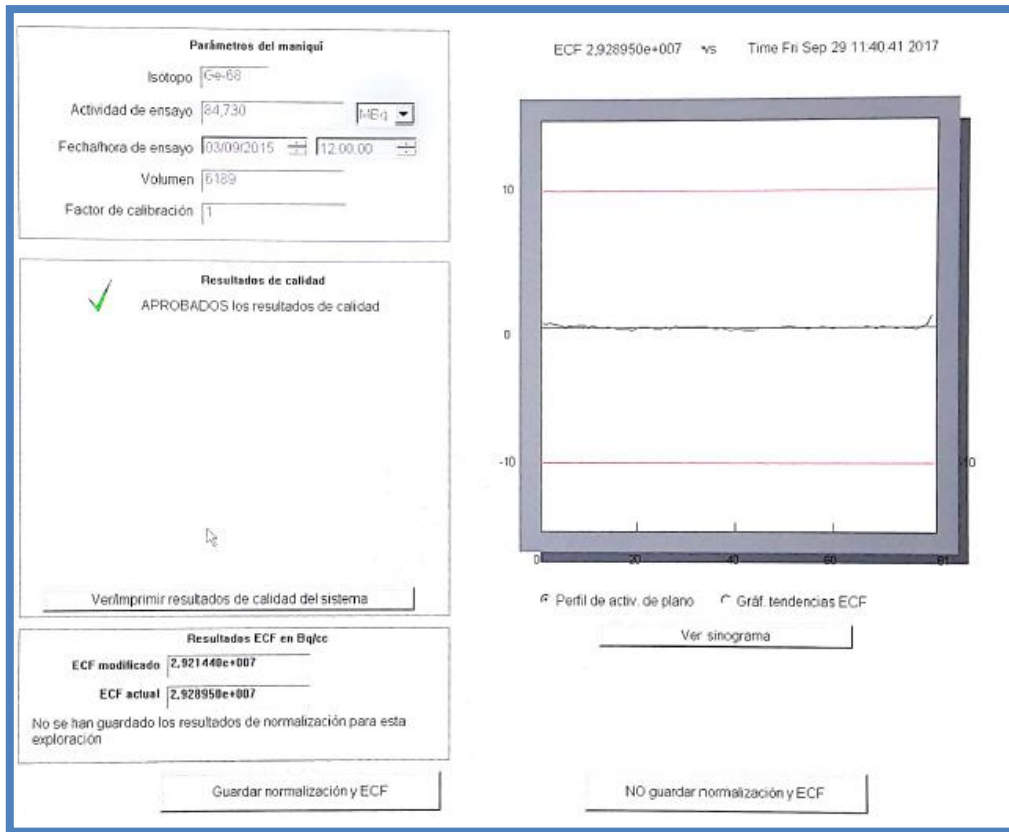


Ilustración 38: Resultados del control de calidad diario

Se debe realizar una inspección visual de los sinogramas (Ilustración 39) para detectar cualquier artefacto como rayas diagonales de color oscuro, formas o estructuras inusuales.

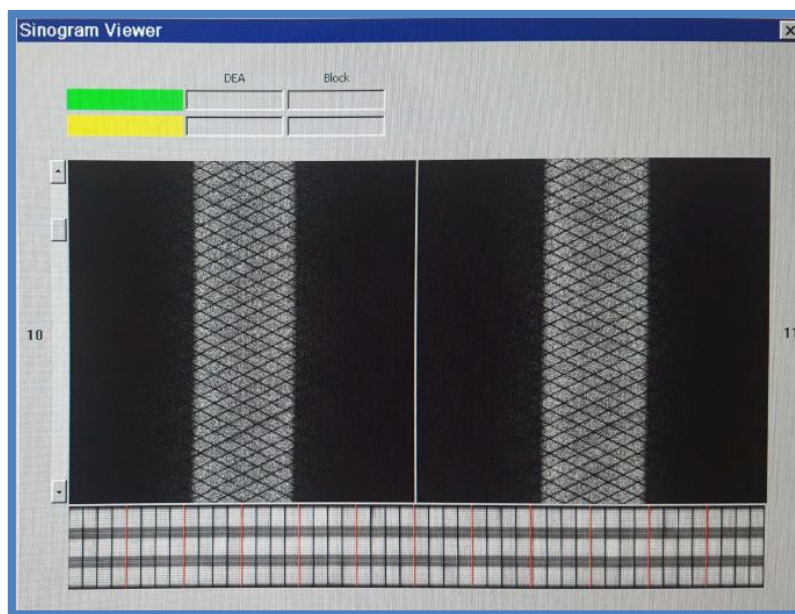


Ilustración 39: Visualización de los sinogramas

El informe con todos los resultados obtenidos se puede visualizar en la pantalla e imprimir en caso de necesidad. Los datos se registran en un acta (formato papel pedido durante las visitas de control de la ARN, Ilustración 40).

Fecha	ECF valor	W	Valor Aleatorio $\pm 1\sigma$	EFICIENCIA scanner 1	Ruido de Scatter
05-07	$2.92251 \times 10^7$ Bq/ml	0.0	101.998	24.973	26.337
06-07	$2.92735 \times 10^7$ Bq/ml	0.0	101.912	24.82	26.02
07-07	$2.91878 \times 10^7$ Bq/ml	0.0	101.998	24.850	26.153
10-07	$2.90906 \times 10^7$ Bq/ml	0.0	101.972	25.14	26.734
11-07	$2.92401 \times 10^7$ Bq/ml	0.0	101.91	24.809	25.952

Ilustración 40: Acta de registro del control diario del PET

Para permitir un análisis gráfico más rápida y eficiente de los resultados obtenidos, se puso en marcha un registro informático de los datos. Un ejemplo del seguimiento en el tiempo (tres últimos meses) de los valores de ECF está presentado en la Ilustración 41.

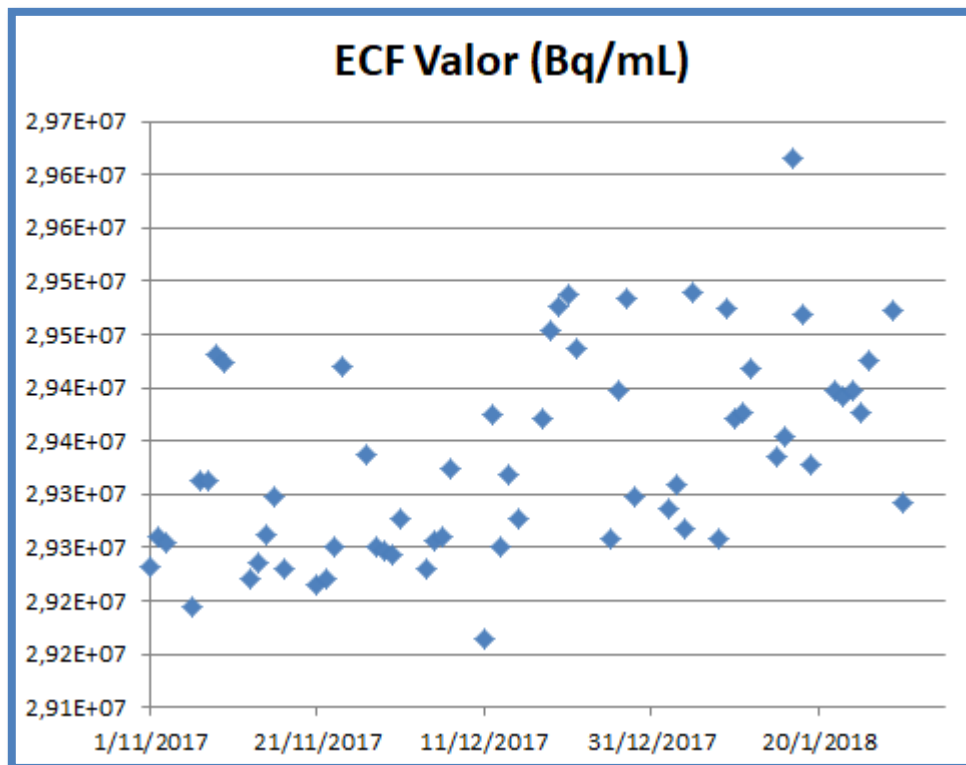
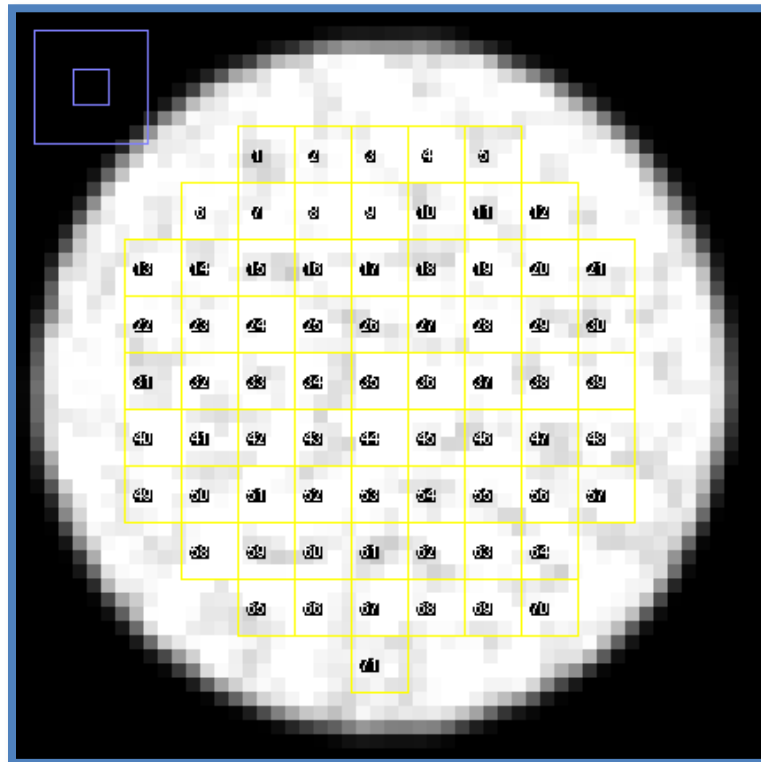


Ilustración 41: Registro informático de los valores ECF

**b) Uniformidad tomográfica**

Las imágenes obtenidas para este control se analizaron con el software ImageJ. Es un programa de procesamiento de imagen digital de dominio público programado en Java desarrollado en el National Institutes of Health que fue diseñado con una arquitectura abierta. Se utilizó en particular una macro desarrollada por Jesús Cortés-Rodicio y colaboradores<sup>4</sup> que permite el análisis del control de calidad de los PET-CT. La macro de uniformidad tomográfica permite ubicar ROIs cuadradas (Ilustración 42).



**Ilustración 42: Ubicación de los ROIs con ImageJ**

Se calculan para cada corte los valores de No-Uniformidad  $NU_{\pm}$  y el coeficiente de variación.

Los resultados obtenidos están presentados gráficamente en la Ilustración 43 y en la Ilustración 44. Los extremos de los 2 gráficos corresponden a los bordes del maniquí lo que explica la degradación de la uniformidad en esta zona.

En el centro del maniquí (cortes centrales), los valores de no-uniformidad son inferiores a 10% y los del coeficiente de variación inferiores a 5%. No se dispone de especificaciones ni referencias por parte del fabricante por lo cual se propone en el futuro evaluar la constancia de los resultados.

<sup>4</sup> *jQC-PET, una macro de ImageJ para el análisis del control de calidad de un PET/CT*, Cortés-Rodicio J. and co., Rev. Fis. Med. 2015;16(3):11-18.

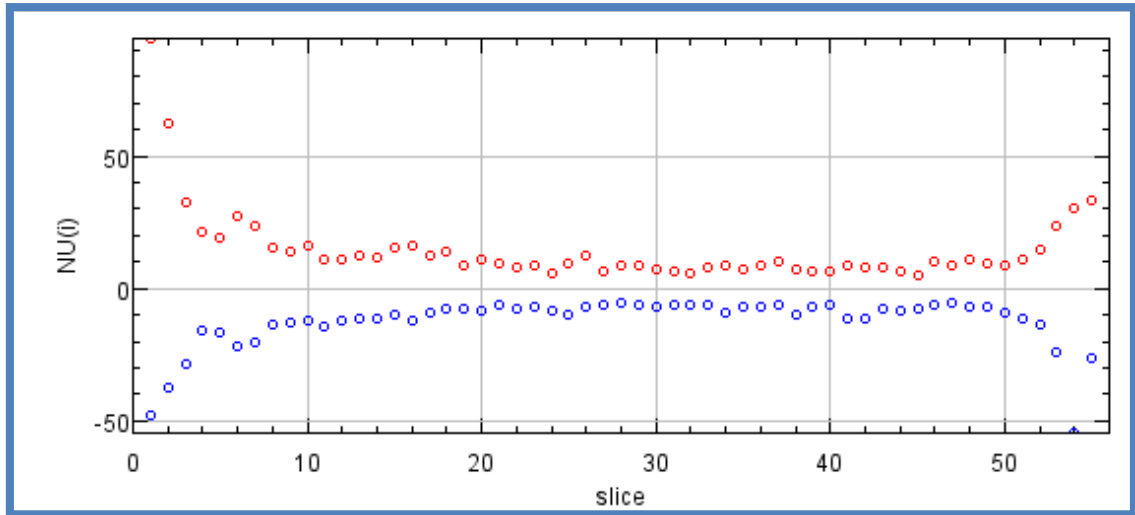


Ilustración 43: No-Uniformidad por corte

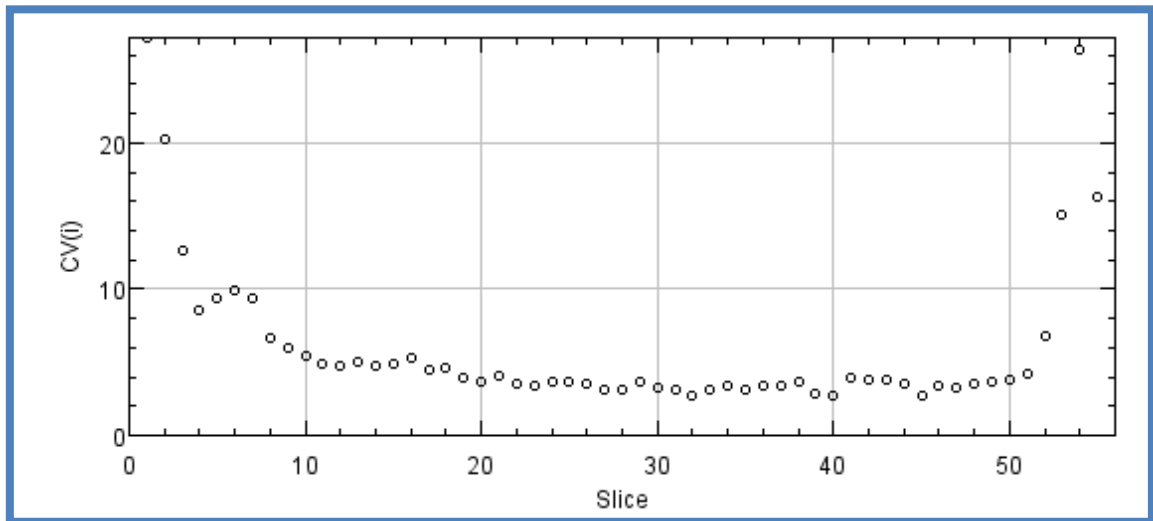


Ilustración 44: Coeficiente de variación por corte

### c) Calibración de la medida absoluta de la actividad

El análisis de las imágenes utilizando una ROI centrada sobre el maniquí en los cortes centrales del maniquí dio un SUV promedio de 0,95 con una desviación estándar de 0,7%, resultados dentro de las recomendaciones.

### 3. Control de calidad del CT

#### a) Calentamiento y calibración del CT

El calentamiento en sí, no tiene resultados pero tiene que realizarse de manera correcta antes de cualquier otro control. Un mensaje aparece en la pantalla al finalizarse adecuadamente.

#### b) Exactitud de la información del número CT del agua, ruido en la imagen y uniformidad de respuesta en el campo de visión

Estas pruebas se realizan diariamente para cada tensión de tubo utilizado. Adicionalmente, se realizan en tres cortes adyacentes durante el control de calidad mensual. Los cortes obtenidos (Ilustración 45) son analizados por el sistema y un informe con los valores calculados está disponible al finalizar el control.

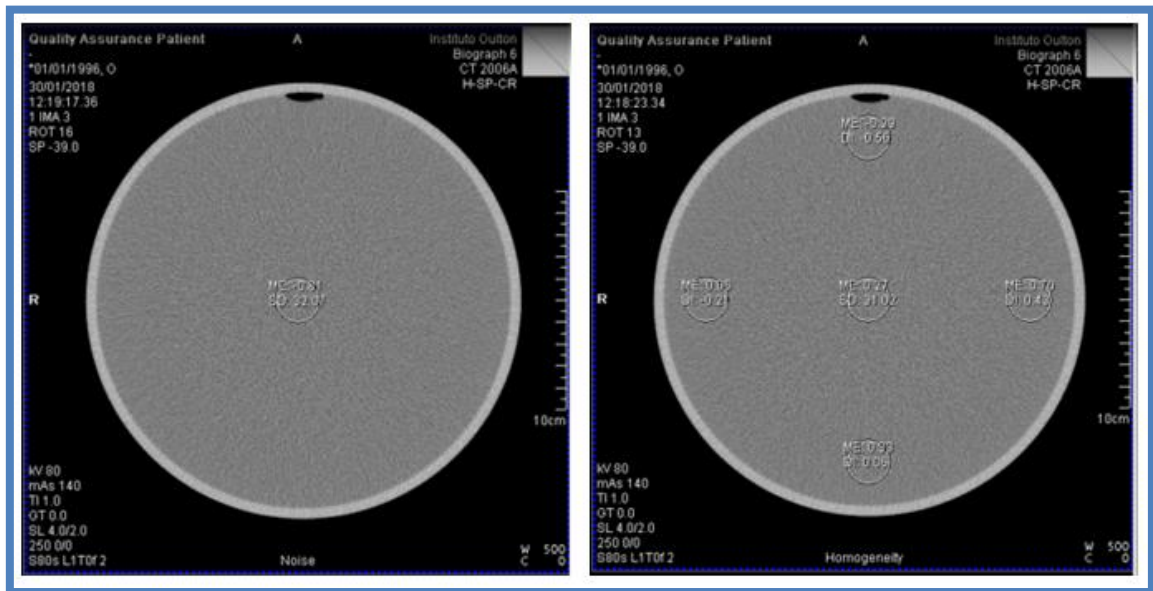


Ilustración 45: Izq: Evaluación del ruido, Der: Evaluación de la homogeneidad

Para cada ROI analizada, se mide el valor medio y la desviación estándar. La Tabla 4 presenta los resultados obtenidos para el control del ruido calculado en tres cortes. Para cada tensión 80 kV, 110 kV y 130 kV, están indicados los valores de referencia, la tolerancia y el resultado.



		Water [HU]	Sigma [HU]	Voltage [kV]
row 1	Reference:	-0.45	30.41	79.8
	Tolerance:	+/- 4.00	+/- 3.04	+/- 8.0
	Result:	-1.00	30.03	79.8
row 2	Reference:	0.44		
	Tolerance:	+/- 4.00		
	Result:	-1.38		
row 3	Reference:	-0.98		
	Tolerance:	+/- 4.00		
	Result:	-0.81		
<hr/>				
row 1	Reference:	0.17	20.54	109.6
	Tolerance:	+/- 4.00	+/- 2.05	+/- 10.0
	Result:	-0.41	22.25	109.8
row 2	Reference:	-1.21		
	Tolerance:	+/- 4.00		
	Result:	-1.49		
row 3	Reference:	0.27		
	Tolerance:	+/- 4.00		
	Result:	-0.67		
<hr/>				
row 1	Reference:	-0.28	18.99	129.4
	Tolerance:	+/- 4.00	+/- 1.90	+/- 10.0
	Result:	-0.62	20.05	129.6
row 2	Reference:	-1.29		
	Tolerance:	+/- 4.00		
	Result:	-1.00		
row 3	Reference:	-0.16		
	Tolerance:	+/- 4.00		
	Result:	-0.65		

Tabla 4: Resultados obtenidos para el control del ruido

La Tabla 5 muestra los resultados de homogeneidad obtenidos para las tres tensiones (80, 110 y 130 kV) en los tres cortes analizados. Se indica el valor promedio del número CT del ROI central (Mean Center) y las diferencias obtenidas con los ROI periféricos (a 3hs, 6hs, 9hs y 12hs). Como anteriormente, se informan los valores de referencia, las tolerancias y los resultados obtenidos.

Todos los resultados (ruido y homogeneidad) obtenidos están dentro de los rangos de tolerancia establecidos.

ROI		Mean center	Diff. 3	Diff. 6	Diff. 9	Diff. 12
<b>80.0 [kV]</b>						
row 1	Reference [HU]:	-0.89	2.00	1.82	3.05	2.22
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	-0.86	1.94	1.97	1.47	1.31
row 2	Reference [HU]:	0.37	0.88	1.00	0.52	0.22
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	-0.10	1.15	0.76	0.14	0.65
row 3	Reference [HU]:	-0.17	1.37	1.41	1.35	0.92
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	0.27	0.43	0.06	-0.21	-0.56
<b>110.0 [kV]</b>						
row 1	Reference [HU]:	0.24	0.14	0.38	-0.42	0.10
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	-1.48	1.75	1.03	0.99	1.43
row 2	Reference [HU]:	-0.03	0.27	0.43	-0.28	0.26
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	0.43	-0.44	-0.29	-0.50	-0.01
row 3	Reference [HU]:	-0.49	0.24	0.60	0.74	0.46
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	-0.54	0.35	-0.08	0.03	-0.65
<b>130.0 [kV]</b>						
row 1	Reference [HU]:	0.01	0.21	0.22	-0.38	-0.46
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	-1.00	0.80	0.65	0.22	0.68
row 2	Reference [HU]:	-0.88	0.46	0.77	0.16	0.66
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	-0.85	0.96	0.85	0.72	0.33
row 3	Reference [HU]:	-0.85	0.57	0.41	-0.06	-0.05
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	-0.87	0.15	-0.11	-0.00	-0.61

Tabla 5: Resultados obtenidos para el control de la homogeneidad

**c) Exactitud de desplazamiento de la camilla**

Esta prueba se realizó con una regla graduada, moviendo la camilla en los dos sentidos (hacia los pies y la cabeza) y se comprobó el correcto desplazamiento con la indicación dada por el equipo. Sobre un rango de 300 mm, todas las medidas fueron conformes a las recomendaciones.

**d) Control de los láseres y coincidencia entre indicadores luminosos y plano irradiado**

Se realiza una adquisición de 130 kV, 80 mA, con un corte de 1 mm. Utilizando los indicadores posicionados en los bordes del maniquí, se desplaza la camilla hasta encontrar la posición óptima en el cual se ven el pin largo y el pin

## Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

ancho lo más cerca posible. La Ilustración 46 presenta los resultados obtenidos antes (izquierda) y después (derecha) de desplazar la camilla de 2mm (Tolerancia de 2mm).

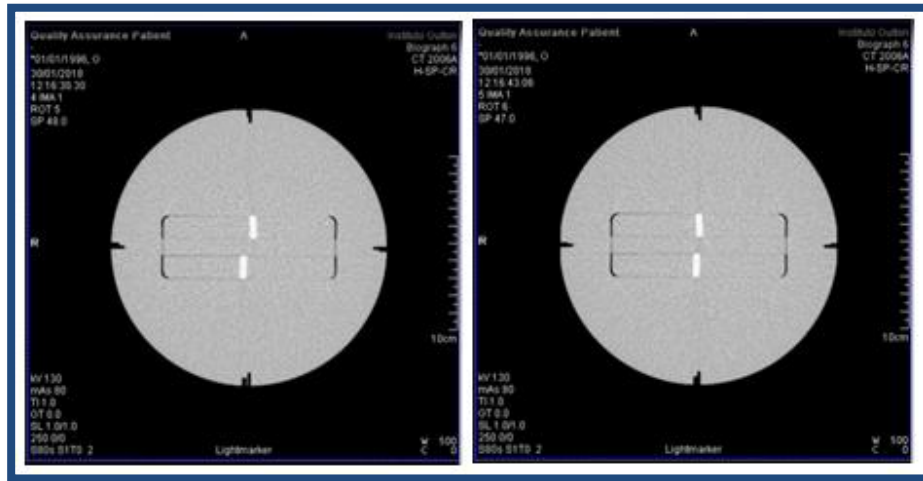


Ilustración 46: Izq: sin corrección, Der: con desplazamiento

### e) Resolución axial (espesor de corte)

El sistema propone una serie de adquisiciones (130 kV, 80 mAs) para diferentes configuraciones del CT (espesores nominales de corte entre 0,5 mm y 10 mm). Algunas de las imágenes están presentadas en la Ilustración 47.

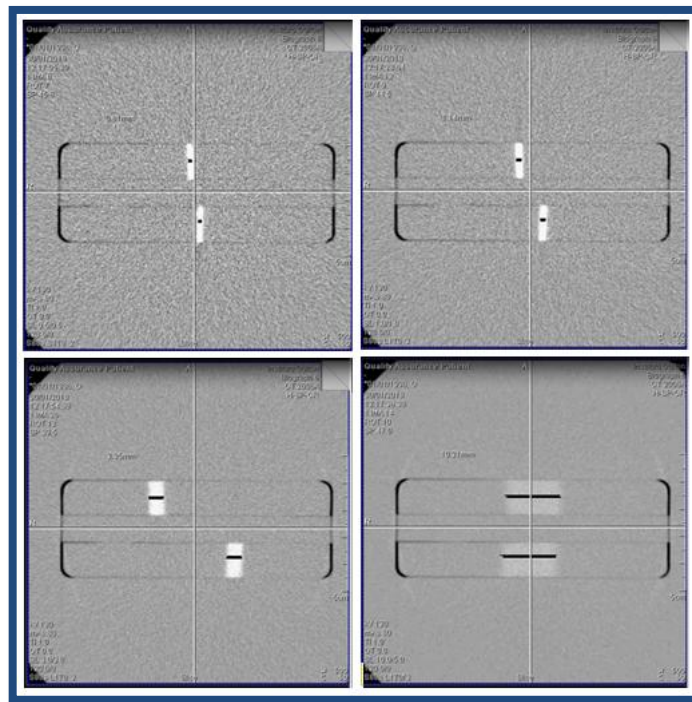


Ilustración 47: Ejemplos de análisis del espesor de corte para diferentes espesores

La Tabla 6 resume los valores obtenidos así como los valores de referencia y los valores de tolerancia. Todos los resultados obtenidos están dentro de las tolerancias establecidas.

	Nominal [mm]	0.50	1.00	1.00	10.00	2.00	3.00
row 1	Reference [mm]	0.56	1.42	1.08	9.77	2.05	3.07
	Tolerance [mm]	+/- 0.25	+/- 0.50	+/- 0.50	+/- 1.00	+/- 0.50	+/- 0.50
	Result [mm]	0.55	1.35	1.14	10.21	2.09	3.05
row 2	Reference [mm]	0.62		1.27		2.17	3.11
	Tolerance [mm]	+/- 0.25		+/- 0.50		+/- 0.50	+/- 0.50
	Result [mm]	0.59		1.20		2.16	3.11
row 3	Reference [mm]	0.54		1.23		2.23	3.22
	Tolerance [mm]	+/- 0.25		+/- 0.50		+/- 0.50	+/- 0.50
	Result [mm]	0.59		1.15		2.18	3.27
row 4	Reference [mm]	0.61		1.23		2.19	3.30
	Tolerance [mm]	+/- 0.25		+/- 0.50		+/- 0.50	+/- 0.50
	Result [mm]	0.63		1.27		2.27	3.30
row 5	Reference [mm]	0.64		1.24		2.11	3.07
	Tolerance [mm]	+/- 0.25		+/- 0.50		+/- 0.50	+/- 0.50
	Result [mm]	0.56		1.27		2.17	3.14
row 6	Reference [mm]	0.55		1.13		1.97	2.93
	Tolerance [mm]	+/- 0.25		+/- 0.50		+/- 0.50	+/- 0.50
	Result [mm]	0.61		1.14		1.98	2.95

Tabla 6: Resultados obtenidos para el control de espesor de corte

### f) Resolución espacial

Como se explicó en el capítulo anterior, la resolución espacial se puede cuantificar con el cálculo de la función de transferencia de modulación (MTF). Por lo tanto, se realizó la adquisición del módulo del maniquí de QA Siemens que contiene un hilo metálico (Ilustración 48).

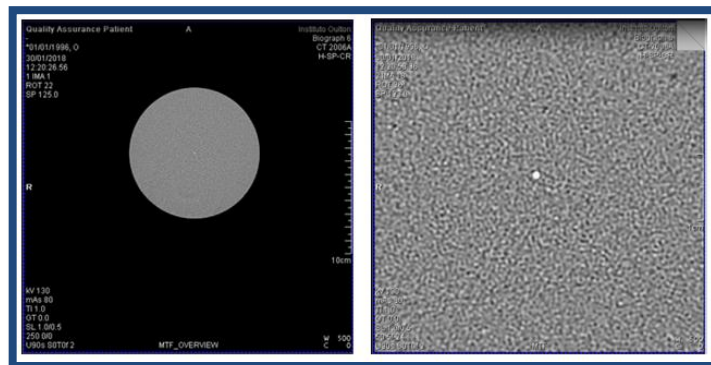


Ilustración 48: Imágenes utilizadas para el cálculo de la MTF

## Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

La resolución se mide en tres cortes adyacentes y los resultados se presentan en una tabla donde la resolución está expresada en par de líneas por cm. Se informan los valores de la MTF a 50%, 10% y 2%. Como presentado en la Tabla 7, todos los resultados están dentro de las tolerancias.

	50%	10%	2%
<b>wire in plastics; 3x1mm; U90s</b>			
<b>Reference [lp/cm]:</b>	<b>9.85</b>	<b>13.37</b>	<b>15.19</b>
<b>Tolerance [lp/cm]:</b>	<b>+/- 0.99</b>	<b>+/- 1.34</b>	<b>+/- 1.52</b>
row 1	9.56	13.45	15.24
row 2	10.11	13.40	15.46
row 3	9.81	13.70	15.58

Tabla 7: Resultados de los valores de MTF

## 4. Control de calidad del equipo híbrido PET/CT

### a) Registro de las imágenes

El análisis de la fusión de las dos modalidades de imágenes PET y CT se realizó en la consola de tratamiento de imágenes. Se visualizó en las tres direcciones y en 3D. Se comprobó que no había desplazamientos mayores al mm (Ilustración 49).

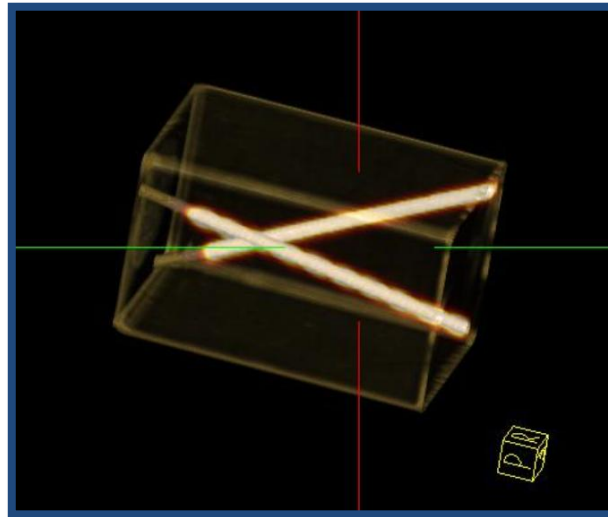


Ilustración 49: Vista en 3D del registro de las imágenes

## Capítulo 4: Controles adicionales

Es importante para completar este trabajo sobre el control de calidad en PET-CT mencionar algunas pruebas que se realizan con frecuencia trimestral o anual y para las cuales se necesitan maniqués particulares.

Para la realización de las pruebas adicionales del PET, uno de los protocolos más adoptado es el protocolo NEMA.

En lo que concierne al CT, dos pruebas adicionales pueden ser destacadas: la resolución a bajo contraste y la linealidad del número CT con las densidades electrónicas.

Para cada modalidad, se presentará el material necesario a la realización de estos controles y se detallarán los protocolos y procedimientos del PET y del CT.

Las pruebas presentadas a continuación se realizan bajo la responsabilidad del físico médico.

## 1. Controles adicionales para PET

Los maniqués utilizados para las pruebas de caracterización se presentan en la Ilustración 50, se pueden ver:

- A) Fuente puntual insertada en un capilar y suspendida en el aire para medir la resolución tomográfica,
- B) Fuente lineal recubierta de cilindros de aluminio para la medida de la sensibilidad,
- C) Maniqué cilíndrico para la medida de la fracción de dispersión y de los sucesos en función de la actividad y
- D) Maniqué de calidad de imagen junto al de dispersión, que simula el cuerpo de un paciente.

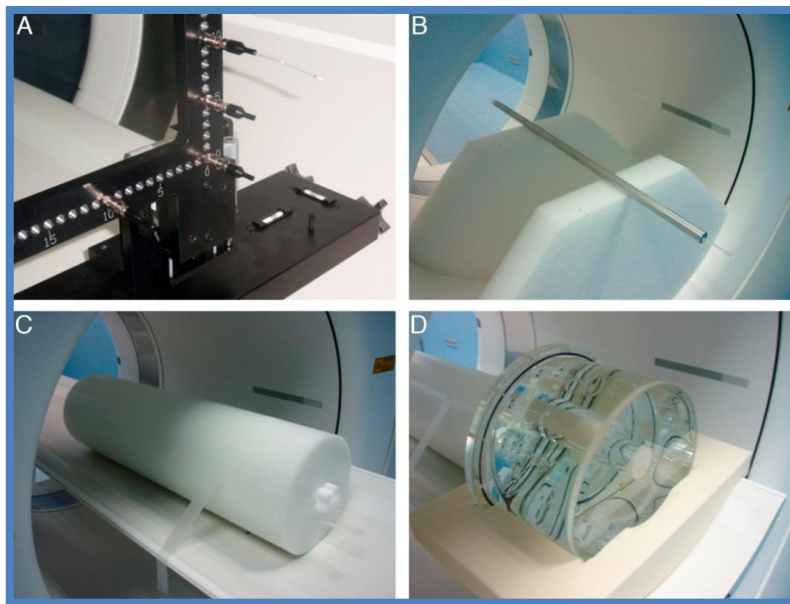


Ilustración 50: Maniqués para la realización de las pruebas NEMA

### a) Calidad de imagen, precisión de correcciones de atenuación y dispersión y de la cuantificación

#### ➤ Objetivo de la prueba

Evaluar la estabilidad de la calidad de la imagen PET y controlar la constancia de los parámetros de calidad de imagen: uniformidad, resolución espacial y concentración.

#### ➤ Material

Se utiliza el maniqué de calidad de imagen NEMA. Tiene un compartimento que simula un torso (Ilustración 51). En el maniqué hay 6 esferas de diámetro interno de 1,0 cm, 1,3 cm, 1,7 cm, 2,2 cm, 2,8 cm y 3,7 cm. Dispone de un ci-



lindro (con un diámetro interno de 50 mm y de la misma longitud que el maniquí) centrado en el compartimento y relleno con un material de bajo número atómico para simular la atenuación del pulmón (densidad media  $0,3 \text{ g/cm}^3$ ). Con el fin de simular la actividad fuera del campo de visión, se utiliza el maniquí de dispersión de 70 cm de longitud.

El maniquí de cuerpo se rellena con una solución radioactiva de  $5.3 \text{ kBq/mL}$  de  $^{18}\text{F}$ . Las 2 esferas mayores se rellenan con agua para simular lesiones frías y las 4 menores con actividades respecto al fondo de 8:1, 4:1 y 2:1 (para cada adquisición). La fuente lineal del maniquí de dispersión se relleno con  $116 \text{ MBq}$  de  $^{18}\text{F}$  ( $5.3 \text{ kBq/mL}$ ).

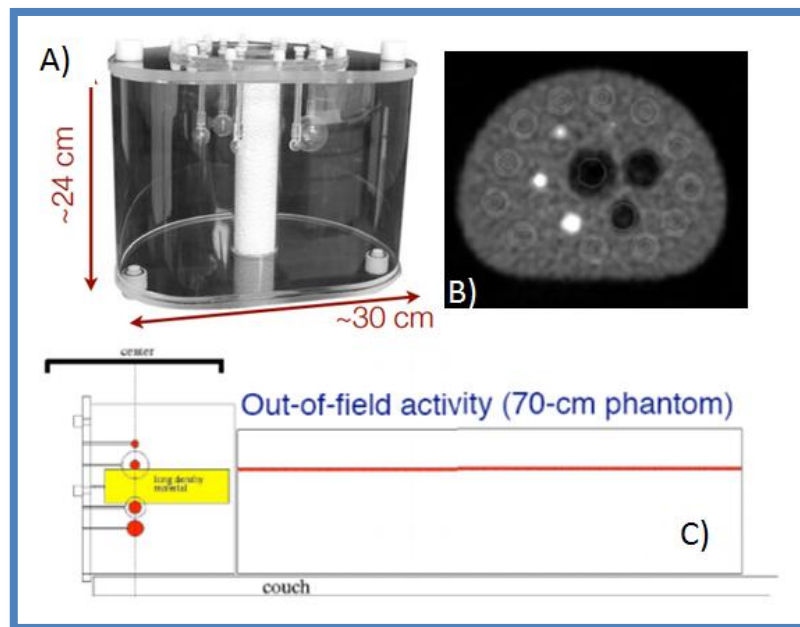


Ilustración 51: A) Maniquí de torso NEMA, B) Posición de los ROIs, C) set-up de mediciones.

### ➤ Procedimiento

La adquisición se realiza utilizando el protocolo de cerebro. Para la reconstrucción, se aplican todas las correcciones (normalización, eventos dispersos y aleatorios, tiempo muerto y atenuación).

El análisis de la imagen se realiza en el corte que incluye a las esferas. Se dibuja una ROI en cada una de las esferas y 12 ROIs de mismo tamaño que cada esfera en el fondo del maniquí. Se repiten estas 12 ROIs en los cortes -2 cm, -1 cm, +1 cm, +2 cm alrededor del corte central. El promedio de los valores dados por los 60 ROIs determina el valor promedio de fondo para cada tamaño de esfera.

Se determinaron los porcentajes de contraste de las esferas calientes  $Q_H$  y de las esferas frías  $Q_C$  a partir del valor medio de la ROI en cada esfera caliente  $C_H$ , el valor medio de la ROI en cada esfera fría  $C_C$ , las concentraciones de radioactividad en las esferas calientes  $A_H$  y en el fondo  $A_B$  como descrito en las ecuaciones siguientes.

$$Q_H = 100 \times \frac{\left(\frac{C_H}{C_B} - 1\right)}{\left(\frac{A_H}{A_B} - 1\right)}$$

Ecuación 6: Porcentaje de contraste esfera caliente

$$Q_C = 100 \times \left[1 - \frac{C_C}{C_B}\right]$$

Ecuación 7: Porcentaje de contraste esfera fría

El porcentaje de variabilidad del fondo para cada esfera se evalúa a partir de la desviación típica de las 60 ROIs de fondo del tamaño de la esfera SD y el valor medio de fondo  $C_F$ .

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^{60} (C_{B,k} - C_B)^2}{59}}$$

Ecuación 8: Porcentaje de variabilidad del fondo

Para el control de la exactitud de las correcciones de dispersión y atenuación, se dibuja un ROI de 3cm de diámetro centrada en el cilindro simulando el pulmón y se evalúa el valor medio en todos los cortes. Para cada corte  $i$ , la exactitud de las correcciones se expresa por el porcentaje de la desviación relativa:

$$\Delta Q_{C_{pulmón}} = 100 \times \left[\frac{C_{pulmón}}{C_B}\right]$$

Ecuación 9: Exactitud de las correcciones

El análisis de la uniformidad (Ecuación 10) se realiza utilizando un volumen de interés (VOI) de 2 cm de diámetro en la zona homogénea y se calcula a partir de los valores máximo  $C_{max}$  y mínimo  $C_{min}$  de los vóxeles dentro del VOI.

$$U = 100[C_{max} - C_{min}]/[C_{max} + C_{min}]$$

Ecuación 10: Análisis de la uniformidad

La exactitud de la concentración de la actividad se determinó comparando la actividad conocida del maniquí  $A_{ref}$  con el valor promedio  $A_{med}$  medido en el VOI utilizado para la uniformidad (Ecuación 11).

$$\Delta A_j = 100 (A_{med} - A_{ref}) / A_{ref}$$

Ecuación 11: Exactitud de la concentración de la actividad

➤ **Tolerancias**

Los valores obtenidos no deben variar significativamente de los de referencia.

**e) Resolución espacial**

➤ **Objetivo de la prueba**

Evaluar la capacidad del equipo para detectar la lesión mínima en las imágenes de los estudios. Se mide la resolución tomográfica en aire que representa la resolución máxima alcanzable por el sistema.

➤ **Material**

Maniquí NEMA para la resolución espacial que permite suspender tres fuentes puntuales de  $^{18}\text{F}$  en el aire, colocándolas según dos disposiciones: una en el eje axial en el centro del FOV y otra alejada del centro del campo axial. Las coordenadas en dirección transaxial de las fuentes son, en cm,  $\{x=0, y=1\}$ ,  $\{x=0, y=10\}$  y  $\{x=10, y=0\}$  (Ilustración 52).

La actividad necesaria es de 5 mCi/mL (alrededor de 185 MBq/mL) en una jeringa de 3 a 5 mL.

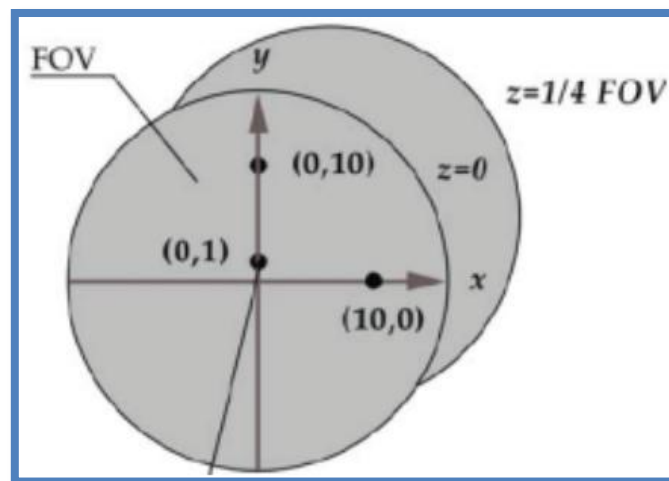


Ilustración 52: Posición de las fuentes puntuales para medir la resolución espacial.

➤ **Procedimiento**

Se realiza una adquisición para cada disposición de fuente con por lo menos 100.000 cuentas para cada punto. La imagen se reconstruye con un reordenamiento FORE (fourier rebinning) y retroproyección (FBP) con filtro rampa en una matriz de 400 x400 píxeles, con tamaño de píxel inferior a la anchura a mitad de altura (FWHM) esperada. Se determina la anchura a mitad de altura (FWHM) y a un décimo de altura (FWTM) de la función de dispersión de punto en las 3 direcciones (radial, tangencial y axial).

➤ **Tolerancias**

Los valores obtenidos no deben ser peores que los especificados por el fabricante y FWTM/FWHM debe estar entre 1.8 y 2. Y la  $FWHM_{calculada}$  debe ser inferior a la  $FWHM_{esperada}$ .

**f) Sensibilidad**

➤ **Objetivo de la prueba**

Determinar la tasa de eventos verdaderos por unidad de concentración de la actividad en una configuración estándar de la fuente.

➤ **Material**

Fantoma NEMA para sensibilidad (Ilustración 53) constituido de un tubo cilíndrico de polietileno de 70 cm de longitud con diámetros interno de 1 mm y externo de 3 mm, relleno con una solución de 5 MBq de  $^{18}\text{F}$ , e insertado en 5 cilindros de aluminio de la misma longitud, de 1.25 mm de espesor de pared y diámetros internos de 3.9, 7, 10.2, 13.4 y 16.6 mm.

La actividad elegida es baja para permitir mantener la tasa de coincidencias aleatorias inferior a 5% y las pérdidas por tiempo muerto inferior al 1%.

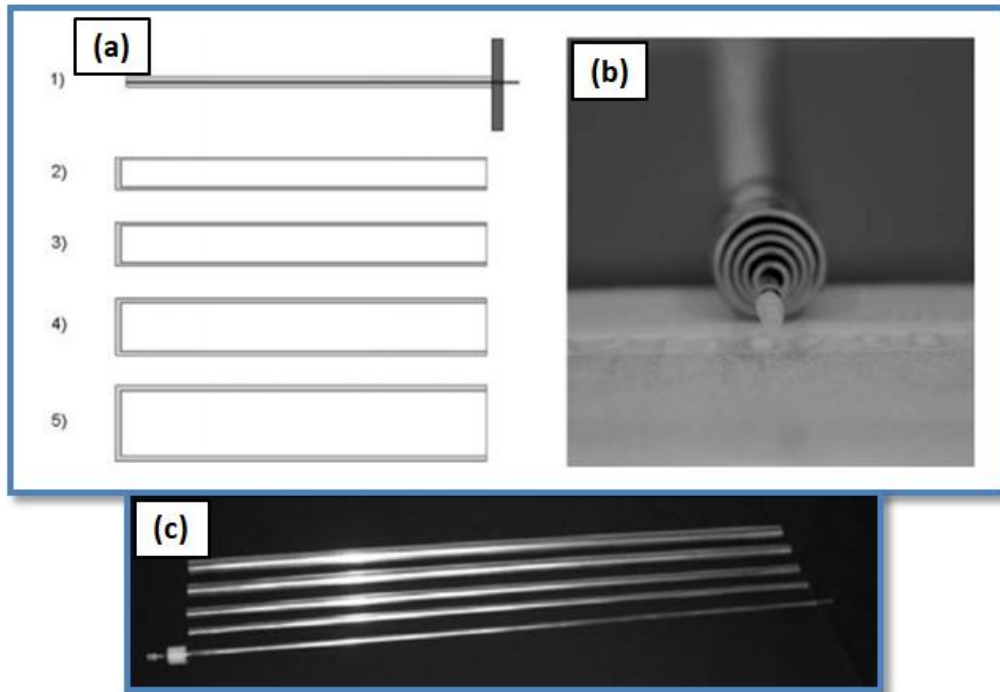


Ilustración 53: Maniquí utilizado para el test de sensibilidad. a) Esquema, b) Vista frontal, c) Vista lateral

➤ **Procedimiento**

El tubo se ubica en el centro del FOV, suspendido en el aire paralelo al eje del PET y se realiza 5 medidas sucesivas de 300 s, quitando o agregando sucesivamente los cilindros. Los eventos verdaderos se corrigen por la desintegración de la fuente de  $^{18}\text{F}$  y se representa el número de eventos en función del espesor de absorbente. Se ajusta a una función exponencial para obtener por extrapolación la tasa de eventos sin material absorbente.

Se realizan las mediciones al centro del FOV y a 10 cm.

La sensibilidad se calcula como el cociente de este valor con la actividad de la fuente.

➤ **Tolerancias**

El valor obtenido de sensibilidad no puede ser peor que el especificado por el fabricante y debe ser superior al 0.95 del valor de referencia.

**g) Medida de la fracción de dispersión, fracción de pérdidas y aleatorios**

➤ **Objetivo de la prueba**

Medir la sensibilidad relativa a los fotones dispersos y evaluar los efectos del tiempo muerto y la generación de eventos aleatorios.

La actividad inicial de la fuente debe ser suficiente para medir el pico de la tasa equivalente al ruido NECR (noise equivalent count rate).

La fracción de dispersión SF debe ser evaluada con una actividad baja para tener un tiempo muerto y una tasa de eventos aleatorios insignificantes.

➤ **Material**

Maniquí de polietileno de 70 cm de longitud (diámetro externo de 20.3 cm) con una fuente lineal plástico de  $^{18}\text{F}$ , que se inserta en un agujero situado a 4.5 cm del eje y paralelo al mismo (Ilustración 54). La actividad inicial de la fuente es de alrededor de 1000 MBq.

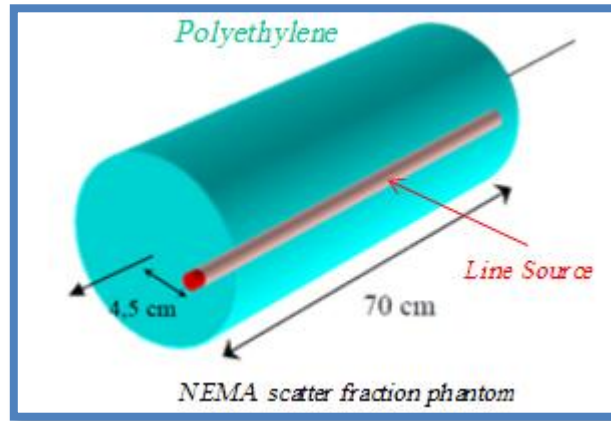


Ilustración 54: Maniquí de polietileno con su fuente lineal.

➤ **Procedimiento**

Posicionar el maniquí arriba de la camilla para que tenga el inserto de la fuente en posición 6 hs y el otro hueco en posición 12 hs y moverlo hasta posicionarlo en el FOV. Verificar el correcto centrado del maniquí y su correcto alineamiento en el plano axial (Ilustración 55). Adelantar la camilla para que el maniquí esté adentro del FOV.

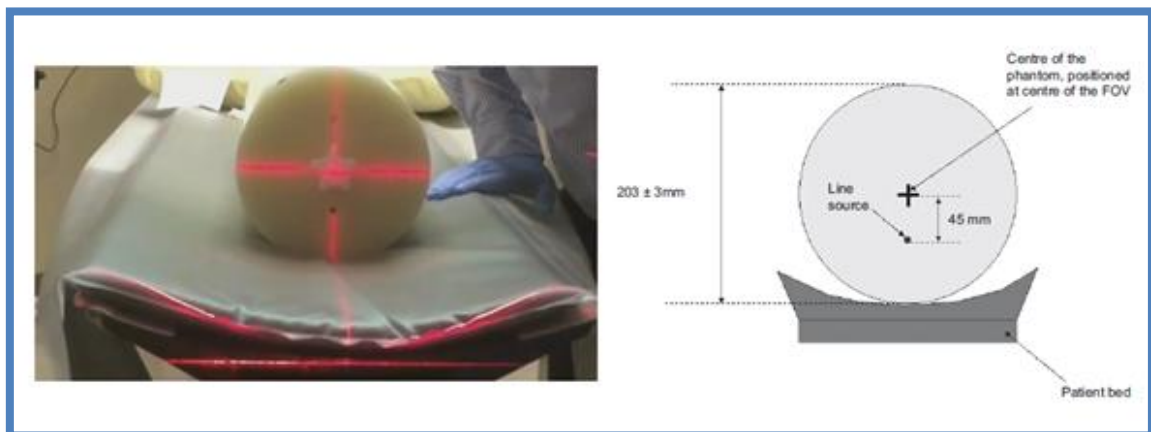


Ilustración 55: Posicionamiento del maniquí.

## Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

Preparar una fuente de 1000 MBq en el volumen determinado (alrededor de 4.8 cc) y anotar la hora. Llenar el tubo hasta la marca que corresponde a los 70 cm de largo del maniquí. Cerrar el tubo con pasta (Ilustración 56).

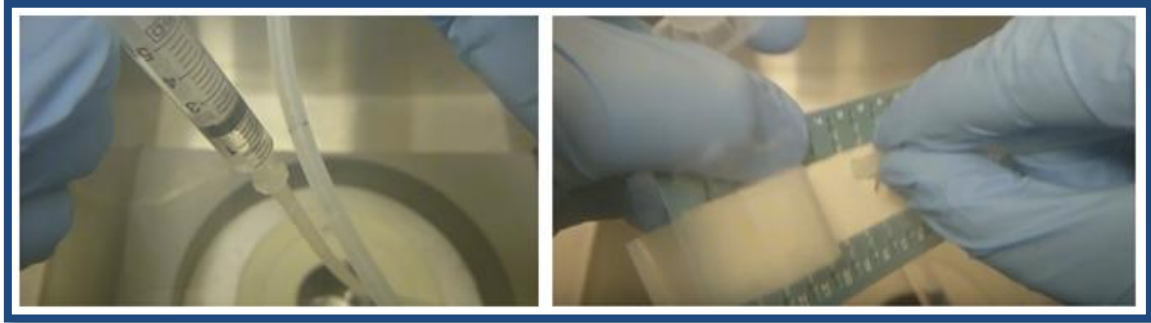


Ilustración 56: Llenado del tubo de plástico hasta la marca y cerrado

Posicionar la fuente lineal. Registrar un paciente y entrar los datos de actividad así que la hora de medición. Realizar directamente el estudio de PET.

Se adquieren 45 imágenes de 600 s cada 1200 s (exploración total de unas 15 hs). Se usa una ventana de coincidencia retrasada para medir los sucesos aleatorios y se suavizan antes de realizar la sustracción (para incluir los eventos aleatorios debidos a la radioactividad intrínseca de los cristales de LSO).

Los datos se adquieren a diferentes intervalos de tiempo para tener un decaimiento de la radioactividad y la variación del conteo (verdaderos, difusos, aleatorios y NECR) son representados en función de la radioactividad presente. Los diferentes valores se evalúan como se detalla a continuación:

- La cantidad de eventos verdaderos (true events count)  $C_t$  se define a partir de la cantidad de eventos totales  $C_{Tot}$ , de eventos difusos  $C_s$  y de eventos aleatorios  $C_R$ .

$$C_t = C_{Tot} - C_R - C_s$$

Ecuación 12: Cantidad de eventos verdaderos

- la fracción de eventos difusos (scatter fraction) SF en un corte  $i$  se define a partir de la cantidad de eventos difusos  $C_s$  y verdaderos  $C_t$

$$SF_i = \frac{C_s}{C_t + C_s}$$

Ecuación 13: Fracción de eventos difusos

- la tasa de eventos aleatorios (random count rate)  $R_R$  en un corte  $i$  se calcula a partir de la tasa de eventos totales  $R_{Tot}$ , de eventos verdaderos  $R_t$  y de la fracción de eventos difusos  $SF_i$

$$R_{R_i} = R_{Tot} - \left[ \frac{R_t}{1 - SF_i} \right]$$

Ecuación 14: Tasa de eventos aleatorios

- El porcentaje de conteo perdido por tiempo muerto (percent dead time count loss)  $\%_{DT}$  se evalúa a partir de la tasa de eventos verdaderos  $R_t$  y de la tasa de eventos extrapolados  $R_{Extrapolated}$  a partir de los datos a baja actividad

$$\%_{DT} = 100 \times 1 - \frac{R_t}{R_{extrapolated}}$$

Ecuación 15: Porcentaje de conteo perdido por tiempo muerto

- El parámetro NECR se calcula a partir de la tasa de eventos verdaderos ( $R_{t,i,k}$ ), totales ( $R_{Tot,i,k}$ ) y aleatorios ( $R_{R,i,k}$ ) en el plano  $i$  de la adquisición  $k$  según la Ecuación 16. El parámetro  $k$  depende de los 2 posibles tratamientos de los eventos aleatorios:  $k=1$  si la sustracción de los sucesos aleatorios se realiza en tiempo real, y  $k=0$  si los sucesos adquiridos incluyen los aleatorios, en cuyo caso, se realiza la sustracción a posteriori.

$$NECR_{i,k} = (R_{t,i,k})^2 / (R_{Tot,i,k} + k R_{R,k})$$

Ecuación 16: Calculo del NECR, plano  $i$ , adquisición  $k$

### ➤ Tolerancias

Los valores de la fracción de dispersión (SF), del pico NECR y de la concentración de actividad correspondiente no deben ser peores que los especificados por el fabricante. Establecidos los valores de referencia, la tolerancia para la fracción de dispersión es:  $SF_{medida} < 1.05 SF_{esperada}$ .



#### h) Exactitud de las correcciones de eventos aleatorios y pérdidas de eventos por tiempo muerto

##### ➤ Objetivo de la prueba

Verificar que el sistema aplica de manera correcta las correcciones a los datos adquiridos.

##### ➤ Material

Mismo dispositivo que el utilizado en la prueba anterior.

##### ➤ Procedimiento

Se realiza la reconstrucción de las imágenes adquiridas en la prueba anterior aplicando todas las correcciones, incluyendo las de tiempo muerto y eventos aleatorios.

Se utiliza una ROI circular de 36 cm de diámetro, centrada en el maniquí. Para cada corte  $i$  y adquisición  $k$ , se evalúa la tasa de eventos a partir de la cantidad de eventos  $C_{ROI,i,k}$  y el tiempo de la adquisición  $T_{adq,k}$ .

$$R_{ROI,i,k} = C_{ROI,i,k} / T_{adq,k}$$

Ecuación 17: Evaluación de la tasa de eventos

La tasa de conteo extrapolado  $R_{Extra,i,k}$  se obtiene a partir del promedio de las 3 medidas con menor actividad ( $k=1,2$  y  $3$ ) según la Ecuación 18 donde  $A_{ave,k}$  es la actividad media en la adquisición  $k$ .

$$R_{Extra,i,k} = (1/3) A_{ave,i,k} \sum_k R_{ROI,i,k} / A_{ave,k}$$

Ecuación 18: Calculo de la tasa de conteo extrapolado

La desviación relativa de la tasa de conteo se determina según la Ecuación 19. Se registra el valor máximo de la desviación para la actividad igual o inferior a la concentración del pico NECR determinado en la prueba anterior.

$$ER_{i,k} = 100(R_{ROI,i,k} - R_{Extra,i,k}) / R_{Extra,i,k}$$

Ecuación 19: Calculo de la desviación relativa de la tasa de conteo

##### ➤ Tolerancias

- El valor de la desviación relativa de conteo no debe ser peor que el especificado por el fabricante y
- $ER_{medido} < 1.05 ER_{esperado}$

### i) Resolución en energía

#### ➤ **Objetivo de la prueba**

Verificar el correcto funcionamiento de los fotomultiplicadores

#### ➤ **Material**

Fuente puntual de  $^{18}\text{F}$  (con pérdidas por tiempo muerto y eventos aleatorios menores que 5%) situada en el centro del FOV, suspendida en aire.

#### ➤ **Procedimiento**

Se deben adquirir por lo menos 10.000 eventos en el pico del espectro energético.

La resolución en energía se define como la anchura a mitad de altura (FWHM) del fotopico, referida a la energía de 511 keV.

#### ➤ **Tolerancias**

- El valor de la resolución en energía no debe ser peor que el especificado por el fabricante.
- $RE_{\text{medida}} < 1.05 RE_{\text{esperada}}$

## 2. Controles adicionales para CT

### a) Resolución de contraste

#### ➤ Objetivo de la prueba

Evaluar la capacidad del sistema para revelar las diferencias entre el nivel de gris o brillo de dos regiones adyacentes en la imagen, es decir las diferencias sutiles en la composición de los distintos tejidos.

#### ➤ Material

Maniquí Siemens dedicado CT, módulo de bajo contraste (Ilustración 57, izquierda).

#### ➤ Procedimiento

La detectabilidad a bajo contraste depende fuertemente del ruido (dosis y espesor de corte) y del filtro de reconstrucción empleado. Por esa razón, la adquisición de las imágenes se realizó siguiendo las indicaciones del fabricante. Se evalúa la diferencia de contraste entre los pins y el área alrededor (Ilustración 57, derecha). Tiene que ser de  $6 \text{ UH} \pm 1 \text{ UH}$  ( $0.6\% \pm 0.1\%$ ).

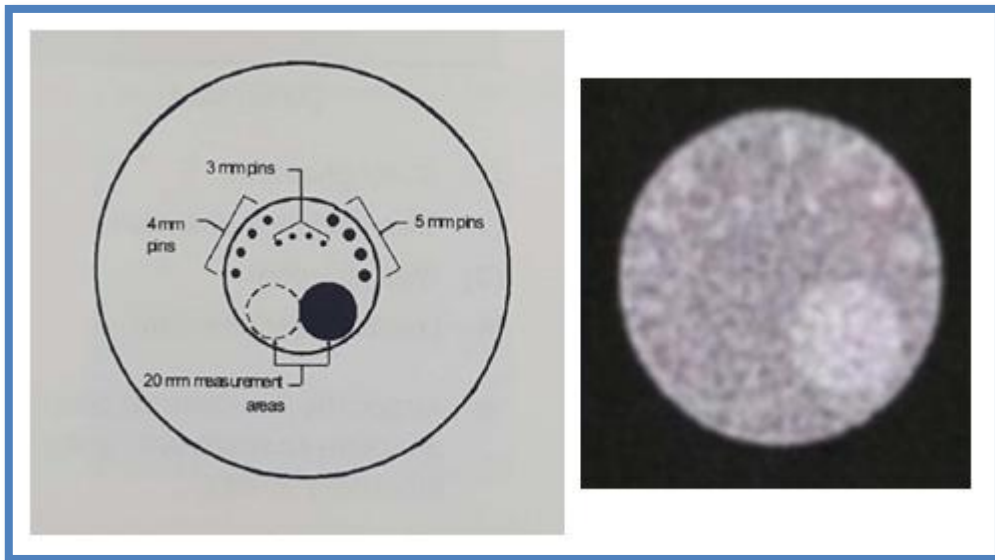


Ilustración 57: Módulo de bajo contraste e imagen correspondiente

#### ➤ Tolerancias

Objetos de 3.5 mm y 3% de contraste deben ser visibles

### b) Calibración de las unidades Hounsfield

#### ➤ **Objetivo de la prueba**

Comprobar la linealidad de los números CT con insertos de materiales de diferentes coeficientes de atenuación (o densidades electrónicas) conocidos.

#### ➤ **Material**

Maniquí con insertos de densidades electrónicas conocidas tipo CIRS.



Ilustración 58: Maniquí CIRS

#### ➤ **Procedimiento**

Se realiza la adquisición del maniquí y se posiciona una ROI en el interior de cada inserto. Se anota el valor medio de número CT. Para cada material y energía efectiva del haz utilizado, se representan los valores medios de número CT en función del coeficiente de atenuación.

#### ➤ **Tolerancias**

La diferencia entre el valor del número CT medido y el de referencia no debe superar:

- $\pm 20$  UH para el aire
- $\pm 20$  UH para el teflón o material equivalente al hueso
- $\pm 6$  UH para el PMMA
- $\pm 5$  UH para el polietileno
- $\pm 4$  UH para el agua.

## Conclusiones

El uso de los tomógrafos por emisión de positrones (PET) y más particularmente de los equipos híbridos PET/CT ya está incorporado en la rutina clínica de los servicios de Medicina Nuclear y el control de calidad de estos equipos por el físico médico es fundamental.

Varios organismos internacionales, como la IAEA o la NEMA, propusieron recomendaciones sobre los controles necesarios, su periodicidad o los valores de aceptación pero es de gran importancia que el físico médico responsable cree su propio programa de garantía de calidad.

Los equipos actuales incluyen en el software, además de los protocolos de adquisición para los pacientes, protocolos de calidad que permiten evaluar parámetros técnicos del equipo (tanto PET como CT) y verificar que las correcciones aplicadas durante la reconstrucción de las imágenes sean correctas.

Las pruebas propuestas por la IAEA o la NEMA son relativamente sencillas de realizar pero algunas requieren maniqués caros, disponibilidad de los equipos (tiempos de adquisiciones muy largos) y material radioactivo ( $^{18}\text{F}$ ) con elevado costo y difícil de conseguir en concentraciones y horas determinadas. Por lo tanto, el planteo de un programa de garantía de calidad eficiente y optimizado en función de las disponibilidades (tanto humanas como materiales) parece un verdadero desafío.

Por otra parte, para la realización de los estudios PET, se inyecta un marcador radioactivo al paciente por lo cual es imprescindible incluir en el programa de garantía de calidad, los controles del activímetro con lo cual se va a medir la actividad del marcador.

Este trabajo se concentró en tres aspectos principalmente:

- Reforzar los controles de calidad existentes, redactando protocolos de procedimientos para uniformizar las prácticas y poniendo en marcha un sistema de registro eficiente informatizado (a través de planillas Excel) para un análisis más rápido de los resultados obtenidos y una detección precoz de cualquier deriva del equipo. Se estableció un plan de programa de calidad en lo que concierne:

- El activímetro (controles diarios, semestrales, anuales)
- El PET (controles diarios y mensuales)
- El CT (controles diarios y mensuales)
- El PET/CT con el registro de las imágenes (control trimestral)

- Concientizar todos los miembros del servicio sobre la importancia de la realización y del análisis de los controles realizados ya que cualquier cambio en

las performances del equipo puede alterar las imágenes obtenidas e influenciar las decisiones tomadas por el cuerpo médico. Además la mejoría en la calidad de las imágenes permite una reducción de la dosis administrada al paciente durante el estudio. Finalmente, la garantía de calidad permite la intercomparación veraz de resultados entre centros, tanto a nivel nacional como internacional.

- Proponer una serie de pruebas adicionales a realizar de manera anual con maniqués no disponibles en el servicio y requiriendo tiempos de adquisiciones más largos y/o material radioactivo en alta actividad.

Estas pruebas adicionales tienen que ser coordinadas con anticipación ya que los maniqués necesarios y el personal (físico médico) formado para sus correctas realizaciones son poco disponibles en Argentina.

## Bibliografía y Referencias

### LIBROS, INFORMES y MANUALES

- Illanes L y Etcheverry ME, « Física de la medicina nuclear, introducción al control y verificación de los equipos. Una guía práctica », Libros de cátedra, Facultad de Ciencias Exactas, Universidad nacional de la Plata, Ed. Edulp.
- Saha GB, “Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations”, DOI 10.1007/978-1-4419-0805-6\_6, Springer Science + Business Media, LLC 2010.
- Center for Evidence-based Purchasing, NHS, Report 05071, “Siemens Somatom Sensation Open CT scanner technical evaluation”, Nov. 2005
- Siemens AG, “Biograph TruePoint PET-CT, System specifications”, Order No. A91MI-10114-3T-7600, 2008
- Siemens AG, “Inside Biograph TruePoint PET/CT”, Order No. A91MI-10113-3C-7600, 2009
- Alfanuclear s.a.i y c., “Activímetro con cámara de ionización ACTusb, Especificaciones”, 2017
- SFPM, “Controle de qualité et mesure des performances en TEP”, Rapport SFPM No24, 2008.
- SFMN, “Guide pour la rédaction de protocoles pour la TEP au  $^{18}\text{F}$ -FDG en oncologie”, Version 2, 2016
- SEFM-SEMNUM-SEPR, “Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear”, Ed. ADI, ISBN: 978-84-944186-2-4, 2015.
- Cardenas Solano AJ, “Estudio de los parámetros de calibración de activímetros en medicina nuclear”, Tesis de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Lima, Perú, 2006
- Núñez M, “Tomografía por emisión de positrones (PET): Fundamentos.”, Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR, Montevideo, Uruguay, 2008
- Chain Y, IllanesL, “Radiofármacos en medicina nuclear, Fundamentos y aplicación clínica”, Libros de cátedra, Facultad de Ciencias Exactas, Universidad nacional de la Plata, Ed. Edulp., 2015
- IAEA, « Quality Assurance for PET and PET/CT Systems », IAEA Human Health Series No1, 2009
- IAEA, “Planning a Clinical PET center”, IAEA Human Health Series No11, 2010
- IAEA, “Formation clinique des physiciens médicaux se spécialisant en médecine nucléaire”, Collection Cours No50, 2012.
- IAEA, “Diagnostic Radiology physics, A handbook for teachers and students”, ISBN 978-92-131010-1, 2014
- IAEA, “Nuclear Medicine Physics, A handbook for Teachers and Students”, ISBN 978-92-0-143810-2, 2014
- IAEA, “IAEA Resources in Dosimetry and medical radiation physics”, 2015
- IAEA, “Quality assurance for radioactivity measurement in nuclear medicine”, Technical reports series No454, 2006

- SEOR-SEMNiM-SEFM, “Recomendaciones para el uso de la PET-CT con  $^{18}\text{F}$ -FDG en la planificación de radioterapia”
- SEFM-SEPR-SERAM, “Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico”, ISBN 13: 978-84-87078-06-4, 2012
- ACR-AAPM, “ACR-AAPM technical standard for diagnostic medical physics performance monitoring of computed tomography (CT) equipment”, 2017

## REVISTAS

- Willegaignon J, Sapienza MT, Coura-Filho GB, Garcez AT, Alves CEGR, Cardona MAR, Gutterres RF, Buchpiguel CA. “Dose calibrator linearity test:  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  versus  $^{18}\text{F}$  radioisotopes”. *Radiol Bras.* 2015 Jan/Fev; 48(1):26–32.
- Brix G, Zaers J, Adam LE, Bellemann ME, Ostertag H, Trojan H, Haberkorn U, Doll J, Oberdorfer F and Lorenz WJ, “Performance Evaluation of a Whole-Body PET Scanner Using the NEMA Protocol, *J Nuc Med* 1997; 38:1614-1623
- Martí-Climent JM, Prieto E, Domínguez-Prado I, García-Velloso MJ, Rodríguez-Fraile M, Arbizu J, Vigil C, Caicedo C, Peñuelas I y Richter JA, “Aportación del tiempo de vuelo y de la modelización de la respuesta a una fuente puntual a las características de funcionamiento del tomógrafo PET/TAC Biograph mCT”, *Rev Esp Med Nucl Imagen Mol.* 2013;32(1):13–21.
- Martí-Climent JM, García-Velloso MJ, Serra P, Boán JF, Richter JA, “Tomografía por emisión de positrones con un equipo PET/TAC”, *Rev Esp Med Nucl*, 2005;24(1):60-79
- Kinahan PE, Fletcher JW, “PET/CT Standardized Uptake Values (SUVs) in Clinical Practice and Assessing Response to Therapy”, *Semin Ultrasound CT MR.* 2010 December ; 31(6): 496–505
- Ruiz Guijarro JA, Melgarejo Icaza M, Ossola Lentati G, Martín Jorge R, Ordovas Oromendía A, Kostvintseva, O, “Tómodos PET”, *Rev. Esp. Med. Nuclear* 2001, 7: 561-574
- Montoza Aguado M., Delgado García A., Ramírez Navarro A., Salgado García C., Muros De Fuentes M.A., Ortega Lozano S., Bellón Guardia M.E., Llamas Elvira J.M., “Control de calidad de activímetros”, *Rev Esp Med Nucl*, 2004;23(6):434-43
- Serna Macías JA, Izquierdo Fierros MC, “Física e instrumentación de la TET/TC”, *Anales de Radiología México* 2009;3:237-242.
- Zanzonico P, “Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review”, *J Nucl Med.* 2008 July ; 49(7): 1114–1131
- Nuñez NI, Benavides SO, Lopera W, “Programa estándar de control de calidad para un sistema de tomografía por emisión de positrones- tomografía computarizada (PET-CT) utilizado en la fundación Valle del Lili”, *IRPA 2013*, Rio de Janeiro, RJ, Brazil
- Cortés-Rodicio J, Sánchez-Merino G, García-Fidalgo MA, “jQC-PET, una macro de ImageJ para el análisis del control de calidad de un PET/CT”, *Rev Fis Med* 2015;16(3):11-18



## Implementación de un sistema de calidad en Medicina Nuclear para PET-CT

- Sharma SD, Prasad R., Shetye Bina, Rangarajan V., Deshpande D., Shrivastava S. K., and Dinshaw K. A., “Whole-body PET acceptance test in 2D and 3D using NEMA NU 2-2001 protocol”, J Med Phys. 2007 Oct-Dec; 32(4): 150–155.

## PRESENTACIONES

- Valda A, “Fundamentos del control de calidad en PET”, Taller teórico-práctico de medicina nuclear, Universidad nacional de San Martín, 24-27 de junio de 2013
- Mawlawi O, “PET/CT Technology Updates: Quality Assurance and Applications”, University of Texas, MD Anderson Cancer Center.
- Knesaurek K, “Overview of Existing QC protocols for PET System and proposed updates”, The Mount Sinai Medical Center, New York, USA, SNM 2008 Annual Meeting.
- Milliner M, “Controle qualité en médecine nucléaire”, Hopital Bichat, Paris, Enero 2013
- Kemp B, “PET/CT Performance Evaluation Techniques and Quality Assurance”, WE-SAMS-L100J-2
- Dahlbom M, Mawlawi O, “PET/CT QA and Acceptance Testing”, UCLA school of medicine, Los Angeles CA, MD Anderson Cancer Center, Houston TX
- IAEA, “Protección radiológica en PET/CT, Control de calidad, parte 11”, OIEA Material de capacitación en protección radiológica en PET/CT
- De Cabrejas ML, “Protección radiológica y garantía de calidad en PET y PET/CT”, Instrumentación e Imágenes, Comisión Nacional de Energía Atómica, Buenos Aires
- Mosconi SL, “Control de calidad en Medicina Nuclear”
- Dahlbom M, “PET/CT QC/QA”, División of nuclear medicine, David Gefen School of medicine at UCLA, Los Angeles


## PAGINAS WEB y VIDEOS

- “Siemens” [www.siemens.com/healthcare](http://www.siemens.com/healthcare) (enero 2018).
- “IAEA” <http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/about.html> y <http://nucleus.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/index.html> (diciembre 2017)
- “CT for Nuclear Medicine Technologists: Use and Quality Control” <https://es.slideshare.net/brucelee55/ct-for-nuclear-medicine-technologists-qc> (enero 2018)
- “Accuracy of corrections for count losses and randoms”, <https://www.youtube.com/watch?v=FTc12S2NKfw> (enero 2018)
- “Accuracy of PET CT image registration” <https://www.youtube.com/watch?v=xpP1zghdIp0>

- “Image Quality” [https://www.youtube.com/watch?v=f1Sc19dlq\\_E](https://www.youtube.com/watch?v=f1Sc19dlq_E) (enero 2018)
- “Sensitivity” <https://www.youtube.com/watch?v=vqs-Xnckwal> (enero 2018)
- “Scatter fraction count losses and randoms measurements” [https://www.youtube.com/watch?v=Po\\_E6D9kULU](https://www.youtube.com/watch?v=Po_E6D9kULU) (enero 2018).

## Anexos

## **Anexo N° 1: Ejemplo de protocolo de control de calidad: Control de calidad diario PET-CT**

	<b>CONTROL DE CALIDAD DIARIO PET-CT</b>	Página 1 de 6
---	---	---------------

**Frecuencia de la realización del control:**

Diario. El control descrito en este protocolo se tiene que realizar antes de empezar los estudios con pacientes.

**Personal encargado:**

Licenciado en bio-imágenes

El protocolo se divide en tres partes:

- El encendido de los equipos
- El calentamiento y control del CT
- El control del PET

**I. Encendido de los equipos**

- En la sala del equipo, tirar la camilla hacia atrás hasta el tope.
- Cerrar las puertas de la sala de adquisición.
- Encender el CT presionando el botón verde (Figura 1) de la pared del fondo (el PET no se apaga).



Figura 1: Ubicación del botón para encender el CT

- Encender las dos UPS situados en el armario (pulsado largo), las dos computadoras CT se prenden solas.
- Encender las dos computadoras PET juntas (Figura 2).



Figura 2: Ubicación de las UPS y las computadoras del PET

Realizado por:	Firma:	Fecha:
Verificado por:	Firma:	Fecha:

PET-CT01

	<b>CONTROL DE CALIDAD DIARIO PET-CT</b>	Página 2 de 8
---	---	---------------

- Verificar en la parte superior del armario que el equipo que controla los canales disponibles (Canal switch) esté en el primer canal. De lo contrario, apretar el botón hasta que esté seleccionado el canal 1 (Figura 3).



Figura 3: Selección del canal 1

- En la consola de Adquisición del PET-CT (la de derecha), cerrar el mensaje de publicidad que aparece. Puede aparecer luego un mensaje que pida acomodar la posición de la camilla. En ese caso, entrar en la sala y mover la camilla según el mensaje.
- Cuando aparece el cuadro de comunicación que permite empezar las pruebas generales, prender la computadora de la izquierda Wizard.

### II. Calentamiento y control del CT

#### Material necesario:

- Fantoma Siemens dedicado CT

#### Procedimiento:

- *Calentamiento y calibración del CT*

Para el calentamiento, se utiliza el protocolo "Prueba general" disponible en la consola de control del PET-CT. Verificar que las 2 puertas estén cerradas y apretar el botón Prueba General para empezar el control. El sistema pide apretar "iniciar" del mando de control de la consola (Figura 4).



Figura 4: A la izquierda, mensaje para empezar las Pruebas Generales, e la derecha, el mando de control de la consola

Realizado por:	Firma:	Fecha:
Verificado por:	Firma:	Fecha:

PET-CT01

	<b>CONTROL DE CALIDAD DIARIO PET-CT</b>	Página 3 de 6
---	---	---------------

Se realiza el calentamiento del tubo en diferentes configuraciones de tensión, foco, amperaje, tiempo y configuración de los detectores. Una vez terminada esa etapa, el mensaje "El procedimiento de Prueba General terminó sin error" aparece en la parte inferior de la pantalla.

- *Exactitud de la información del número CT (agua) y ruido de la imagen*

Entrar en la sala para ubicar soporte y fantoma Siemens dedicado al control de calidad diario del CT. Fijar el soporte de fantoma a la punta de la camilla y posicionar el fantoma. Ubicar la camilla (altura de 133cm) para centrar el fantoma y comprobar la correcta ubicación con la ayuda de los láseres (Figura 5).

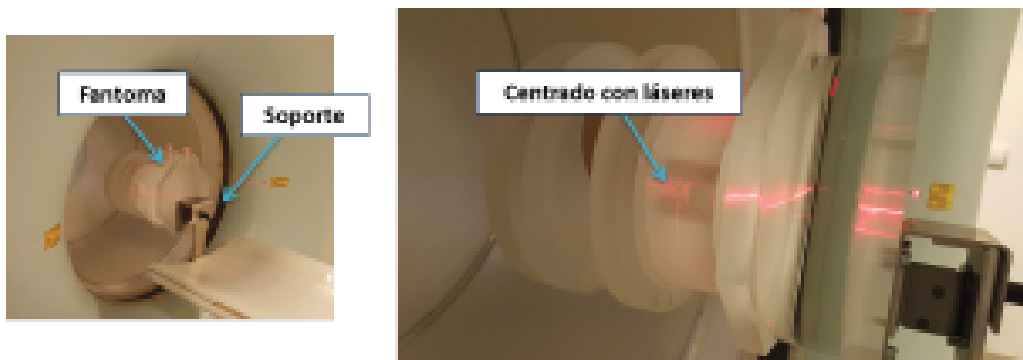


Figura 5: Posicionamiento y centrado del fantoma CT

Seleccionar *Configurar > Calidad*. Se abre un cuadro de diálogo. Seleccionar *Aceptar* una vez que esté listo. El sistema selecciona la opción *Quality Assurance Patient* y coloca la mesa para que el maniquí esté en el plano de exploración. Pide confirmar el arranque de la prueba. Apretar el botón *Inicio* del mando de control de la consola.

Se comprueba y se muestra en pantalla la posición del fantoma. Si está mal colocado, un mensaje aparecerá para pedir ajustarlo.

El sistema realiza dos mediciones para cada tensión del tubo y en cada caso, el software calcula el número CT promedio del agua en la zona seleccionada y la desviación estándar calcula a partir de una ROI (Figura 6). Las imágenes se almacenan como imágenes "Quality Assurance Patient". Una vez terminadas todas las mediciones, se muestra el resultado en un cuadro de diálogo. Para finalizar el control, apretar el botón *Aceptar* y retirar el fantoma y el soporte de la camilla.

Realizado por:	Firma:	Fecha:
Verificado por:	Firma:	Fecha:

PET-CT01


	<b>CONTROL DE CALIDAD DIARIO PET-CT</b>	Página 4 de 5
---	---	---------------



Figura 6: Resultado del control del CT durante las pruebas (derecha) y al final (izquierda)

### III. Control del PET

**Material necesario:**

- Maniquí cilíndrico con concentración uniforme de <sup>68</sup>Ge, ubicada en el laboratorio (Figura 7)



Figura 7: Fuente sellada de <sup>68</sup>Ge y su contenedor

**Procedimiento:**

- Control de calidad con la fuente de <sup>68</sup>Ge
- Colocar la fuente cilíndrica de <sup>68</sup>Ge con su soporte en la camilla del PET-CT y centrarlos con los láseres del equipo (Figura 8).

Realizado por:	Firma:	Fecha:
Verificado por:	Firma:	Fecha:

PET-CT01



	<b>CONTROL DE CALIDAD DIARIO PET-CT</b>	Página 5 de 8
---	---	---------------



Figura 8: Centrado del Maniqui de <sup>68</sup>Ge

Seleccionar en Paciente > Registrar el paciente "Quality Control" y luego "Examen" y "Control de calidad" y Aceptar. Realizar el topograma para ubicar la zona de exploración (cuadro rosa en la Figura 9), se realiza la tomografía computada y luego se inicia el escaneo PET.



Figura 9: Control del PET

El equipo calcula, en función de la actividad de la fuente el día del control el tiempo de adquisición necesario. Al finalizar el control, aparece una ventana en la consola con los resultados (Figura 10).

Realizado por:	Firma:	Fecha:
Verificado por:	Firma:	Fecha:

PET-CT01

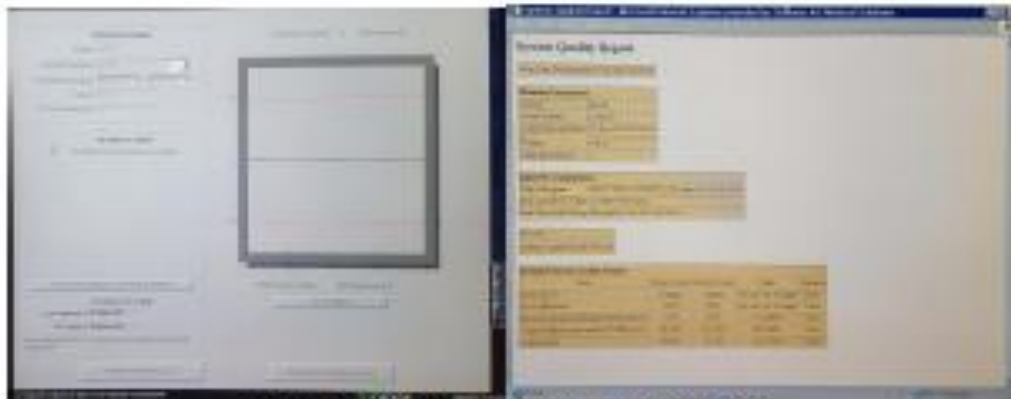


Figura 10: Resultados del control de calidad del PET

También es posible visualizar los sinogramas (Figura 11).

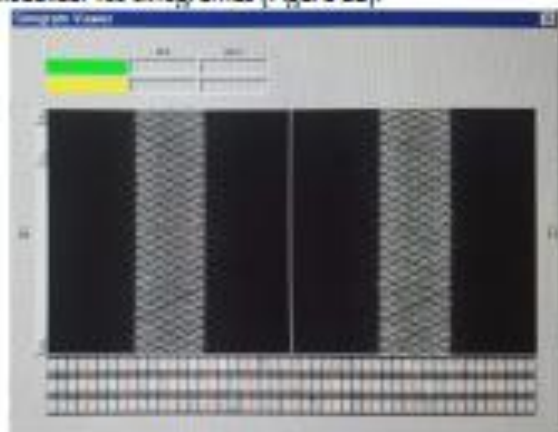


Figura 11: Visualización de los sinogramas

Los datos obtenidos en ese último control se anotan en el registro previsto a tal fin (Figura 12).

Fecha	SCR valor	Id	Vde muestra en	eficiencia suma	pl de h suma
08-07	2.92337 + 0.0014	0.0	100.000	24.90	24.90
09-07	2.92337 + 0.0014	0.0	100.000	24.90	24.90
10-07	2.92337 + 0.0014	0.0	100.000	24.90	24.90
11-07	2.92337 + 0.0014	0.0	100.000	24.90	24.90
12-07	2.92337 + 0.0014	0.0	100.000	24.90	24.90

Figura 12: Registro de control PET

Realizado por:	Firma:	Fecha:
Verificado por:	Firma:	Fecha:

PET-CT01

## Anexo Nº 2: Ejemplo de planilla para el control de la exactitud y de la precisión del activímetro (completada el 30/01/2018)

EXACTITUD Y PRECISION		
FECHA	30/1/2018	
ISOTOPOS	Cs137	
MEDIDAS (mCi)	0,0782	
	0,0767	
	0,0779	
	0,0772	
	0,0768	
	0,0774	
	0,0771	
	0,0775	
	0,0775	
	0,0772	
PROMEDIO (mCi)	0,0774	
EXACTITUD (%)	-5,85	Tol: 10%
PRECISION (%)	0,59	Tol: 3%

Fecha del certificado	6/10/2011
Actividad de la fuente (certificado mCi)	0,095
Actividad de la fuente el día del control	0,082