

## Capítulo 7

# CONTROL DE CALIDAD DEL TOMÓGRAFO MULTICORTE EN LOS EQUIPOS MULTIMODALES

Los equipos imagenológicos de la medicina nuclear actual, pueden dividirse en dos grandes grupos fundamentales: las cámaras gamma convencionales, basadas en la detección de un fotón único, y los equipos de tomografía por emisión de positrones.

Ambas tecnologías han representado aportes significativos en el diagnóstico de múltiples enfermedades, de manera que la evolución natural de estas ha sido solucionar la carencia de los detalles anatómicos y contribuir a resolver problemas o limitaciones más importantes. Así, surge la idea de fusionar o unificar imágenes con la tomografía computarizada, de manera que se combinara la especificidad funcional de la tecnología médico-nuclear con el excelente detalle anatómico que la tomografía computarizada brinda. Estas imágenes multimodales abren todo un abanico de nuevas aplicaciones de la medicina nuclear, que consolidan la especialidad y optimizan la batería diagnóstica disponible para el manejo de múltiples enfermedades.

La evolución tecnológica para los equipos de tomografía computarizada en los últimos años, está presente también en los equipos híbridos o multimodales, que van desde 6 hasta 128 cortes. Estos sistemas pueden realizar técnicas axiales o helicoidales, con diferentes espesores de corte durante la adquisición o mediante reconstrucciones retrospectivas, estas últimas se pueden modificar y escoger incluso después de haber realizado la exploración en función de la configuración de adquisición elegida. En la actualidad, para una misma exploración, se pueden utilizar múltiples protocolos, con sus diferencias dosimétricas y de calidad de imagen.

Los nuevos equipos de tomografía computarizada también incorporan sistemas de reducción de dosis, que funcionan de forma conceptualmente similar al control automático de la exposición en los equipos de radiografía: ajustan la intensidad de la radiación a las dimensiones y características anatómicas del paciente.

Inicialmente, estos sistemas trabajaban modulando la intensidad (modificando la carga en cada rotación del tubo) a lo largo del eje Z. En la actualidad, esta modulación también se realiza en cada rotación, en función del espesor del paciente para cada ángulo de giro. La utilización de estos sistemas per-

mite reducir hasta en el 20 % las dosis recibidas por los pacientes, por lo que la comprobación de su buen funcionamiento y utilización debe ser esencial en un programa de control de calidad; como lo es también, la verificación del correcto funcionamiento de los indicadores de dosis que los equipos proporcionan como apoyo a los procesos de optimización de las técnicas empleadas.

Los avances tecnológicos introducidos en los nuevos equipos de tomografía computarizada, también han ampliado su campo de aplicación a la cardiología a través del denominado “cardiotomografía computarizada”, que tiene una alta repercusión en los usos del equipo multimodal en la especialidad, especialmente en los estudios de perfusión miocárdica de los equipos tomografía de emisión de fotón único/tomografía computarizada.

## Control de calidad de equipos multimodales

El advenimiento de la imagen multimodal tomografía por emisión de positrones/tomografía computarizada o tomografía de emisión de fotón único/tomografía computarizada, ha complejizado los controles de calidad del equipo híbrido resultante, y convertido el proceso en una verificación funcional de ambos equipos y del producto final integrado en la imagen.

Para la componente tomografía por emisión de positrones o tomografía de emisión de fotón único del equipo multimodal, se recomienda seguir las instrucciones de este protocolo en el capítulo correspondiente a la tecnología.

Para la componente tomografía computarizada, este capítulo explica las verificaciones de los parámetros funcionales más importantes que se vinculan con la producción de una imagen fusionada de calidad; de manera que no se expondrán todas las pruebas descritas en los protocolos internacionales ya establecidos para tomografía computarizada, sino las que de alguna manera pueden afectar directamente la calidad de la imagen híbrida. Se incluirán, además, las pruebas de corrección de la imagen, pues la eficacia de la corrección de atenuación se verifica a partir de la prueba de uniformidad tomográfica o de funcionamiento total.

Para establecer los valores de referencia de ciertos parámetros, se utilizan los protocolos recomendados por el fabricante o los protocolos clínicos habituales definidos para las exploraciones de “cabeza adulto (cerebro), abdomen y tórax de rutina adulto, tórax de alta resolución adulto y si procede abdomen pediátrico (cinco años)” que denominaremos “protocolos de referencia”.

Para reproducir los resultados en las pruebas operacionales, se deben anotar los parámetros de adquisición, reconstrucción y visualización, con todos sus detalles (modo axial o helicoidal, número de cortes, inicio-final (mm), longitud barrida (mm), número de imágenes obtenidas, tensión (kVp), intensidad de corriente (mA), tiempo de rotación (s), campo de visión de adquisición (cm o nombre), campo de visión de reconstrucción (cm), filtro o algoritmo de reconstrucción, filtro o algoritmo de visualización, configuración de adquisición, anchura total del haz de radiación (mm), desplazamiento por vuelta (mm), factor de paso o avance (conocido como *pitch*),

anchura de la imagen reconstruida (mm), intervalo de reconstrucción (mm), técnica de reducción de dosis y dosis indicada por el equipo (CTDIw o CTDIvol, DLP). El cambio de estos protocolos de adquisición supondrá el establecimiento de un nuevo estado de referencia.

Existen protocolos y recomendaciones estandarizados para el control de calidad de los equipos de tomografía computarizada; muchos fabricantes proponen maniqués específicos y procedimientos automatizados de cálculo que optimizan el proceso de evaluación de estos parámetros. En estos casos, se recomienda su utilización siempre que sea posible, después que se hayan verificado adecuadamente durante las pruebas de aceptación con otros métodos o maniqués alternativos bien caracterizados.

Las pruebas de control de calidad de tomografía computarizada pueden agruparse en tres grupos: las geométricas, las relacionadas con la calidad de la imagen y las dosimétricas.

Se muestra el programa de pruebas de control de calidad propuesto para la componente tomografía computarizada de los sistemas multimodales (Tabla 7.1).

**Tabla 7.1.** Pruebas de control de calidad para sistemas de tomografía computarizada. Clasificación y frecuencia mínima propuesta

Pruebas	Aceptación	Referencia	Operacionales
Inspección física	X	-	-
<i>Mecánicas y geométricas</i>			
Coincidencia entre los indicadores luminosos del plano interno y el plano irradiado	X	X	Mensual
Exactitud de la selección de la posición del corte sobre la radiografía de planificación	X	X	Semestral
Verificación del desplazamiento de la mesa y su indicador (con y sin peso)	X	X	Anual
Exactitud del topograma	X	X	Mensual
Espesor efectivo del corte	X	X	Semestral
Distorsión espacial	X	X	Semestral
<i>Calidad de la imagen</i>			
Ruido	X	X	Semestral
Número del Agua	X	X	Semestral
Uniformidad del número de tomografía computarizada	X	X	Semestral
Linealidad de los números de tomografía computarizada	X	X	Semestral
Resolución de alto contraste <sup>a</sup>	X	X	Semestral
Resolución de bajo contraste <sup>a</sup>	X	X	Anual
<i>Dosimétricas</i>			
CTDI en aire o agua <sup>b</sup>	X	X	Anual
<i>Equipo multimodal</i>			
Corregistro	X	X	Semestral

<sup>a</sup> Estas pruebas dependen de la implementación del fabricante y su maniqué por eso no se describen en este documento.

<sup>b</sup> Su metodología se documenta ampliamente en la literatura, no se describe en el manual.

Los equipos híbridos o multimodales de que se dispone en la actualidad, poseen protocolos y maniqués propios para el control de calidad, sin embargo, los parámetros a calcular no son los mismos para todos los equipos, aunque en su mayoría, siguen recomendaciones internacionales bien establecidas y límites de tolerancia similares. Por esta causa, este protocolo explica la generalidad de los métodos de control de calidad, sin particularizar en los protocolos de referencia que cada equipo puede tener incorporados. La frecuencia de los diferentes controles operacionales recomendados en este documento, está destinada al uso del equipo híbrido para las prestaciones diagnósticas de la especialidad, no a su utilización como equipo diagnóstico independiente o de planificación de radioterapia, para lo cual deben tenerse en cuenta otras recomendaciones específicas de las aplicaciones en que se emplee.

## **Pruebas mecánicas y geométricas**

La mayoría de estas pruebas tienen menos dependencia del fabricante del equipo y se pueden realizar empleando métodos y dispositivos sencillos.

La frecuencia de cada una de estas es variable y algunas incrementan su frecuencia si el equipo híbrido tiene uso previsto en radioterapia.

### ***Coincidencia entre los indicadores luminosos del plano externo e interno y el plano irradiado***

La correcta alineación de las luces axiales y el haz de radiación, permiten localizar sobre el paciente, el origen desde el que se programa la secuencia de exploración. Esta prueba verifica que los láseres y el haz de radiación sean coincidentes.

#### *Objetivo*

Comprobar que los indicadores luminosos internos indican correctamente el plano de irradiación.

#### *Materiales*

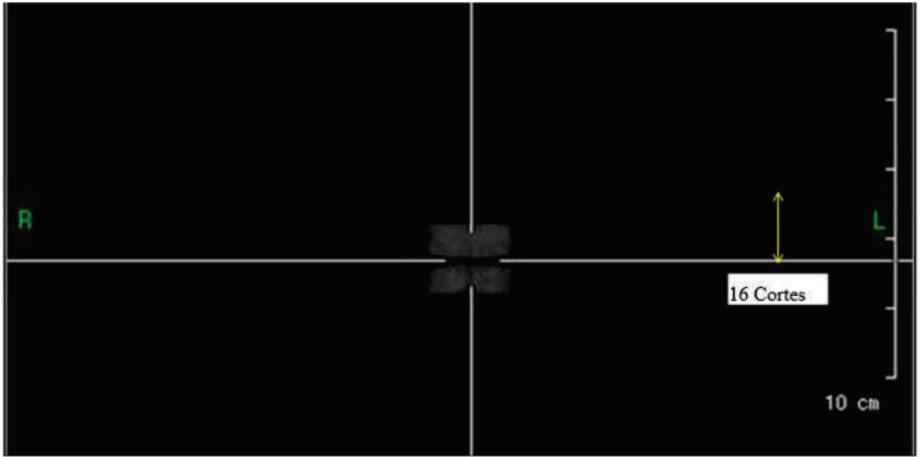
Maniquí que prevé el fabricante, u otra variante de maniquí comercial conocida, que posea una marca radioopaca visible de pequeño tamaño (menor que 1 mm); si este no posee la estructura, puede ubicarse externamente un alambre al propio maniquí que se posee. Puede emplearse también una película radiográfica cubierta de alta exposición (usada en radioterapia).

#### *Procedimiento*

Colocar el maniquí bien centrado en la sección donde se encuentra la marca radioopaca y ubicar correctamente los láseres internos. Se utiliza el espesor de corte más pequeño disponible (menor que 1 mm) y un protocolo axial de alta resolución.

## Análisis de los resultados

La marca radioopaca debe visualizarse perfectamente en los cortes centrales; el número de cortes permisible depende del número de cortes del equipo y del tamaño mínimo del corte (Fig. 7.1).



**Fig. 7.1.** Ejemplo de verificación de la coincidencia entre los indicadores luminosos del plano externo e interno y el plano irradiado.

## Frecuencia

Como mínimo, mensual o después de un mantenimiento.

## Límites de aceptación

La distancia entre el plano indicado por las luces interna y el plano de irradiación, debe ser menor o igual que  $\pm 2$  mm. Para planificación de radioterapia debe ser menor o igual que 1 mm.

## Exactitud de la selección de la posición de corte sobre el topograma

### Objetivo

Esta prueba comprueba si la región seleccionada en el topograma (radiografía de localización) reproduce correctamente el inicio del barrido en la posición deseada.

### Procedimiento

Se realiza empleando el propio maniquí y las imágenes de la prueba anterior.

### Análisis de los resultados

Si se observó un centrado correcto y los límites del material están dentro del campo de visión establecido, se garantiza la correspondencia de láser, radiografía y campo radiante menor que 2 mm.

### *Límite de tolerancia*

Debe ser menor o igual que  $\pm 2$  mm.

### **Verificación del desplazamiento de la mesa y su indicador**

El correcto desplazamiento de la camilla y la coincidencia con su indicador, con peso y sin peso, permiten la exactitud de la exploración.

### *Objetivos*

Esta prueba se realiza para comprobar que la mesa se desplaza adecuadamente en todas direcciones.

### *Materiales*

Se emplea una cinta métrica y papel con señalizaciones.

### *Procedimiento*

Se prueban diferentes desplazamientos de 10 cm, 20 cm y 30 cm, sin carga y con carga (más de 50 kg). El desplazamiento se realiza en ambos sentidos (hacia dentro y hacia fuera), siempre verificando que el desplazamiento teórico es el mismo medido.

### *Límites de aceptación*

La coincidencia entre los desplazamientos señalizados y el deseado, debe ser menor o igual que  $\pm 2$  mm.

### **Exactitud del topograma**

### *Objetivo*

Mediante esta prueba se comprueba si la longitud del estudio prevista, basada en el topograma, se reproduce correctamente.

### *Procedimiento*

Se colocan dos alambres (menor o igual que 0,5 mm) a 100 mm de distancia en la superficie del maniquí, o se emplea un maniquí con tres marcas radioopacas. Se realiza adquisición entre ambos límites externos con el espesor de corte mínimo disponible.

### *Análisis de los resultados*

Se debe observar el alambre o marcas en los cortes de ambos extremos.

### *Límite de tolerancia*

Debe ser menor o igual que  $\pm 2$  mm.

### **Espesor efectivo del corte**

### *Objetivo*

Verificar que el espesor efectivo del corte y el espesor teórico, coinciden.

## Materiales

Maniquí suministrado por el fabricante u otro maniquí comercial conocido.

## Procedimiento

Usualmente se emplean los protocolos de referencia recomendados por el fabricante para estas pruebas y se verifican al menos tres espesores típicos (pequeño, mediano y grande).

## Análisis de los resultados

En general estos maniqués poseen alambres muy finos, o una rampa (o cuña) de aluminio, colocados en ángulos conocidos. Teóricamente se calcula multiplicando la longitud aparente del alambre o cuña, por el valor de la tangente del ángulo (Fig. 7.2).

Slice phantom

2023

Common Parameters	
Scan Type	Rotation
Voltage	130 kV
Current	80 mA
Focus	Small
Scan Time	1.0 s
Rotation time	1.0 s
Tubeos	0.0 °
Region	Body
RPP	2
Window width	500 HU
Window center	50 HU
FoV	120 mm
Kernel	S80s

### Test:

Test Parameters	Test Results
Slice width reconstructed	0.50 mm
Number of images	6

OK

Result	Result
Slice1	0.58 mm
Slice3	0.61 mm
Slice4	0.60 mm
Slice6	0.60 mm
Tolerance:	0.25 ... 0.75

**Fig. 7.2.** Resultados del análisis de la prueba de verificación del espesor efectivo del corte, desarrollada por un fabricante.

## Límite de tolerancia

Se tendrán en cuenta los señalados por el fabricante.

## Distorsión espacial o geométrica

### Objetivos

Mediante esta prueba se pretende comprobar si no existe distorsión significativa de la imagen.

### Materiales

Maniquí que provee el fabricante u otro maniquí comercial conocido.

### Procedimiento

Usualmente se emplea el protocolo de referencia de alta resolución recomendado por el fabricante, aunque se pueden evaluar otros protocolos si es necesario. Se mide la distancia entre estructuras conocidas en ambos ejes y se compara con el valor nominal (Fig. 7.3).

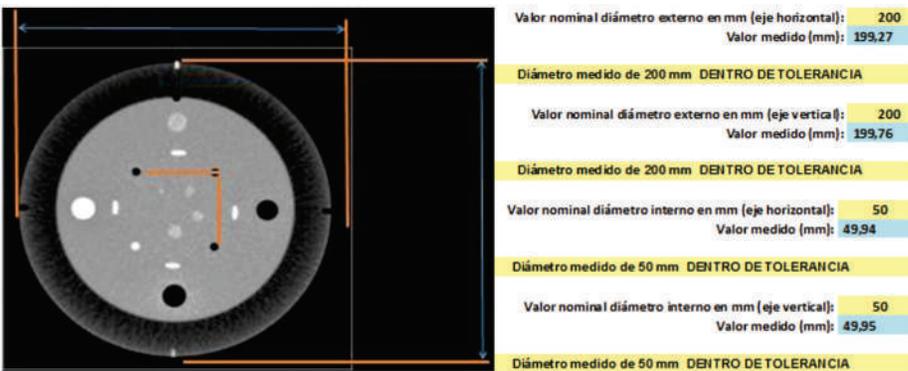


Fig. 7.3. Imagen que muestra la evaluación de la distorsión espacial empleando un maniquí comercial.

### Límite de tolerancia

Debe ser menor o igual que  $\pm 2$  mm.

## Pruebas de calidad de imagen

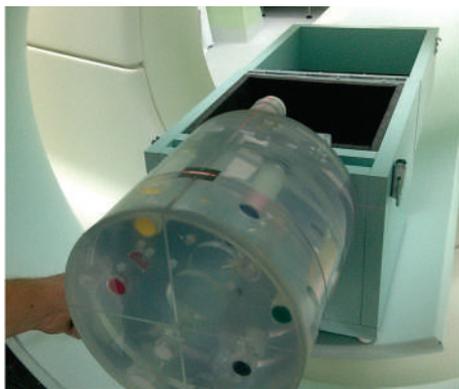
En general, estas pruebas se realizan empleando el maniquí y los protocolos de adquisición que provee el fabricante; se emplea para su análisis, sistemas de procesamiento particulares ajustados al diseño de este. Los métodos de cálculo para los diferentes parámetros son "estandarizados" en su mayoría, por eso se describirán los más usados. Se muestra un ejemplo de maniquí y software brindado por un fabricante para el control de calidad (Fig. 7.4).

### Frecuencia

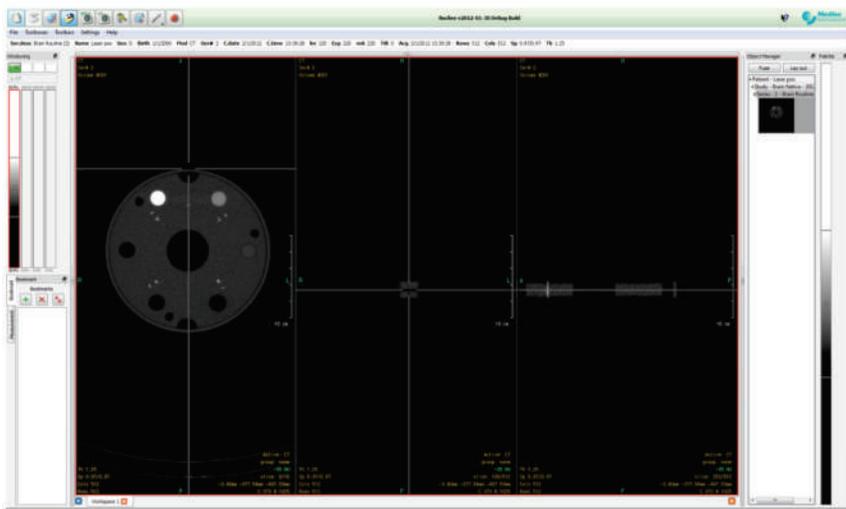
Como mínimo, semestral o después de un mantenimiento.

### Materiales

Maniquí suministrado por el fabricante u otra variante de maniquí comercial conocida.



A



B

NEMA Test		
CT Quality Check		
<b>Device</b>		
Model Name	AcqScan 80-2H-3i-608	
Service Serial Number	A1-50118-0C	
Software Version	Machine-2.02.028.0000	
<b>Image Information</b>		
Matrix Size	512 x 512	
Acquisition Date	2016-08-10	
Acquisition Time	15:46:34	
Voltage	120 kVp	
Tube Current	100 mA	
Scan Time	00:00:01	
Slice Thickness	10 mm	
Collimation	External F001000000cm	
<b>Results</b>		
	Reference	Result
Noise	< 4	2.9 HU
Uniformity	< 4	0.7 HU
Water	± 4	1 HU
HFP (5%)	> 2.7	3.6 lp/cm
HFP (10%)	> 5	8.2 lp/cm
HFP (2%)	> 6	10.0 lp/cm
Slice Thickness	10 ± 1	9.5 mm
Polystyrene	-920 ± 10%	-999 HU
Teflon	940 ± 10%	902 HU
Edge	-41 ± 10%	-42 HU
Aluminum	91 ± 10%	104 HU
Delrin	324 ± 10%	310 HU
Acrylic	120 ± 10%	139 HU

Water: [ ] Material: [ ] Wire: [ ]



C

Fig. 7.4. A. Maniqué para control de calidad de tomografía computarizada brindado por el fabricante (Mediso). B. Imagen del sistema de adquisición. C. Imagen del sistema de procesamiento especializado.

## Estimación del ruido de la imagen

### Objetivos

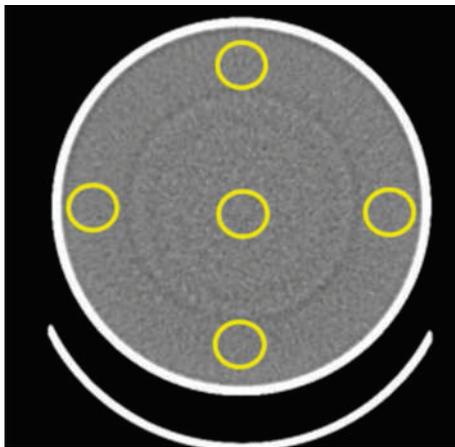
Estimar el ruido de la imagen en la determinación del número de tomografía computarizada del agua bajo diferentes espesores de corte que se emplean en la práctica clínica.

### Procedimiento

Ubicar el maniquí en la sección destinada a la uniformidad del agua. En general, utiliza diferentes espesores de corte y colimación referidos por el fabricante, a partir de los cuales establece sus niveles de tolerancia.

### Análisis de los resultados

El fabricante o usuario traza regiones de interés circulares con un área de regiones de interés mayor que 100 píxeles en corte central y periférico (Fig. 7.5).



**Fig. 7.5.** Imagen de las regiones de interés en un corte para el procesamiento del ruido de la imagen (observar artefacto en la imagen reconstruida, maniquí agua equivalente-separación abdomen-cabeza).

Se calcula la desviación típica estimada en unidades Hounsfield (UH) como porcentaje relativo a la escala absoluta de dichas unidades. Para esto se divide la desviación típica por la diferencia entre el número tomografía computarizada del agua y el del aire (normalmente, 1 000) y se multiplica por 100 para expresarlo en porcentaje.

$$\text{Nivel de ruido (\%)} = (\sigma \cdot 100) / 1\,000 \quad (7.1)$$

Para calcular el nivel de ruido se especifica el ruido en valor absoluto (UH) como la desviación típica del valor de número tomografía computarizada ( $\sigma$ ). El ruido es función de los parámetros de adquisición, reconstrucción y visualización, por lo que esta información se debe detallar al especificar el valor obtenido.

### Límites de aceptación

Se deben seguir las indicaciones del fabricante. En equipos multicorte debe compararse el ruido de las diferentes imágenes adquiridas en una

sola rotación axial. Si hay diferencias superiores al 20 % de la media, estas podrían indicar mal alineamiento entre foco/colimador/sistema de detectores, o diferencia en la sensibilidad de las hileras paralelas de detectores.

### ***Uniformidad del número de tomografía computarizada y el número del agua***

#### *Objetivos*

Verificar la homogeneidad en la determinación del número de tomografía computarizada en un medio uniforme (agua) y el número de tomografía computarizada destinado al agua.

#### *Procedimiento*

Ubicar el maniquí en la sección destinada a la uniformidad del agua. En general utiliza un solo espesor de corte y un protocolo axial de alta resolución espacial.

#### *Método de procesamiento*

Para estimar la uniformidad se utilizan regiones de interés circulares, trazadas en los cortes centrales y en la periferia del maniquí (ver Fig. 7.4 A). Se calcula la máxima desviación obtenida en cada protocolo de adquisición establecido.

Para estimar el número de tomografía computarizada del agua, se calcula el valor medio de los números de tomografía computarizada de la región de interés trazada en la zona central del maniquí.

#### *Límites de aceptación*

Uniformidad del número de tomografía computarizada: el número tomografía computarizada en cualquier región de un corte efectuado a un maniquí de agua o material equivalente, debe diferenciarse del obtenido en la región central en menos de  $\pm 4$  UH.

El número promedio de tomografía computarizada en la región central del agua, debe ser menor de  $\pm 4$  UH.

### ***Linealidad de los números de tomografía computarizada***

#### *Objetivos*

Comprobar exactitud en la determinación del número de tomografía computarizada en diferentes materiales, verificando la linealidad de los números de tomografía computarizada y la escala de contraste.

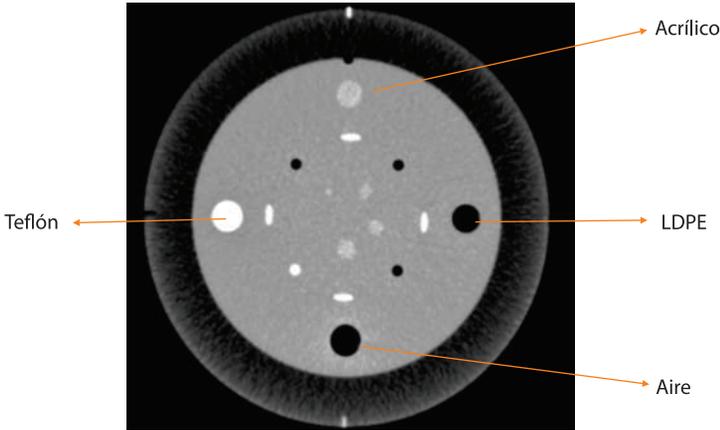
#### *Procedimiento*

Ubicar el maniquí en la sección destinada a la linealidad de los números de tomografía computarizada, es decir donde se ubican las estructuras de diferentes materiales de densidad conocida. En general, utiliza un solo espesor de corte y un protocolo axial de alta resolución espacial.

## Análisis de resultados

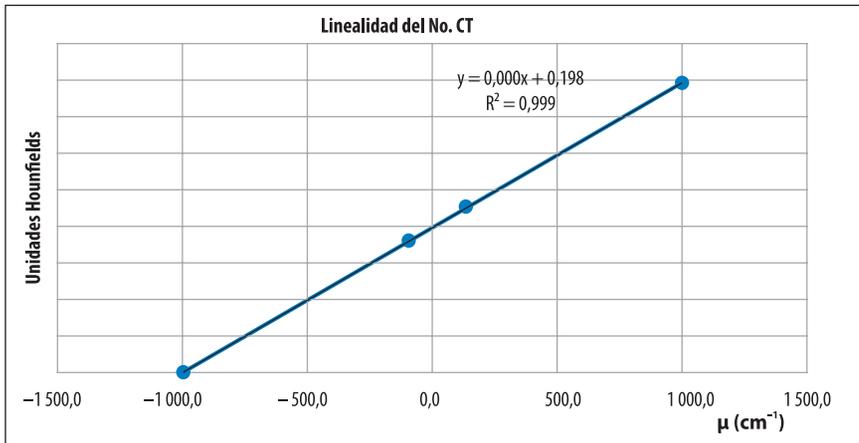
En general, se calcula el valor medio del número de tomografía computarizada para cada material y su desviación estándar, empleando regiones de interés automáticas trazadas por el sistema de procesamiento. La forma de presentar y analizar los resultados es variable y depende del fabricante.

Básicamente, para analizar la linealidad se emplean dos formas: el fabricante brinda los límites de tolerancia del valor medio de cada material en el protocolo de referencia (ver Fig. 7.4 C) o ajusta los resultados a una función lineal, que tiene comportamiento conocido y establece las desviaciones tolerables de esa función (Fig. 7.6).



Material	No. CT	sd	$\mu$	Diferencias de UH
Aire	-998,9	6,0	0,000	-1,1
LDPE	-91,1	6,7	0,185	-8,9
Acrílico	139,2	5,7	0,231	-19,2
Teflón	1 005,6	27,5	0,410	-15,6

A



B

**Fig. 7.6.** Imagen que muestra el procesamiento de la linealidad de los números de tomografía computarizada. A. Maniquí comercial. B. Ajuste de una función lineal.

## Prueba de correregistro multimodalidad

### Objetivo

Verificar el correregistro entre la imagen tomografía computarizada y la imagen de medicina nuclear tomografía de emisión de fotón único/tomografía por emisión de positrones.

### Materiales

Maniquí que prevé el fabricante, compuesto por al menos 6 fuentes. Se puede utilizar otra variante de maniquí comercial conocida como verificación, si se desea.

### Frecuencia

Son pruebas de aceptación/referencia, que deben ser repetidas con frecuencia trimestral o la recomendada por el fabricante.

### Procedimiento

Seguir las instrucciones del fabricante para evaluar el correregistro. En general, se calculan las diferencias de posicionamiento entre las fuentes conocidas y las estructuras detectadas por tomografía computarizada, en las tres direcciones (Fig. 7.7).

### Límites de tolerancia

Los establecidos por el fabricante, aunque se recomienda al usuario estar atento a las desviaciones visibles entre la imagen radiante y la de tomografía computarizada.



#### Registration Result - Relative

X Offset: 0.831989 mm

Y Offset: -0.176829 mm

Z Offset: -0.268866 mm

#### Registration Result - Absolute

X Offset: -0.665944 mm

Y Offset: -0.0195465 mm

Z Offset: 0.455386 mm

A

B

**Fig. 7.7.** Imagen que muestra la secuencia de la prueba de verificación del correregistro en un equipo multimodal. A. Maniquí especializado con seis fuentes rellenables. B. Resultados del análisis cuantitativo absoluto y relativo.