



Universidad del Valle

Facultad de Ciencias Naturales y Exactas

Departamento de Física

Programa Académico de Física

**Programa estándar de control de calidad para un sistema híbrido de Tomografía por
Emisión de Positrones-Tomografía Computarizada (PET-CT) utilizado en la
Fundación Valle del Lili**

Trabajo de Grado para optar el título de Física

NATHALIA IVANOVNA NUÑEZ PELAEZ

Cali-Colombia

2012

Universidad del Valle
Facultad de Ciencias Naturales y Exactas
Departamento de Física
Programa Académico de Física



Programa estándar de control de calidad para un sistema híbrido de Tomografía por Emisión de Positrones-Tomografía Computarizada (PET-CT) utilizado en la Fundación Valle del Lili.

Trabajo de Grado para optar el título de Física

NATHALIA IVANOVNA NUÑEZ PELAEZ

Directora: Sívor Oriana Benavides Rendón, M. Sc.
Física Médica-Fundación Valle del Lili

Codirector: Wilson Lopera, Ph.D.
Profesor Departamento de Física-Universidad del Valle

Ciudad Universitaria Meléndez, Cali-Colombia
Mayo, 2012



UNIVERSIDAD DEL VALLE
FACULTAD DE CIENCIAS
ACTA DE EVALUACION DE TRABAJO DE GRADO
PROGRAMA ACADEMICO DE FISICA.

JURADO CONFORMADO POR:

DRA. SÍVOR ORIANA BENAVIDES
DR. WILSON LOPERA
DR. JESÚS ANSELMO TABARES

El día 16 de Mayo de 2012 a las 11:00 A.M. se llevó a cabo la ENTREGA DE LA EVALUACION () SUSTENTACION (X) del INFORME FINAL DEL TRABAJO DE GRADO titulado "**PROGRAMA ESTÁNDAR DE CONTROL DE CALIDAD PARA UN SISTEMA HÍBRIDO DE TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES-TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (PET-CT) UTILIZADO EN LA FUNDACIÓN VALLE DEL LILI**". Presentado por la estudiante NATHALIA IVANOVNA NUÑEZ PELAZ código 0530237, bajo la dirección de la Dra. SÍVOR ORIANA BENAVIDES.

RESULTADO DE LA EVALUACION:

(X) APROBADO .
() REPROBADO.

Se recomienda modificaciones: SI () NO ().

OBSERVACIONES:

El trabajo amerita una mención de "Meritorio" por la excelente claridad de su presentación así como el rigor del trabajo escrito. Adicionalmente este trabajo se remarca dentro de las aplicaciones de la Física que abren un nuevo campo para nuestros egresados.

Sivor Oriana Benavides
SÍVOR ORIANA BENAVIDES
DIRECTORA

Wilson Lopera
WILSON LOPERA
CODIRECTOR

Jesús Anselmo Tabares
JESÚS ANSELMO TABARES
JURADO

Esperanza Torijano
ESPERANZA TORIJANO
DIRECTORA DEL PROGRAMA

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por todas las oportunidades que me ha dado en esta vida, tanto en lo personal como en lo profesional.

A mis padres y hermanas, por su amor, compañía e incondicional apoyo durante el transcurso de esta etapa.

A la Fundación Valle del Lili y todo el servicio de Radioterapia, Imágenes Diagnósticas y Medicina Nuclear, en especial a mi directora de tesis M. Sc. Oriana Benavides, por su guía y conocimientos aportados en el desarrollo de este trabajo, y su apoyo constante durante mi recorrido en la fundación.

A los ingenieros de servicio del *Biograph* Juan Carlos y Henry, por su colaboración en este trabajo y su buena disposición en todo momento.

A los tecnólogos del servicio de Imágenes y Medicina Nuclear de la FVL por su ayuda diaria, por la transmisión de sus conocimientos y por hacer que mi paso por el servicio sea aún más agradable.

Gracias a todos los docentes del programa de Física de Univalle, por todos los conocimientos que me han brindado y la buena disposición en todo momento.

Finalmente quiero agradecer a mis compañeros de carrera: Jose, Lucero Johana, Lida, Abdul, Victor, Julieth, Yovanny, Lina y los que se me quedan fuera de este listado, por todos los buenos momentos que hemos compartido y por convertirse en mi familia durante todo este tiempo.

RESUMEN

La utilización de Tomógrafos de última generación, como es el caso de los PET-CT, requiere el desarrollo de un programa de Control de Calidad que garantice la más precisa y exacta ejecución del tratamiento radiante usado para el diagnóstico de patologías. Este programa es dependiente del equipamiento, personal y software disponible para ello. Los métodos más usados emplean maniquís que simulan anatomías del cuerpo humano y hacen trabajo conjunto entre protocolos internacionales y nacionales, con los empleados por los fabricantes de Tomógrafos que se adecuan a las necesidades del servicio para el cual el Tomógrafo funciona.

Basándose en los resultados obtenidos, se desarrolló un protocolo de control de calidad que abarca las pruebas rutinarias, su periodicidad y rangos de aceptación necesarias para la puesta en marcha de las técnicas que pueden desarrollarse en el tomógrafo híbrido por emisión de positrones BIOGRAPH mCT X-3R de SIEMENS® adquirido recientemente en la Fundación Valle del Lili (FVL), las acciones correctivas y preventivas para detectar y corregir posibles fallas y el proceder en caso de detección de desviaciones superiores a los rangos de precisión y exactitud aceptados. Con el fin de minimizar los errores en la planificación y administración de las dosis al paciente, mejorando así la calidad de la imagen diagnóstica con la dosis de radiación más razonablemente baja posible, consistente con el uso clínico del equipo empleado y la información requerida del estudio diagnóstico.

El protocolo desarrollado en la FVL se ajusta a las recomendaciones de los estándares *Quality Assurance for PET and PET-CT system* del IAEA (2009), *PET phantom instructions for evaluation for PET imagen quality* del ACR (2010), *Accreditation Program for CT* del ACR (2002) y el estándar Español de *Control de Calidad en radiodiagnóstico* (2010), que junto con tres (3) maniquís (de agua de SIEMENS®, de agua de GE® y de Ge-68 de SIEMENS®) se logra establecer medidas precisas del estado inicial del funcionamiento del tomógrafo una vez se acepta para su uso clínico, y las medidas rutinarias que se seguirán realizando durante la vida útil del equipo, incluyendo dentro de estas el alineamiento de los láseres y haz de radiación, el espesor de corte efectivo, la linealidad y escala de contraste del número CT, la resolución espacial de alto contraste, la uniformidad y ruido, la calibración del desplazamiento del FOV, la normalización, cálculo y verificación del factor de calibración del PET, junto con la inspección de sinogramas y finalmente la evaluación de la imagen multi-modalidad PET-CT.

Por esto un documento de este estilo sienta bases y sirve como referencia para futuros estándares nacionales que serán cada vez más necesarios a medida que estas nuevas tecnologías ingresen al país, garantizando protección radiológica de toda persona relacionada de una u otra forma con la utilización de los mismos.

Adicional a esto un trabajo de esta coyuntura resalta la importancia y necesidad en el ambiente clínico del Físico Médico, que es el profesional responsable de garantizar la calidad del equipo, su funcionamiento y la protección de áreas y personal ya mencionado, mostrando así en toda su expresión la física aplicada en un ambiente médico.

Tabla de contenido

	Pág.
1. Introducción	06
2. Tomógrafo híbrido PET-CT	10
2.1. Hacia la Tomografía Computarizada	10
2.1.1. <i>Los rayos X</i>	10
2.1.2. <i>Tomografía Computarizada (CT)</i>	12
2.1.3. <i>Componentes principales de un CT</i>	15
2.1.4. <i>Adquisición tomográfica</i>	17
2.1.5. <i>Reconstrucción tomográfica</i>	19
2.2. Hacia la Tomografía por Emisión de Positrones	21
2.2.1. <i>La desintegración β^+</i>	21
2.2.2. <i>La interacción radiación-materia, producción de pares</i>	22
2.2.3. <i>La Medicina Nuclear</i>	25
2.2.4. <i>Tomografía por Emisión de Positrones (PET)</i>	27
2.2.5. <i>Reconstrucción de la imagen PET</i>	31
2.3. La imagen híbrida, tomografía PET-CT	33
3. Control de calidad en un Tomógrafo PET-CT	36
3.1. Aspectos generales en el programa de garantía de calidad en una instalación de imágenes diagnósticas	36
3.1.1. <i>Aspectos clínicos generales</i>	38
3.1.1.1. <i>El diagnóstico útil</i>	38
3.1.1.2. <i>La calidad de la imagen</i>	38
3.1.1.3. <i>Tiempo de respuesta</i>	39
3.1.1.4. <i>Satisfacción del usuario</i>	39
3.1.1.5. <i>Seguridad del paciente</i>	40

3.1.2.	<i>El Control de Calidad</i>	40
3.1.2.1.	<i>Pruebas de aceptación y adquisición de equipos</i>	41
3.1.2.2.	<i>Pruebas de estado</i>	42
3.1.2.3.	<i>Pruebas de constancia o rutinarias</i>	42
3.1.3.	<i>Normativa nacional sobre el Control de Calidad</i>	43
3.2.	<i>Control de Calidad en un Tomógrafo Computarizado</i>	45
3.2.1.	<i>Conceptos teóricos básicos</i>	47
3.2.1.1.	<i>Unidades Hounsfield</i>	47
3.2.1.2.	<i>Análisis estadístico</i>	48
3.2.1.3.	<i>FWHM</i>	51
3.2.2.	<i>Alineamiento de láseres y haz</i>	51
3.2.3.	<i>Espesor de corte efectivo (nominal)</i>	52
3.2.4.	<i>Linealidad y escala de contraste (precisión de los números CT)</i>	52
3.2.5.	<i>Resolución espacial de alto contraste</i>	53
3.2.6.	<i>Uniformidad y ruido</i>	54
3.3.	<i>Controles de Calidad en un Tomógrafo por Emisión de Positrones</i>	55
3.3.1.	<i>Conceptos teóricos básicos</i>	56
3.3.1.1.	<i>El valor SUV</i>	56
3.3.1.2.	<i>Eficiencia de un detector</i>	57
3.3.1.3.	<i>El sinograma</i>	58
3.3.2.	<i>Resolución espacial</i>	59
3.3.3.	<i>Sensibilidad</i>	60
3.3.4.	<i>Uniformidad</i>	60
3.3.5.	<i>Normalización, eficiencia de los cristales</i>	61
3.3.6.	<i>Prueba en modo clínico</i>	63
3.4.	<i>Controles de Calidad en la imagen multi-modalidad PET-CT</i>	63
3.4.1.	<i>Precisión del registro de la imagen del PET-CT</i>	63
3.4.2.	<i>Visualización e impresión en físico</i>	63
4.	<i>Metodología y materiales</i>	66
4.1.	<i>Tomógrafo Biograph mCT</i>	67

4.1.1.	<i>El tubo de rayos X STRATON® del Biograph mCT</i>	68
4.1.2.	<i>El detector del CT del Biograph mCT</i>	69
4.1.3.	<i>El detector del PET del Biograph mCT</i>	72
4.2.	Maniquís	74
4.2.1.	<i>Maniquís para la verificación de la calidad de la imagen un CT</i>	74
4.2.2.	<i>Maniquí para la verificación de la imagen en un PET</i>	75
4.2.3.	<i>Maniquí de alineamiento de gantrys PET y CT</i>	76
4.3.	Metodología	76
4.3.1.	<i>Alineamiento de láseres y haz de radiación</i>	77
4.3.2.	<i>Espesor de corte efectivo</i>	78
4.3.3.	<i>Linealidad y escala de contraste</i>	79
4.3.4.	<i>Resolución espacial de alto contraste</i>	79
4.3.5.	<i>Uniformidad y ruido de la imagen</i>	80
4.3.6.	<i>Calibración del desplazamiento del FOV (Campo de visión)</i>	81
4.3.7.	<i>Normalización, cálculo y verificación del factor de calibración del PET e inspección de los sinogramas</i>	82
5.	Resultados y análisis	84
5.1.	Pruebas sobre el CT del Biograph mCT	84
5.1.1.	<i>Alineamiento de láseres y haz de radiación</i>	84
5.1.2.	<i>Espesor de corte efectivo</i>	87
5.1.3.	<i>Linealidad y escala de contraste</i>	90
5.1.4.	<i>Resolución espacial de alto contraste</i>	92
5.1.5.	<i>Uniformidad y ruido</i>	96
5.2.	Pruebas sobre el PET del Biograph mCT	100
5.2.1.	<i>Calibración del desplazamiento del FOV</i>	100
5.2.2.	<i>Normalización, cálculo y verificación del factor de calibración del PET e inspección de los sinogramas</i>	101
6.	Conclusiones	106

Anexos	110
A.1. Protocolo alineamiento del haz y láseres	111
A.2. Protocolo espesor de corte efectivo	113
A.3. Protocolo linealidad y escala de contraste	114
A.4. Protocolo resolución espacial de alto contraste	116
A.5. Protocolo uniformidad y ruido	117
A.6. Protocolo control de calidad diario y estabilidad de los detectores PET	119
A.7. Protocolo prueba del escáner PET-CT en modo clínico	124
A.8. Evaluación de datos para los cortes nominales escogidos del Tomógrafo Biograph mCT X-3R de la FVL	125
A.9. Estudio de linealidad y escala de contraste	128
A.10. Estudio Uniformidad y Ruido	131
A.11. Informe de control de calidad automático realizado por el sistema Biograph mCT X-3R para el sub-sistema PET	132

1. INTRODUCCIÓN

La Tomografía por emisión de Positrones (PET) es una modalidad de imagen diagnóstica dentro del campo de la medicina nuclear. En 1961 se desarrolla la primera cámara de positrones, pero este método diagnóstico no comienza a tener utilidad práctica hasta que Ter-Pogossian describe los algoritmos de reconstrucción de imágenes a mediados de los setenta, sin embargo sólo a mediados de los ochenta se difunde en la práctica clínica, en especial en el ámbito oncológico, tras la aparición de las cámaras para obtener imágenes de cuerpo completo.

Desde sus inicios esta modalidad de imagen se ha utilizado fundamentalmente con fines de investigación en procesos tumorales, neuro-psiquiátricos y cardiológicos, pero en los últimos años se ha observado una clara tendencia hacia una progresiva aplicación clínica diagnóstica.

Se trata de un procedimiento no invasivo (no se requieren cirugías) que detecta y cuantifica la actividad metabólica de los diferentes fenómenos fisiológicos o patológicos, dando una información funcional *in vivo* de dichos procesos, unas veces complementaria y otras adicionales a las técnicas de imagen estructurales.

Algunos centros con Tomógrafo por Emisión de Positrones (PET) constan de la unidad de producción de radiofármacos y del sistema híbrido PET-CT que es la cámara de los detectores de positrones, conectada a uno o varios computadores con el *software* adecuado para el procesamiento de las imágenes junto con un Tomógrafo Computarizado (CT), permitiendo tener una fusión de imágenes de las dos modalidades.

La unidad de producción de radiofármacos PET puede incluir un ciclotrón, un laboratorio de radio-farmacia, donde se procede a la síntesis y marcaje de las moléculas mediante módulos automáticos de síntesis, y un laboratorio de control de calidad. La Fundación Valle del Lili ha adquirido el tomógrafo híbrido por emisión de positrones modelo: BIOGRAPH mCT X3-R del fabricante SIEMENS® y el generador de biomarcadores (Ciclotrón) de ABT Molecular Imaging.

Las imágenes en el tomógrafo por emisión de positrones se obtienen tras la administración por vía intravenosa de ciertos radio-trazadores emisores de positrones, como los radionucleidos utilizados de corta vida media, por ejemplo el Flúor-18 (^{18}F), el Carbono-11 (^{11}C), Oxígeno-15 (^{15}O) y Nitrógeno-13 (^{13}N), que pueden marcar (o unirse) prácticamente cualquier molécula de forma relativamente sencilla y sin modificar su conducta. La mayoría de estos isótopos se producen en ciclotrones de uso médico mediante la aceleración de protones y deuterones que colisionan con determinados blancos, produciéndose una reacción nuclear en la que se obtienen los isótopos radiactivos.

En los últimos años se ha hecho evidente la necesidad de llevar a cabo acciones sistemáticas para garantizar la calidad de los tratamientos, las imágenes, la seguridad de los pacientes y del personal clínico.

Por todo lo anterior, la Organización Internacional de Estandarización (ISO), ha definido Garantía de Calidad como “Todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”^[i].

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha justificado la necesidad de la Garantía de Calidad de imágenes diagnósticas con base a los siguientes argumentos ^[iii]:

- La Garantía de Calidad minimiza los errores en la planificación y administración de la dosis al paciente, y por tanto mejora los resultados.
- La Garantía de Calidad 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 exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de imágenes diagnósticas no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un elevado nivel de exactitud y consistencia.

Adicionalmente a los argumentos de la OMS hay que añadir:

- Un programa de Garantía de Calidad es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes con radiaciones ionizantes en imágenes diagnósticas y en cualquier otra unidad clínica que haga uso de estas técnicas.

El producto final, tangible y provechoso de este trabajo es el Protocolo estándar de Control de Calidad en Imágenes Diagnósticas-Medicina Nuclear para el Tomógrafo híbrido PET-CT (BIOGRAPH mCT X-3R) para su uso en Cali, Colombia en la Fundación Valle del Lili, basado en los aspectos físicos y técnicos apropiados al equipamiento del país, pero sin ignorar temas en los que intervienen conjuntamente aspectos físicos y médicos.

El protocolo realizado se ha basado en las recomendaciones dadas por el documento expedido por la International Atomic Energy Agency (IAEA), Human Health Series N°1, Quality Assurance for PET and PET-CT systems (2009)^[ii], que provee estandarizaciones y pruebas bien descritas para asegurar que el escáner funciona bajo especificidades, direccionando además los componentes relativamente recientes adicionados a los sistemas híbridos con Tomografía Computarizada (CT) recogiendo en el documento test para los componentes PET, CT y PET-CT (puesto que, por sus distintos principios físicos, los mismos test no son compatibles). Adicional a éste la AAPM (Asociación Americana de Física Médica)^[iii] también ha creado unos estándares para el control de calidad, tales como el AAPM Position Statement (2/2004) Radiation Protection & Quality assurance for PET and PET/CT systems, Task Group No 126 ^[iv], pero dado el alto costo económico de estas pruebas, en especial el maniquí requerido, es un protocolo que no es ampliamente utilizado en el medio clínico.

Siguiendo el orden de los estándares americanos, la ACR® (American College of Radiology)^[v] ha creado el Nuclear Medicine Accreditation Program, que incluye el PET Module, donde se dan instrucciones para la evaluación de la imagen PET (PET Phantom instructions for Evaluation for PET imagen quality)^[vi], que es una parte fundamental al momento de construir un protocolo de control de calidad en el campo de las imágenes diagnósticas; finalmente está el protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico^[vii] que esencialmente se ha empleado como guía para el control de calidad del sub-sistema CT.

Todos los protocolos de estandarización provienen de agencias internacionales, pues actualmente en el país y en general en Latinoamérica todavía no se ha hecho la reglamentación para el uso de Tomógrafos por Emisión de Positrones de última tecnología. Es necesario remarcar que el Tomógrafo BIOGRAPH mCT X-3R es el

cuarto de su clase en el país, y el equipo que lo provee del radiofármaco, el generador de biomarcadores (Ciclotrón) de la marca ABT Molecular Imaging, es el primer equipo (de su clase) instalado en un ambiente clínico en Latinoamérica y el tercero en el mundo. Esto hace de este trabajo, una referencia para futuras estandarizaciones de equipos similares, y una excelente oportunidad de fortalecimiento de lazos de colaboración entre el Departamento de Física de la Universidad del Valle y la FVL, así como también una oportunidad para mostrar aplicaciones, campos de acción, importancia y necesidades de los físicos para la comunidad en general y en especial la comunidad clínica.

A continuación el capítulo 2 presenta el funcionamiento de un tomógrafo PET-CT partiendo del proceso físico fundamental llevado a cabo para construir una imagen diagnóstica bajo las dos modalidades, hasta la explicación de la imagen híbrida o multimodalidad. El capítulo 3 presenta la justificación y explicación de establecer un protocolo de control de calidad para un tomógrafo PET-CT, así como la necesidad del físico en su elaboración, desarrollo y evaluación. El capítulo 4 presenta los materiales y equipos empleados en los diferentes montajes y hace una revisión de las características más exclusivas de los equipos utilizados en este trabajo; el capítulo 5 presenta los resultados y el análisis de los mismos obtenidos para cada uno de los procedimientos adelantados sobre el tomógrafo PET-CT en cada modalidad de imagen que presenta. El capítulo 6 presenta las conclusiones y perspectivas de este estudio, y finalmente los anexos contienen las tablas anunciadas en cada capítulo y el protocolo de control de calidad implementado en el servicio de imágenes diagnósticas-medicina nuclear molecular PET-CT de la FVL como producto de la aplicación de este trabajo.

-
- [i] Planning a Clinical PET Centre, IAEA Human Health Series No. 11, International Atomic Energy Agency, Vienna 2010.
 - [ii] Quality Assurance for PET/CT Systems, IAEA Human Health Series No. 1, International Atomic Energy Agency, Vienna 2009.
 - [iii] <http://www.aapm.org/>
 - [iv] Task Group No 126 PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance. AAPM Position Statement Radiation Protection & quality Assurance for PET and PET/CT systems. American Association of Physical Medical 2004.
 - [v] <http://www.acr.org/>
 - [vi] PET Phantom Instructions for evaluation PET Imagen Quality. ACR Nuclear Medicine Accreditation Program, PET Module. American College of Radiology 2010.
 - [vii] Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos técnicos) SEFM- SEPR-SERAM. 2010.

2. TOMÓGRAFO HÍBRIDO PET-CT

La imagen lograda por un Tomógrafo por Emisión de Positrones (PET), particularmente en aplicaciones oncológicas, a menudo revela lesiones suspicaces, pero provee pequeña información concerniente a su exacta localización en los órganos del paciente. En esta situación el co-registro de imágenes PET con otras modalidades, como son las imágenes de CT o RM (de Resonancia Magnética), proveen buena descripción de la anatomía, siendo muy útiles, dado que los dos sub-sistemas se encuentran localizados dentro del mismo gantry, garantizando posicionamiento del paciente en la camilla a medida que este realiza el estudio.

El capítulo a continuación muestra y explica el funcionamiento de un tomógrafo PET-CT, partiendo del proceso físico fundamental llevado a cabo para construir una imagen en un Tomógrafo Computarizado y un Tomógrafo por Emisión de Positrones, hasta llegar a la explicación de la obtención de la imagen híbrida de un tomógrafo PET-CT.

2.1. Hacia la Tomografía Computarizada.

2.1.1. Los Rayos X.

Para entender el proceso fundamental envuelto en la producción de los rayos X, primero se deben mirar algunas propiedades típicas del propio haz. Con el nombre de rayos X en imágenes diagnósticas se designa a la radiación electromagnética que se produce cuando un haz de electrones de elevada energía cinética incide sobre un determinado material. Esta radiación electromagnética está formada por el llamado *bremstrahlung* y por la *radiación característica* de los átomos que constituyen el blanco. La figura 2.1 muestra las medidas de la distribución espectral de los fotones emitidos desde un tubo de rayos X de diagnóstico, excitado a 60, 80, 100 y 119 kV_p^[i]. La gráfica da el número relativo de fotones en cada intervalo de energía como una función de la energía del fotón y el área bajo la curva es proporcional al número total de fotones emitidos.

ⁱ El kilo-Voltaje pico o kV_p, es la diferencia de potencial a la que se somete el cátodo y ánodo dentro de un tubo de Rayos-X. Se le conoce como kilo-voltaje pico, porque en el espectro de los rayos X la altura del pico del espectro continuo por bremstrahlung está dada por esta diferencia de potencial.

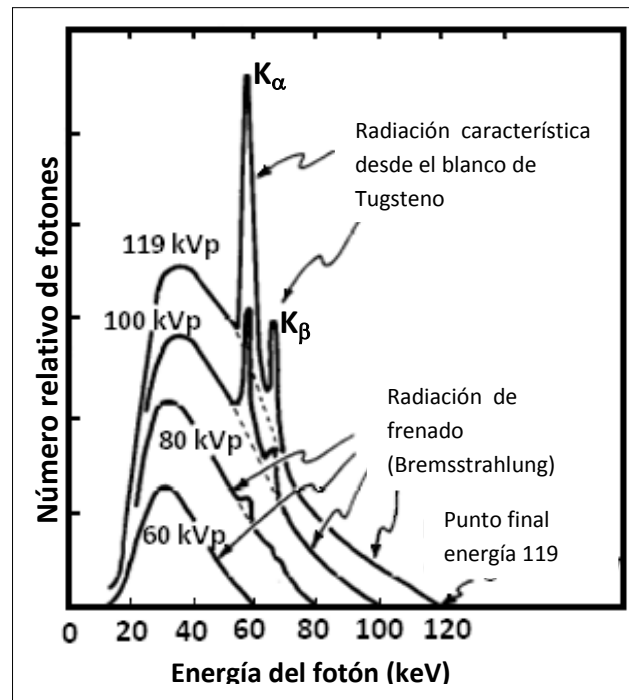


Figura 2.1. Espectro desde un tubo de rayos X para diagnóstico excitado a 60, 80, 100 y 119 kV_p^[ii].

El Bremsstrahlung o radiación de frenado es la parte continua del espectro obtenido de un tubo de rayos X. Este proceso es más fácil de entender usando la idea clásica, de que la radiación electromagnética es emitida cuando una partícula cargada (como el electrón) es acelerada.

Mientras el electrón dirigido hacia el blanco se aproxima al núcleo, éste interacciona con el campo de fuerza del núcleo y es desacelerado, abandonando el átomo después de perder parte de su energía y con un cambio en su trayectoria original; la energía absorbida por el campo de fuerza nuclear, constituye un exceso para las necesidades o demandas del átomo, por lo que ésta es inmediatamente radiada en forma de rayo-X con una energía similar a la que ha perdido el electrón, visualizándose como un espectro continuo^[1].

Por otro lado, los picos observados en la figura 2.1 son a los que se les llama radiación característica, puesto que se producen cuando el electrón incidente golpea un orbital atómico. Si dicho electrón incidente tiene la energía suficiente para arrancar un electrón

ⁱⁱ Tomado de The esencial physics of medical imaging, second edition. Jerrold T. Bushbers, Anthony Seibert, Edwin Leidholdt, John Boone.

que se encuentra en el orbital que es golpeado, el “hueco” que deja, será ocupado por otro electrón de un orbital atómico superior; este último electrón emite radiación característica del salto de un nivel energético a otro de menor energía (ver figura 2.2).

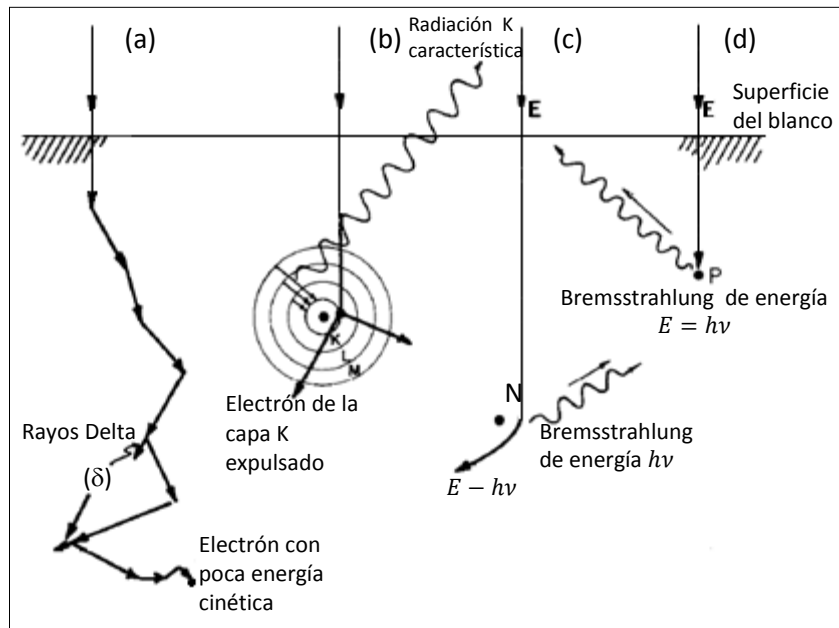


Figura 2.2. Interacciones típicas del electrón con la materia. (a) El electrón sufre pérdidas ionizantes dando lugar a rayos delta (δ) y eventualmente calor. (b) El electrón expulsa un electrón K dando lugar a radiación característica. (c) Colisiones entre un electrón de energía E y un núcleo, dejando bremsstrahlung de energía $h\nu$. El electrón se aleja desde la “colisión” con energía $E - h\nu$. (d) Colisión rara, cuando el electrón está completamente “en reposo” en una colisión, da lugar a un fotón de energía $E = h\nu$.

2.1.2. Tomografía Computarizada (CT).

La radiografía fue de las primeras aplicaciones de un fenómeno físico en las imágenes médicas, y se hizo posible cuando el físico Wilhelm Röntgen descubrió los rayos X en 1895. Se basa en una fuente de rayos X ubicada de un lado del paciente y un detector típico de rayos X ubicado en el lado opuesto. Un pulso de corta duración (típicamente menos de $\frac{1}{2}$ segundo) es emitido por un tubo y una gran porción de estos rayos interactúan con el paciente donde algunos de los mismos pasan a través de él y llegan al detector, entonces una imagen radiográfica se forma.

La distribución homogénea de los rayos X que atraviesan el paciente es atenuada desde que los rayos son removidos del haz, por dispersión y absorción con el tejido (como son los huesos, tejidos blandos y aire dentro del paciente), así que cuando los rayos X emergen del paciente, resultan ser una distribución heterogénea; mostrando con esto que la imagen radiográfica es una foto de la distribución de los rayos-X.

Los Tomógrafos Computarizados se vuelven clínicamente viables a mediados de 1970 y es la primera modalidad de imagen médica hecha por un computador. Con la imagen planar la anatomía en tres dimensiones del paciente se reduce a una imagen de proyecciones en dos dimensiones, la densidad en un punto dado en la imagen representa la atenuación de los rayos X dentro del paciente a lo largo de la línea entre el foco de rayo X y el punto en el detector correspondiente al punto en la imagen. Consecuentemente con una radiografía convencional la información con respecto a la dimensión paralela al haz se pierde; estas limitaciones se pueden superar, al menos para las estructuras obvias, mediante la adquisición de una proyección anterior-posterior (PA) y una proyección lateral del paciente (ver Figura 2.3). Para objetos que puedan ser identificados con ambas imágenes, las dos películas radiográficas proveen información de localización valiosa, pero para patologías más complejas, las dos imágenes no son suficientes.

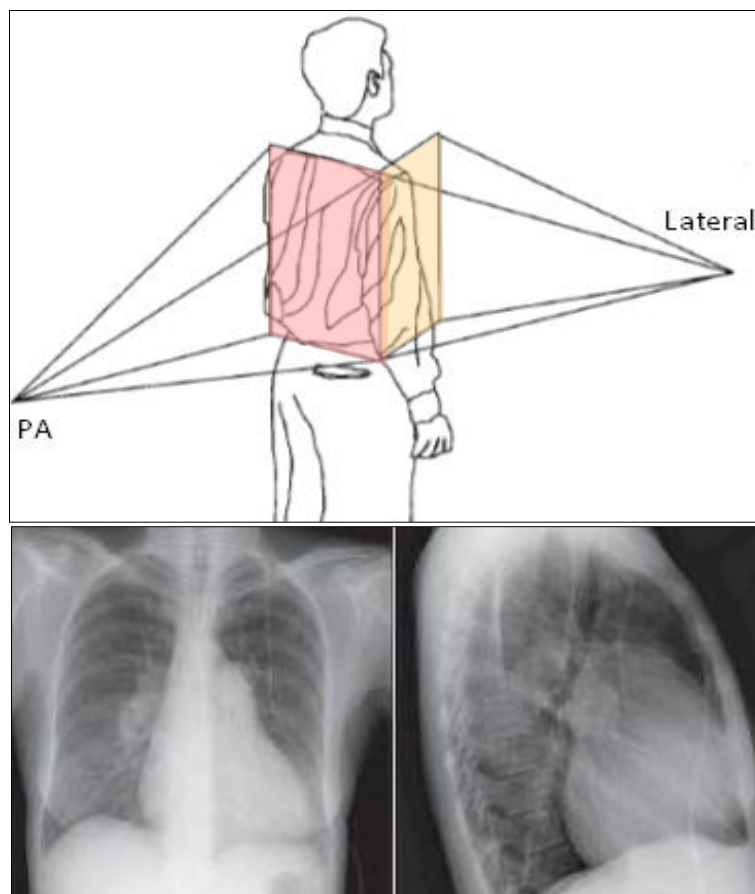


Figura 2.3. Superior, proyecciones sobre el cuerpo de una radiografía de tórax Anterior-Posterior y Lateral. Inferior, a la izquierda radiografía anterior-posterior de un tórax, a la derecha radiografía lateral del mismo tórax ^[iii].

ⁱⁱⁱ Tomado de The esencial physics of medical imaging, second edition. Jerrold T. Bushbers, Anthony Seibert, Edwin Leidholdt, John Boone

Si en vez de estas dos proyecciones una serie de 360 radiografías se adquieren en intervalos de 1° alrededor de la cavidad torácica del paciente, la visualización de estas 360 radiografías con información anatómica podría ser imposible de visualizar para un humano, pero si se almacenan en un computador, éste podría en principio reformatear los datos y generar un CT completo de examinación torácica (ver figura 2.4).

La imagen tomográfica de CT es una “foto” plana de la anatomía del paciente, donde la imagen en dos dimensiones del CT corresponde a una sección en tres dimensiones del paciente, sin embargo contrario con la imagen plana el grosor del corte del CT es muy delgado (1 a 10 mm) y es aproximadamente uniforme ^[2].

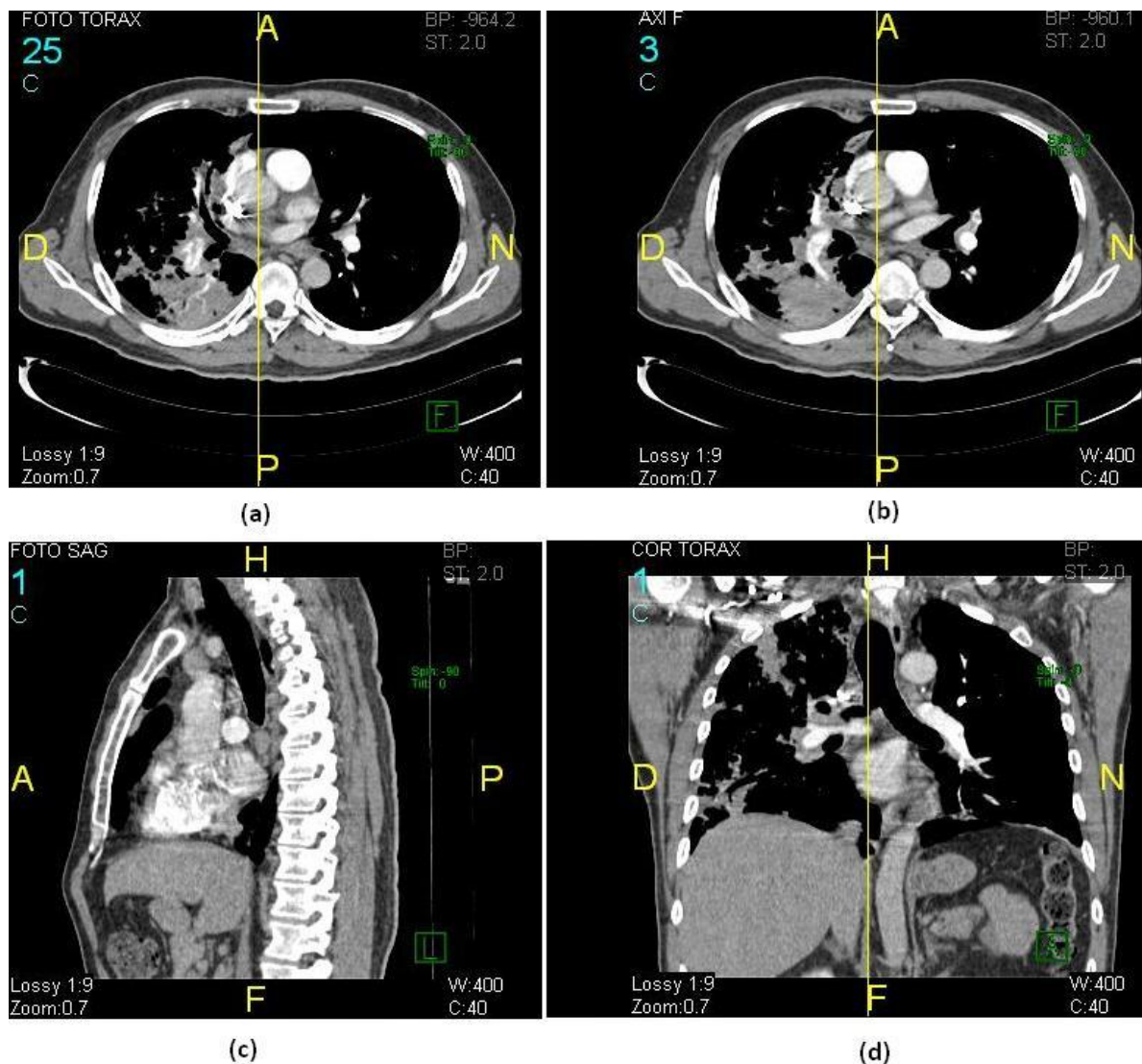


Figura 2.4. Imagen tomográfica de CT de un tórax, (a) y (b) es una visualización axial de dos cortes diferentes, (c) visualización sagital y (d) visualización coronal ^[iv].

^{iv} Tomado de estudio de tórax en la Fundación Valle del Lili en el sistema Somaton SensationCardia de SIEMENS®

El arreglo de pixeles en 2-D (elementos pequeños de la foto) en la imagen CT corresponde a un número igual de voxels en 3-D (elementos de volumen) en el paciente. Los voxels tienen las mismas dimensiones en el plano como un pixel, pero también incluyen la dimensión del grosor del corte, y cada pixel visualizado en la imagen CT es el promedio de la atenuación de los rayos X del tejido en el correspondiente voxel ^[2] (ver figura 2.5).

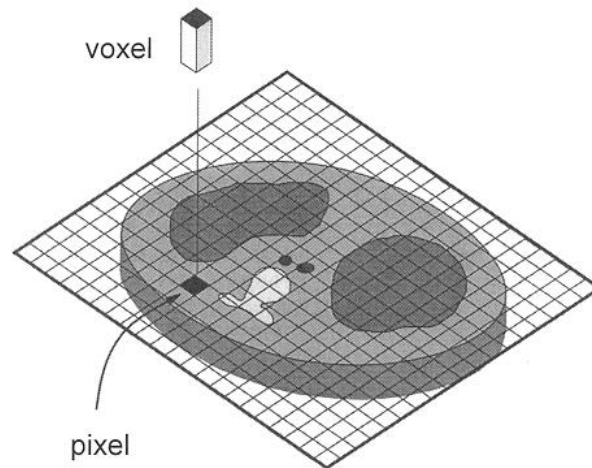


Figura 2.5. Diferencia entre Voxel y Pixel, se observa la diferencia entre la imagen tomográfica y la imagen planar mostrada en la figura 2.3. (El término tomográfica se refiere a la foto (-graph) de un corte (tomo-)).

Los CTs cambiaron la práctica de la medicina por la reducción sustancial de la necesidad de exploración por cirugías. Los escáneres modernos de CT adquieren 5 mm de grosor de imágenes tomográficas a lo largo de 30 cm de longitud de un paciente (esto es 60 imágenes) en 10 segundos, y revelan la presencia de tumores, malformaciones, rupturas de disco, aneurismas y un gran número de otras patologías.

2.1.3. Componentes principales de un CT.

Un Tomógrafo Computarizado (CT) se compone principalmente de un tubo de rayos X localizado dentro del Gantry, que puede generar aproximadamente 10^9 fotones/(mm²·s) a una distancia del foco del tubo de 75 cm y trabajando con voltaje en el tubo de 120 kV y corriente de 300 mA, por lo cual un tubo de rayos X operado a altos voltajes y corriente requiere una rápida disipación de calor, para evitar fallas en el mismo, lo que conlleva a tener un sistema de enfriamiento bastante eficiente, así como un control permanente y confiable de la temperatura alrededor del equipo.

El tubo de rayos X consiste en una fuente de electrones, un camino al vacío para la aceleración de los mismos, un electrodo de destino (blanco) y una fuente de energía externa para acelerar los electrones. Específicamente el inserto del tubo de rayos-X contiene la fuente de electrones y el blanco (electrodo) dentro de un vidrio al vacío o una envoltura metálica. La carcasa del tubo proporciona el blindaje y el baño refrigerante de aceite para el inserto del tubo; los colimadores definen el campo del rayo-X y remueven los fotones de baja energía, y el generador es la fuente de energía que suministra el voltaje (tensión) para acelerar los electrones ^[2]. El generador también permite controlar la salida de los rayos X a través de la selección del voltaje, corriente y tiempo de exposición, que son componentes que trabajan en conjunto para crear el haz de los fotones de rayos X de intensidad bien definida, penetrabilidad y distribución espacial (ver Figura 2.6).

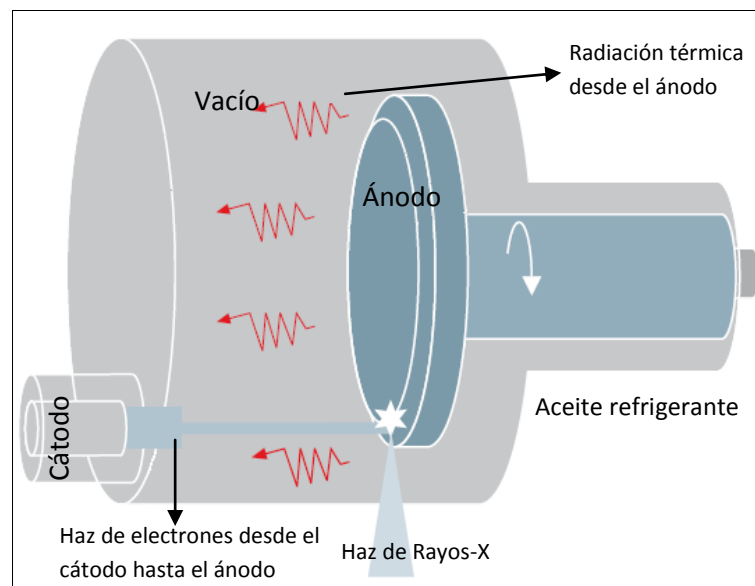


Figura 2.6. Bosquejo de un tubo de rayos X usado en un Tomógrafo Computarizado ^[v].

Otro componente principal del CT son los elementos de detección de los rayos X que anteriormente eran cámaras de ionización usadas por lo general a alta presión, pero en la actualidad los más usados son los cristales de centelleo a los que se les acoplan fotodiodos, los cuales posteriormente convierten la señal luminosa en información de detección. En especial los cristales están constituidos de materiales que tengan una eficiencia de absorción cuántica alta y una respuesta temporal rápida con un bajo

^v Tomado de Easy guide to low dose. SIEMENS®.

conteo. La figura 2.7 muestra las partes importantes dentro de un Gantry para un Tomógrafo Computarizado en general.

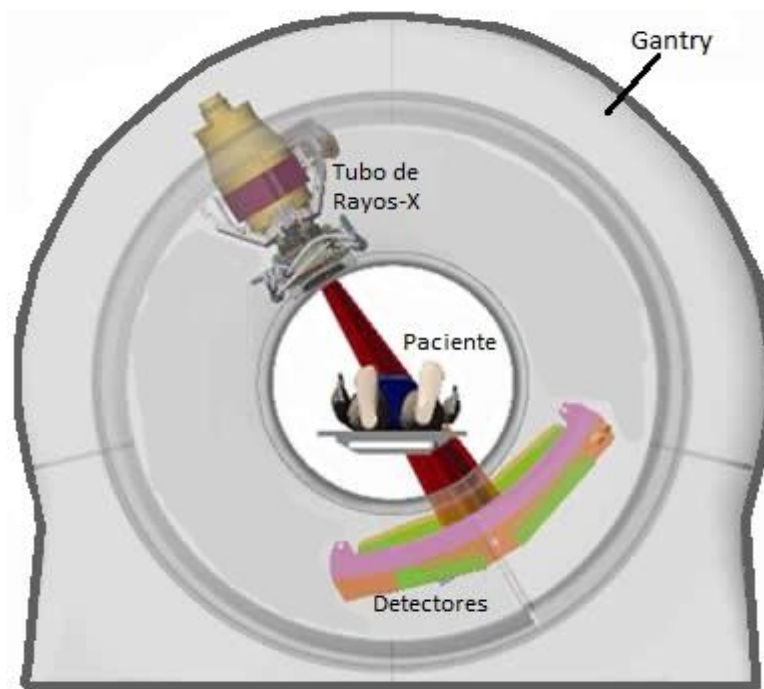


Figura 2.7. Partes básicas dentro del Gantry de un CT.

2.1.4. Adquisición tomográfica.

La transmisión de una sola medición a través del paciente hecha por un solo detector en un momento dado es llamado *haz*. Una serie de haces que pasan a través del paciente en la misma orientación se llaman proyecciones o vistas. Las dos geometrías básicas que han sido usadas en la imagen CT son la geometría del *parallel beam* (haz paralelo) en el cual todos los haces se proyectan paralelamente uno del otro, y la geometría *fan beam* (haz abanico) donde los haces en un ángulo de proyección dado divergen y tienen una apariencia de abanico (ver figura 2.8). Todos los escáneres CT modernos incorporan la geometría de *fan beam* en los procesos de adquisición y reconstrucción.

El propósito del hardware es adquirir un gran número de medidas transmitidas a través del paciente en diferentes posiciones. La adquisición de una sola imagen axial en un CT puede llegar a implicar aproximadamente 800 haces tomados en 1.000 ángulos de proyecciones diferentes, para un total de aproximadamente 800.000 medidas transmitidas. Antes de la adquisición del siguiente corte la camilla del paciente se mueve

ligeramente en la dirección cráneo-caudal (el eje Z del escáner), posicionando un sector diferente de tejido en la trayectoria del haz del rayo X para adquisición de la siguiente imagen.

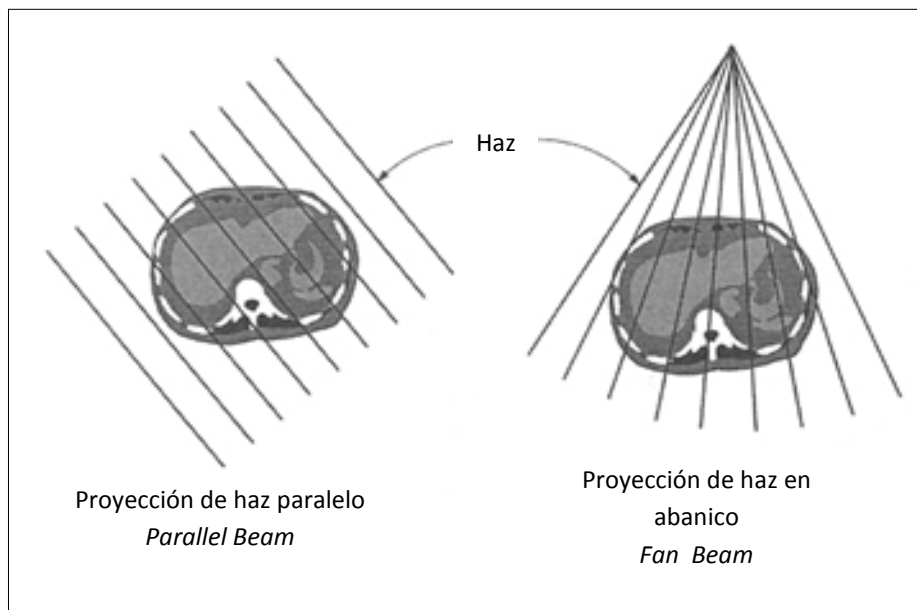


Figura 2.8. Las imágenes de la Tomografía Computarizada CT, son producidas por un gran número de mediciones de rayos X transmitidos llamados haces. Un grupo de rayos adquiridos en cierta geometría es llamado una proyección o vista. Dos geometrías diferentes han sido usadas en los CTs, proyección de haz paralelo (izquierdo) y proyección de haz en abanico (derecho).

Finalmente la reconstrucción de una imagen axial típica (imagen tomográfica) se obtiene de los datos transmitidos proyectados de perfiles adquiridos para rotaciones de 360° del tubo y el detector alrededor del paciente (ver Figura 2.9), pero la calidad de la imagen se ve afectada por la intensidad de los rayos X, ya que un flujo alto de fotones utilizado en un escáner de CT da una imagen de bajo ruido donde se identifican las pequeñas diferencias en la atenuación de fotones o diferencias de bajo contraste en la composición del tejido, pero al mismo tiempo da una gran cantidad de dosis efectiva absorbida por el paciente. Lo cual puede ocurrir principalmente por el uso inapropiado de protocolos del escáner CT con los pacientes, haciéndose esto aún más evidente en el caso de exámenes pediátricos. De esta forma se vuelve esencial que el Físico Médico determine los parámetros de dosis efectiva que deben ser aceptados para un paciente típico ^[3].

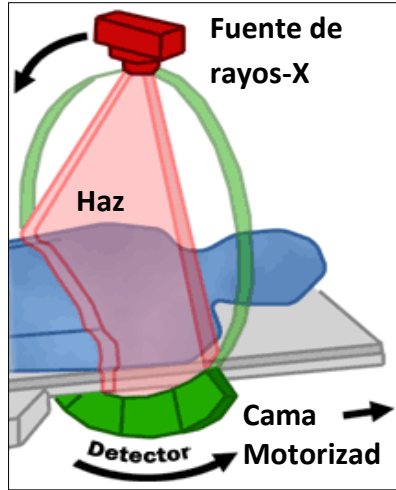


Figura 2.9. Rotación del tubo de Rayos-X y detector dentro de un gantry de CT alrededor del paciente, mientras la camilla se desplaza.

2.1.5. Reconstrucción Tomográfica ^[4].

Cada proyección que es adquirida en un CT es la transmisión de una medida a través del paciente a lo largo de una línea, donde los detectores miden intensidad de rayos X I_t . La intensidad del haz de rayos X no atenuados también es medida durante el escáner por un detector de referencia, detectando este una intensidad I_0 . La relación entre I_t e I_0 se da por la siguiente ecuación.

$$I_t = I_0 e^{-\mu t} \quad (2.1)$$

donde t es el grosor del paciente a lo largo del haz, y μ es el promedio del coeficiente de atenuación lineal a lo largo del rayo. Cabe notar que I_0 e I_t son valores dependientes de la máquina, pero el producto μt es un parámetro importante relacionado con la anatomía del paciente a lo largo del haz dado. Cuando se hace un reacomodo a la ecuación, los valores medidos I_t e I_0 pueden ser usados para calcular los parámetros de interés:

$$\ln(I_0/I_t) = \mu t \quad (2.2)$$

donde t en última instancia se anula (por su pequeño valor, aproximadamente 5 mm) y el valor de μ para cada proyección es usado en el algoritmo de reconstrucción del CT. Este cálculo que es un paso de pre-procesamiento realizado antes de la reconstrucción de la imagen, reduce la dependencia de la imagen del CT con los parámetros dependientes de la máquina, resultando una imagen que depende principalmente de las

características anatómicas del paciente. Aspecto que es muy deseable en la imagen médica en general.

Después del pre-procesamiento de los datos en bruto, un algoritmo de reconstrucción del CT es usado para producir las imágenes CT. En cuanto a esto hay numerosas estrategias de reconstrucción, sin embargo, el *filtro de retroproyección* (filtered backprojection) para la reconstrucción es el que actualmente más se usa para escáneres clínicos de CT. El método de retroproyección esencialmente construye la imagen en el computador invirtiendo los pasos de adquisición (ver figura 2.10). Durante la adquisición, la información de la atenuación a lo largo de una trayectoria conocida del estrecho haz de rayos X está integrada al detector. Durante la reconstrucción por retroproyección, el valor μ para cada haz se sobrepone a lo largo del mismo camino en la imagen del paciente. Como los datos para un gran número de rayos son retro-proyectados en la matriz de imagen, las áreas de alta atenuación tienden a reforzarse entre sí, y las áreas de baja atenuación también refuerzan la construcción de la imagen en el computador^[2].

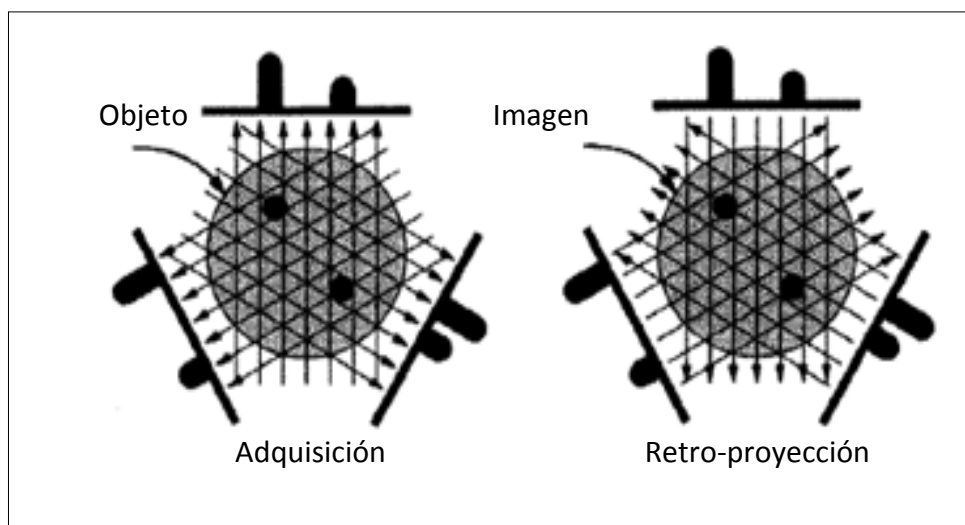


Figura 2.10. La adquisición de los datos envueltos en la tomografía computarizada (CT) hacen las mediciones de transmisión a través del objeto en numerosos ángulos alrededor del mismo (izquierda). El proceso de computación de la imagen CT desde los datos adquiridos esencialmente revierte la geometría de la adquisición matemáticamente (derecha). Cada medición es retroproyectada en una matriz digital. Después de la retroproyección las áreas de alta atenuación son positivamente reforzadas, mientras que otras no lo son, y así la imagen es construida desde el gran número de colecciones de rayos que pasan a través de ella^[vi].

^{vi} Tomado de The esencial physics of medical imaging, second edition. Jerrold T. Bushbers, Anthony Seibert, Edwin Leidholdt, John Boone

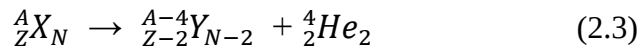
2.2. Hacia la Tomografía por Emisión de Positrones.

2.2.1. La desintegración β^+

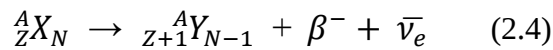
El objetivo de este trabajo es la descripción del control de calidad sobre un tomógrafo PET-CT, por eso se hace un repaso general del proceso de la desintegración nuclear. Un tratamiento más detallado sobre los procesos de desintegración nuclear puede ser encontrados en cualquier libro de física nuclear, como por ejemplo Intoduction to radiological physics and radiation dosimetry de Attix ^[1].

De acuerdo con física nuclear, cuando un núcleo atómico es inestable, es decir, posee una cantidad de protones y neutrones que no le permiten mantener su integridad indefinidamente, entra en un proceso de desintegración o decaimiento que culmina con la emisión de algún tipo de partícula o radiación que puede modificar el propio número atómico para alcanzar una mayor estabilidad. Existen tres canales básicos a través de los cuales se produce dicha desintegración.

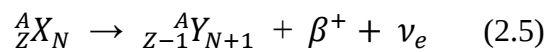
- a) Emisión de partículas alfa (α): generalmente ocurre en núcleos pesados



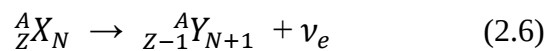
- b) Emisión de partículas beta (β): esta se produce en tres formas, la desintegración β^- en el cual el núcleo tiene un exceso de neutrones y tiende a emitir un electrón y, dejando el núcleo con un neutrón menos y un protón de mas:



en la desintegración β^+ el núcleo tiene un exceso de protones y tiende a emitir un positrón, dejando al núcleo con un protón menos y un neutrón de mas:



en la captura electrónica (EC) el núcleo padre en vez de emitir un positrón (β^+) captura un electrón de su propio átomo y emite un neutrino monoenergético



aunque la EC no es exactamente una emisión beta, suele estudiarse conjuntamente puesto que siguen las mismas leyes.

- c) Emisión gama (γ): en este caso no se produce desintegración, sino decaimiento, puesto que el núcleo que la sufre se limita a pasar de un estado excitado a uno de

menor energía mediante la emisión de un fotón gamma sin que esto afecte su número atómico.

El ritmo con el que se producen las desintegraciones nucleares es un dato de gran importancia, pues el tiempo en el que una muestra de cierto material puede pasar a convertirse en otro va desde los nanosegundos hasta tiempos superiores a la edad del universo. La ecuación que describe la ley de desintegración radiactiva describe cómo evoluciona en el tiempo una muestra inicial de N_0 núcleos susceptibles de sufrir cierta desintegración:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.7)$$

donde λ es la probabilidad de que el estado X pase al estado Y por segundos, es llamada constante de decaimiento radiactiva y es propia de cada isótopo; esto lleva a introducir el concepto de tiempo de vida media $t_{1/2}$, que es el tiempo en que una cantidad inicial de N_0 núcleos se reduce a la mitad:

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (2.8)$$

En la desintegración beta además de producirse un electrón o positrón también se produce un antineutrino o neutrino respectivamente, al entrar en juego dos partículas, la energía con que estas se emiten se reparte, por lo cual la energía con la que el electrón o positrón se expulsa puede ir desde la máxima permitida por la desintegración (si el neutrino no recibe energía), hasta el caso contrario en el que la energía cinética aportada al electrón o positrón es nula; por este motivo el espectro de emisión de la desintegración β es continuo.

2.2.2. La interacción radiación-materia, producción de pares.

La producción de pares es un proceso de absorción en el cual un fotón desaparece y da lugar a la producción de un electrón y un positrón. Esto sólo puede ocurrir en un campo de fuerzas de Coulomb, usualmente cerca del núcleo atómico. Sin embargo puede llegar a suceder, con una baja probabilidad, en el campo de un electrón atómico. Este proceso usualmente se llama “*producción de tripletes*” porque el electrón de acogida que provee el campo Coulombiano también adquiere energía cinética en pos de conservar el

momentum (ver Figura 2.11); de esta forma dos electrones y un positrón son expulsados desde el sitio de la interacción ^[4].

Una energía mínima del fotón de $2m_0c^2 = 1.022 \text{ MeV}$ es requerida para que ocurra la producción de pares en el campo nuclear, y $4m_0c^2$ es el umbral para la producción de tripletes por la conservación del momentum.

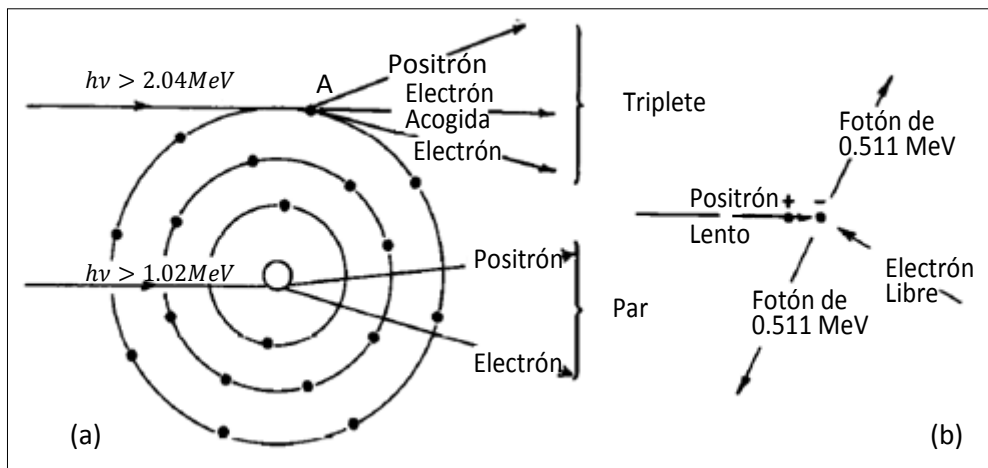


Figura 2.11. (a) La absorción del fotón en el campo del electrón y producción del triplete positrón y dos electrones, y la absorción del fotón en el campo del núcleo con la respectiva producción del par positrón y electrón. (b) La aniquilación de un positrón con un electrón y la formación de dos fotones γ , cada uno con energías de 0.511 MeV .

El positrón puede tener una energía inicial después de la emisión, la cual, es similar al caso del decaimiento β^- , logrando tener un valor continuo hasta un máximo. Después de la emisión desde el núcleo, el positrón pierde energía cinética por la interacción con la materia a su alrededor, éste interactúa con otros núcleos y es desviado desde su camino original por cuatro tipos de interacción ^[5]:

- i) *Colisión inelástica* con electrones atómicos, el cual es el mecanismo predominante para perder energía cinética.
- ii) *Dispersión elástica* con electrones atómicos, donde el positrón es desviado pero su energía y momentum se conservan.
- iii) Dispersión inelástica con un núcleo, con desviación del positrón y a menudo con la correspondiente emisión de radiación Bremsstrahlung.
- iv) Dispersión elástica con un núcleo donde el positrón es desviado pero no se radia alguna energía o se transfiere alguna energía al núcleo.

Como el positrón viaja a través de la materia perdiendo energía constantemente en eventos de ionización con otros átomos o por radiación después de una dispersión inelástica, ambas de estas situaciones inducirán una desviación en el camino del positrón, y así el positrón toma un viaje extremadamente tortuoso a través de la materia. Por esto, se dificulta estimar el rango del positrón basándose sólo en su energía, así que mediciones empíricas son usualmente hechas para determinar el rango medio del positrón en un material específico.

La emisión del positrón desde el núcleo, con su consecuente aniquilación, significa que el evento de producción de fotones (la aniquilación) ocurre fuera del núcleo radiactivo (ver Figura 2.11 b). La distancia finita que el positrón viaja después de la emisión contribuye a una incertidumbre de la localización del decaimiento del núcleo (la localización del núcleo es la especie que deseamos determinar en una tomografía por positrones, no donde eventualmente se ha aniquilado el positrón).

Cuando el positrón y un electrón eventualmente se combinan y se da una radiación electromagnética de aniquilación, lo más probable es que esta radiación sea en forma de dos fotones de 0.511 MeV (el equivalente a la masa en reposo de cada partícula) emitidos a 180° uno del otro, sin embargo existen aniquilaciones de orden mayor en donde más de dos fotones son emitidos, pero con una probabilidad de ocurrencia alrededor de 0,003% ^[6]. Los fotones que son emitidos en direcciones opuestas conservan el momentum, el cual es cercano a cero antes de la aniquilación. Muchos de los pares de fotones no son emitidos estrictamente a 180°, esta fracción ha sido estimada hasta llegar a ser el 65% en agua ^[5].

Esto contribuye a una incertidumbre adicional de la localización del evento de desintegración del 0.5% del FWHM desde los estrictos 180°, pudiendo degradar la resolución por 1,5 mm (dependiendo de la distancia entre los dos detectores de coincidencia). Este efecto, y la distancia finita que viaja el positrón antes de la aniquilación, colocan un límite fundamental en la resolución espacial que puede ser lograda en los tomógrafos por emisión de positrones.

El positrón que es expulsado siguiendo el decaimiento β^+ tiene un tiempo de vida muy corto en un material rico en electrones como es el tejido, éste rápidamente pierde su energía cinética, como líneas arriba se ha formulado, y se combinará con un electrón

para formar un estado similar al hidrógeno conocido como *positronium*. En analogía con el hidrógeno, el positrón sustituye el protón en el núcleo del átomo de hidrógeno; este estado se mantiene sólo alrededor de 10^{-10} segundos antes de que ocurra la aniquilación, donde la masa del electrón y positrón se convierten en energía electromagnética ^[1].

Debido a que el positrón y electrón están casi en reposo cuando ocurre la producción de pares en el campo nuclear, la energía liberada proviene en gran parte de la masa de las partículas y puede ser calculada a partir de la ecuación de equivalencia masa-energía de Einstein como:

$$h\nu = 2m_0c^2 + T^- + T^+ \quad (2.9)$$

donde T^- y T^+ es la energía cinética del electrón y positrón respectivamente, y aunque ambas partículas no necesariamente reciben igual energía cinética, su promedio esta dado por:

$$\bar{T} = \frac{h\nu - 1,022 \text{ MeV}}{2} \quad (2.10)$$

En la producción de pares en el campo del electrón (esto es producción de tripletes), el fotón divide su energía entre el par electrón – positrón y el electrón de acogida, la ecuación de conservación de la energía es:

$$h\nu = 1,022 \text{ MeV} + T^+ + T_1^- + T_2^- \quad (2.11)$$

donde T_1^- y T_2^- son las energías cinéticas del electrón producido y del electrón de acogida respectivamente, y el promedio de la energía cinética de las tres partículas es:

$$\bar{T} = \frac{h\nu - 1,022 \text{ MeV}}{3} \quad (2.12)$$

2.2.3. La Medicina Nuclear

La medicina nuclear es la rama de la radiología en la cual un trazador molecular (químico, fármaco o componente) contiene un isótopo radiactivo (generalmente recibe el nombre de *radiofármaco*), éste es suministrado al paciente oralmente, por inyección o por inhalación. Una vez el componente se ha distribuido de acuerdo al estatus fisiológico del paciente, un detector de radiación es usado para hacer imágenes de proyecciones desde la radiación emitida durante el decaimiento radiactivo del agente. La medicina nuclear produce *imágenes por emisión* (emission images) a diferencia de

las imágenes por transmisión (producidas en un CT), porque los radioisótopos emiten su energía desde el interior del paciente.

Las imágenes de medicina nuclear son una forma de *imagen funcional*; en lugar de dar información acerca de la anatomía del paciente, proporcionan información relativa a las condiciones fisiológicas. Por ejemplo el Talio (Tl), tiende a concentrarse en el músculo sano del corazón, pero no se concentra bien en áreas infartadas o isquémicas. Estas aparecen como “puntos fríos” en la imagen de medicina nuclear y son indicativos del estado funcional del corazón.

En el Tomógrafo por Emisión de Positrones (PET) dependiendo del radiofármaco utilizado, es posible explorar tumores por vía del metabolismo de la glucosa (18-FDG), la proliferación celular (C-11-timidina), la perfusión (N-13-amonio, O-15-agua, Rb:rubidio), la hipoxia (F-18-imidazoles) o el estado de los receptores hormonales (F-18 16 alfa-fluoroestradiol), entre otros. Actualmente el radiofármaco más usado en los estudios PET es la 2-Deoxy-2-fluoro-D-glucosa (18-FDG) debido a que los tumores se identifican por un aumento en el consumo de glucosa, con el consiguiente incremento en la captación y retención celular de FDG.

Normalmente la glucosa entra en las células por un mecanismo de difusión facilitado, catalizado por los transportadores GLUT. Cuando se encuentra intracelular, es fosforilada por acción de la enzima hexoquinasa convirtiéndose en glucosa-6-fosfato (un sustrato para la glucólisis), y para salir de la célula debe ser desfosforilada por la glucosa-6-fosfatasa ^[7].

La FDG sigue el mismo proceso de la glucosa (ver figura 2.12), pero a diferencia de la glucosa-6-fosfato, la FDG-6-fosfato no se metaboliza y queda atrapada dentro de la célula. Las células tumorales captan ávidamente la FDG, porque tienen una acelerada tasa de glucólisis, una alta concentración de transportadores de membrana (GLUT), hiperactividad hexoquinasa y una baja concentración de glucosa-6-fosfatasa; es así como la captación de FDG es un reflejo directo, en la mayoría de los tumores, de la densidad celular, de la tasa de crecimiento celular, del grado histológico, del potencial metastásico y del número de células tumorales viables.

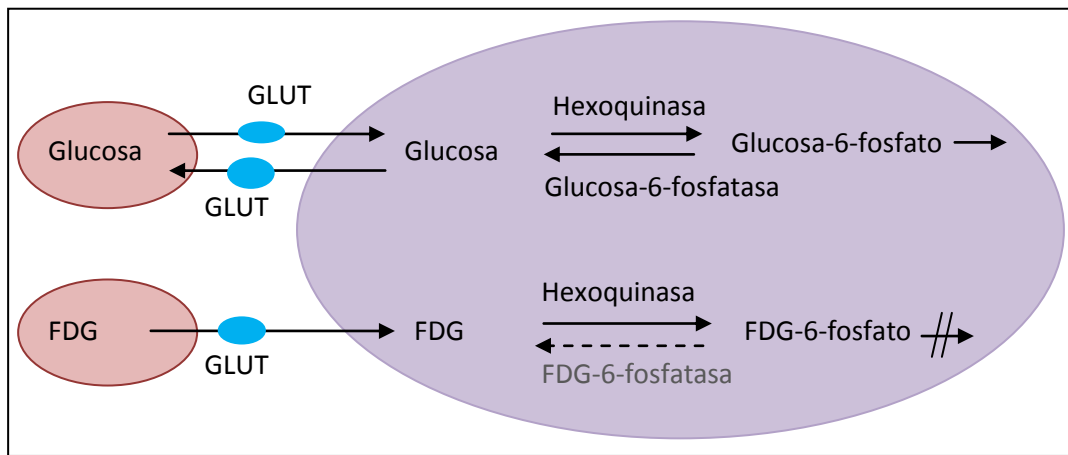


Figura 2.12. Esquema del metabolismo del FDG en la célula comparado con el metabolismo de la glucosa.

2.2.4. Tomografía por Emisión de Positrones (PET)

La Tomografía por emisión de positrones PET (Positron Emission Tomography) es una modalidad de imágenes médicas de medicina nuclear. Este tipo de tomografías mide la distribución tridimensional de un trazador molecular con un emisor de positrones, es decir, ella mide en el cuerpo la distribución de un producto radiactivo después de su inyección.

Un escáner PET utiliza un anillo de múltiples detectores de centelleo que rodean al paciente (ver Figura 2.13), y tiene un circuito especializado que es capaz de identificar los pares de fotones producidos durante la aniquilación.

Para la realización de un examen PET se necesita un conjunto de operaciones:

- La producción de isótopos.
- La síntesis de la molécula.
- La inyección del trazador radiactivo.
- La detección de las radiaciones.
- La reconstrucción tomográfica.
- Las correcciones con el fin de lograr una imagen representativa de la distribución radiactiva.

Por lo tanto un examen PET necesita la obtención de un trazador molecular radiactivo, que permite localizar la distribución de la molécula en el seno del organismo, lo que genera esperar un tiempo prudencial para que el producto radiactivo se fije en los diferentes órganos a estudiar después de su ingreso al cuerpo (aproximadamente una hora para radio-trazadores con base en glucosa, y un tiempo menor para los basados en isótopos de oxígeno) [8].

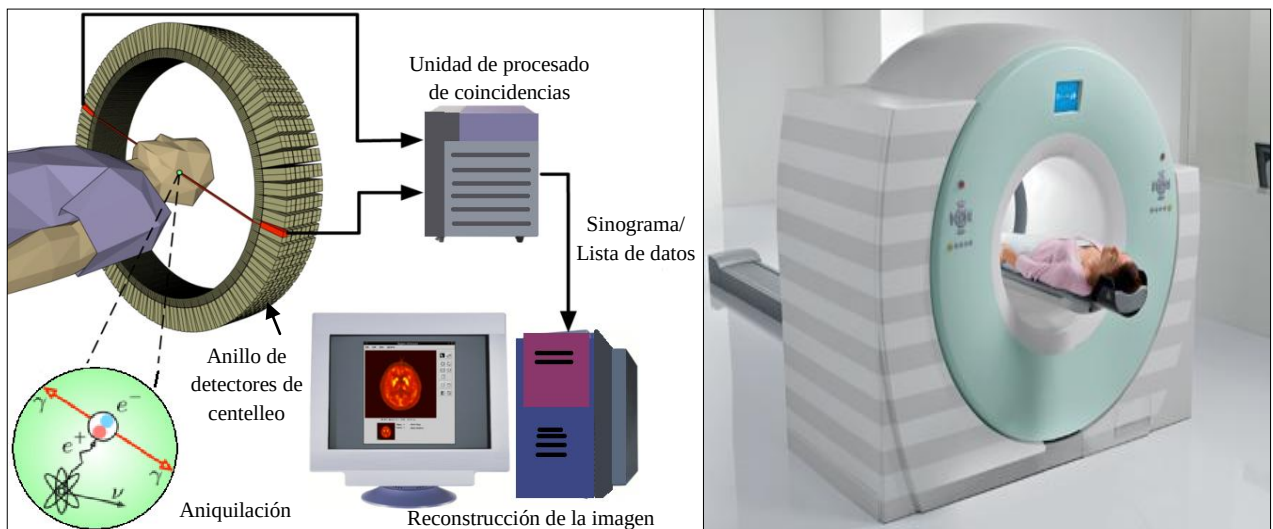


Figura 2.13. Tomógrafo PET, posición del paciente dentro del gantry.

Cuando un par de fotones es detectado por dos detectores radialmente opuestos en el escáner, se conoce que la aniquilación se ha producido en algún lugar a lo largo de la línea recta que une los dos detectores radialmente opuestos (Línea de Respuesta, LORs, ver figura 2.14), esta información es usada para un cómputo matemático de la distribución en las tres dimensiones del PET, resultando una serie de imágenes tomográficas por emisión.

Los pares de detectores en el gantry del PET se forman tan sencillos, como si se tomaran dos puntos y se unieran con una línea recta, esta línea de unión es la que se conoce como LOR. Si se conoce que algún evento de aniquilación ocurrió en algún lugar sobre una LOR particular, esto no nos dice por sí solo dónde el trazador radiactivo está localizado; pero si se logra detectar las intersecciones de las LORs donde ocurre una aniquilación, sí es posible, determinar la localización precisa del trazador radiactivo, y si este se puede localizar, entonces también se puede precisar el lugar de las células dañadas que han sido marcadas.

Sólo los pares de detectores con un ángulo lo suficientemente amplio entre estos, hacen una LOR legítima (no se forman pares de detectores con cualquier detector), ya que algunos detectores están muy juntos para detectar eventos de aniquilación verdaderos. El conjunto de LORs para cada detector tienen la forma de un *fan beam*, generándose así puntos ciegos, por lo tanto se habla del área donde se interceptan las LORs existentes de cada detector, a lo cual se le llama Campo de visión (FOV, ver figura 2.14).

Para que una coincidencia sea considerada como válida para formar la imagen, los dos fotones deben alcanzar los respectivos detectores en un intervalo de tiempo establecido (ventana de coincidencia), y se requiere un nivel mínimo de energía que asegure que no han sufrido dispersiones (scattering) considerables en el trayecto.

Los anillos de detectores dentro del gantry del PET, están formados por bloques de detectores, cada bloque detector es una combinación de una matriz de 13 X 13 detectores de centelleo unida a cuatro tubos foto-multiplicadores (PMT, ver figura 2.15) mediante una guía de luz. La matriz de cristales de centelleo reduce significativamente costos de manufactura, mientras permite mayores niveles de resolución.

Por otra parte la guía de luz conduce los fotones de luz, producidos en el cristal de centelleo, fuera del cristal y los lleva al PMT, permitiéndole a este último discriminar de qué parte de la matriz de cristales provienen los fotones. El PMT se encarga de amplificar la señal proveniente de los cristales para que ésta pueda ser analizada por la electrónica del sistema.

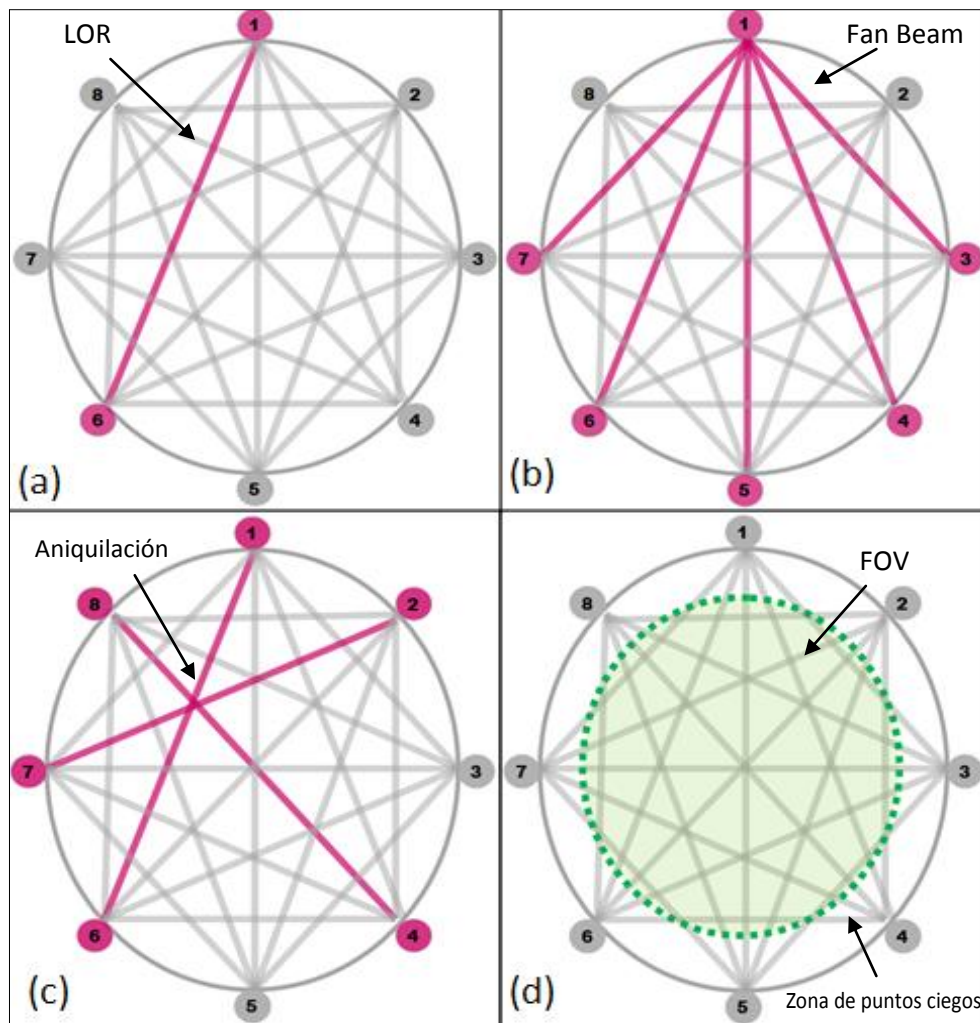


Figura 2.14. Esquema de la configuración de detectores dentro de un gantry PET. (a) Una LOR entre un par de detectores, (b) diferentes LORs de un detector (formación de un fan beam), (c) localización de una aniquilación por la intersección entre LORs, (d) FOV dentro del gantry (campo de visión).

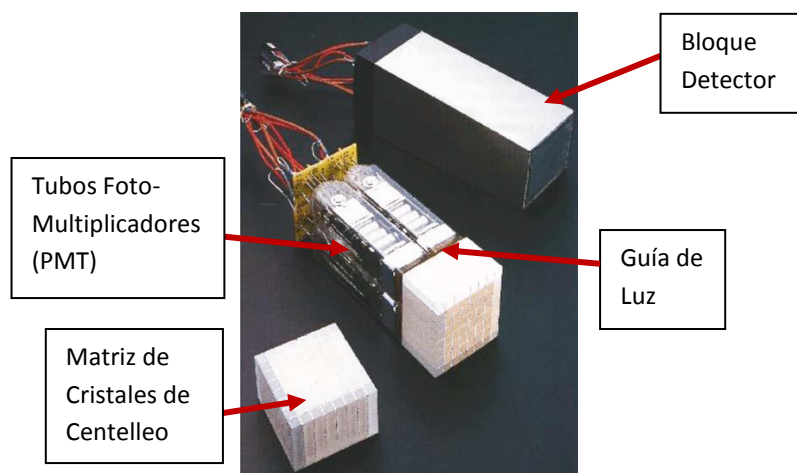


Figura 2.15. Foto de un bloque detector ^[vii].

^{vii} Tomado de Positron Emission Tomograph, basic sciences. Dale L. Bailey, David Townsend, et.al

Una vez que todas estas señales se analizan, se produce la reconstrucción de la imagen mediante algoritmos de iteración, para tener finalmente una imagen similar a la de la figura 2.16.

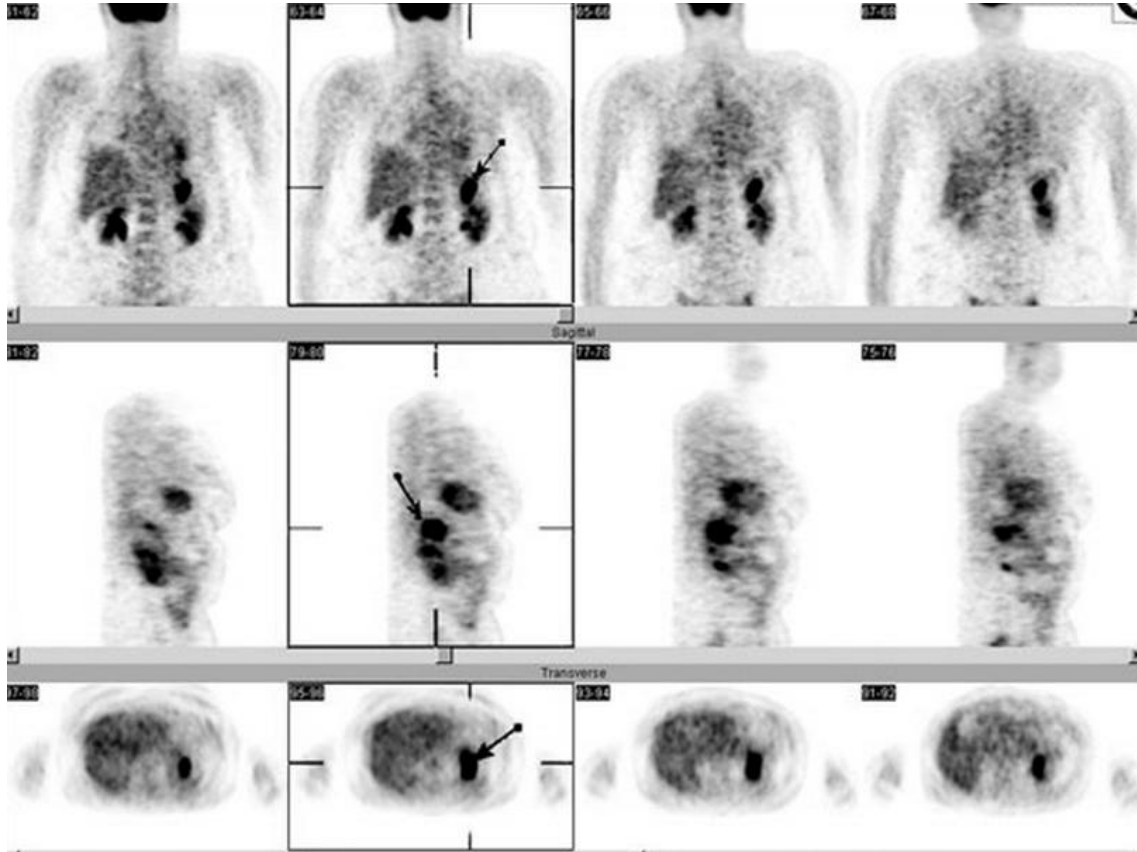


Figura 2.16. Imagen tomográfica de un PET en un estudio de tórax. Superior imágenes en corte coronal. En el medio, imágenes en corte sagital. Inferior, imágenes en cortes axiales ^[viii].

2.2.5. Reconstrucción de la imagen PET.

Para la reconstrucción de las imágenes en el tomógrafo generalmente se utilizan métodos iterativos que han permitido una mejora en la calidad de la imagen frente a la reconstrucción por retroproyección filtrada (de los escáneres CT) ^[9]. Tras procesar la información recogida en el escáner PET se obtienen las imágenes axiales y a partir de estas se reconstruyen las imágenes coronal y sagital, paralelas a los principales planos del cuerpo.

Los límites fundamentales de un PET, desde un punto de vista de la física médica, se observan en la viabilidad del sistema para posicionar correctamente los eventos de aniquilación y esto es afectado por varios factores ^[6]:

^{viii} Tomado de www.siemens.com/medicalsolutions

- a) El rango de la emisión del positrón en la materia antes de la aniquilación.
- a) La dimensión del cristal usado en el detector.
- b) La no exacta colinealidad de los fotones de aniquilación.

Rango del positrón.

El positrón no se aniquila inmediatamente después de ser emitido, en realidad éste viaja alguna distancia en la materia, dependiendo de su energía cinética inicial y la densidad electrónica del material absorbente. El rango de distancia del positrón no es un valor fijo, pero una distribución de valores promedios pueden caracterizarlo mediante un FWHM (ancho a media altura) del pico del rango del positrón en agua y/o tejido; para ^{18}F y ^{11}C el FWHM es del orden de 0,1 a 0,5 mm en agua, y para ^{13}N y ^{82}Rb , que son ampliamente usados en imágenes cardíacas, es del orden de 1,3mm a 2,5 mm ^[10].

Dimensión del cristal.

Las dimensiones finitas de los arreglos de cristales centelleantes definen un volumen mínimo de registros de las LORs. Por tanto, la sensibilidad y la resolución de un equipo PET se ven altamente influenciadas por el tipo de cristales y su volumen mínimo; pues de esto depende el número de LORs que podrán ser detectadas.

No colinealidad de los fotones de aniquilación.

No todos los fotones de aniquilación se emiten exactamente a 180° porque la pareja positrón-electrón tiene un momentum residual en el instante de aniquilación; esto produce LOR's erróneas ya que se dan o detectan coincidencias que no son producto de una misma aniquilación.

Como se ha descrito arriba, la característica física del radionúclido y el sistema de detección afectan la resolución del escáner PET, sin embargo hay que tener en cuenta de modelar correctamente en el sistema otros factores como el algoritmo de reconstrucción, o que los eventos registrados en un escáner PET no sólo se componen de eventos de “verdaderas” coincidencias, sino, que también se registran eventos de otras interacciones no deseadas entre el paciente y los detectores que no contribuyen a información útil en la imagen final, algunos de estos eventos se muestran en la figura 2.17.

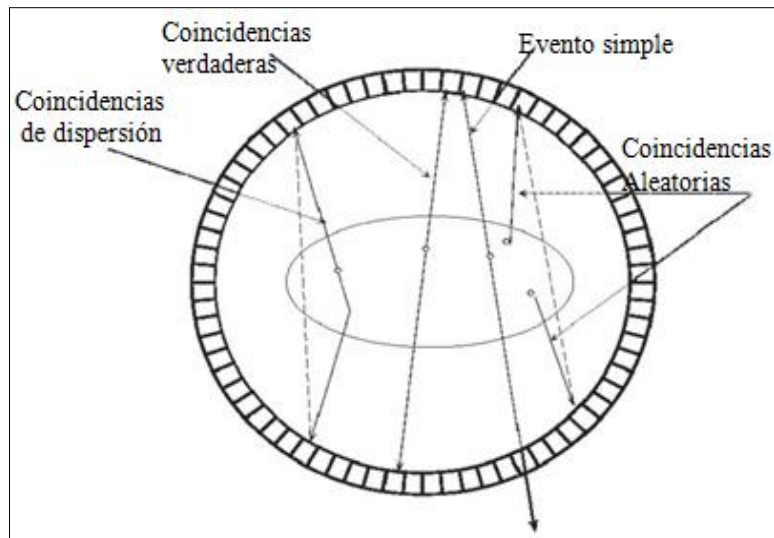


Figura 2.17. Ilustración de algunos eventos que registran los detectores del escáner PET.

2.3. La imagen híbrida, Tomografía PET-CT

La Tomografía por Emisión de Positrones y la Tomografía Computarizada proveen una poderosa y complementaria información clínica: el primero (PET) puede identificar anomalías funcionales que pueden ser indetectables en un estudio sólo de CT; sin embargo su dificultad para una localización precisa se da en la ausencia de estructuras anatómicas identificables en la reconstrucción de la imagen, mientras el segundo (CT) provee detalles de información anatómica, pero puede normalmente identificar malignidades sólo después de cambios estructurales que hayan ocurrido, y una localización precisa a menudo tiene un efecto fuerte en las decisiones que afectan el diagnóstico.

El escáner combinado PET-CT introducido por Townsend y co-trabajadores en el 2000 [5], cubre el problema anterior, precisamente co-registrando una imagen anatómica y funcional en una sola sección de imagen multimodal, la versión comercial de este primer desarrollo aparece en el 2001 donde el escáner PET y el CT están separados, pero tienen en común la camilla; así se posiciona el paciente y se pasa primero por el CT, e inmediatamente se adquiere el estudio PET, como se ve en la figura 2.18. Este modelo sigue vigente hoy en día en los equipos de última generación; por ejemplo el BIOGRAPH mCT consta de un gantry de aproximadamente 2 metros de ancho, donde en la parte delantera está ubicado el escáner CT y después de este el escáner del PET.

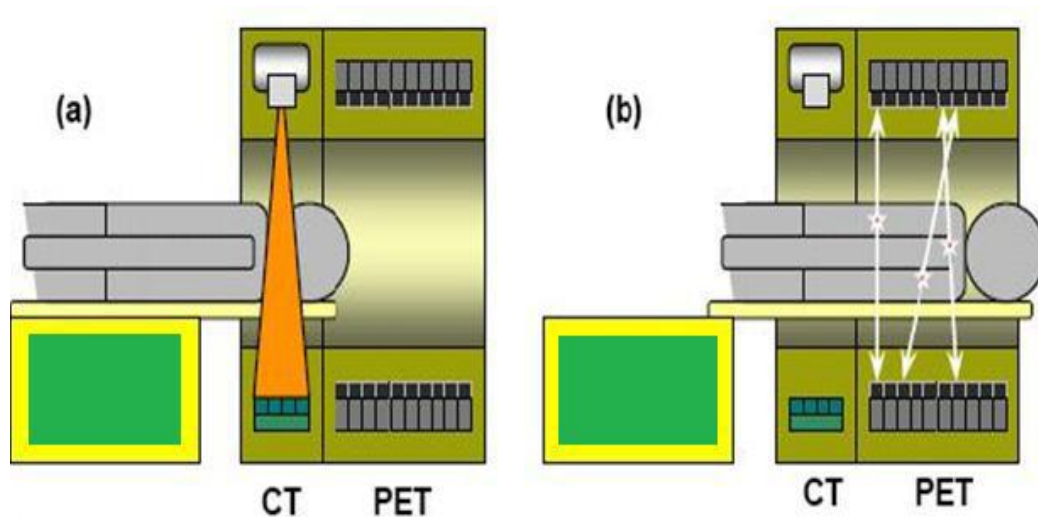


Figura 2.18. Posición del paciente dentro de un Gantry de un Tomógrafo híbrido PET-CT, (a) el paciente pasa primero a través del escáner CT, (b) posteriormente el paciente pasa al escáner PET.

Las imágenes transmitidas se corrigen por dispersión y atenuación, y se logra una información de la localización anatómica, al mismo tiempo que por el PET se da una localización precisa de la anomalía como se ve en la Figura 2.19.

En cuanto a las herramientas del software, permiten desarrollar secciones transversales, coronales y sagitales de las imágenes dadas por PET y por CT, además de fusionar imágenes en las cuales la imagen PET se superpone a la obtenida por el CT, es decir que se complementan para una mejor valoración clínica ^[11].

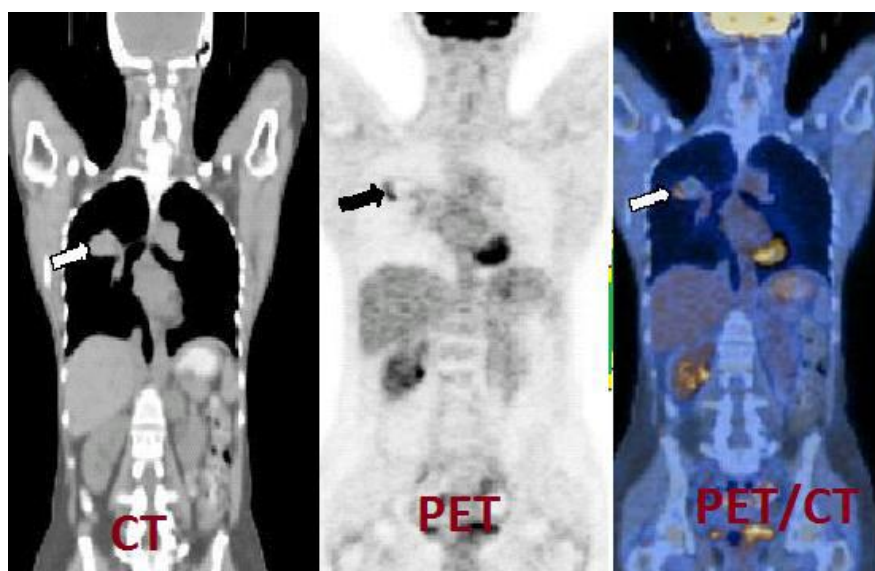


Figura 2.19. Muestra de las imágenes tomadas en un tomógrafo híbrido PET-CT a diferencia de un tomógrafo CT y un PET separadamente, las flechas indican la ubicación de la anomalía ^[ix].

^{ix} Tomado de Indicaciones de la tomografía por emisión de positrones Dr. JR García.

-
- [1] Attix. F. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 1986.
 - [2] Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. The essential physics of medical imaging. Second edition.
 - [3] PET Phantom Instructions for evaluation PET Imagen Quality. ACR Nuclear Medicine Accreditation Program, PET Module. American College of Radiology 2010.
 - [4] Johns. H, Gunningham. J. The physics of radiology. Fourth edition.
 - [5] Bailey. D, Townsend. D, Valk. P, and Maisey. M. Positron Emission Tomography, basic sciences. Springer 2004.
 - [6] Phelps. Michael. PET: Physics, Instrumentation and Scanners. Springer. 2006
 - [7] P. M. Shlas, H. J. Senn. PET in Oncology. Springer 2008.
 - [8] Turkington. T, Introduction to PET Instrumentation. J. Nucl. Med. Technol. **29**. 2001.
 - [9] Kontaxakis. G, Vaquero. J, Santos. A. Reconstrucción de imagen en Tomografía por Emisión de Positrones. Rev. R. Acad. Cienc. Exact. Fis. Nat. **96** N° 1-2. 2002.
 - [10] Altamirano. J, Estrada. G, Ramirez. J. Tomografía por Emisión de Positrones, PET. Fundamentos e indicaciones. Acta médica, Grupo Ángeles. **3** N° 3. 2005.
 - [11] Beyer. T, Antoch. G, Müller. S, et. Al. Acquisition protocol Considerations for PET-CT imaging. The Journal of Nuclear Medicine **45**, 2004

3. CONTROL DE CALIDAD EN UN TOMÓGRAFO PET-CT

El Programa de Garantía de Calidad de una instalación de imágenes diagnósticas tiene como objetivo asegurar que las imágenes producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada para permitir obtener la información diagnóstica adecuada, al menor costo posible y con la mínima exposición a radiaciones ionizantes del paciente, el personal clínico y el público en general.

La calidad de la imagen de un Tomógrafo híbrido PET-CT puede ser difícil mantenerla por la misma naturaleza compleja de la adquisición y visualización de la imagen, por las numerosas partes electrónicas y computacionales que generan y procesan una enorme cantidad de datos. Por esta misma complejidad del sistema, un programa de garantía de la calidad es esencial para asegurar el desarrollo óptimo del equipo, diseñado de tal forma que permita conocer ciertos parámetros de rendimiento para la comparación de estos con otros escáneres y determinar si la nueva unidad instalada cumple con las especificaciones establecidas; ya que protocolos que proporcionan imágenes excelentes en fábrica sobre maniquís o que funcionan estupendamente para otros usuarios no son garantía para obtener lo mejor del equipo propio, pero son una valiosa guía para conseguirlo.

El capítulo a continuación justifica y explica el establecimiento de un protocolo de Control de Calidad para un Tomógrafo PET-CT dentro del marco de un Programa de Garantía de Calidad de una instalación de imágenes diagnósticas, así como expone las justificaciones de cada medida a realizar dentro del protocolo establecido para el tomógrafo PET, el tomógrafo CT y finalmente para el registro y visualización de la imagen multi-modal PET-CT.

3.1. Aspectos generales en el programa de garantía de calidad de una instalación de imágenes diagnósticas.

Desde que se decide obtener una imagen hasta que se realiza la lectura diagnóstica sobre dicha imagen, se realiza una compleja actividad en la que están implicados diferentes procesos físicos, equipos y especialistas. A cada posible fallo en alguno de estos elementos

cabe asociar un detrimento en la calidad de la imagen final o un aumento en la dosis que recibe el paciente.

Cuando se visualiza ampliamente un programa de garantía de calidad, este deberá incluir cada una de las fases del proceso de diagnóstico por imagen, desde la solicitud de las exploraciones, pasando por la realización de las mismas, la interpretación de la información obtenida hasta llegar a su transmisión al médico prescriptor. El presente protocolo de Control de Calidad se centra básicamente en la etapa de realización, puesto que es sobre ésta donde puede incidir de forma prioritaria el personal que realiza el control de calidad. Aun así aunque de estos aspectos no se tratan en este documento, es necesario destacar que los beneficios obtenidos de los controles de calidad pueden ser infructuosos si los programas de garantía de calidad no incluyen actuaciones en múltiples y diversos aspectos, tales como la formación en protección radiológica, las necesidades de sustitución o adquisición de equipos, el cumplimiento en la periodicidad recomendada por el fabricante de los mantenimientos preventivos, etc ^[1].

Por el lado del personal encargado de un programa de garantía de calidad, de acuerdo con la Comunidad Europea de Energía Atómica (EURATOM), un experto en física médica es quien actúa o asesora en la dosimetría clínica, el desarrollo y uso de técnicas y equipos complejos, la garantía de calidad, la protección radiológica y temas a fines.

En cualquiera de los controles de parámetros técnicos que se mencionan en las secciones siguientes será imprescindible llevar un registro escrito de los controles efectuados, disponer de un manual de procedimientos de controles a realizar y evaluar la eficiencia del propio protocolo de control de calidad. Ya que obtener ligeras mejoras en los parámetros técnicos de un tomógrafo PET-CT requiere costosas inversiones al tener que acceder a equipos de más alta gama; y perder mucho más que esa pequeña diferencia ganada no es nada difícil, si no se realiza un control de calidad adecuado o no se trabaja a fondo sus protocolos.

Por todo lo anterior, la Organización Mundial de la Salud (OMS) ha justificado la necesidad de Garantía de Calidad de imágenes diagnósticas en base a los siguientes argumentos ^[2]:

- La Garantía de Calidad minimiza los errores en la planificación y administración de la dosis al paciente, y por tanto mejora los resultados.
- La Garantía de Calidad 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 exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de imágenes diagnósticas no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un elevado nivel de exactitud y consistencia.

Adicionalmente a los argumentos de la OMS hay que añadir:

- Un programa de Garantía de Calidad es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes con radiaciones ionizantes en imágenes diagnósticas y en cualquier otra unidad clínica que haga uso de estas técnicas.

3.1.1. Aspectos clínicos generales ^[1, 2, 3, 4, 5].

Desde el punto de vista clínico del profesional médico existen cinco pilares básicos en lo referente a la calidad de un servicio de diagnóstico por imágenes.

3.1.1.1. El diagnóstico útil.

Es la base de la garantía de calidad en un servicio de diagnóstico por imágenes, puesto que cada prueba debe siempre estar justificada, es decir que solo estará indicada para los casos en que las consecuencias a la exposición a radiación ionizante serán menores al costo y beneficio de dicha exploración indicando una mejora en el diagnóstico, pronóstico y tratamiento terapéutico.

3.1.1.2. La calidad de la imagen.

Desde el punto de vista del profesional médico que accede a la imagen después de que se hayan realizado todos los controles necesarios por los especialistas en física médica e ingenieros de soporte; lo más importante es que la información necesaria para realizar un diagnóstico esté recogida en la imagen y pueda ser interpretada por el observador.

Por tanto los parámetros que determinan la calidad de la imagen deberán valorar la eficiencia de la imagen en relación al propósito para el que ha sido realizada, es decir, que dichos parámetros deberán hacer referencia a la capacidad de la imagen para demostrar la presencia o falta de patologías e identificar estructuras anatómicas que sean relevantes para su detección, localización y diagnóstico diferencial.

Para mantener la adecuada calidad de la imagen a lo largo del tiempo, no sólo se deberán realizar los controles con una periodicidad determinada, sino que es muy necesario una adecuada colaboración entre el radiólogo o médico que informa de la imagen médica y del técnico que las realiza, así como estos dos con el físico médico para detectar en seguida las posibles anomalías en la calidad de la imagen y que este último pueda evaluar las posibles soluciones o averiguar de dónde provienen los errores.

3.1.1.3. Tiempo de respuesta.

Un estudio de imágenes diagnósticas sólo será útil si el médico prescriptor recibe el informe a tiempo para tomar decisiones que condicionen en un cambio del diagnóstico, pronóstico y tratamiento del paciente. El control de este parámetro se establece en un límite máximo de tiempo desde que se realiza una exploración hasta que el médico recibe el informe, y sólo se llevará a cabo sobre aquello que dependa de los miembros y equipos del servicio mismo de radiología y que puedan mejorar en su quehacer diario.

3.1.1.4. Satisfacción del usuario.

En la actualidad es el parámetro más desarrollado en los programas de garantía de calidad de un servicio de diagnóstico por imágenes debido a la importancia de la figura del usuario en todos los programas de gestión hospitalaria. Dicha evaluación puede llevarse a través de mediciones objetivas como el tiempo que demora en la recepción el paciente, el tiempo de espera en cada sala, entre otras, o bien a través de encuestas de satisfacción.

3.1.1.5. Seguridad del paciente ^[5, 6, 7].

Por el perjuicio directo que puede ocasionar el uso de radiaciones ionizantes con fines diagnósticos, la justificación en este ámbito constituye un reto y a la vez una obligación de orden público. Desde el 5 de diciembre de 2002 está en vigor la resolución No. 181434 del Ministerio de Minas y Energías de la República de Colombia, por la cual se adopta el Reglamento de Protección y Seguridad Radiológica. En el capítulo 2 del título V de dicha resolución se afirma con rotundidad la importancia de este principio de justificación:

Artículo 116. “las exposiciones médicas se deben justificar poniendo en la balanza, por una parte, los beneficios de tipo diagnóstico o terapéutico que produzcan y, por otra, el detrimento radiológico que pudieran causar, teniendo en cuenta los beneficios y riesgos de otras técnicas utilizables que no impliquen exposición médica” ^[6].

Las apariciones de nuevas modalidades de imágenes médicas que proporcionan mayor capacidad diagnóstica, han provocado un aumento en la dosis absorbida por la población sometida a dicho diagnóstico; hecho reportado científicamente en el UNSCEAR 2008 (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly, with scientific annexes), donde por ejemplo, en el caso de la tomografía helicoidal se ha provocado un aumento de hasta un 50% de la dosis absorbida.

Así que para facilitar las mejoras propuestas tras el control de calidad, es necesario implementar o reforzar acciones de divulgación de los principios de protección radiológica, coordinadas con acciones de formación en términos de protección radiológica, por la necesidad de mantener el conocimiento adecuado y actualizado relativo a las indicaciones y usos de protocolos del servicio implicado ^[8].

3.1.2. El control de calidad ^[1, 4, 5, 8, 9].

Los controles de calidad pueden desarrollarse con distintos niveles de complejidad, dependiendo de los objetivos que se persigan y, los medios y materiales disponibles para realizarlos, dentro de estos se distinguen tres categorías de pruebas: las de aceptación, las de estado y las de constancia.

El protocolo de control de calidad desarrollado en los siguientes capítulos hace referencia, en principio a las dos últimas categorías de pruebas.

Los tres principios básicos de una prueba de control de calidad son:

1. Las pruebas de control de calidad deberán desarrollarse regularmente.
2. Todas las mediciones de las pruebas de control de calidad deberán ser documentadas, detallando los controles de calidad, procedimientos, frecuencia de realización, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada de las personas responsables de cada acción. El manual debe ser revisado periódicamente por el grupo responsable, y presentado a las autoridades del centro.
3. Las pruebas de control de calidad deberán indicar si los parámetros medidos están dentro de la línea guía especificada.

3.1.2.1. Pruebas de aceptación y adquisición de equipos.

Todo equipo nuevo en el servicio deberá ser sometido a una serie de pruebas de aceptación que aseguran que dicho sistema funciona bajo las especificaciones del contrato de compra, a la legislación vigente y a los protocolos nacionales e internacionales que le sean aplicable, es decir, que en últimas el propósito de las pruebas de aceptación, es asegurar que el equipo funciona de acuerdo a las especificaciones del fabricante antes de que este sea liberado para el uso clínico.

Según la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) en su reporte del Task Group 04 se define las pruebas de aceptación como:

Una serie de mediciones desarrolladas por el físico médico para verificar que el sistema o equipo está conforme con las características técnicas del vendedor o las especificaciones que mutuamente han acordado entre vendedor y comprador ^[10].

Una prueba de aceptación debe adquirir los datos suficientes para caracterizar adecuadamente el desarrollo del sistema, es esencial revisar las necesidades clínicas y las principales especificaciones del escáner para determinar las variables más importantes que deben ser analizadas, y así incluir sólo los que pueden afectar características importantes del funcionamiento.

De esta manera el físico médico debe seleccionar una lista corta de condiciones estándares del escáner que deben ser las más relevantes para la imagen clínica. Por ejemplo si se requieren imágenes CT de cuerpo y cabeza para adulto y pediátrico en modo de escaneo helicoidal, entonces las pruebas de aceptación deben enfatizar en la adquisición de datos en modo helicoidal.

Las pruebas de aceptación consisten de mediciones radiológicas y rendimiento electromecánico, buscando siempre analizar el rendimiento del equipo, la calidad de la imagen, y evaluar los componentes del sistema. Los resultados de las pruebas de aceptación son usadas para identificar los componentes del sistema que pueden necesitar sólo ligeros ajustes y partes defectuosas que deban ser remplazadas. Al final de las pruebas de aceptación, se toman exploraciones de objetos estandarizados de modo que sus imágenes, desviaciones estándar, valores medios y todos los parámetros a analizar, puedan ser almacenados como línea base para futuras mediciones del rendimiento del sistema.

3.1.2.2. Pruebas de estado.

Una vez que el equipo es aceptado, se procede a realizar las pruebas de estado, es decir que se establece el estado de referencia inicial del equipo al evaluar junto con las pruebas de aceptación y las pruebas adicionales que sean necesarias.

El estado de referencia sirve para comprobar periódicamente la estabilidad del equipo hasta que se establezca un nuevo estado de referencia con el que se comprobará los controles sucesivos.

3.1.2.3. Pruebas de constancia o rutinarias.

Las pruebas rutinarias se inician siempre partiendo de un valor de referencia de un parámetro medido en las pruebas de aceptación o de estado, con estas se pretende vigilar los parámetros más significativos del equipo que permitan asegurar su estabilidad en el tiempo. Dichas pruebas deben tener la característica de ser fáciles de realizar, interpretar, de rápida ejecución,

y en lo posible obtener medidas relativas que puedan ser comparadas con valores iniciales de referencia.

Generalmente en este tipo de pruebas, se programa su realización en intervalos regulares de tiempo o cuando se sospeche que el equipo no funciona bien, óptimamente son pruebas que deben realizarse con la colaboración de los usuarios del equipo y con el personal que se encarga de los controles de calidad de los parámetros físicos; para que en caso de observarse desviaciones anormales respecto a controles anteriores se puedan tomar las medidas pertinentes.

Las posibles acciones a desarrollar son decisión del físico médico cualificado, entre las cuales decidirá, si se incrementa la frecuencia de las pruebas, vigilará con especial detalle la calidad diagnóstica y dosis; si el equipo muestra variaciones continuas o comportamientos inestables, realizará nuevamente pruebas de estado en compañía de los ingenieros de servicio de mantenimiento para determinar las causas de la anomalía y que pueda ser corregida.

Estas pruebas, en adelante, pruebas de control de calidad rutinarias, ayudan a asegurar que el desarrollo del equipo a través de su vida útil está en los niveles especificados por el fabricante y en las mediciones procesadas durante las pruebas de aceptación, y que esto se está cumpliendo siguiendo los requerimientos regulatorios de la seguridad radiológica. Convirtiéndose en elemento crítico, mantener un conjunto complejo de registros que muestren las pruebas que fueron realizadas, la hora, fecha y un breve resumen de los resultados con comentarios acerca de alguna anomalía encontrada y el nombre de la persona responsable. Las imágenes y otros datos apropiados deben ser guardados y almacenados para un acceso rápido y revisión.

3.1.3. Normativa Nacional sobre el Control de Calidad ^[6, 7].

Según la Norma Básica Nacional, Resolución 181434 del 5 de Diciembre de 2002, por la cual se adopta el Reglamento de Protección y Seguridad Radiológica, en su artículo 135 del capítulo 3, optimización de la protección relativa a las exposiciones médicas, del título V exposiciones médicas; y en el artículo 34 programa de garantía de calidad, capítulo 6 del

título II, requisitos relativos a las prácticas, el programa de garantía de calidad de las exposiciones médicas debe incluir:

- Mediciones de los parámetros físicos de los generadores de radiación, los dispositivos de formación de imágenes y las instalaciones de irradiación en el momento de su puesta en servicio y, periódicamente en lo sucesivo. Dichas medidas deberán ser sistemáticas y planificadas para verificar con confianza suficiente que se satisfacen los requisitos de diseño y funcionamiento prescritos en cuanto a protección y seguridad, con inclusión de disposiciones para la retroalimentación relativa a la experiencia de funcionamiento.
- La verificación de los factores físicos y clínicos apropiados utilizados para el diagnóstico o el tratamiento de los pacientes.
- Registros por escrito de los procedimientos significativos y sus resultados.
- La verificación de la calibración y que las condiciones de funcionamiento del equipo son correctas.
- Auditorias regulares e independientes relativas a la calidad del programa de garantía de calidad aplicable.
- Cerciorarse adecuadamente de que se satisfacen los requisitos prescritos en lo referente a protección y seguridad.
- Disponer de mecanismos y procedimientos de control de calidad para examinar y evaluar la efectividad global de las medidas de protección y seguridad.

Por otro lado la Norma Básica Internacional de Seguridad ^[†], en adelante la NBS, establece que los centros hospitalarios deberán contar con la participación de expertos cualificados en disciplinas afines a la física médica (llamadas radio-física o radio-farmacia) para el establecimiento de programas de garantía de calidad en las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes. Particularmente la NBS establece que en los usos terapéuticos de la radiación (incluyendo teleterapia y braquiterapia), los requisitos de calibración, dosimetría y garantía de calidad “deben ser conducidos por o bajo la supervisión de un experto cualificado en física de radioterapia” y, análogamente, para los usos diagnósticos de la radiación

[†] FOOD AND AGRICULTURE ORGANIZATION OF THE UNITED NATIONS, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, INTERNATIONAL LABOUR ORGANISATION, OECD NUCLEAR ENERGY AGENCY, PAN AMERICAN HEALTH ORGANIZATION, WORLD HEALTH ORGANIZATION, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).

ionizante “los requerimientos en imágenes y garantía de calidad, deben ser llevados a cabo por o con la asesoría de un experto cualificado en física de radiodiagnóstico o física de medicina nuclear”, según sea apropiado ^[†].

3.2. Controles de Calidad en un Tomógrafo Computarizado ^[5,8,11,12].

La evolución científica y tecnológica que los equipos de Tomografía Computarizada (CT) han sufrido en los últimos años ha sido, posiblemente, la más visible y tangible de todos los equipos emisores de rayos-X utilizados en radiología.

El paso de los equipos de cortes axiales a los helicoidales, obligó redefinir el concepto de anchura de corte. En los primeros equipos, la anchura del haz de radiación y la anchura de la imagen estaban estrechamente relacionadas y coincidían en la mayoría de los casos. Mientras con los equipos helicoidales, la anchura del haz de radiación que incide sobre los detectores y la anchura de las imágenes obtenidas son, en general, diferentes. Estas últimas se pueden escoger incluso después de haber realizado la adquisición mediante reconstrucciones ya establecidas que permiten escoger entre varias posibilidades de reconstrucción en función de la configuración de adquisición elegida.

La aparición de los equipos multi-corte que utilizan varias filas de detectores, con diferentes geometrías y dimensiones, ha aumentado considerablemente el número y tamaño de las posibles anchuras del haz de radiación necesarias para irradiar de forma uniforme el número de filas escogido para obtener las imágenes radiológicas, aumentando el número de técnicas utilizadas con su consiguiente repercusión en dosis y calidad de imagen.

Los nuevos CT también incorporan sistemas de reducción de dosis de radiación ajustando la intensidad de la radiación a las dimensiones del paciente, aunque no lo hacen en tiempo real, sino tras una planificación. 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 a lo largo de cada rotación, en función del espesor del paciente para cada ángulo de giro; y se ha comprobado que la utilización de estos sistemas permite reducir hasta en un 20% las dosis de radiación recibidas por los pacientes ^[8], por lo que la

comprobación de su buen funcionamiento y utilización debe ser esencial en un programa de control de calidad, así como la verificación del correcto funcionamiento.

Para la determinación de los valores de referencia de ciertos parámetros se utilizarán los protocolos clínicos habituales definidos para las exploraciones de cabeza adulto (cerebro), abdomen y tórax de rutina adulto, tórax de alta resolución adulto y abdomen pediátrico (5 años) que se denominarán en adelante como “protocolos de referencia”.

Para poder reproducir dichos protocolos de referencia en las pruebas de control de calidad rutinarias, se deberá tener registro de ^[5, 8, 11]:

- Parámetros de adquisición, reconstrucción y visualización (modo axial o helicoidal, nº de cortes o vueltas, inicio - final (mm) de la irradiación, longitud barrida (mm), nº de imágenes obtenidas).
- Tensión (kVp).
- Corriente (mA).
- Tiempo de rotación (s).
- FOV (campo de visión) de adquisición (cm o nombre).
- FOV de reconstrucción (cm).
- Filtro o algoritmo de reconstrucción.
- Filtro o algoritmo de visualización.
- Configuración de la adquisición; ancho del haz de radiación (espesor se corte efectivo, mm), desplazamiento por vuelta (mm), factor de paso (“pitch”).
- Dosis indicada por el equipo (CTDI_w o CTDI_{vol}, DLP).

El cambio de los protocolos de adquisición supondrá el establecimiento de un nuevo estado de referencia, referirse a los anexos de este documento (del A1 hasta A7) para visualizar los procedimientos y tolerancias en cada prueba según los protocolos de referencia seleccionados.

3.2.1. Conceptos teóricos básicos ^[11, 13].

Antes de continuar con la justificación de cada medida a realizar dentro del protocolo de control de calidad establecido para el sub-sistema CT del tomógrafo PET-CT, es conveniente realizar una breve aclaración sobre alguna terminología usada en dichas pruebas.

3.2.1.1. Unidades Hounsfield.

Las unidades Hounsfield, número CT o escala de absorción, es la asignación numérica que se realiza a los datos de absorción de los rayos-X que han sido usados en una exploración CT.

En el proceso de reconstrucción de la imagen, el computador, una vez tenga toda la información otorga un valor numérico a cada pixel que representa el valor del coeficiente de atenuación, que a su vez corresponde al promedio de la irradiación absorbida por el tejido en el correspondiente voxel, por lo cual la densidad de la tomografía computarizada es directamente proporcional al coeficiente de absorción.

Dicho valor numérico asignado al pixel se le denomina número CT, que se define como

$$CT = K \cdot \frac{\mu_p - \mu_a}{\mu_a} \quad (3.1)$$

donde K es una constante de magnificación, μ_p es el coeficiente de atenuación del pixel, y μ_a es el coeficiente de atenuación del agua.

Por lo tanto el número CT del agua es cero (0), el número CT del aire es $-K$ y el número CT del hueso es $+K$. En los equipos modernos $K = 1000$ por lo que el número CT del agua es cero (0), el número CT del aire es -1000 y el número CT del hueso es $+1000$. Cuando el factor $K = 1000$ los números CT se llaman unidades Hounsfield (HU), pero al inicio de uso de los escáneres CT se usaron las unidades EMI que utilizaban un valor de $K = 500$, por lo que variaban entre -500 hasta $+500$.

Una vez obtenidas las unidades Hounsfield se asigna a cada pixel un determinado nivel de gris, cuanto mayor sea el valor HU se le asigna un tono más claro (próximo al blanco), mientras el valor HU menor asignará un tono más oscuro (próximo al negro). Así que en general se dispondrá de 2000 valores de HU pero sólo son apreciables 256 (que es la

capacidad que tiene el ojo para distinguir una escala de grises), por tanto habría que asignar a cada tono de gris aproximadamente 8 valores en HU, perdiéndose información, puesto que distintos valores de densidad se representarían con un mismo tono de gris.

Para solucionar esto se elige una ventana de valores (window) donde se marca un valor de interés máximo y mínimo, así la escala de grises se aplica a la ventana seleccionada. Todos los valores que estén por encima del máximo se les asigna el blanco, y a todos los valores que estén por debajo del mínimo marcado se le asigna el negro; en la práctica lo que se hace es marcar un valor central (level) y una amplitud de la ventana (window) que se distribuye simétricamente por encima y debajo del centro seleccionado, ver figura 3.1.

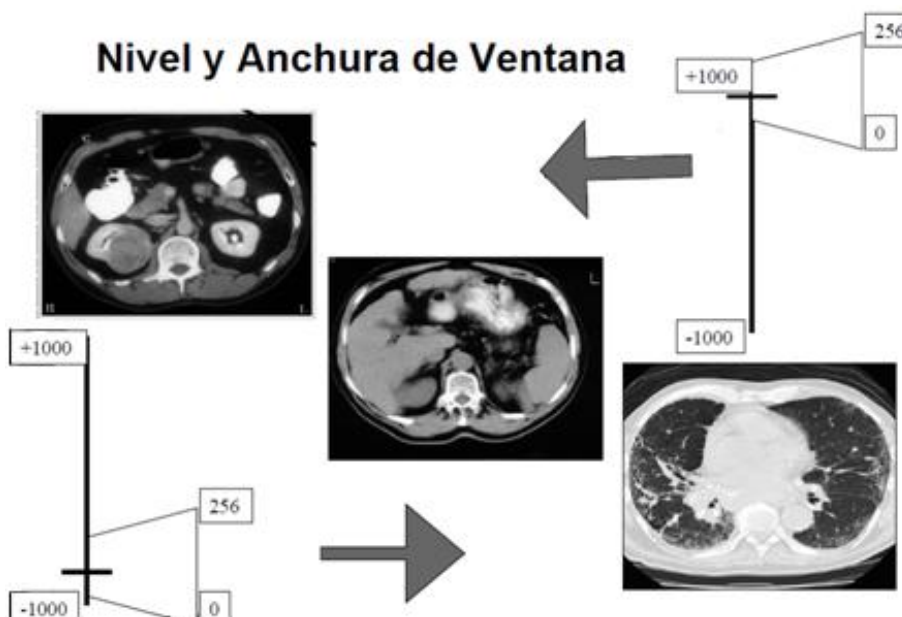


Figura 3.1. Representación del nivel y anchura de la ventana, visualización de imágenes para cada selección.

3.2.1.2. Análisis estadístico ^[11].

Debido a que una considerable cantidad de datos deben ser recolectados y analizados para varias pruebas del control de calidad implementado, una terminología básica y herramientas de presentación de los datos que son usados en un análisis estadístico, son necesarios para que los datos adquiridos puedan ser usados en la verificación de sucesos de procesos organizacionales que justifiquen cambios y mejoras al mismo proceso.

- La *frecuencia* es el número de veces que ocurren un valor particular, o el número de observaciones de un evento.
- La *tendencia central* es la posición central de una muestra de frecuencias, puede medirse mediante la media, la mediana o moda.
 - La *media* es el promedio del conjunto de observaciones, en adelante denotada como $\bar{x}$.

$$\bar{x} = \frac{\text{sumatoria de los valores observados } (\sum x)}{\text{número total de valores } (N)} \quad (3.2)$$

- La *mediana* es el punto en la escala de mediciones adquiridas arriba del cual hay exactamente la mitad de los valores y debajo del cual está la otra mitad.
 - La *moda* es un valor que ocurre con mayor frecuencia en el conjunto de datos.
- La *Confiabilidad* se refiere a la consistencia de respetabilidad de mediciones de una misma cosa, o la reproducibilidad de un resultado, algunas veces se le conoce como *exactitud*. Muchos factores pueden afectar la confiabilidad de la información estadística como es el tamaño de la muestra, el diseño del proceso de recolección de datos y la recolección e interpretación de los datos.
- *Precisión* se refiere a que tan bien un valor que ha sido estudiado y medido está de acuerdo con el valor verdadero.
- La *medición del error* se refiere a la diferencia entre el valor medido y el valor verdadero de la variable que ha sido medida. Los errores de medición pueden dividirse en dos categorías, los sistemáticos y los aleatorios. Los *errores sistemáticos* resultan de factores como el mal funcionamiento del equipo, no corregir todas las influencias externas y un diseño ineficiente del proceso de recolección de datos. Los *errores aleatorios*, también conocidos como errores indeterminados, son causados por fluctuaciones estadísticas o inciertas como es el ruido cuántico.
- El *rango* se refiere a la diferencia entre el valor más alto y más bajo y es una medida de la dispersión de la distribución de datos.
- La *desviación estándar* es el rango de las variaciones alrededor del valor medio, o la distribución de la propagación del conjunto de datos. Se simboliza por las letras mayúsculas *SD* o la letra griega minúscula σ .

$$SD = \sigma = \sqrt{\frac{\sum x^2}{M}} \quad (3.3)$$

donde x es la cantidad de desviación del valor X desde su media M , $x = X - M$. Cuando se obtiene una gran desviación estándar, es importante analizar por qué eso ha ocurrido, las posibilidades para considerar la ocurrencia, pueden incluir, las formas en las cuales las mediciones fueron obtenidas, calculadas o no fueron determinadas correctamente en el desarrollo.

- la *varianza* es el cuadrado de la desviación estándar (σ^2) y es usado para determinar si las medias de diferentes grupos difieren significativamente uno de otro.
- La *distribución de Poisson* es una distribución aleatoria en la cual la varianza es igual a la media. Generalmente esta distribución es asimétrica para valores de media pequeños (<10); en esta distribución la desviación estándar puede ser estimada tomando la raíz cuadrada de la media, método que es muy usado en medicina nuclear.
- La *distribución Gaussiana* también conocida como distribución normal, crea una curva en forma de campana que es continua, con ambas colas extendiéndose a infinito (ver figura 3.2). La distribución es simétrica alrededor de la media del conjunto de medidas con la propagación de las medidas caracterizadas por la desviación estándar de las medidas. Con esta distribución, 68% de todos los valores caerán dentro de una desviación estándar de la media, 95% caerán dentro de dos desviaciones estándar y 99% caerán dentro de tres desviaciones estándares.

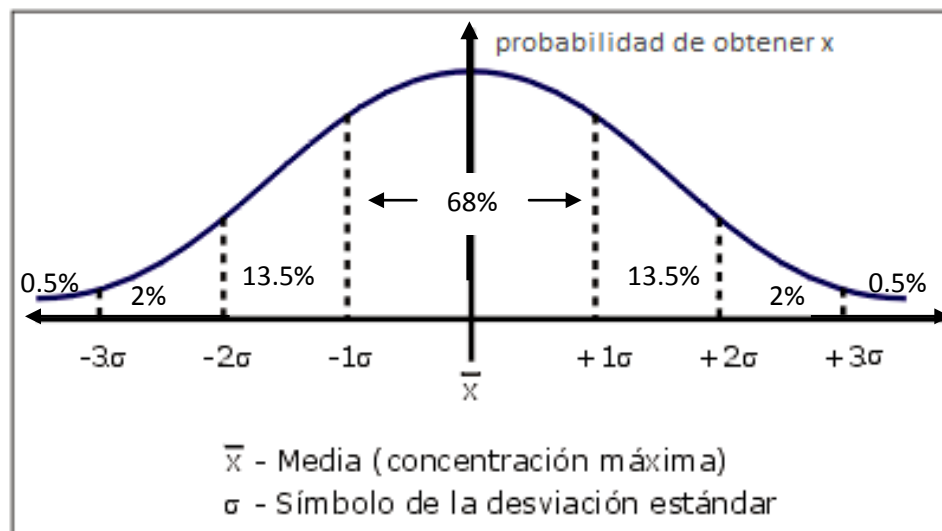


Figura 3.2. Distribución de probabilidad Gaussiana (normal).

3.2.1.3. FWHM.

El ancho total a la mitad del máximo, o Full Width at Half Maximum (FWHM) es una expresión de la extensión de la función dada por la diferencia entre dos valores extremos de la variable independiente en el cual la variable dependiente es igual a la mitad de su valor máximo, ver figura 3.3.

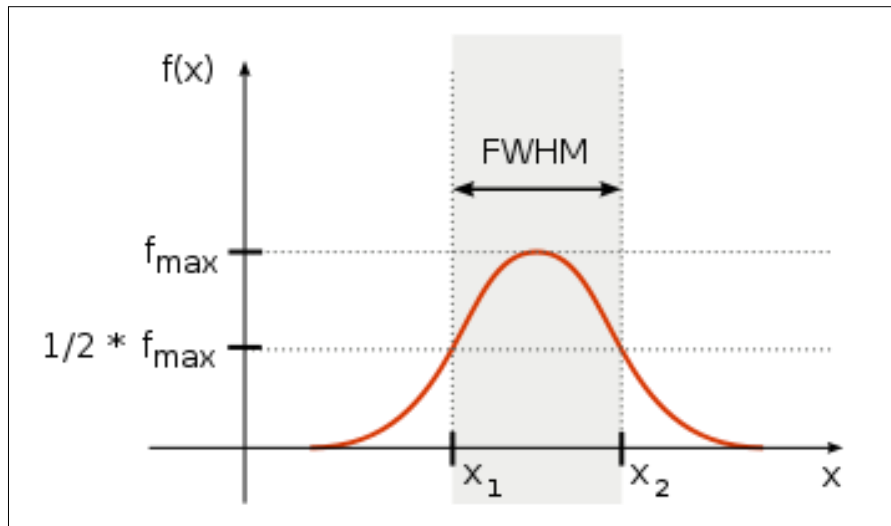


Figura 3.3. Representación esquemática de la Full Width at Half Maximum (FWHM).

Por ejemplo en un detector de centelleo, entre más estrecho sea el FWHM del espectro de energías, indica que el detector será capaz de distinguir mejor dos energías próximas y la definición de resolución de energía (R) en este tipo de instrumento está dada por el cociente entre la FWHM y la posición del pico máximo de emisión (H_0).

$$R = \frac{FWHM}{H_0} \quad (3.4)$$

3.2.2. Alineamiento de los láseres y haz de radiación ^[5, 8, 11].

Esta prueba se realiza para comprobar que los indicadores luminosos internos y externos del gantry indican correctamente el plano de irradiación, la correcta alineación de las luces axiales y el haz de radiación permiten localizar sobre el paciente el origen desde el que se programará la secuencia de exploración. La falta de alineamiento mecánico ocasiona una degradación en la resolución espacial, puesto que los mismos son usados para alinear y posicionar al paciente, parámetros que son críticos durante los procedimientos estereotácticos

y de intervención. Generalmente esta prueba se hace con un peso equivalente al paciente (70 kg) sobre la camilla garantizando que se está reproduciendo adecuadamente un estudio con un paciente.

3.2.3. Espesor de corte efectivo ^[5, 8, 14].

El espesor de corte efectivo o grosor de corte nominal está definido como la anchura a mitad de altura (FWHM) del perfil de sensibilidad en el eje axial o eje Z, siendo dicho perfil, la respuesta del equipo en el eje de giro del tubo.

En un CT el grosor del corte esta determinado principalmente por los colimadores, la posición de estos determina el ancho del corte que cae dentro de lo que ve cada detector. Otro factor es el tamaño del punto focal, que puede influir en la penumbra o nitidez de los bordes del haz de rayos-X, causando la difusión de los bordes del corte. El punto focal en un CT está determinado por factores técnicos o selección de algoritmos para los parámetros del escáner. Así que el grosor del corte es principalmente un factor de la calidad y resolución espacial de la imagen.

El método de medida del espesor del corte se realiza mediante cortes axiales, depende del maniquí que se emplee y de las instrucciones del fabricante; esta prueba se deberá realizar para todos los espesores nominales de corte posibles, en los diferentes protocolos de adquisición de imágenes que provee el sistema.

3.2.4. Linealidad y escala de contraste (precisión de los números CT) ^[5, 8].

La escala de contraste es la variación del coeficiente de atenuación lineal por unidad de número CT. El agua es el material de referencia usado para determinar el número CT, porque constituye más del 90% de la masa del tejido blando del cuerpo humano, es fácil de obtener y completamente reproducible.

Como el agua tiene una número CT de valor cero, el tejido con densidades mayores que el agua tienen número CT positivo y cuyas densidades sean menores que el agua tienen número CT negativo; adicional a esto muchos radiólogos usan el número CT como parámetro cuantitativo para identificar condiciones patológicas sospechosas en la imagen.

Cuando la linealidad está presente dentro de una imagen, es una indicación que el objeto de contraste es constante a lo largo del rango de números CT dentro de la imagen; es decir que los números CT y densidades electrónicas para varios materiales están dentro de los límites apropiados, verificando que el escáner está asignando los números CT que corresponden, con exactitud al tejido apropiado.

3.2.5. Resolución espacial de alto contraste ^[5, 8, 11].

La resolución espacial de alto contraste se describe como la distancia mínima entre dos objetos que les permite ser vistos como separados y distintos. Entre los parámetros que influyen en este parámetro de un escáner CT están:

- Diseño del escáner (tamaño del punto focal, tamaño y espacio de los detectores, etc).
- Reconstrucción de la imagen (tamaño del pixel, algoritmo de reconstrucción, grosor del corte)
- Muestreo (número de haces por proyección y número de proyecciones)
- Capacidad de visualización de la imagen (matriz de visualización).

Dos procedimientos pueden ser usados para evaluar la capacidad de resolución espacial de un escáner CT, en el primer método se mide un borde o hilo delgado para determinar la función del punto focal (PSF); la PSF se transforma matemáticamente para obtener la función de transferencia modulada (MTF), en algunos casos realizando ajustes con funciones analíticas como transformada de Fourier para facilitar el cálculo. Este proceso toma un tiempo considerable y usualmente es desarrollado por el físico médico en caso de no poseer maniquí para realizar las pruebas y según características del escáner CT.

En el segundo método un patrón de barras o agujeros es usado para determinar la resolución espacial. Este método en la actualidad es el comúnmente más usado dada su facilidad, pero en algunas ocasiones, el costo de los maniquís dificulta acceder a éstos.

El principal objetivo de la prueba de resolución de alto contraste realizada en un CT es asegurar que la imagen con objetos de alto contraste tienen buena modulación, es decir que pequeños detalles pueden ser visualizados con buena fidelidad en la imagen final.

3.2.6. Uniformidad y Ruido ^[8, 15, 16, 17].

El ruido produce una cualidad de granularidad en la imagen, limitando la resolución de bajo contraste y enmascarando la anatomía con estructura similar al tejido circundante; representa la porción de la imagen CT que contiene información poco útil.

Este se define como la variación aleatoria del número CT alrededor de un valor medio cuando se obtiene una imagen de un objeto uniforme; la resolución del contraste de un sistema CT está determinada principalmente por la cantidad de ruido en la imagen.

Entre las fuentes que causan ruido en la imagen CT se incluyen el ruido cuántico (estadística), ruido electrónico, tamaño del objeto, algoritmos de reconstrucción, eficiencia del detector y artefactos. De estos la fuente predominante de ruido, es el ruido cuántico que se define como la variación estadística del número de fotones detectados. Entre los factores bajo la influencia de la tecnología que afectan la cantidad de ruido en una imagen están el tamaño del pixel, el grosor del corte, el algoritmo de reconstrucción y factores técnicos.

Como el ruido es función de los parámetros de adquisición, reconstrucción y visualización, así como del maniquí utilizado para su evaluación, la información sobre estos detalles deberá estar presente en el momento de especificar el valor obtenido ^[5, 8].

Frecuentemente se expresa la desviación estándar típica como un porcentaje relativo a la escala absoluta de las unidades Hounsfield, para esto se divide la desviación estándar entre la diferencia del número CT del agua (0 HU) y del aire (-1000 HU), y se multiplica por 100 para expresarlo en porcentaje

$$\text{Nivel de ruido (\%)} = \frac{\sigma}{(0 - (-1000))} \cdot 100 = \frac{\sigma}{10} \quad (3.5)$$

pero en la actualidad, es más usual especificar el ruido en valor absoluto (HU) como la desviación típica del valor del número CT.

En equipos multi-corte 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.

Por otra parte, la uniformidad de la imagen se refiere a la habilidad del tomógrafo para dar el mismo número CT independiente de la localización de la región de interés (ROI) dentro de un objeto homogéneo.

Los números CT en cualquier región de un corte efectuado a un maniquí de agua o material equivalente deben diferenciarse del obtenido en la región central en menos de ± 5 HU para exploraciones del tipo cabeza, abdomen y tórax adulto ^[5].

3.3. Controles de Calidad en un Tomógrafo por Emisión de Positrones ^[5, 11, 17, 18, 19, 21]

Mantener un estado de la imagen de un sistema PET requiere calibraciones periódicas, el principal propósito de un programa de control de calidad en un PET es verificar que la imagen refleja con precisión la distribución del radiofármaco dentro del paciente. Dicho programa de control deberá maximizar la calidad de la información diagnóstica disponible para el especialista clínico que la evalúa.

Los fabricantes de este tipo de tomógrafos generalmente recomiendan procedimientos y maniquís para los controles de calidad rutinarios, los cuales según el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), deberán como mínimo ser seguidos por el usuario del equipo ^[5]. Cada fabricante define procedimientos que son específicos para sus propios productos, pero en ausencia de procedimientos de control de calidad rutinario, mínimo debe llevarse una rutina estándar similar a las recomendadas por organizaciones como ACR (American College of Radiology), AAPM (American Association of Physicists in Medicine), NEMA (National electrical Manufacturers Association), IEC (International Electrotechnical Commission), entre otras. Las cuales realizan esfuerzos para mantener tanto equipos como procedimientos, adecuados al desarrollo tecnológico y científico al que avanzan los diferentes equipos usados en medicina.

En algunos casos los procedimientos recomendados por fabricantes pueden cumplir totalmente los estándares, pero los usuarios deberán implementar procedimientos

complementarios para aquellas guías donde no se cumpla lo anterior, con el fin de asegurar una operación óptima continua del tomógrafo, en términos de la calidad y precisión de la imagen, así como también de la seguridad tanto de pacientes como de trabajadores.

Similar a los registros de los controles llevados en el CT, los registros de los controles de calidad del PET deberán tener información acerca del modo en que se han adquiridos los datos, entre estos están, algoritmo de reconstrucción, actividad inyectada o de la fuente, modo de adquisición, tiempo de adquisición, entre otras.

3.3.1. Conceptos teóricos básicos ^[11, 19, 20, 21].

Acorde a lo desarrollado en el capítulo 1 de este documento, el Tomógrafo PET maneja algunos conceptos diferentes a los empleados en el Tomógrafo CT, entre los cuales está la unidad de medida Bequerelio (Bq), que se interpreta como una desintegración nuclear por segundo, o medida de la actividad radiactiva; las cuentas en unidad de tiempo que registran los detectores, respecto a las desintegraciones que sufre el radio-isótopo que pretende ser localizado, entre otras.

Antes de continuar con la justificación de cada medida a realizar dentro del protocolo de control de calidad establecido para el sub-sistema PET del tomógrafo PET-CT, es conveniente realizar una breve aclaración sobre alguna terminología usada en dichas pruebas.

3.3.1.1. El valor SUV.

Para la apreciación sobre una determinada lesión hipercaptante existe la evaluación del índice semi-cuantitativo de captación de radiofármaco en una determinada lesión, conocido como el SUV (Standardized Uptake Value), el cual es una medición cuantitativa simplificada que puede ser combinada con un parámetro estadístico del cuerpo.

La definición más común representa el valor consumido dentro de un tejido, medido sobre cierto intervalo después de la administración del radiofármaco, y normalizado a la dosis

inyectada y al factor que toma en cuenta la distribución a través del cuerpo, normalizándose el valor al peso del cuerpo.

En otras palabras el SUV es la relación de la concentración de radiofármaco en el tejido (Bq/ml) a la dosis de radiofármaco inyectado (Bq) dividido por la masa del cuerpo (kg), es decir que puede ser pensado como la relación de radiofármaco tomado por mililitro en el tejido de interés a la dosis inyectada por gramo de la masa corporal, siendo sus unidades g/ml:

$$\text{SUV} = \frac{\text{Concentración de la Actividad en el volumen de interés } \left(\frac{\text{kBq}}{\text{ml}} \right)}{\text{Actividad inyectada (kBq)} / \text{Peso total (kg)}} \quad (3.6)$$

La importancia del SUV se da en que ayuda al médico a interpretar y diagnosticar la imagen PET, puesto que un valor alto de SUV indica un metabolismo no-natural, mientras que un valor bajo indica un consumo fisiológico normal.

3.3.1.2. Eficiencia de un detector de centelleo.

Para que un detector sea eficaz, aparte de mostrar la presencia de radiación, debe ofrecer información sobre sus propiedades tales como intensidad, energía, dosis, naturaleza de dicha radiación, etc; además parámetros como la eficiencia, resolución o tiempo muerto de detección, permiten valorar la capacidad de los detectores para realizar estimaciones cuantitativas.

La eficiencia del detector es un factor del rendimiento de detección que depende de los procesos de interacción radiación–materia y por tanto depende de la naturaleza y energía de la radiación, así como de la naturaleza y estructura del detector. Como sólo una fracción de las partículas emitidas por la fuente se dirigen en la dirección y sentido del detector, y es por tanto sólo esa fracción susceptible de ser detectadas; pero de éstas que llegan o impactan el detector sólo una fracción de ellas será detectada, es entonces la relación entre dicha fracción detectada y las emitidas por la fuente a lo que se le llama eficiencia del detector.

En este orden de ideas la eficiencia puede verse como el cociente entre los eventos contados y los que llegan al contador, conocida como *eficiencia intrínseca*, que depende prácticamente de las características del detector, tales como, tamaño del cristal, eficiencia del cristal para

producir el centello, etc. O el cociente entre los eventos contados y los que han sido emitidos por la fuente, conocida como la *eficiencia extrínseca o geométrica*, que depende en general de la fuente, es decir, geometría, distancia al detector, naturaleza, etc.

$$\text{Eficiencia intrínseca} = \frac{\text{eventos contados}}{\text{eventos que llegan al detector}} \quad (3.7)$$

$$\text{Eficiencia extrínseca} = \frac{\text{eventos contados}}{\text{eventos emitidos por la fuente}} \quad (3.8)$$

La ventaja de disponer de detectores con un alto grado de eficiencia es fácil de comprender si se considera que el tiempo de recuento necesario para alcanzar un nivel de número de cuentas predeterminado varía inversamente con la eficiencia del sistema de detección. Sin embargo, la dificultad de diseñar detectores que “envuelvan” la fuente radiactiva (condición necesaria para que la eficiencia intrínseca sea igual a 1) unido a otras condiciones, hacen que en general no se dispongan de detectores cuya eficiencia total se acerque al 100%.

3.3.1.3. El Sinograma.

El sinograma es el conjunto total de proyecciones de los datos en dos dimensiones representados en una matriz 2-D en coordenadas polares (distancia r y ángulo φ) en el cual más que una gráfica es una tabla de datos que da información sobre lo que “observa” cada línea de respuesta (LOR) en el campo de visión (FOV) del anillo de detectores del Gantry del tomógrafo PET.

El sinograma debe su nombre a la visualización de curvas similares a las de la función trigonométrica seno, que arrojan información sobre la localización dentro del FOV de un evento de aniquilación. La figura 3.4 a continuación ilustra la visualización en un sinograma de un evento de aniquilación.

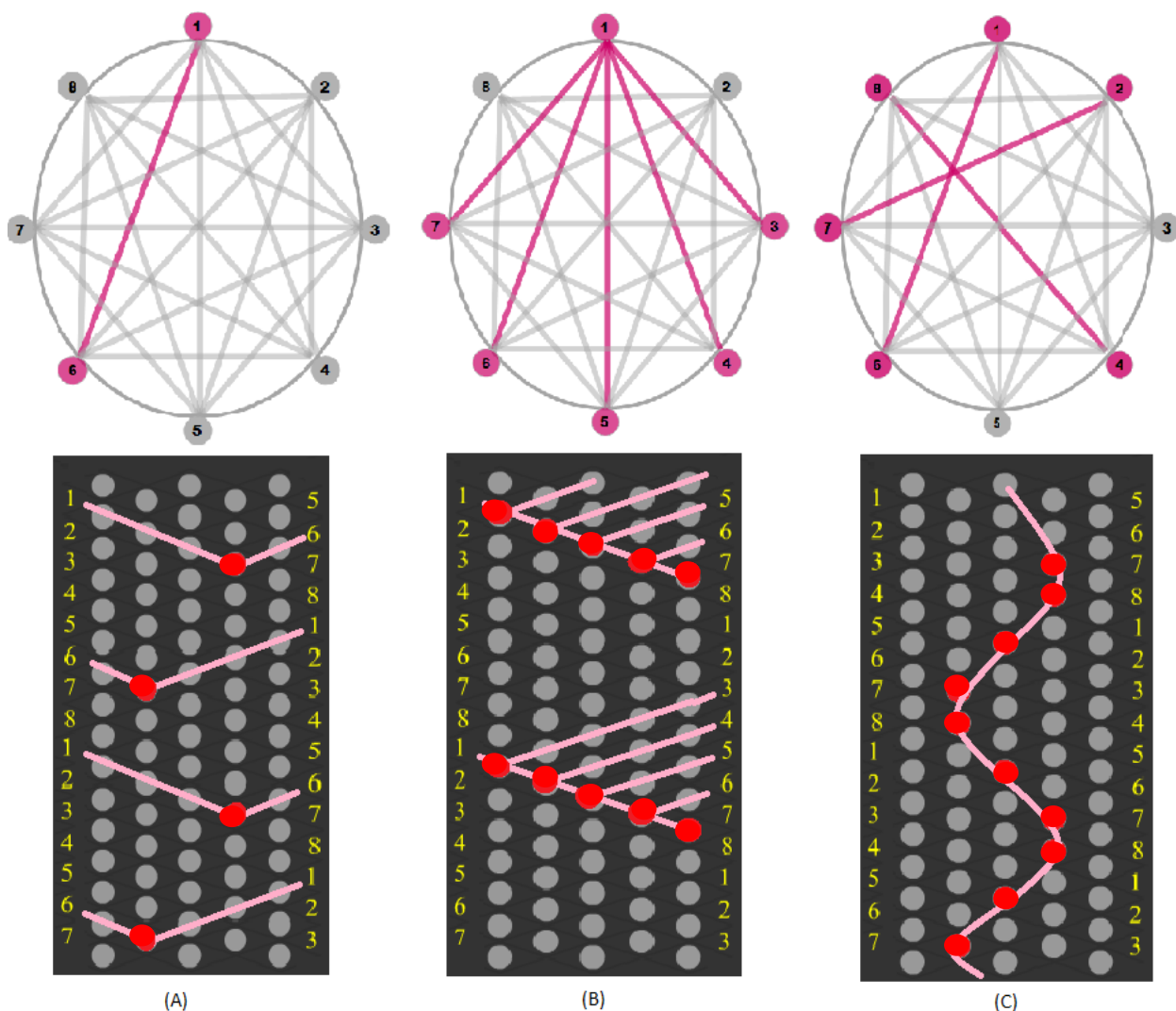


Figura 3.4. Representación en un sinograma de un evento de aniquilación. En la parte superior, representación de FOVs dentro del anillo de detectores en el Gantry y en la parte inferior, representación del sinograma para cada evento mostrado en la parte superior. (A) Muestra una LOR dentro del FOV y su respectiva representación en el sinograma, (B) muestra el fan beam de un solo detector dentro del FOV y su visualización en un sinograma, (C) muestra un evento de aniquilación dentro del anillo de detectores, los detectores que logran ver el evento y la visualización del mismo en el sinograma.

3.3.2. Resolución espacial ^[5, 11, 18, 19].

La resolución espacial en un tomógrafo PET indica la habilidad del sistema para distinguir entre dos puntos después de la reconstrucción, y es un factor importante para determinar el tamaño de una lesión que pueda ser detectada en la imagen diagnóstica, puesto que es la habilidad del tomógrafo para reproducir pequeños detalles de distribución radiactiva.

El objetivo de esta prueba es medir la resolución espacial tomográfica del sistema en aire y asegurar que la resolución espacial no está degradada por cualquier adquisición tomográfica o proceso de reconstrucción. Una medida en aire indica el mayor desarrollo posible puesto que minimiza los efectos de la radiación dispersa, sin embargo se debe notar que la resolución espacial se ve afectada por el punto en el cual éste es medido y la dirección en la cual se mide.

Idealmente la resolución espacial teórica que puede ofrecer un tomógrafo PET debería ser aproximadamente la mitad del tamaño del cristal que compone la matriz del bloque detector, pero en la práctica, la no colinealidad de los fotones del evento de aniquilación y la energía de los mismos, los artefactos introducidos durante la reconstrucción y el ruido estadístico asociado a la detección misma, degradan la resolución hasta el entorno de los 4 mm.

3.3.3. Sensibilidad ^[5, 11, 18, 19].

La sensibilidad es la habilidad o capacidad que tiene el sistema de transformar cada fotón que alcanzan los detectores en un evento observable, en otras palabras, la sensibilidad tomográfica relaciona la tasa de cuentas medida por el mecanismo con la cantidad de radiactividad dentro del FOV.

El propósito de realizar esta prueba es determinar la tasa de eventos de coincidencia verdaderos detectados por unidad de concentración de radiactividad para una configuración de una fuente estándar, por ejemplo un maniquí cilíndrico de dimensiones dadas.

La sensibilidad del sistema S_{tot} , se obtiene finalmente dividiendo la tasa de cuentas sin atenuación $R_{CORR,0}$ por la actividad total A_{cal} :

$$S_{tot} = R_{CORR,0}/A_{cal} \quad (3.9)$$

3.3.4. Uniformidad ^[5, 11, 18, 19].

La uniformidad es la habilidad del sistema para detectar una fuente uniforme de radiación y responder exactamente lo mismo en cualquier localización dentro del campo de la imagen. Al igual que en la prueba de uniformidad realizada en el tomógrafo CT, se evalúa colocando

sobre la imagen reconstruida de un maniquí con una distribución radiactiva uniforme, ROIs en el centro y a los alrededores de la imagen, asegurando visualmente que no se presentan mayores diferencias entre la ROI central y las de la periferia, es decir, asegurando una imagen uniforme.

Como valor de referencia se aceptan diferencias en la uniformidad de la respuesta de los detectores no superior a 10% ^[20].

3.3.5. Normalización, eficiencia de los cristales ^[5, 9, 11, 18, 21].

Antes de pasar a reconstruir la imagen, los sinogramas que han sido generados se corrigen con la sensibilidad de los detectores, buscando compensar los efectos de:

- Distribución no uniforme de las líneas de respuesta (LORs).
- Diferencia de sensibilidad entre los cristales.

Un PET puede llegar a estar formado por más de 10000 detectores, que por su acoplamiento óptico, su posición relativa y otros muchos factores, pueden ser el origen de diferencias significativas en su respuesta. Para corregir la eficiencia de cada uno de los detectores deben obtenerse unos factores de normalización (ECF) que permitan a todos ellos generar una respuesta idéntica si están “viendo” la misma fuente radiactiva.

El protocolo de normalización del tomógrafo entonces, es la prueba más importante que debe realizar el usuario para asegurar la integridad en la respuesta del equipo. Su valoración se hace a diario antes de empezar el primer paciente, aprovechando la rutina de control de calidad diario en el que entre otras cosas se puede controlar si la tendencia en la respuesta de los detectores obligará en los siguientes días a realizar una nueva normalización o si existen detectores que se alejen significativamente de la respuesta esperada.

En el procedimiento de normalización o configuración parcial de los detectores se generan mapas de regiones del cristal, perfiles o espectros de energía del cristal y sinogramas que permiten evaluar a través de su visualización posibles fallas de los detectores, del bloque detector, o módulos de detectores.

Generalmente se emplean maniquís cilíndricos uniformes con un material radiactivo que desintegre con fotones de energías del orden de los fotones de aniquilación. Los sinogramas

obtenidos deben ser sometidos a una cuidadosa inspección visual para la presencia de pronunciados artefactos, como la presencia de un blanco o línea hiper-intensa, o banda diagonal (ver Figura 3.5) y así comparar con sinogramas de referencia adquiridos con anterioridad. La presencia de dichos artefactos en el sinograma, indica que el elemento detector (cristal) o bloque detector tiene un mal funcionamiento, es decir que tiene sustancialmente menor sensibilidad que los otros detectores, indicando que la ganancia del PMT, el mapeo del cristal, la ventana de energía del foto-pico del bloque afectado y de los datos de normalización o componentes del hardware pueden necesitar ser ajustados, reparados o reemplazados.

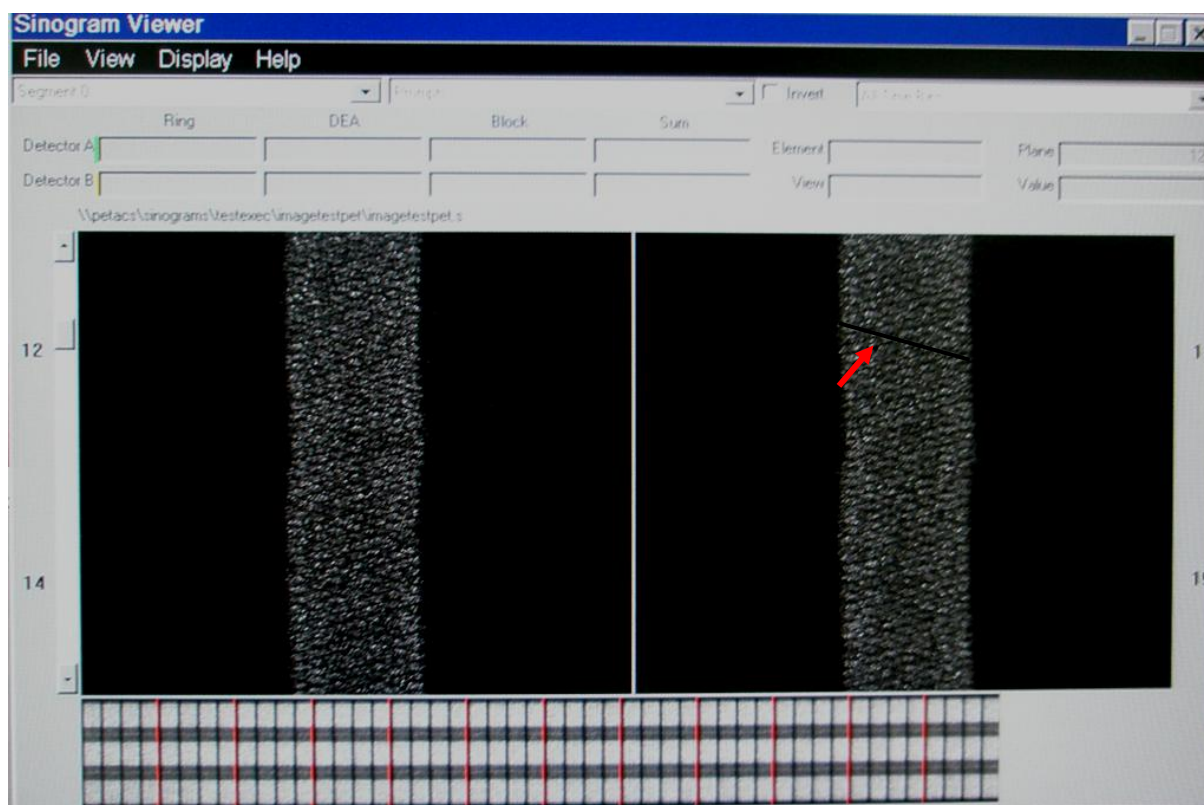


Figura 3.5. Visualización de dos sinogramas, a la izquierda, sinograma sin aparente anomalía. A la derecha, sinograma donde se visualiza falla en un detector (línea diagonal negra) marcado por la flecha roja. Imagen de archivo, tomada del Biograph mCT X-3R para un estudio con un maniquí cilíndrico, con distribución radiactiva uniforme de Ge-68.

3.3.6. Prueba en modo clínico ^[5, 9, 21].

El propósito de esta prueba es chequear toda la operación del sistema en el modo de escaneo del paciente. Esta prueba envuelve todos los componentes desarrollados en un escáner clínico e intenta identificar problemas con el sub-sistema PET del tomógrafo híbrido PET-CT, incluyendo correcciones de la atenuación, movimiento de la camilla, reconstrucción y registro de la imagen.

3.4. Controles de calidad en la imagen multi-modalidad PET-CT ^[5, 21].

Cuando se tiene todo el sistema de un Tomógrafo Híbrido PET-CT trabajando en conjunto, además del control de calidad que se debe de realizar a cada sub-sistema, se debe evaluar el registro de cada imagen obtenida bajo cada modalidad (PET y CT) y la fusión de estas (imagen PET-CT), en aras de garantizar que la información de la imagen fusionada, concuerda con la información entregada por las imágenes obtenidas bajo cada modalidad y proporciona mayor capacidad diagnóstica.

3.4.1. Precisión del registro de la imagen del PET-CT ^[21].

El propósito de esta prueba es evaluar cualitativamente la precisión del registro de las imágenes obtenidas con el escáner PET y CT. Puesto que la fusión de las imágenes se asume como un registro perfecto de las dos modalidades, es crucial asegurar que los dos estudios están registrados en diferentes partes del FOV para un rango razonable del peso del paciente. La precisión del registro de la imagen PET-CT se vuelve aún más importante cuando se considera dicha imagen para planear y aplicar tratamientos de radioterapia.

3.4.2. Visualización e impresión en físico ^[21, 22].

El alcance de esta prueba es asegurar que la presentación visual de la imagen muestra toda la información en la matriz de imagen digital, además que el dispositivo de impresión registra una imagen de apariencia similar a la de la pantalla de visualización. Generalmente se emplean patrones que permitan evaluar los niveles de grises en la pantalla de visualización y en la impresión final, permitiendo hacer evaluaciones un poco mas objetivas sobre los tonos que pueden ser visualizados, y valorar la capacidad diagnóstica de la imagen al final.

-
- [1] Safety Reports Series No. 39. Applying Radiation Safety Standards in Diagnostic Radiology and International Procedures Using X Ray. Jointly sponsored by IAEA, ILO, ISRRT, ISR, IOMP, PHAO, WHO. International Atomic Energy Agency. Vienna, 2006.
 - [2] IAEA Human Health Series No. 11. Planing a clinical PET centre. International Atomic Energy Agency. Vienna 2010.
 - [3] Strategies for clinical implementation and quality management of PET tracers. International Atomic Energy Agency. Vienna 2009.
 - [4] Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección Contra la Radiación Ionizante y para la Seguridad de Fuentes de Radiación. Colección de seguridad No. 115. Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), 1997.
 - [5] IAEA Human Health Series No. 1. Quality assurance for PET and PET-CT systems. International Atomic Energy Agency. Vienna, 2009.
 - [6] Resolución Número 18 1434 de Diciembre 5 de 2002. Por la cual se adopta el Reglamento de Protección y Seguridad Radiológica. Ministerio de Minas y Energía. República de Colombia.
 - [7] Resolución Número 9031 de Julio 12 de 1990. Por la cual se dictan normas y establecen procedimientos relacionados con el funcionamiento y operación de equipos de Rayos X y otros emisores de radiaciones ionizantes, y se dictan otras disposiciones. Ministerio de Salud. República de Colombia.
 - [8] Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos Técnicos) SEFM – SERPR – SERAM, 2010
 - [9] Richard M. C. ACR Accreditation of Nuclear Medicine and PET Imaging Departments. Journal of Nuclear Medicine Technology. Vol. 34. No. 1. March 2006.
 - [10] Basic quality control in diagnostic radiology. American Association of Physicists in Medicine. Report No. 4. November 1977.
 - [11] Papp. Jeffrey. Quality management in the imaging sciences. Third edition MOSBY ELSEVIER. 2006.
 - [12] European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR 1626 EN.
 - [13] Bushberg J; Siebert J; Leidholdt E; Boone J. The essential physics of medical imaging. Second Edition.
 - [14] Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. Report No. 39. American Association on Physicists in Medicine. May 1993.

- [15] McCollough C. H; Bruesewitz M. R; McNitt-Gray M. F; Bush K; Ruchdeschel T; Rayne J. T; Brink J. A; and Zeman R. K. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pit falls to avoid. *Med. Phys.* 31 (9) September 2004.
- [16] Barrett J. F; Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics* 21:1679 - 1691 November- December 2004.
- [17] ACR Technical Standard for diagnostic medical physics performance monitoring of Computed Tomography (CT) equipment. Revised 2007 (Res. 14).
- [18] PET ACR Accreditation, Hints and Tips. Biograph PET systems. PET *syngo* version 6 X. SIEMENS Medical solution USA. Inc.
- [19] American College of Radiology (ACR) Nuclear Medicine Accreditation Program. PET Module. PET phantom instructions for evaluation of PET image quality. February 21.
- [20] IEC 61675-1 International Standard. Radionuclide imaging devices- characteristics and test conditions- part 1: Positron emission Tomographs. International Electrotechnical Commission. First edition 1998-02.
- [21] Beyer T; Antoch G; Müller S; Egelhof T; Freudenberg L; Debatin J; and Buckisch A. Acquisition Protocol Considerations for combined PET-CT imaging. *The Journal of Nuclear Medicine*. Vol.45; No. 1. January 2004.
- [22] A standard format for digital image exchange. Report No. 10. Published for the American Association of Physics in Medicine by the American Institute of Physics. March 1982.

4. Metodología y Materiales.

La verificación de la ejecución de procedimientos diagnósticos es un procedimiento que debe volverse rutinario en el trabajo diario clínico en un servicio de Imágenes Diagnósticas – Medicina Nuclear Molecular. A lo largo de este trabajo se ha expuesto la necesidad de adaptar las recomendaciones internacionales a las condiciones locales.

Para la implementación de un Protocolo de Control de Calidad utilizado en un servicio como el ya mencionado, además de contar con el equipo PET-CT, es necesario maniquís que simulen el cuerpo humano, en particular en la Fundación Valle del Lili se cuenta con dos (2) sistemas de verificación de la calidad de la imagen para CT, un (1) sistema para verificación de la imagen en PET, y un (1) sistema para verificación de corrimientos del FOV del PET y FOV del CT del Tomógrafo Biograph mCT de SIEMENS®.

Sobre estos sistemas se hacen pruebas de aceptabilidad y constancia para predecir cuál y bajo qué condiciones se implementaría, o no, el uso de un Protocolo de Control de Calidad; posteriormente se evalúa el sistema a través de pruebas llamadas “rutinarias” que adicionalmente, permiten evaluar condiciones técnicas de la máquina al momento de ejecutar una exploración o estudio de rutina. Las mediciones finales resumen todas las acciones hasta el momento desarrolladas, consistentes en evaluar el sistema sobre maniquís que simulan pacientes reales, que permiten elaborar un protocolo rápido, a un costo razonable, reproducible y que brinde información suficiente para aceptar o no, la ejecución de exámenes de exploración diagnóstica sobre el paciente.

El presente trabajo de grado es realizado en el marco de un convenio institucional de colaboración existente entre la Universidad del Valle y la Fundación Valle del Lili, los montajes utilizados para obtener las mediciones experimentales se realizaron en el servicio de Imágenes Diagnósticas-Medicina Nuclear Molecular- PET-CT & CICLOTRÓN de la

FVL en Cali- Colombia en donde se cuenta con equipos de alto desarrollo tecnológico y condiciones de seguridad radiológica necesarias para llevar a cabo dicha investigación.

El capítulo en curso presenta aspectos generales y de importancia de equipos y materiales empleados en la ejecución de las medidas de Control de Calidad, así como la metodología desarrollada para realizar dichas mediciones, y finalmente se presentan los pasos adicionales que hasta el momento se han consolidado en la FVL con el fin de optimizar la implementación del protocolo ya citado, en el servicio.

4.1. Tomógrafo Biograph mCT.

El Biograph mCT X-3R es un tomógrafo híbrido PET-CT del fabricante SIEMENS®, es decir que dentro de un mismo gantry contiene dos sub-sistemas de tecnologías diferentes, por un lado el PET y por el otro el CT (ver figura 4.1).

Las características generales del Biograph mCT se encuentran listadas en la tabla 3.1, su principal función es la de adquirir imágenes tanto fisiológicas como anatómicas del cuerpo humano y posee la capacidad de fusionar dichas imágenes (que han sido adquiridas separadamente) ^[1].



Figura 4.1. Tomógrafo Biograph mCT X-3R de SIEMENS®.

Tabla 4.1. Características generales del Biograph mCT.

Tomógrafo Biograph mCT X-3R			
Tensión nominal		3/N ~ 380 – 480 V ($\pm 10\%$)	
Frecuencia nominal		50; 60 Hz ($\pm 5\%$)	
CT		PET	
Tipo de Tubo	Tubo de Rayos-X	Material del Detector	LSO
Modelo Tubo	STRATON MXP	Dimensiones de los cristales	4 X 4 X 20 mm
Tensión Tubo (kVp)	80 – 100 – 120 – 140 ($\pm 10\%$)	Cristales por bloque	169
Corriente Tubo (mA)	20 – 800	PMTs	4 por bloque
Materia Detectores	UFC	Bloques por anillo	48
No. de canales de detectores	128	No. de anillos	3
Tiempo de exploración (360°)	0.30 – 0.33 – 0.5 – 1.0 s	No. total de bloques	144
Peso que soporta la camilla (kg)	250	No. total de cristales	24336
Toma de imágenes	Secuencial-Espirales	Ventana de coincidencia	4,1 ns
		Resolución de la energía del sistema	$\leq 12\%$ FWHM

4.1.1. El Tubo de Rayos-X STRATON® del Biograph mCT ^[2].

Como ya se había mencionado en el capítulo 1 del presente trabajo, el tubo de rayos – X es una de las componentes principales del Tomógrafo Computarizado. En el caso del Biograph mCT, dicho tubo tiene unas características especiales (ver figura 4.2), en donde el haz de electrones puede ser deflectado antes de golpear el ánodo y a diferencia de los tubos anteriores, en el STRATON® no existe un ánodo que rota dentro del vacío, sino, que toda la envoltura del tubo mismo gira.

La ventaja de esta técnica es que se generan dos haces de rayos – X que proveen un gran cobertura del arreglo de detectores (anteriormente por un arreglo de 64 detectores se tenían 64 cortes para adquisición de imágenes, ahora por un arreglo de 64 detectores se logran 128 cortes de imágenes).

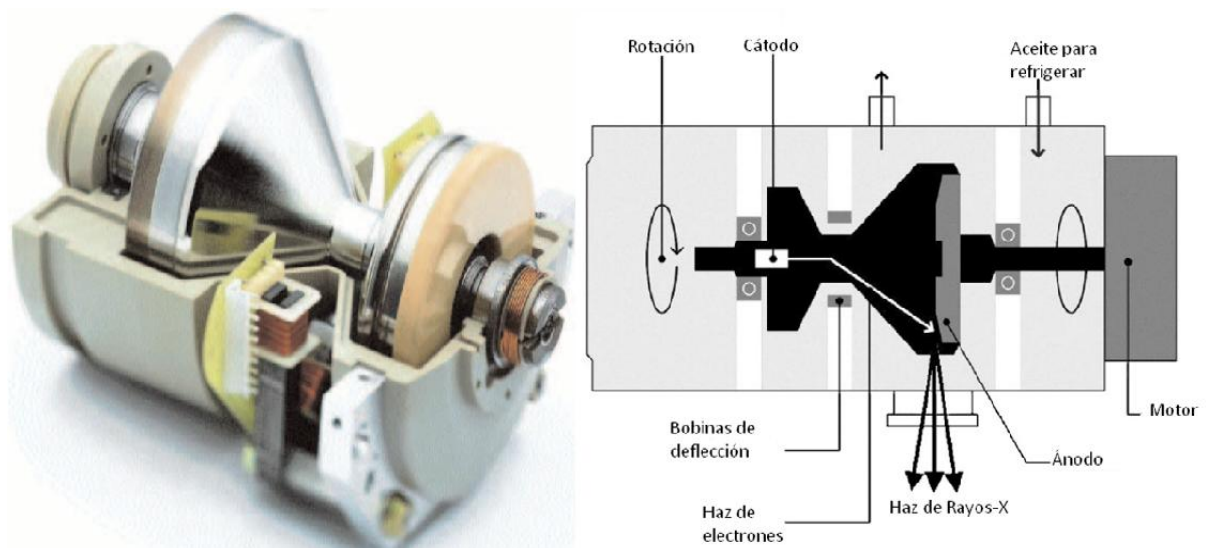


Figura 4.2. Bosquejo del tubo de rayos – X STATON® usado en el Biograph mCT, a la izquierda foto real de un tubo STRATON, a la derecha, esquema interno y partes que componen el tubo. ^[i]

4.1.2. El detector del CT del Biograph mCT.

Adicional al tubo de rayos-X, el sistema de detección es otro componente principal del sub-sistema CT del tomógrafo en mención, la figura 4.3 muestra un diagrama de flujo del proceso que lleva a cabo el sistema para adquirir los datos usados para la construcción de la imagen final.

En general, el proceso físico es similar al que lleva cualquier sistema de detección que use fotomultiplicadores, pero sus grandes diferencias, se dan en la electrónica que analiza las señales adquiridas por el sistema de detección.

ⁱ Tomado de Prestby Hans and Nilson Cato, Siemens CT. SIEMENS Medical Solution

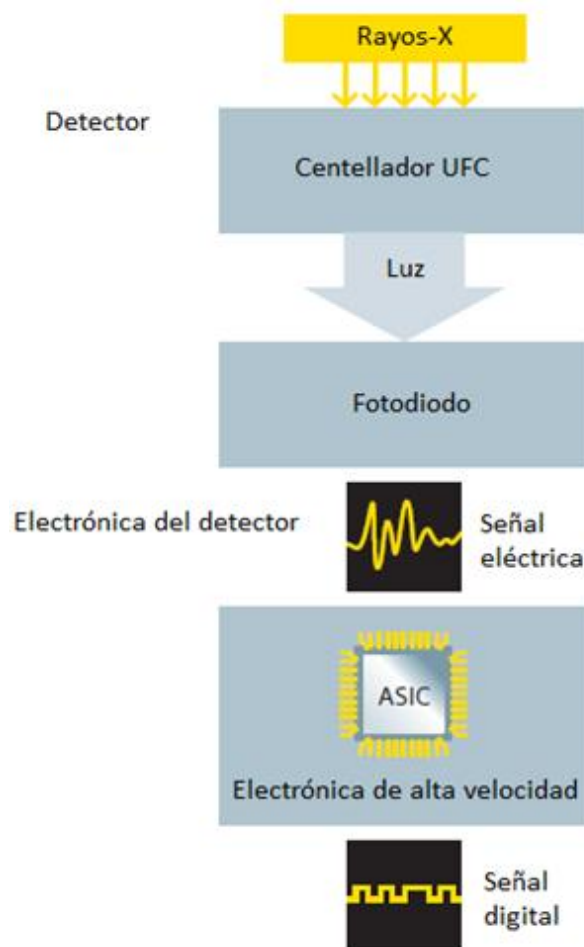


Figura 4.3. Diagrama de flujo de la adquisición de datos en un sistema CT para ser usados en la construcción de la imagen final. El detector de centelleo se forma cuando se acopla a un cristal centelleante un sistema capaz de convertir el centelleo en un pulso eléctrico. ASIC es el acrónimo de Circuito Integrado de Aplicación Específica (es un circuito integrado hecho a la medida para un uso en particular, en vez de ser concebido para propósitos de uso general, la complejidad y por ende la funcionalidad en un ASIC ha crecido de 5000 puertas lógicas a más de 100 millones, los modernos incluyen procesadores, memorias RAM, flash, etc) ^[3].

En general el proceso llevado en un cristal de centelleo puede resumirse según se muestra en la figura 4.4.

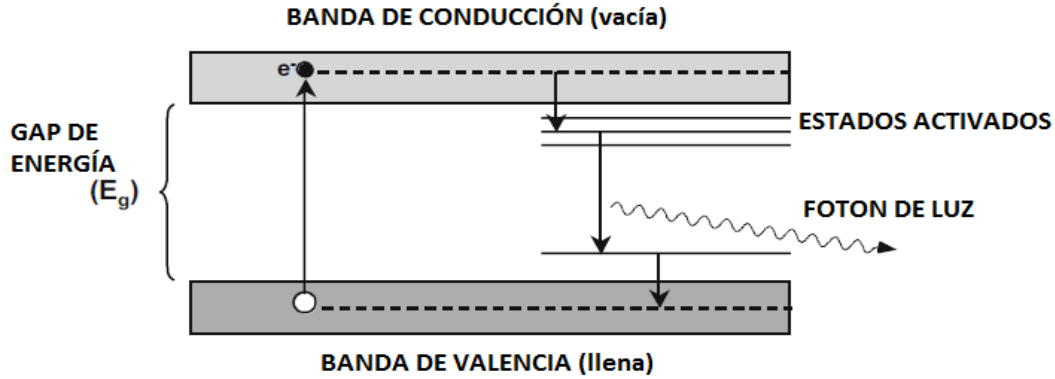


Figura 4.4. Esquema de la producción de un fotón de centelleo. Un material centellador tiene un gap entre sus bandas de valencia y conducción, dentro de este gap también tiene los llamados centros de luminiscencia o estados activados que juegan un papel central en la producción de luz centellante. Un centro de luminiscencia generalmente está compuesto por dos niveles de energía, dichos niveles tienen una energía igual a la de los fotones que están en los alrededores de la región visible del espectro electromagnético. Si un electrón salta de un nivel de energía superior a un centro de menor energía, un fotón de centelleo puede ser emitido ^[4].

En cuanto al fotodiodo, la figura 4.5 muestra el proceso que se realiza en dicho circuito para adquirir la señal eléctrica después de que ha entrado a este la señal lumínica.

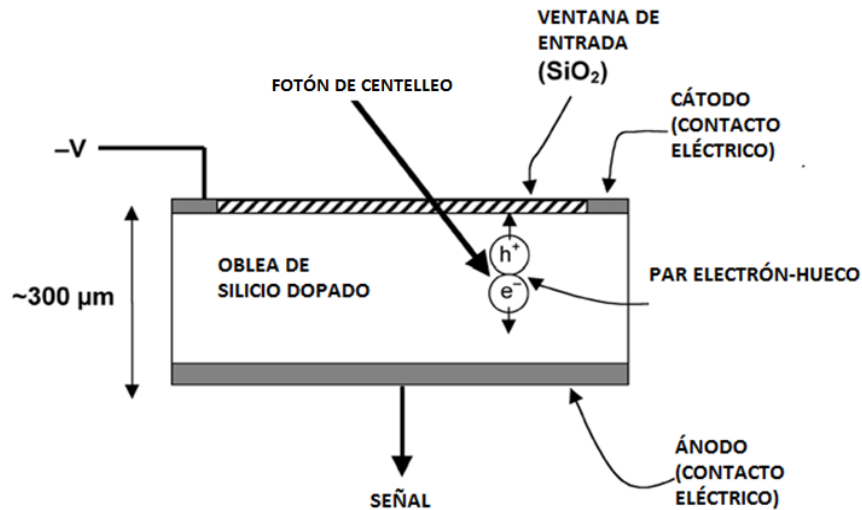


Figura 4.5. Fotodiodo. El fotón centelleante entra a través de la ventana y tiene suficiente energía para liberar un par electrón-hueco en el silicio. En el perfil del campo eléctrico del silicio el electrón y hueco se mueven al ánodo y cátodo respectivamente, creando una corriente que puede ser medida. Cada fotón de luz produce al menos un electrón, así que los niveles de la señal son muy bajos. Los fotodiodos de avalancha son muy similares en estructura, excepto que aplican voltajes mucho mayores, generando electrones con suficiente energía para crear pares adicionales de electrón-hueco en el silicio. Cada fotón de luz produce una señal superior de 102 a 103 electrones a través del mecanismo de avalancha ^[4].

4.1.3. El detector del PET del Biograph mCT.

Como ya se ha mencionado en capítulos anteriores, el componente mecánico principal del sub-sistema PET del tomógrafo en mención es el sistema de detección, la figura 4.6 muestra un diagrama de flujo del proceso que se lleva a cabo para adquirir los datos usados en la construcción de la imagen final ^[3].

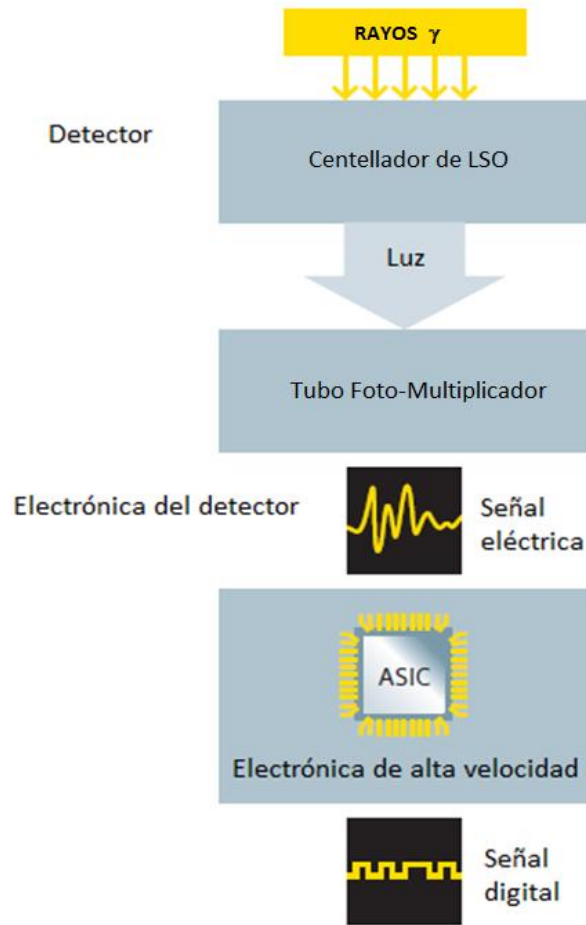


Figura 4.6. Diagrama de flujo de la adquisición de datos, antes de ser usados para generar la imagen en un PET.

Muy similar a la figura 4.3, el sistema de adquisición de datos del PET se asemeja al sistema de adquisición del CT; con la diferencia que los cristales de centelleo son de LSO (OrtoSilicato de Lutecio) en vez de UFC (Cerámica Ultra Rápida) y usa PMTs (Tubos FotoMultiplicadores) en vez de Fotodiodos. Dichas diferencias se basan en el tipo de partícula que se va a detectar, en el caso de los CTs las energías de los fotones de rayos-X no superan los 150 keV, mientras que para el PET la energía de los fotones de los rayos

gamma, están por arriba de los 511 keV. Adicional a esto, en el sistema CT el número de elementos a detectar es superior al sistema PET, por ende este último necesita de componentes que amplifiquen con bastante eficiencia la señal, como son los PMT ^[5].

La figura 4.7 muestra el esquema general de un PMT y el proceso llevado a cabo dentro del mismo para la producción de la señal a estudiar.

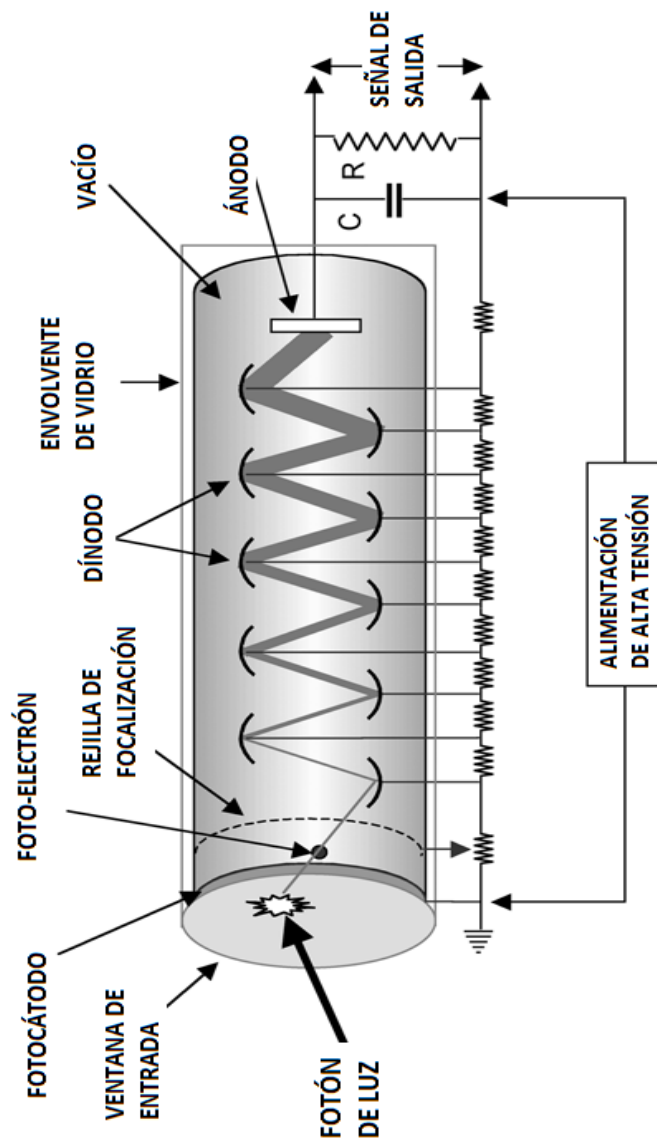


Figura 4.7. Tubo Foto-Multiplicador. Una vez que llega el fotón de centelleo al fotocátodo, este es convertido en un foto-electrón, dicho foto-electrón es focalizado hacia un primer dinodo que se encuentra a cierto potencial, posteriormente, por diferencia de potenciales se hace incidir sobre otro dinodo que se encuentre a un voltaje superior. Esto genera más electrones que a su vez son acelerados hacia dinodos de mayor voltaje, generándose una reacción en cadena, por cada electrón que entra al PMT se generan en promedio al final del orden de 10^{10} electrones que golpean el ánodo, para finalmente generar la señal de salida ^[4].

4.2. Maniquíes.

Los maniquíes o también llamados fantasmas son instrumentos que simulan condiciones específicas del cuerpo humano y permiten evaluar el desarrollo de máquinas usadas en pacientes, como los tomógrafos. Dependiendo de las características de la máquina y de las condiciones a evaluar se usan y diseñan maniquíes con los cuales se puedan adquirir datos que permitan evaluaciones instantáneas y comparaciones a futuro del funcionamiento de la máquina a la cual se le realiza el control de calidad ^[6].

4.2.1. Maniquíes para la verificación de la calidad de la imagen en un CT.

En el presente trabajo para las medidas concernientes a la verificación de la calidad de la imagen obtenida del sub-sistema CT del Biograph mCT, se usaron dos maniquíes (ver Figura 4.8 y 4.9). El maniquí de agua SIEMENS, es un instrumento para realizar controles de calidad en lo concerniente a calidad de la imagen del CT que es suministrado por el fabricante del Biograph para realizar dichos controles sobre la máquina ya citada. El maniquí de agua GE, al igual que el anterior permite realizar controles para la calidad de la imagen de un CT, es suministrado por fabricantes de tomógrafos computarizados de la marca General Electric.

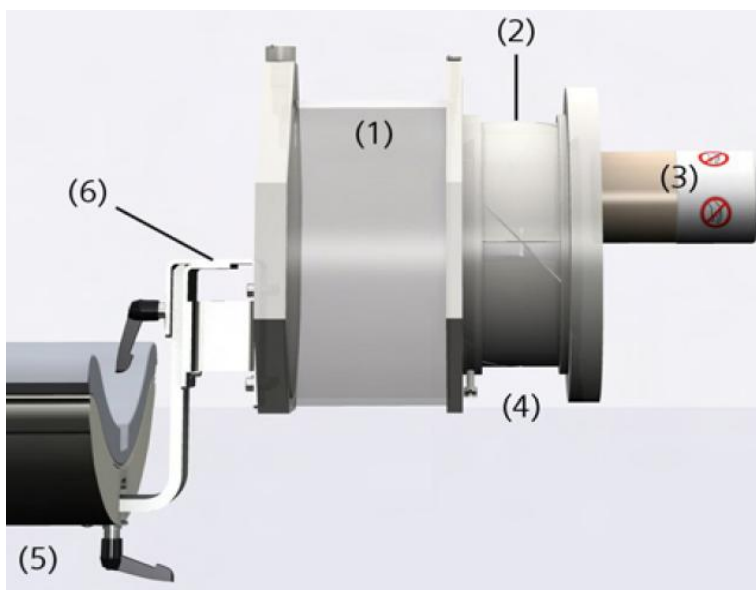


Figura 4.8. Maniquí de agua SIEMENS®. (1) Inserto de agua (ruido y uniformidad), (2) inserto de alineamiento de láseres y posicionamiento, (3) inserto de alambre y bolas, (4) inserto de espesor de corte nominal, (5) camilla del paciente, (6) soporte del maniquí.

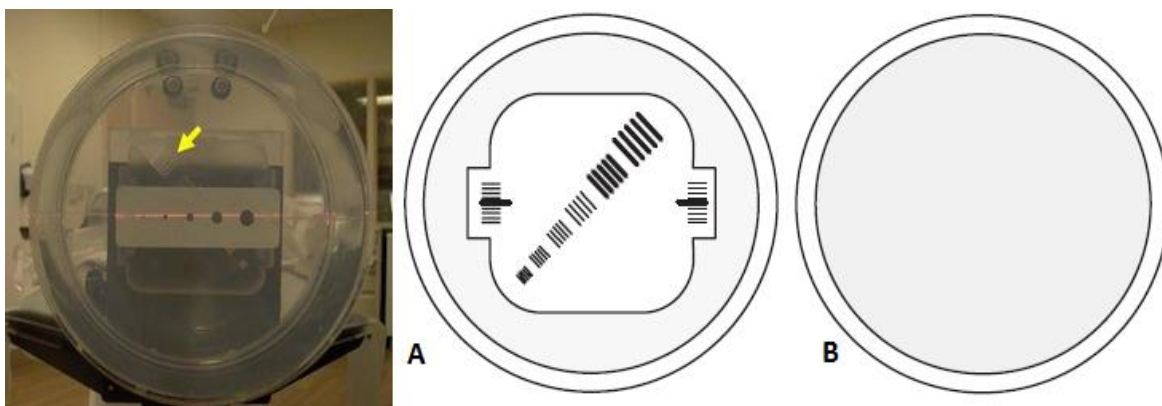


Figura 4.9. Maniquí de agua GE®. (A) Inserto de resolución de alto contraste, espesor de corte, precisión de láseres y escala de contraste, (B) inserto de agua, ruido y uniformidad.

4.2.2. Maniquí para la verificación de la calidad de la imagen en un PET.

Para las medidas concernientes a la verificación de la calidad de la imagen obtenida del sub-sistema PET del Biograph mCT se usa un maniquí (ver figura 4.10) entregado por el fabricante del tomógrafo a evaluar, es un cilindro uniforme que en su interior tiene una distribución uniforme de Ge-68 (material radiactivo) que decae por desintegración β^+ , produciendo fotones de energía que se encuentran en el rango de los 511 keV.

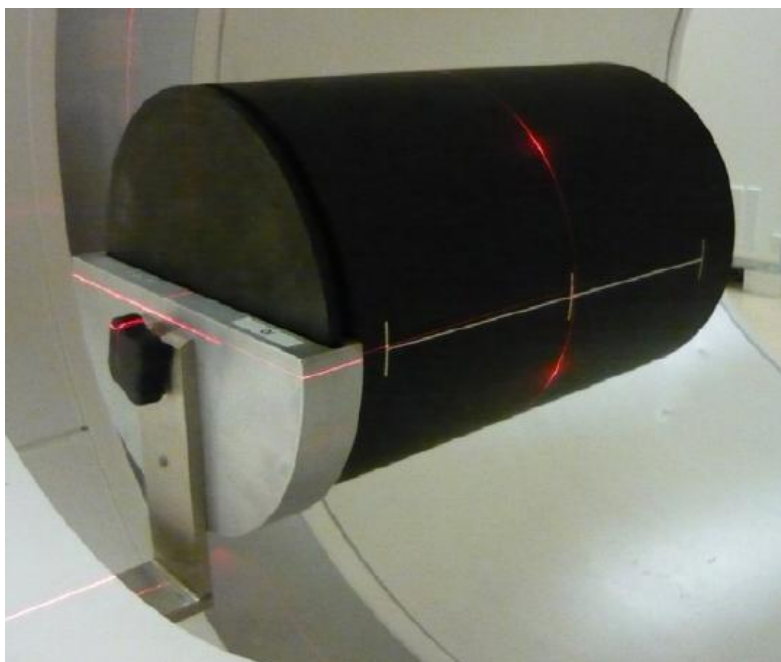


Figura 4.10. Maniquí uniforme de Ge-68 SIEMENS®, de 20 cm de diámetro por 27 cm de largo de hasta 2,5 mCi.

4.2.3. Maniquí de alineamiento de gantrys PET y CT.

En cuanto a las mediciones encaminadas a verificar el alineamiento de los gantrys PET y CT del Biograph mCT se usa un maniquí que consta principalmente de dos fuentes de barras de Ge-68 que se alinean cruzadas (la una de la otra) dentro de un cubo de un material que no sea atenuante para las partículas que emite dicha fuente (ver figura 4.11), es suministrado por el fabricante del tomógrafo.

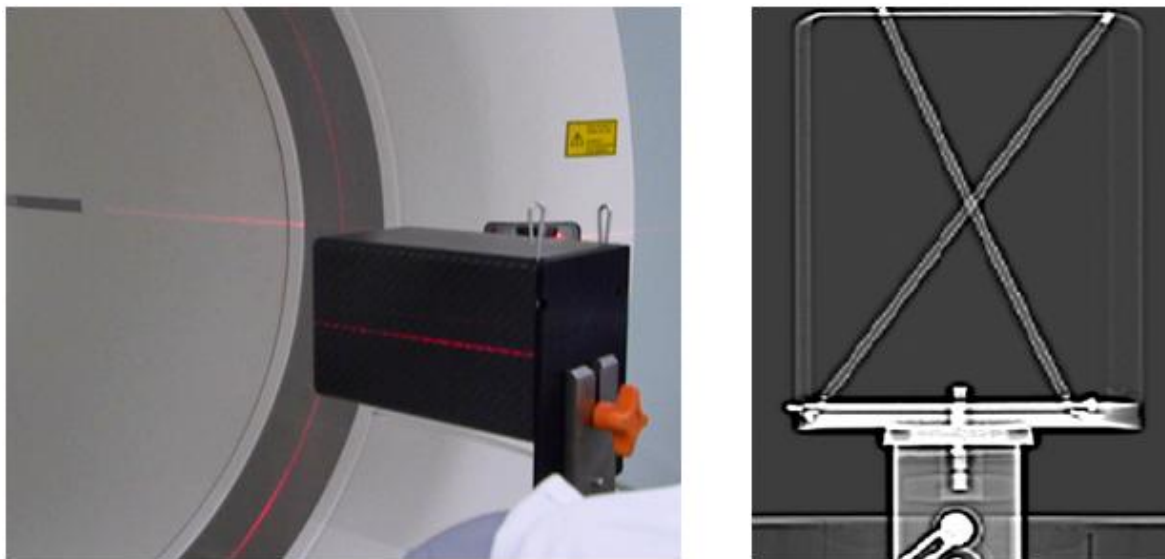


Figura 4.11. Maniquí de alineamiento de gantrys PET y CT, a la izquierda alineamiento del maniquí con los láseres del tomógrafo, a la derecha, topograma de la ubicación interna de las fuentes de barra de Ge-68 dentro del cubo.

4.3. Metodología.

A continuación se describe la metodología desarrollada para tomar las mediciones necesarias en la realización del control de calidad, así como los montajes utilizados.

Todos los maniqués deben ser posicionados en la abertura del gantry del escáner de tal forma que dicho maniquí quede paralelo al eje axial del gantry (Z) y perpendicular al plano de la abertura del mismo, se usa un nivel de burbuja para ajustar estos parámetros y mejorar los resultados. Posteriormente se posiciona la mesa del escáner hasta que el centro del inserto a estudiar este en la zona de escaneo (es decir alineado mediante los indicadores luminosos, de forma que quede en el isocentro, paralelo al eje axial y perpendicular a los

planos coronal y sagital), o alineados según las marcas propias del maniquí y láseres del escáner como se visualiza en la figura 4.12.



Figura 4.12. Alineamiento de los maniqués en el Gantry del tomógrafo.

Adicional a esto, todas las adquisiciones se toman en todos los posibles kVp que da la máquina, esto es 80 – 100 – 120 y 140 kV_p, así como mínimo se adquieren las imágenes en modo clínico de abdomen adulto y cabeza adulto, puesto que, de esta manera se le exige al tomógrafo realizar la reconstrucción de la imagen con dos ventanas de visualización diferentes, que además son muy usadas en las rutinas clínicas de exploración ^[1, 7].

4.3.1. Alineamiento de láseres y haz de radiación.

Una primer medida, es asegurar que las distancias marcadas en el Gantry del movimiento de la camilla son correctas, eso se hace a través de la comparación de medidas usando una regla graduada en milímetros y rectificando que dicho movimiento de camilla está acorde a los valores que entrega el equipo. Otra adquisición es a través de un maniquí que contenga un inserto de alambre delgado, al realizar la exploración sobre dicho inserto, la imagen visualizada deberá mostrar un alambre redondo (ver figura 4.13). En caso de que el

alineamiento sea incorrecto, dicho alambre se visualizará de forma elíptica o producirá artefactos del tipo diapasón.

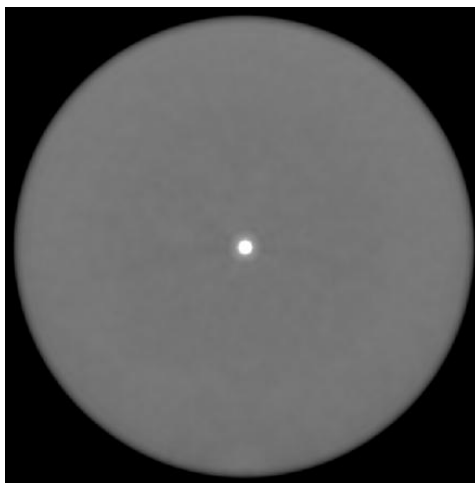


Figura 4.13. Visualización de un alineamiento correcto del haz de radiación y láseres del gantry CT, imagen obtenida usando el maniquí de SIEMENS®.

Por lo general las pruebas llevadas a cabo para la posición de la camilla en el gantry se realizan colocando en dicha camilla, un peso equivalente a un paciente típico de 70 kg, para garantizar el funcionamiento en condiciones clínicas típicas.

Finalmente la precisión de la selección de la posición del corte sobre el topograma (radiografía de planificación) se hace colocando marcas sobre el maniquí (de las cuales se conoce su localización), y que sean claramente visibles tanto en el topograma como en la imagen reconstruida. Sobre la imagen del topograma se programa el corte axial sobre la estructura reconocible, y la imagen resultante deberá contener la estructura en cuestión (en este caso las marcas puestas sobre el maniquí deberán verse claramente en la primera y última imagen de estudio), para mayor claridad en el proceso de medición ver anexo A1 de este documento.

4.3.2. Espesor de corte efectivo.

El método de medida del espesor del corte se realiza mediante cortes axiales, y depende del maniquí que se emplee y de las instrucciones del fabricante; esta prueba se realiza para todos los espesores nominales de corte posibles, para los diferentes protocolos de

adquisición de imágenes, una mayor claridad sobre el procedimiento se describe en el anexo A2 de este documento.

Se realiza la exploración y captura de la serie de imágenes usando el grosor del corte nominal, se reconstruye la serie de imágenes en el ancho de corte de visualización (alrededor una décima del ancho del corte con que se adquiere la serie de imágenes).

Se recolecta el número CT de la región central de cada imagen y se grafican dichos números CT versus la distancia en el eje Z. De esta gráfica, se calcula el FWHM, el cual en unidades de distancia es el valor del ancho del corte nominal que se está evaluando.

4.3.3. Linealidad y escala de contraste.

Para esta prueba se realiza la exploración del inserto a estudiar (parte A de la figura 4.9), asegurando que se usa el kVp y mAs según las pruebas de aceptación, y que el software del algoritmo de reconstrucción es uno de los usados para aplicaciones clínicas, y será el mismo cada vez que se realiza esta prueba.

En la imagen reconstruida se selecciona un área de diámetro entre 2 – 3 cm, a partir de los pixeles localizados dentro del ROI se calcula el valor medio del número CT y la desviación estándar de los números CT.

Finalmente se mueve el cursor fuera del maniquí en la imagen reconstruida y se ejecuta la función de ROI sobre el aire y agua; se mantiene registro de todos los valores obtenidos, y de ser posible se visualizan en gráficas de tendencias (explicación más detallada del procedimiento se encuentra en el anexo A.3 de este documento, así como se visualizan las imágenes obtenidas en el A.9 y los datos de coeficiente de atenuación lineal para cada material estudiado).

4.3.4. Resolución espacial de alto contraste.

En esta prueba se escanea el inserto (parte A de la figura 4.9) usando una técnica clínica típica, generalmente, protocolo de abdomen adulto y protocolo de pecho de alta resolución de adulto.

Se examinan los patrones de barras en las imágenes de reconstrucción para determinar la resolución limitante, definida como el patrón de barras más pequeño en el que se ven las cinco barras; colocando un ROI cuadrado en cada patrón de barras y cambiando su tamaño hasta que encaje dentro del patrón de barras (ver figura 4.14), finalmente se mide la desviación estándar dentro de cada ROI y se registran los datos.

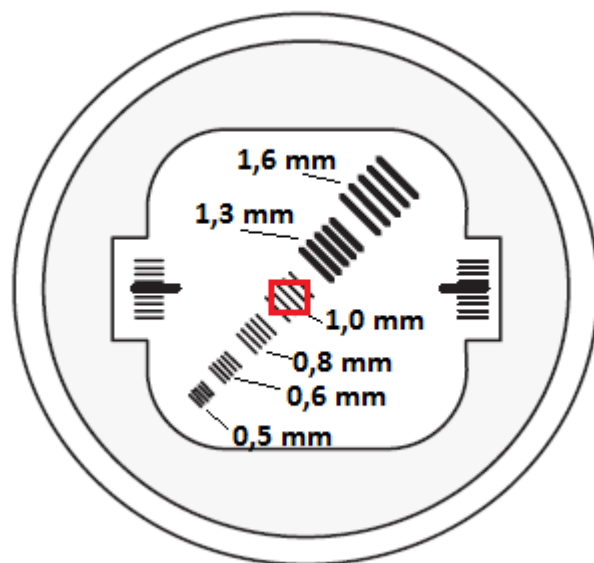


Figura 4.14. Inserto de resolución de alto contraste del maniquí de agua GE®, con un ROI (en rojo) ajustado al patrón de barras de 1,0 mm.

4.3.5. Uniformidad y ruido de la imagen.

Para la evaluación del ruido de la imagen CT, se escanea la parte del maniquí rellena de agua según un protocolo de abdomen para adulto, se visualiza la imagen en una ventana adecuada y se coloca una ROI de aproximadamente 30 mm de diámetro en el centro de la imagen, se almacenan las HU y desviación estándar.

Posteriormente sobre otra imagen de la serie ya obtenida, se vuelve a repetir la adquisición de una ROI, se calcula la diferencia entre la primera y segunda medición, almacenando los valores medios del número CT, desviaciones estándares y ROIs.

Para la uniformidad de la imagen se toma un ROI (de diámetro aproximado a 20 mm) en el centro de la imagen adquirida del inserto de agua, se obtienen las HU y desviación estándar del ROI.

Luego se seleccionan ROIs del mismo tamaño al anterior en los alrededores de la imagen del maniquí, en las posiciones según las manecillas del reloj, a las 12, 3, 6 y 9 horas. Se adquieren las HU y desviación estándar para cada ROI (ver figura 4.15) y se determina la diferencia entre el valor medio del número CT del ROI central respecto el valor medio del número CT para los otros ROIs.

Finalmente para esta prueba se evalúa la imagen buscando visualizaciones de artefactos o rayas.

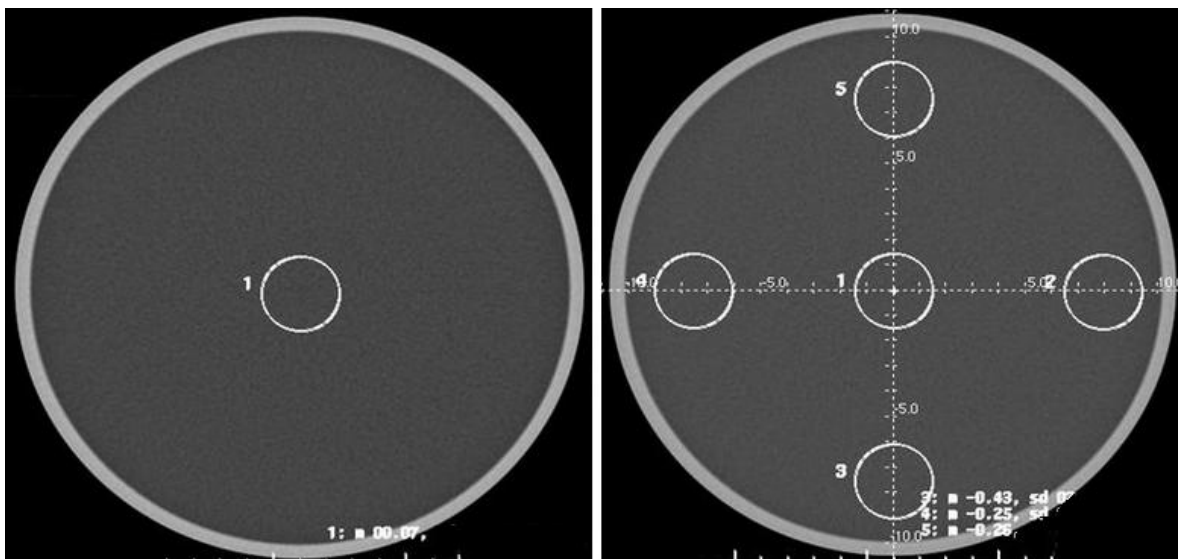


Figura 4.15. A la izquierda ubicación del ROI para calcular el ruido sobre la imagen del maniquí, a la derecha, posición de las ROIs para evaluación de la uniformidad de la imagen en el inserto de agua del maniquí SIEMENS® y GE®.

4.3.6. Calibración del desplazamiento del FOV (Campo de Visión).

Para esta prueba se usa las fuentes en barra de Ge-68, se adquieren imágenes de estas en modo CT y PET (ver figura 4.16), y se realiza la calibración automática de la máquina del desplazamiento de los FOV del CT y PET respectivamente.

Esta prueba se realiza con el fin de garantizar que al alinear los pacientes con los láseres del CT, hay un buen alineamiento del mismo dentro de los anillos detectores del PET, y que ambos campos de visión (FOV) muestran imágenes compatibles para la fusión de las imágenes al final de su adquisición [6].

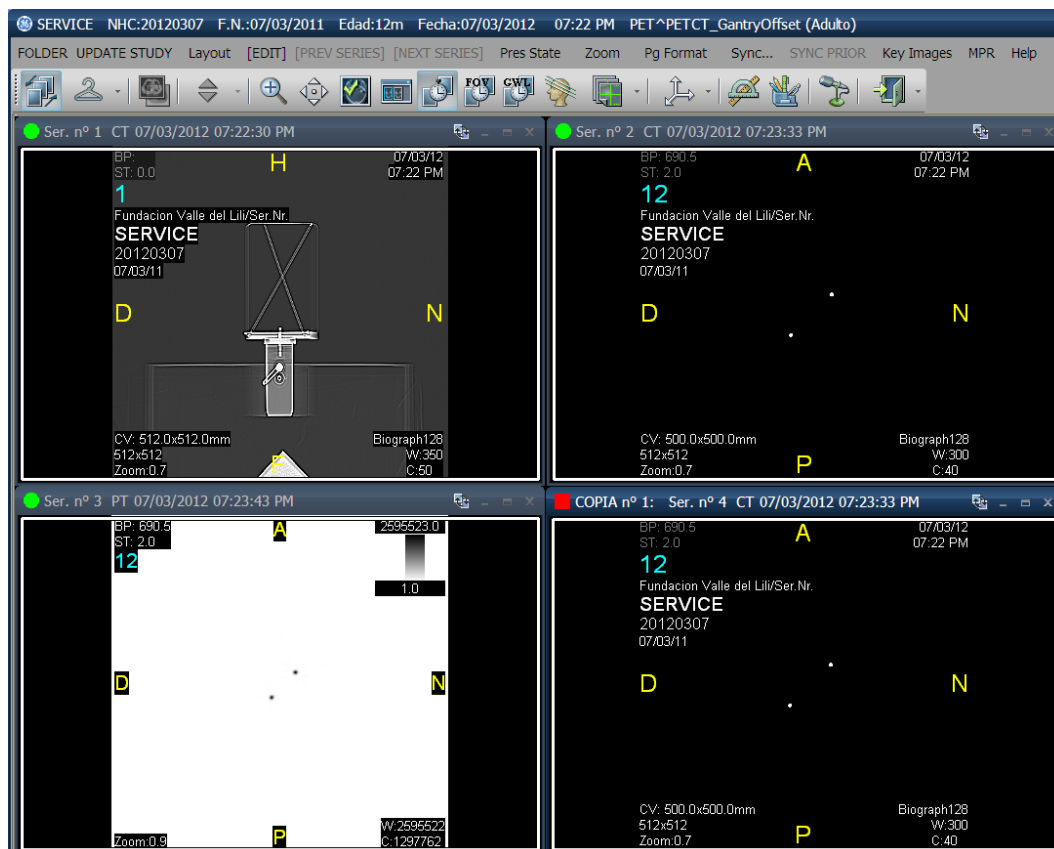


Figura 4.16. Adquisición de imágenes para el arreglo de fuentes en barra de Ge-68. Superior izquierda, topograma del arreglo, inferior izquierda, adquisición en PET. A la derecha (superior e inferior), las dos imágenes son adquisiciones en modo CT. La imagen ha sido tomada del estudio realizado en el Biograph mCT de la FVL.

4.3.7. Normalización, cálculo y verificación del factor de calibración del PET e inspecciones de los sinogramas.

La prueba de normalización de los detectores del PET, verificación del factor de calibración del PET e inspección de los sinogramas de control de calidad, es la prueba de mayor importancia en el control de calidad llevado en un tomógrafo PET. Todas tres son realizadas con el maniquí cilíndrico de distribución uniforme de Ge-68.

El maniquí es posicionado en el gantry a través de los láseres del CT, y como en la prueba anterior se realiza una primera exploración de CT para posteriormente realizar la adquisición de datos a través del sub-sistema PET, esto con el fin de realizar las correcciones por atenuación a la imagen adquirida en PET y para poder realizar la imagen

de fusión que permita evaluar el procedimiento, así como inspeccionar posibles fallas en el sistema de detección que puedan ser localizadas y corregidas en el proceso.

La adquisición de datos se hace automáticamente, a través del software pre-configurado del sistema Biograph mCT, el cual entrega un informe final del proceso y muestra la estadística llevada a cabo, por cada uno de los controles de calidad realizados al sistema.

-
- [1] IAEA Human Health Series No.1. Quality Assurance for PET and PET-CT systems. International Atomic Energy Agency. Vienna 2009.
 - [2] Schardt R; Deuringer J; Frudenberger J; Hell E; Küpfer H; Mattern D; and Schild M. New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. Med. Phys. 31 (9) September 2004.
 - [3] Prestby Hans Petter and Nilsen Cato. Siemens CT. Siemens Medical Solutions
 - [4] Knoll, Glenn F. Radiation Detection and Measurement. Third Edition.
 - [5] Bushberg J; Siebert J; Leidholdt E; and Bone J. The essential physics of medical imaging. Second Edition.
 - [6] Papp Jeffrey. Quality management in the imaging sciences. Third Edition. 2006
 - [7] Protocolo español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (aspectos técnicos). SEFM – SEPR – SESAM. 2010.

5. Resultados y Análisis.

Las mediciones finales que resumen todas las acciones hasta el momento desarrolladas en este trabajo de investigación, consistieron en evaluar el sistema del Biograph mCT sobre maniquís que simulan pacientes reales, para la elaboración de un protocolo de control de calidad que brinde información suficiente sobre el funcionamiento rutinario de la máquina, y que permita evaluar la ejecución, o no, de exámenes sobre pacientes.

A continuación se presentan los resultados de cada prueba realizada, con sus respectivos análisis, para luego presentar el protocolo rutinario implementado en el servicio de Imágenes Diagnósticas-Medicina Nuclear Molecular PET-CT & CICLOTORÓN de la Fundación valle del Lili.

5.1 Pruebas sobre el CT del Biograph mCT.

Como ya se ha mencionado en capítulos anteriores, el control de calidad desarrollado en este trabajo se divide en tres grandes bloques. Primero el realizado sobre el sub-sistema CT, segundo el realizado sobre el sub-sistema PET y tercero el realizado sobre la visualización de la imagen multi-modal PET-CT, aunque en este último también podría incluirse la verificación del alineamiento de los dos gantrys.

5.1.1. Alineamiento de láseres.

En esta prueba como ya se ha indicado en el capítulo 4 de este documento, se sub-divide en tres, la primera evalúa la imagen axial que se obtiene de hacer una exploración a un alambre de aluminio de un diámetro de 0.2 mm, buscando que siempre se visualice la imagen circular del inserto de alambre, repitiéndola para cada voltaje que da la máquina (80 – 100 – 120 – 140 kV).

A continuación se muestran las imágenes del inserto de aluminio que han sido evaluadas a los diferentes kilo-voltaje que permite el tomógrafo Biograph mCT obtener

del tubo de rayos-X, verificándose un alineamiento correcto del haz de radiación del CT.

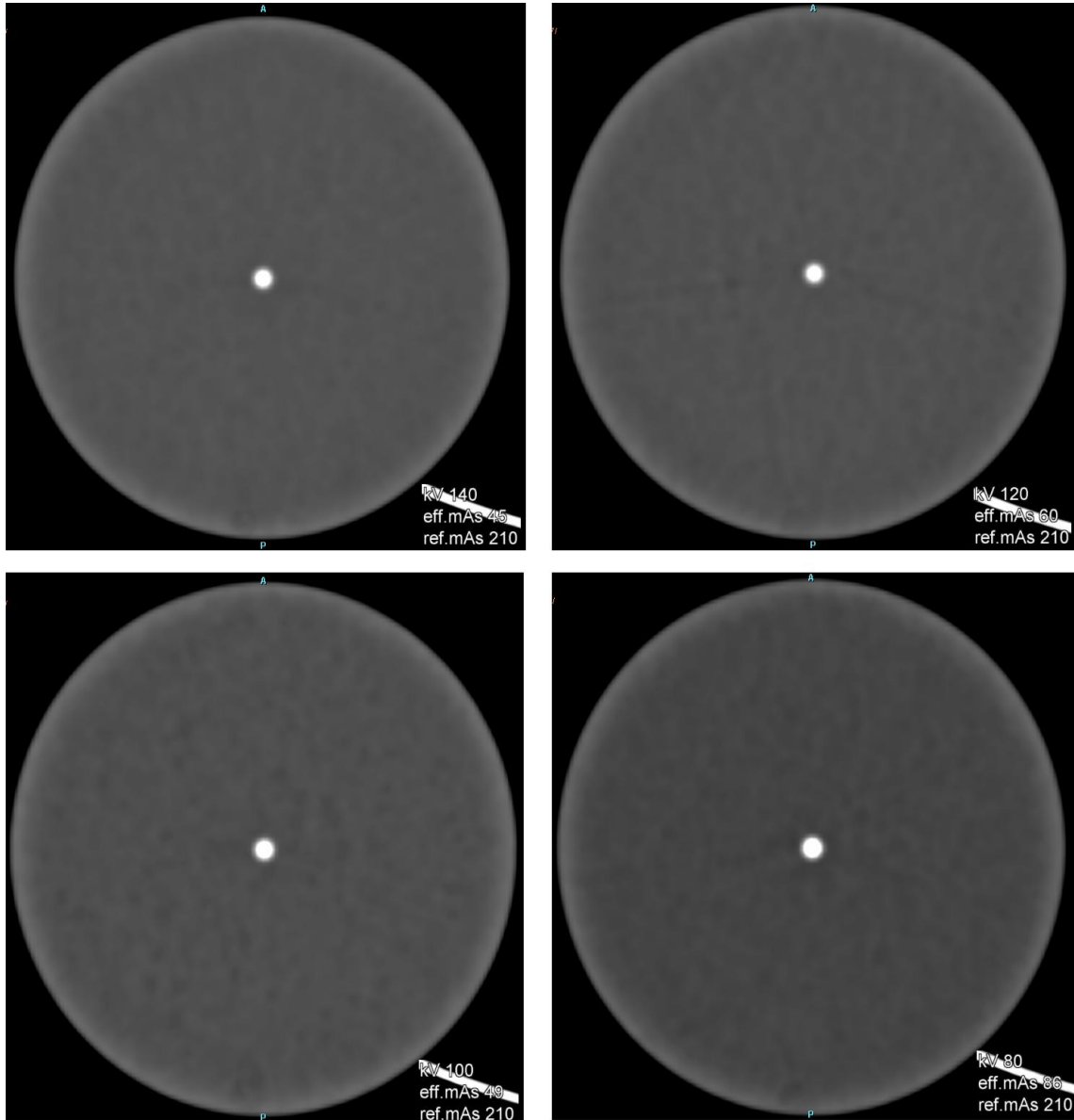


Figura 5.1. Alineamiento del haz de rayos-X, visualización del alambre de aluminio del maniquí de agua SIEMENS®, imágenes axiales tomadas bajo un protocolo estándar de abdomen adulto, a los diferentes kV disponibles del tomógrafo (Superior izquierda 140 kV, superior derecha 120 kV, inferior izquierda 100 kV e inferior derecha 80 kV). Se observa que para todos los kV se tiene una buena figura circular del alambre, y que no se visualizan diferencias muy grandes entre las imágenes, así como no se identifican artefactos ni líneas indeseables.

La segunda parte de esta prueba se basa en evaluar la precisión de la indicación del movimiento de la camilla en el gantry, colocando un peso equivalente a 70 kg sobre la camilla y visualizando el corrimiento de los láseres sobre una regla graduada en milímetros (ver figura 5.2). La desviación permitida $\leq \pm 2$ mm ^[1, 2] se cumple para esta prueba.

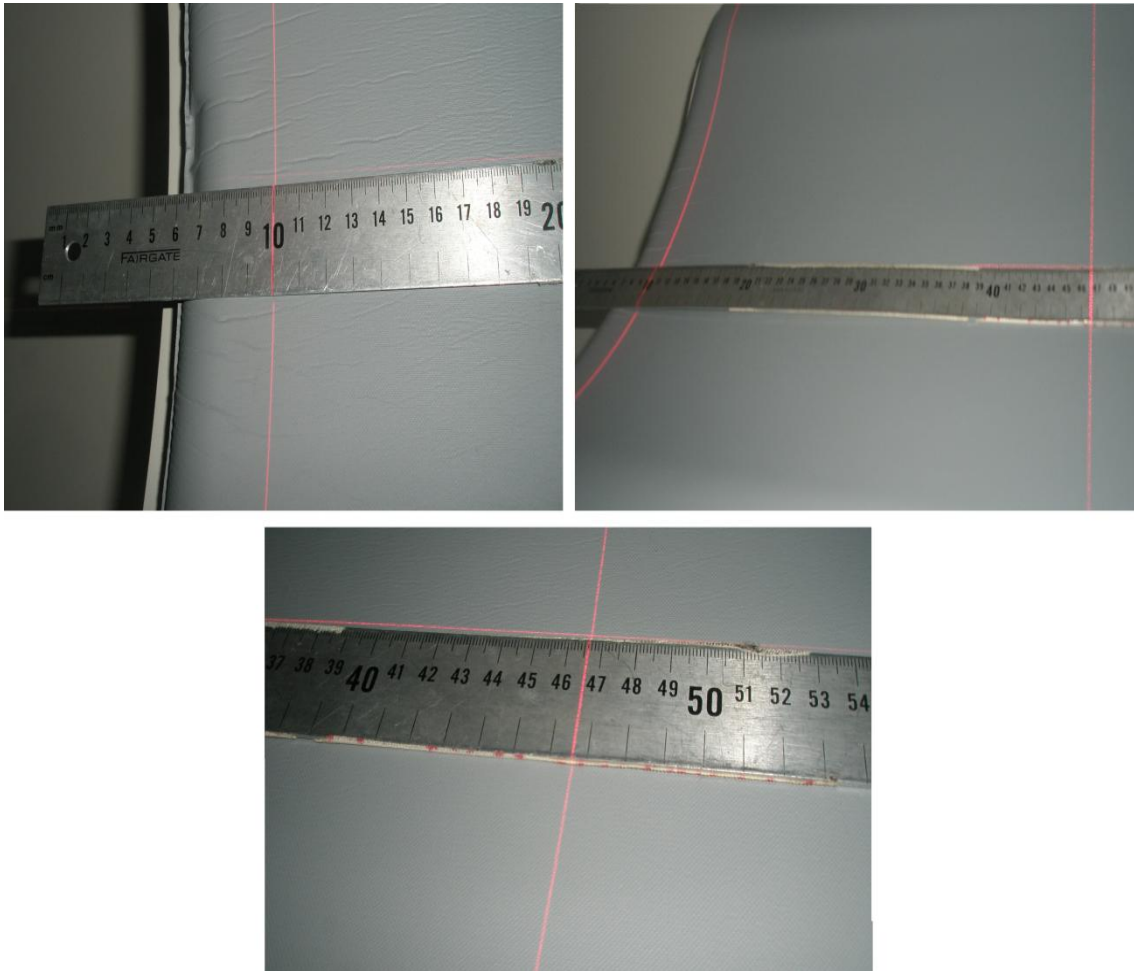


Figura 5.2. Desplazamiento de la camilla dentro del gantry, verificación del corrimiento a través de los láseres de localización. Se observa en la parte inferior, que para un corrimiento programado de 46,5 cm se obtiene 46,6 cm, es decir que se está dentro de la tolerancia aceptada.

Finalmente la tercera parte, evalúa la precisión de la selección sobre el topograma, del inicio y final de la exploración, seleccionando sobre las marcas del maniquí el ancho de exploración que se desea tomar, se comprueba que la adquisición de imágenes axiales comienza y termina donde se ha indicado (ver figura 5.3).

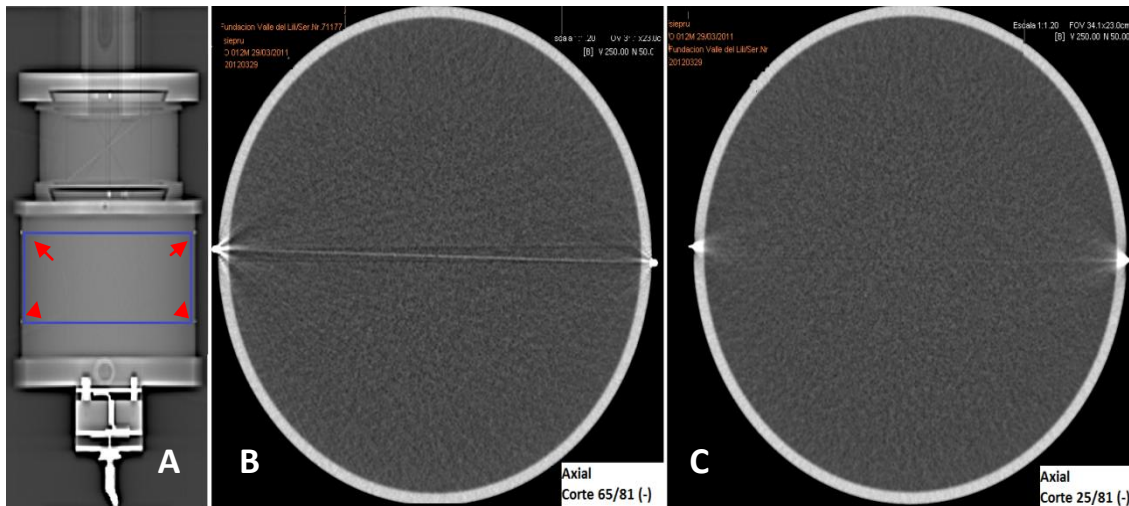


Figura 5.3. Secuencia de adquisición de las imágenes para comprobar la selección de inicio y final de exploración sobre un topograma. A) Adquisición del topograma, se visualizan las marcas de referencia (flechas rojas) y se selecciona sólo la zona que se desea visualizar en la imagen final reconstruida (cuadro azul). B) Primera imagen de adquisición después de la selección sobre el topograma. C) Última imagen de adquisición después de la selección sobre el topo-grama. Se observa precisión en la selección de la posición del corte sobre el topo-grama, con desviaciones menores a 2 mm, tal como indica la tolerancia ^[1, 2].

5.1.2. Espesor de corte efectivo.

Para todos los valores evaluados el espesor de corte debe ser siempre $< \pm 1\text{mm}$ del valor de referencia indicado por el tomógrafo cuando se evalúa ^[2, 3, 4], las diferencias existentes a las tolerancias sugeridas podrían indicar un mal funcionamiento de los colimadores o un mal alineamiento entre foco-colimador-sistema de detectores o diferencia de sensibilidad de las filas paralelas de detectores.

En el Biograph mCT X-3R existen dos formas de adquisición, es decir de colimación del haz que permite adquirir diferentes anchos de corte nominal. La tabla 5.1 resume los posibles anchos de corte nominal para cada adquisición.

Tabla 5.1. Anchos de corte para cada adquisición.

Adquisición	Cortes
128 X 0,6 mm	0.6; 0.75; 1.0 ; 1.5; 2.0; 3.0; 4.0; 5.0; 6.0; 7.0; 8.0; 10.0 mm
32 X 1,2 mm	1.5; 2.0; 3.0; 4.0; 5.0; 6.0; 7.0; 8.0; 10.0 mm

Se realiza la exploración al inserto de corte nominal del maniquí de agua de SIEMENS® para los diferentes kV del tubo de rayos-X y cortes de 10 mm bajo el protocolo estándar de abdomen adulto, se reconstruye cada serie de imágenes a cortes de 1 mm.

Los diferentes FWHM encontrados no difiere en más del 5% para cada kV, puesto que todos los valores están dentro de $\pm 0,5$ mm, mostrando esto que están dentro de la tolerancia (± 1 mm) aceptada para evaluar esta prueba ^[1,2].

Por lo anterior, se decide estandarizar la evaluación de los cortes nominales dados por la máquina bajo un protocolo de abdomen adulto para colimación de 128 X 0,6 mm a 120 kV del tubo, en los anchos de corte nominal de 0,6; 1,0; 2,4; 6,0 y 10,0 mm y para colimación de 32 X 1,2 mm a 120 kV bajo el mismo protocolo de adquisición en los anchos de corte nominal de 1,0; 1,5; 5,0 y 10,0 mm.

Las graficas a continuación muestran los resultados para los cortes nominales de 10 mm escogidos para colimación de 32 X 1,2 mm y 128 X 0,6 mm respectivamente a 120 kV bajo el protocolo de abdomen adulto; las figuras para los otros cortes nominales se pueden ver en el anexo A.8 de este documento.

El propósito de evaluar el mismo ancho de corte nominal (10 mm) para las diferentes colimaciones permitidas por el tomógrafo, es comparar la diferencia que se da de la imagen por las diferencias de colimación.

Se encuentra una diferencia del 5,1% entre las dos adquisiciones, siendo la colimación de 32 X 1,2 mm la que presenta mayor dispersión del punto focal y menor precisión en el corte nominal. Mientras la colimación de 128 X 0,6 mm es mucho más precisa en la obtención del corte, al igual que la visualización de la imagen presenta mayor nitidez del inserto evaluado, lo que dificulta la obtención de puntos para graficar puesto que en cada imagen de la reconstrucción de visualización hay cambios fuertes en el número CT, tal como se visualiza en la figura 5,4.

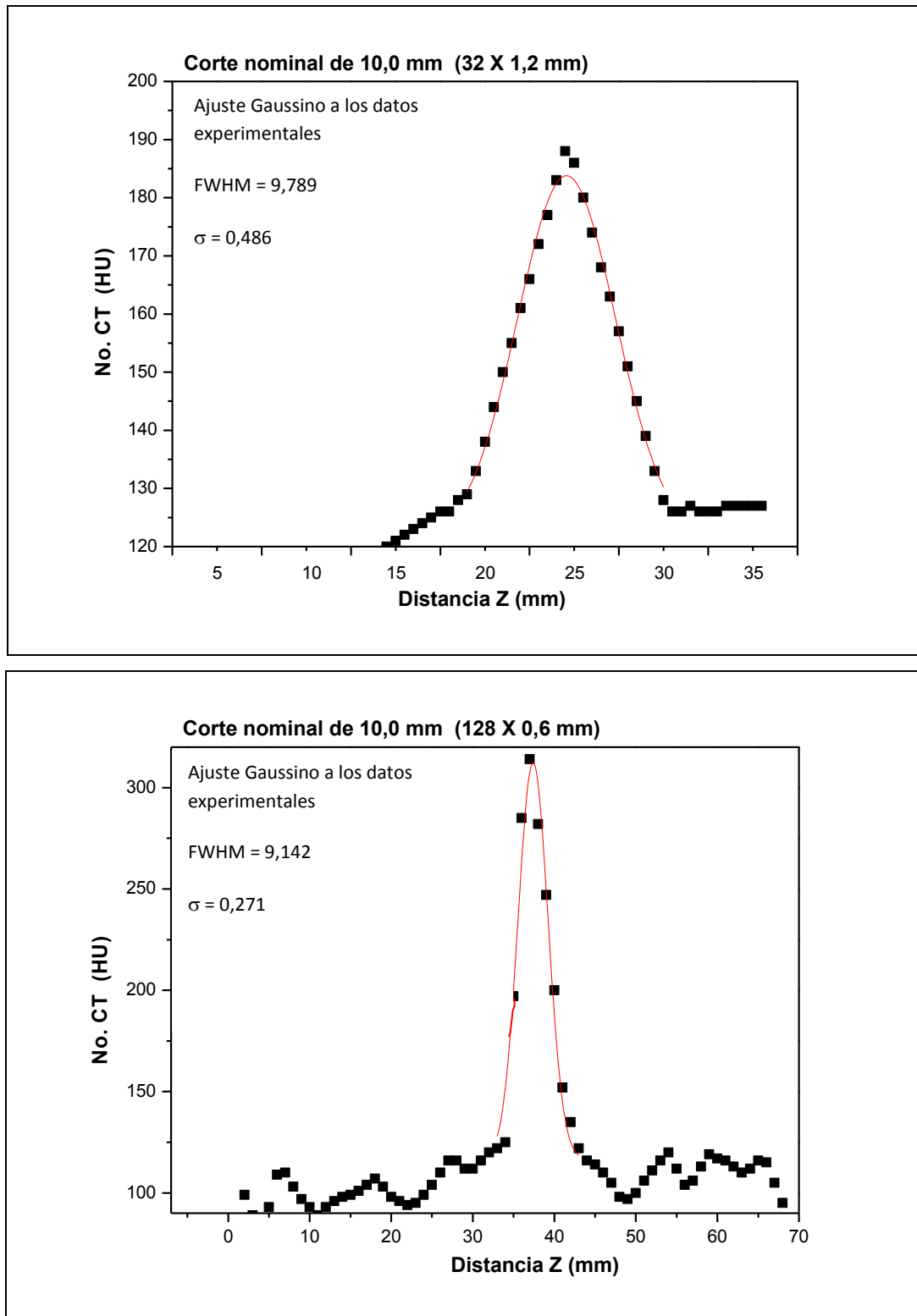


Figura 5.4. Se observa que para un corte nominal escogido de 10 mm, adquirido con diferentes colimaciones del haz de rayos-X y manteniendo constante los otros parámetros (kV del tubo, protocolo de adquisición de imágenes, etc) se encuentra una diferencia del 5,1%, la cual está dentro de las tolerancias aceptadas para evaluar este tipo de control al tomógrafo.

5.1.3. Linealidad y escala de contraste.

En el anexo A.9 de este documento se observa el estudio realizado a cada imagen axial del inserto del maniquí GE[®] para la evaluación de la linealidad y escala de contraste de los números CT en diferentes materiales; así como la tabla A.9.1 que resume los datos obtenidos, e indica el coeficiente de atenuación másico para cada energía evaluada, la fórmula molecular y densidad de los materiales empleados que han sido obtenidas del NIST ^[5].

Las gráficas a continuación muestran los resultados obtenidos para la escala de contraste de los números CT evaluada con los materiales de aire, agua y PMMA (polymethyl methacrylate), en estas se muestran las pendientes que son los valores que se debe procurar mantener a lo largo de la vida útil del tomógrafo, y que según los estándares de referencia ^[3,4], sólo deben tener desviaciones de $\pm 5\%$ de la línea base establecida en las pruebas de aceptación del tomógrafo.

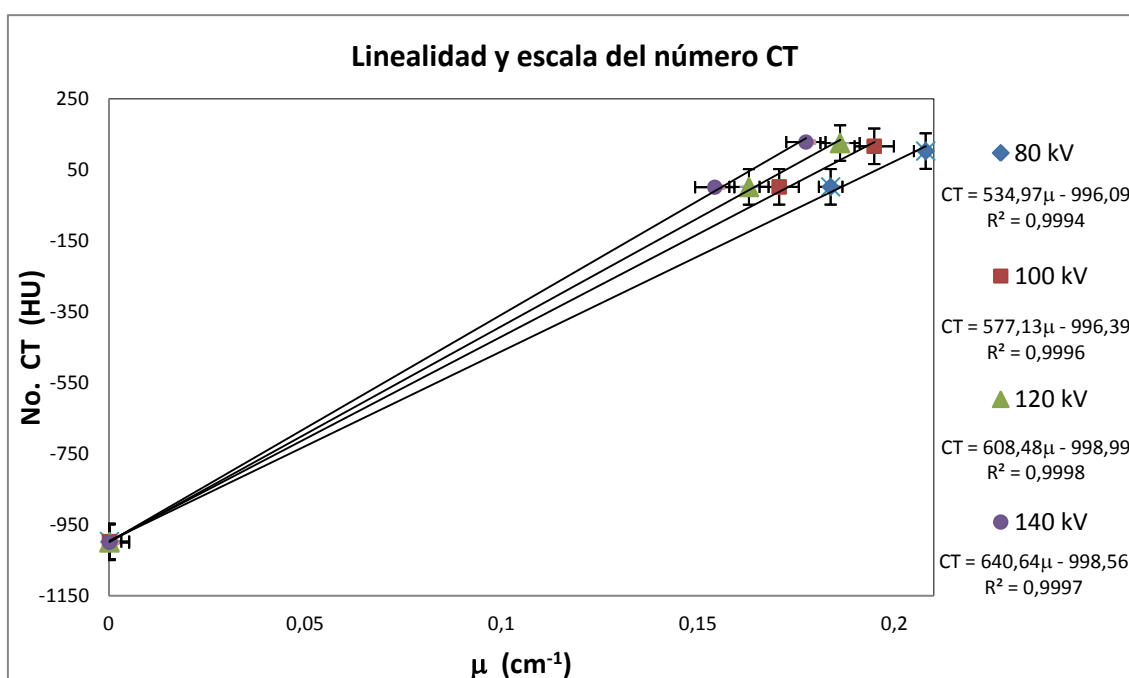


Figura 5. 5. Escala de contraste evaluada con una rutina típica de abdomen adulto para los diferentes kV del tubo de rayos-X que permite el Biograph mCT, se observan coeficientes de correlación lineal para cada evaluación dentro de la tolerancia aceptada y se mantiene registro histórico de la pendiente de la línea recta, la cual debe mantenerse dentro de la desviación permitida de $\pm 5\%$ a lo largo de la vida útil del tomógrafo.

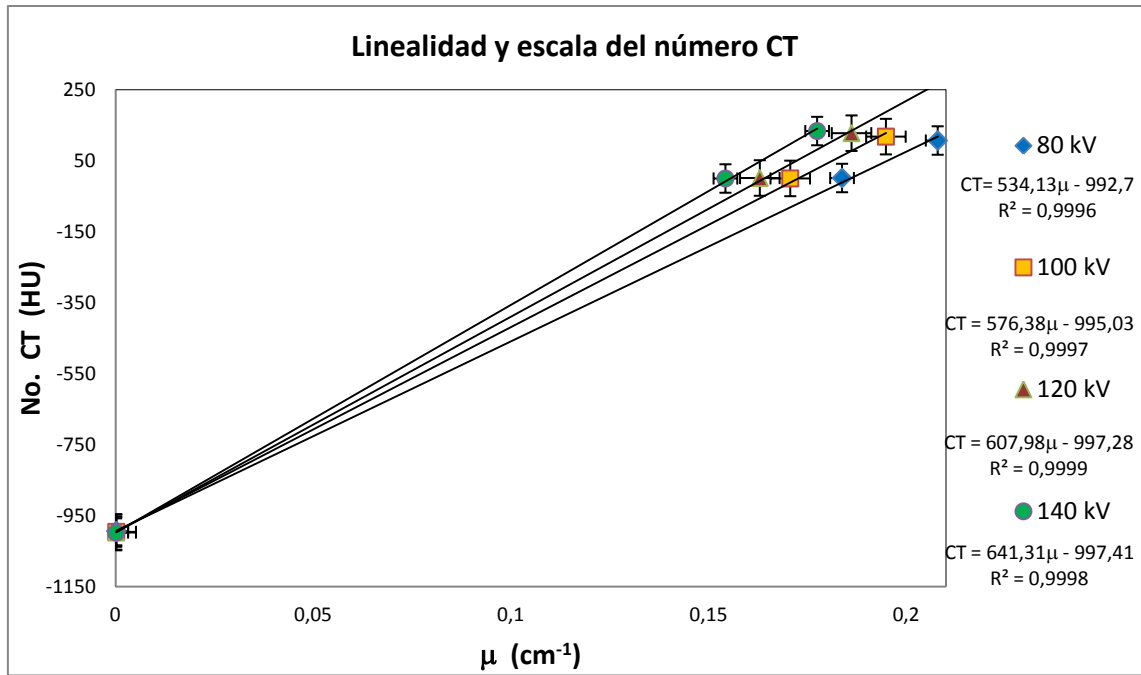


Figura 5.6. Escala de contraste con una rutina típica de cabeza pediátrica para los diferentes kV del tubo de rayos-X que permite el Biograph mCT, se observan coeficientes de correlación lineal para cada evaluación dentro de la tolerancia aceptada y se mantiene registro histórico de la pendiente de la línea recta que se evaluará durante la vida útil del tomógrafo.

En lo concerniente a la precisión del número CT para cada material, la tabla 5.2 resume los criterios de evaluación de diferentes organismos internacionales, empleados en este trabajo para aceptar los valores obtenidos del sistema; en la última columna se visualiza que todos los valores del número CT encontrados para diferentes materiales y en diferentes rangos de voltaje del tubo de rayos-X, así como para diferentes tipos de adquisiciones (abdomen, cráneo, etc), se encuentran dentro de las tolerancias especificadas.

Tabla 5.2. Criterios de aceptación para los materiales empleados según la ACR y AAPM para la precisión del número CT, y valoración de los mismos para el Biograph mCT X-3R ^[3, 4, 6], para mayor detalle de los valores experimentales obtenidos referirse al anexo A.9 de este documento.

Material	Criterios de aceptación ACR		Criterios de aceptación AAPM		Valoración del valor medio obtenido en el Biograph de la FVL	
	Mínimo (HU)	Máximo (HU)	Valor medio (HU)	Tolerancia (HU)	Abdomen	Cráneo
Aire (N ₂ O ₂)	-1005	-970	-1000	±20	-997,0	-995,4
Agua (H ₂ O)	-7	+7	0	± 4	2,3	0,4
PMMA (C ₅ O ₂ H ₈)	+100	+140	120	± 10	116,6	118,2

5.1.4. Resolución espacial de alto contraste.

La resolución espacial de alto contraste es una medida de que tan bien dos objetos de alto contraste colocados muy cerca son distinguibles. En el maniquí empleado, dos objetos de alta resolución, PMMA (120 HU) y agua (0HU), se ven espaciados entre barras.

La tolerancia utilizada en esta prueba indica que se espera visualizar un patrón completo de barras en el rango de 0,75 a 1,0 mm ^[2, 6].

Las posibles fallas de esta prueba están relacionadas con una ampliación del punto focal del tubo de rayos-X, registros pobres, fallas en los detectores, desalineamiento mecánico, desgaste mecánico, entre otros, que indicarán la necesidad de reportar los cambios a los ingenieros de servicio para que el tamaño mínimo de resolución visualizado no se incremente a lo largo de la vida útil del equipo.

En la siguiente tabla 5.3, se resumen los datos obtenidos de la evaluación de la prueba de resolución espacial de alto contraste empleando el maniquí de agua GE[®], usando un protocolo estándar de abdomen adulto y cráneo pediátrico a los diferentes kV a los que se somete el tubo de rayos-X del tomógrafo.

Las figuras 5,7 y 5,8 muestran las imágenes que se obtienen de la prueba, la dificultad que se da en visualizar detalles de las mismas según la forma como se presentan en este documento, radica en que las imágenes médicas generalmente se manejan en formatos DICOM, justo para poder visualizar detalles que de otras formas se hacen difíciles ver, por tanto los software especializados tanto de visualización como de impresión de dichas imágenes no son muy amigables con software que permitan hacer grandes modificaciones en contenido, tamaño y forma de las imágenes médicas mismas

Tabla 5.3. Datos obtenidos de la evaluación de resolución espacial de alto contraste en el tomógrafo Biograph mCT X-3R empleando el maniquí de agua GE®.

Voltajes del Tubo de rayos-X (kV)		80	100	120	140
Protocolo Abdomen Adulto	Tamaño del patrón más pequeño visualizado ($\pm 0,1$ mm)	0,8	0,8	0,8	0,8
	Número de barras visualizadas	4	5	5	5
	Desviación estándar del patrón	17,4	17,3	11,7	12,4
Protocolo cráneo pediátrico	Tamaño del patrón más pequeño visualizado ($\pm 0,1$ mm)	0,6	0,6	0,6	0,6
	Número de barras visualizadas	4	4	5	5
	Desviación estándar del patrón	27,5	18,6	13,5	11,9

Figura 5.7. Visualizaciones axiales de las evaluaciones para la prueba de resolución de alto contraste, adquiridas para cada posible kV al que se somete el tubo de rayos-X y bajo una protocolo estándar de abdomen adulto del sistema Biograph mCT X-3R.

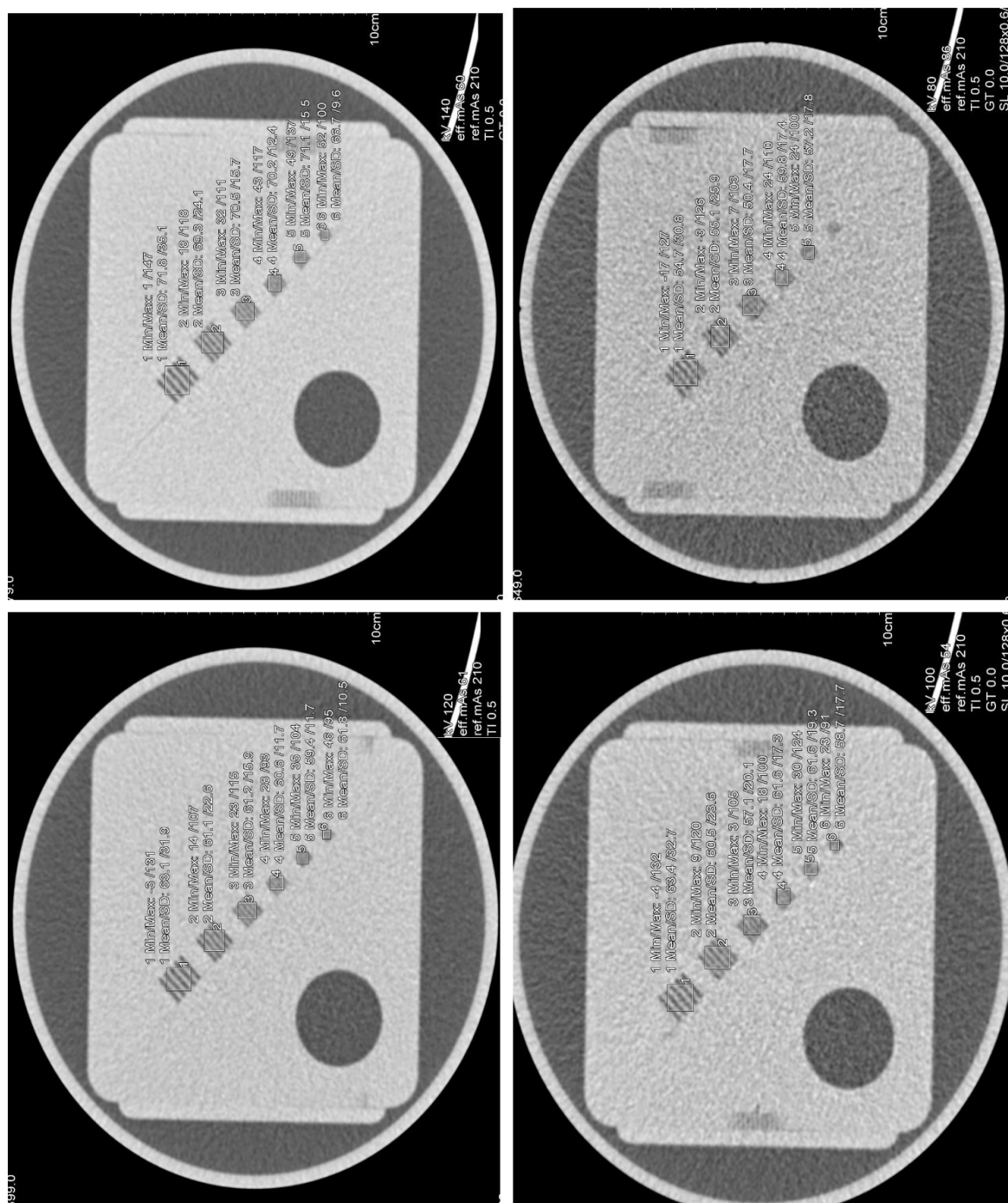
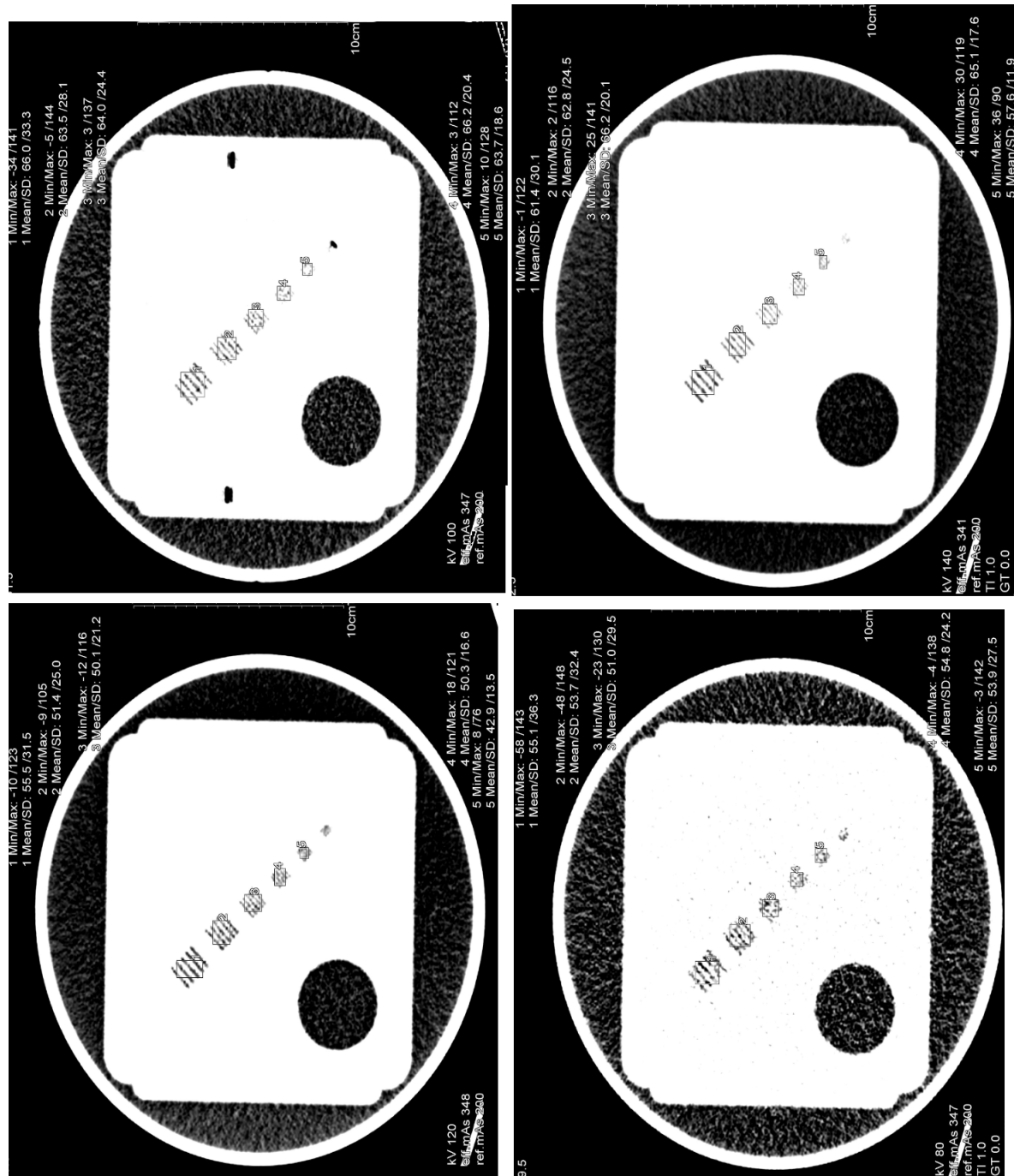


Figura 5.8. Visualizaciones axiales de las evaluaciones para la prueba de resolución de alto contraste, adquiridas para cada posible kV al que se somete el tubo de rayos-X y bajo una protocolo estándar de cráneo pediátrico del sistema Biograph mCT X-3R.



5.1.5. Uniformidad y Ruido.

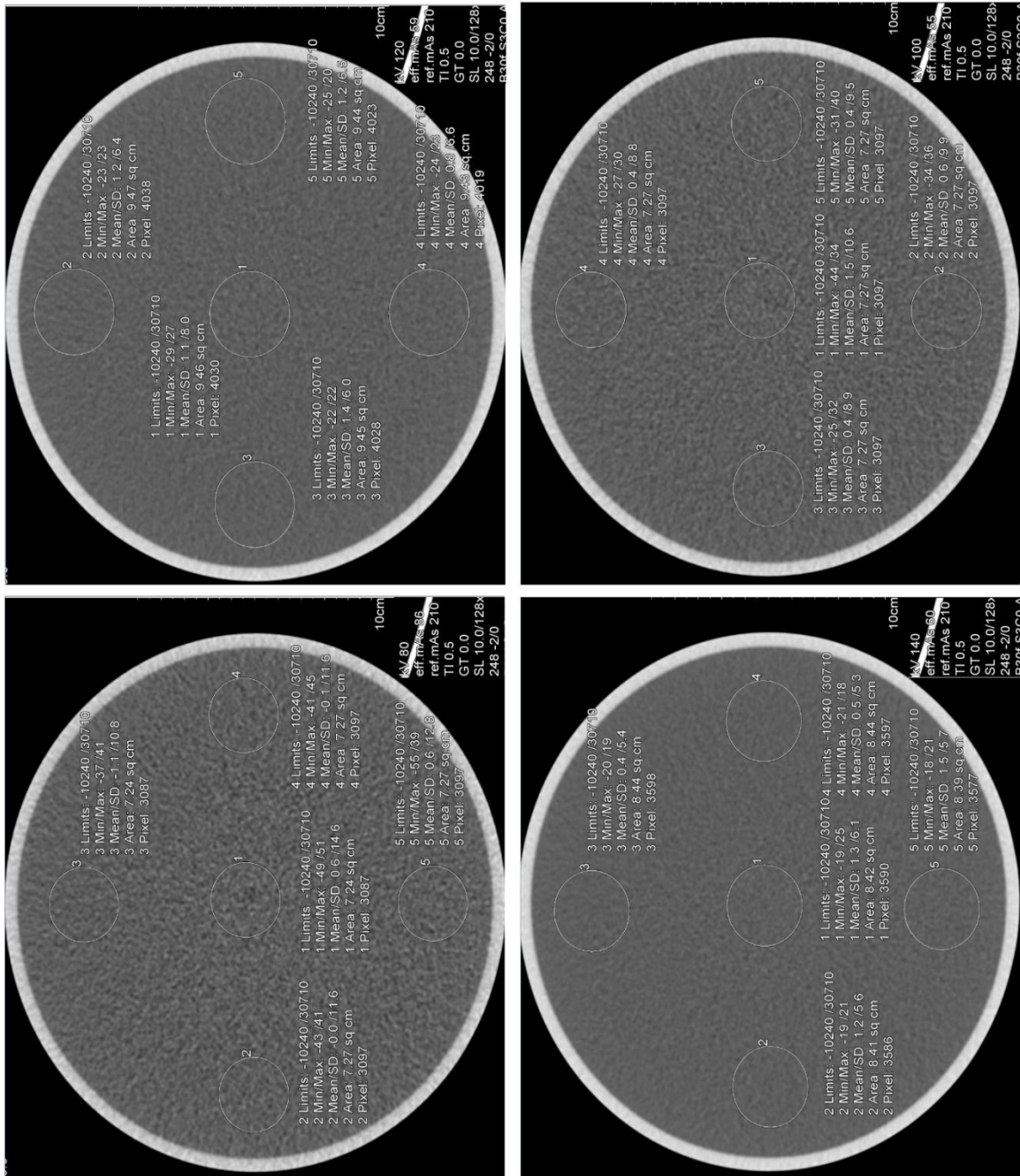
Para la evaluación de la uniformidad de la imagen se emplean los maniquís de agua de SIEMENS® y GE®, realizando en estos una exploración típica bajo el protocolo de abdomen adulto sobre el inserto de agua, a todos los posibles kV a los que se somete el tubo de rayos-X.

Hay que tener en cuenta que cuando se escoge la ROI y de esta se obtiene la desviación estándar, dicho parámetro depende de muchos factores incluyendo, el kV, mA, tiempo de exploración, grosor del corte, tamaño del maniquí y posición del ROI, es por esto que los factores técnicos usados para medir las HU para pruebas en maniquís deben ser estandarizados para mantener la constancia diaria. De acuerdo con esto, es importante cuando se mide la uniformidad del campo, no colocar los ROI laterales muy cerca al borde de la imagen, ya que la desviación estándar en estas zonas es menor a las de la región central.

Aunque idealmente, la desviación estándar debe ser pequeña, lo más importante deberá ser la posibilidad de comparar los datos almacenados de pruebas anteriores. Estos no deberían variar en gran medida entre las pruebas realizadas a lo largo del año, puesto que incrementos en la desviación estándar indica que la imagen se está volviendo ruidosa; siendo las posibles causas de esto, la disminución en las salidas del tubo, amplificadores, conversión de la señal análoga-digital, u otros factores asociados que indicarán la re-calibración del equipo.

La figura 5.9 muestra en resumen las 4 imágenes axiales más relevantes para la evaluación de la uniformidad a los diferentes kV disponibles en el tomógrafo, mientras la tabla A.10.1 en el anexo A.10 de este documento, muestra los valores obtenidos para la evaluación de esta prueba, indicando valores que se encuentran dentro de la tolerancia aceptada (± 5 HU) ^[2, 6], y la figura 5.10 muestra la tendencia de la uniformidad para cada adquisición evaluada.

Figura 5.9. Imágenes axiales del inserto de agua para evaluar la uniformidad de la imagen del tomógrafo Biograph mCT X-3R, se adquieren ROIs en la zona central de la imagen y según la posición de las manecillas del reloj a las 12, 3, 6 y 9 horas. Se adquieren los datos de desviación estándar (SD) y valor medio (Mean) del CT dentro de la ROI.



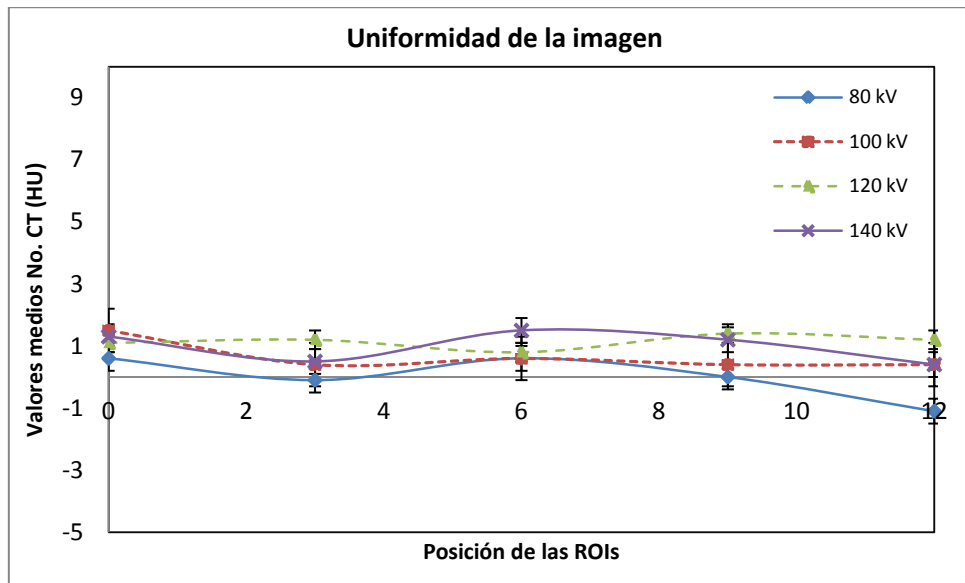


Figura 5.10. Tendencia de la uniformidad de la imagen CT para cada adquisición evaluada, se observa que a pesar de ser adquisiciones a diferentes kV, los valores de números CT varían dentro del rango $\leq \pm 5$ HU.

Para la parte concerniente a evaluar el ruido de la imagen, el mismo inserto usado para evaluar uniformidad, es empleado. Para dos cortes axiales diferentes se toman ROIs similares, se almacena el valor medio del número CT y su respectiva desviación estándar, y se realiza la resta del valor medio del número CT para las dos ROIs.

El valor de la resta no debe exceder la tolerancia de ± 10 HU ^[2], y las imágenes visualizadas deben ser libres de artefactos. Generalmente el ruido se relaciona con el número de fotones detectados, el tamaño de la matriz (tamaño del pixel), grosor del corte nominal, algoritmo de reconstrucción, ruido electrónico, radiación dispersa y tamaño del objeto. Se debe asegurar que los niveles de ruido producidos por el tomógrafo no se aumenten con el paso del tiempo durante la vida útil del mismo.

Las posibles causas de valores fuera del rango de la tolerancia pueden estar relacionadas por la disminución de la dosis o aumento de ruido electrónico, en cualquier caso, se deberá indagar más a fondo sobre la posible causa y en compañía de los ingenieros de servicio corregir los problemas del tomógrafo.

La figura 5.11 muestra la visualización correcta de una imagen axial del maniquí de agua para evaluar el ruido de la imagen, en esta no se observan artefactos y se presenta

uniformidad del campo. La tabla 5.4 resume los datos obtenidos para la evaluación de esta prueba, realizada bajo un protocolo estándar de cuerpo adulto y todos los posibles kV disponibles para el tubo de rayos-X del tomógrafo Biograph mCT; se observa que todos los valores están dentro de la tolerancia manejada para esta prueba.

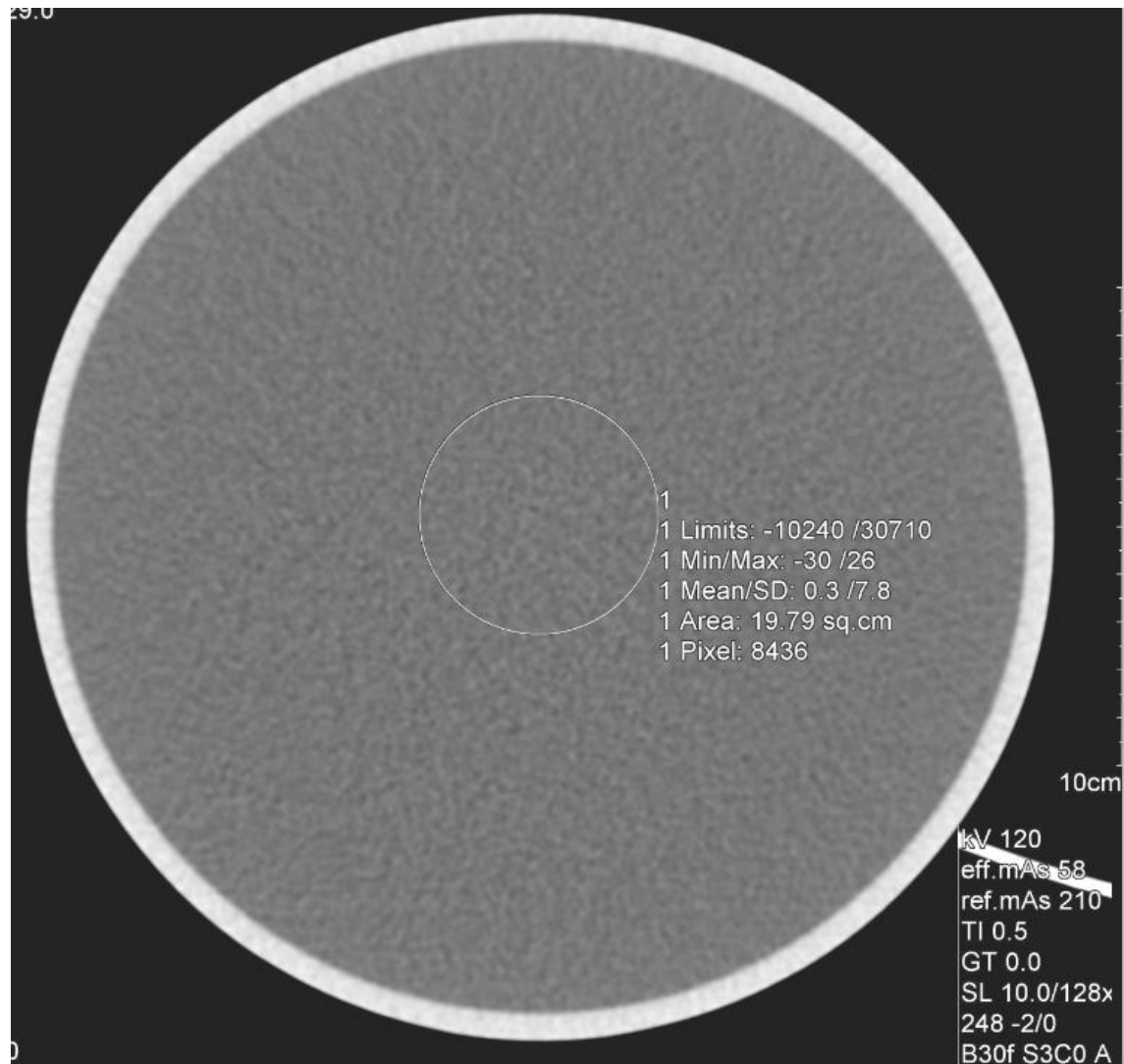


Figura 5.11. Visualización de una imagen axial del maniquí de agua GE®, donde se observa una ROI usada para evaluar el ruido, el valor medio del número CT y desviación estándar, a demás no se presentan artefactos en la imagen, así como se observa uniformidad a lo largo de la imagen del maniquí.

Tabla 5.4. Datos para la evaluación de ruido en la imagen del tomógrafo Biograph mCT X-3R adquiridas bajo el protocolo estándar de abdomen adulto y diferentes kV disponibles por el sistema.

Voltaje del tubo (kV)		80	100	120	140
ROI ₁	No. medio CT (HU)	0,8	0,3	0,2	0,5
	S.D.	13,2	10,6	7,7	6,4
ROI ₂	No. medio CT (HU)	0,9	0,1	0,2	0,3
	S.D.	13,0	10,6	7,7	6,4
$\Delta \text{ROI}_{1,2}$		0,1	0,2	0	0,2

5.2. Pruebas sobre el PET del Biograph mCT.

A continuación se muestran los datos obtenidos del segundo bloque del control de calidad realizado sobre el tomógrafo Biograph mCT X3R concerniente al sub-sistema PET.

5.2.1. Calibración del desplazamiento del FOV.

Mediante el uso de las fuentes en barra de Ge-68 se realiza la calibración del desplazamiento del FOV, para esto se adquieren imágenes de las fuentes en modo CT y PET (ver figura 4.16), y se realiza la calibración automática de la máquina, del desplazamiento de los FOV del CT y PET respectivamente. La figura 5.12 muestra la visualización en la pantalla del sistema, del inicio de calibración automática, así como los valores en los que en el momento se encuentra el tomógrafo.

Por otra parte en el anexo A.11 de este documento se encuentra el informe de la calibración del sub-sistema PET del Biograph mCT donde se observan los parámetros más relevantes de dichas mediciones automáticas, así como se confirma que todos los parámetros están dentro de las tolerancias sugeridas por el fabricante.

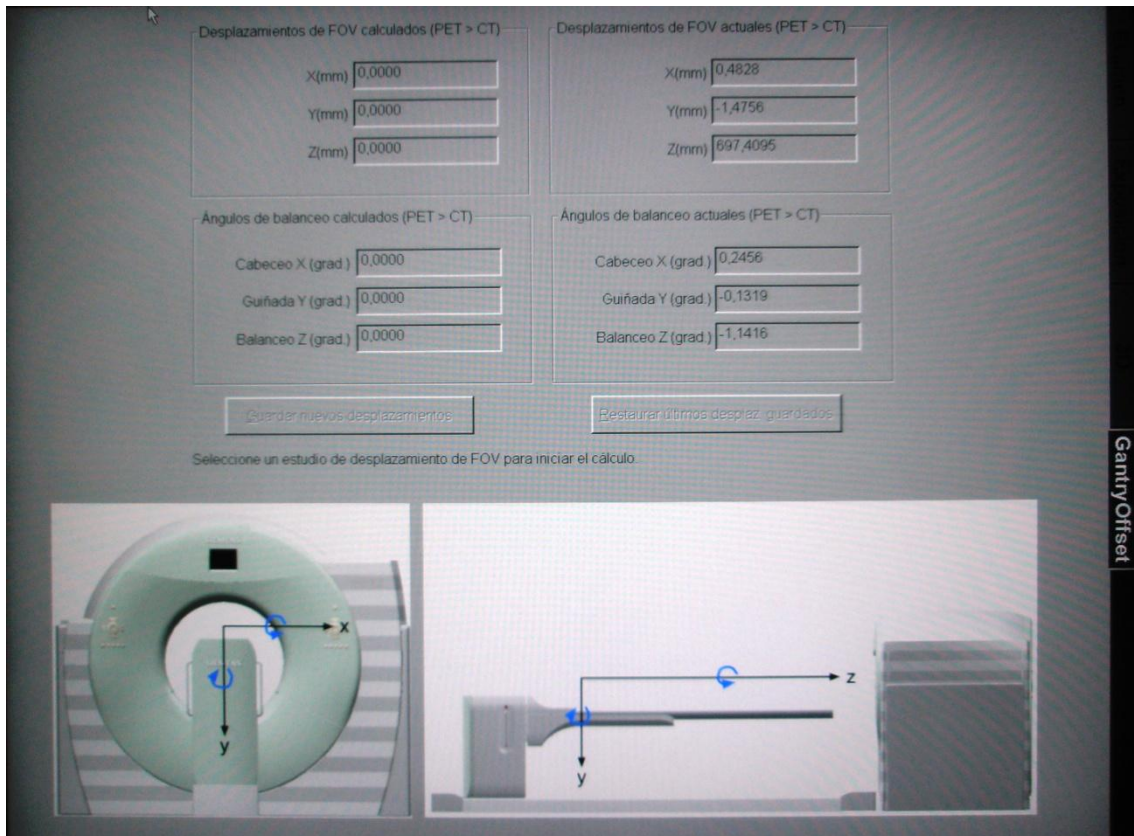


Figura 5.12. Visualización del inicio de la calibración automática del desplazamiento del FOV del sub-sistema PET del Biograph mCT X-3R, en este se indican la configuración de los ejes aceptada por el sistema, el desplazamiento de FOV ya establecidos y el desplazamiento por calcular.

5.2.2. Normalización, cálculo y verificación del factor de calibración del PET e inspección de los sinogramas.

Las pruebas de control de calidad para el sub-sistema PET concernientes a la normalización de los detectores, la verificación del factor de calibración del PET y la inspección de los sinogramas de control son realizadas con el maniquí cilíndrico de distribución uniforme de material radiactivo Ge-68.

Una vez se posiciona correctamente el maniquí en el gantry a través de los láseres del CT, se realiza una exploración a dicho maniquí con el sub-sistema CT, este con el fin de ser usado para la comprobación de la imagen fusionada, así como para obtener los datos de atenuación lineal que serán usados para la corrección de las imágenes obtenidas por el PET.

La adquisición de las imágenes en modalidad PET del maniquí de Ge-68 se hace bajo un protocolo estándar de abdomen adulto, un corte axial, sagital y coronal se visualizan en la figura 5.13, en la cual aún no se le han realizado las correcciones respectivas por atenuación, dispersión y aleatoriedad de cuentas a la imagen.

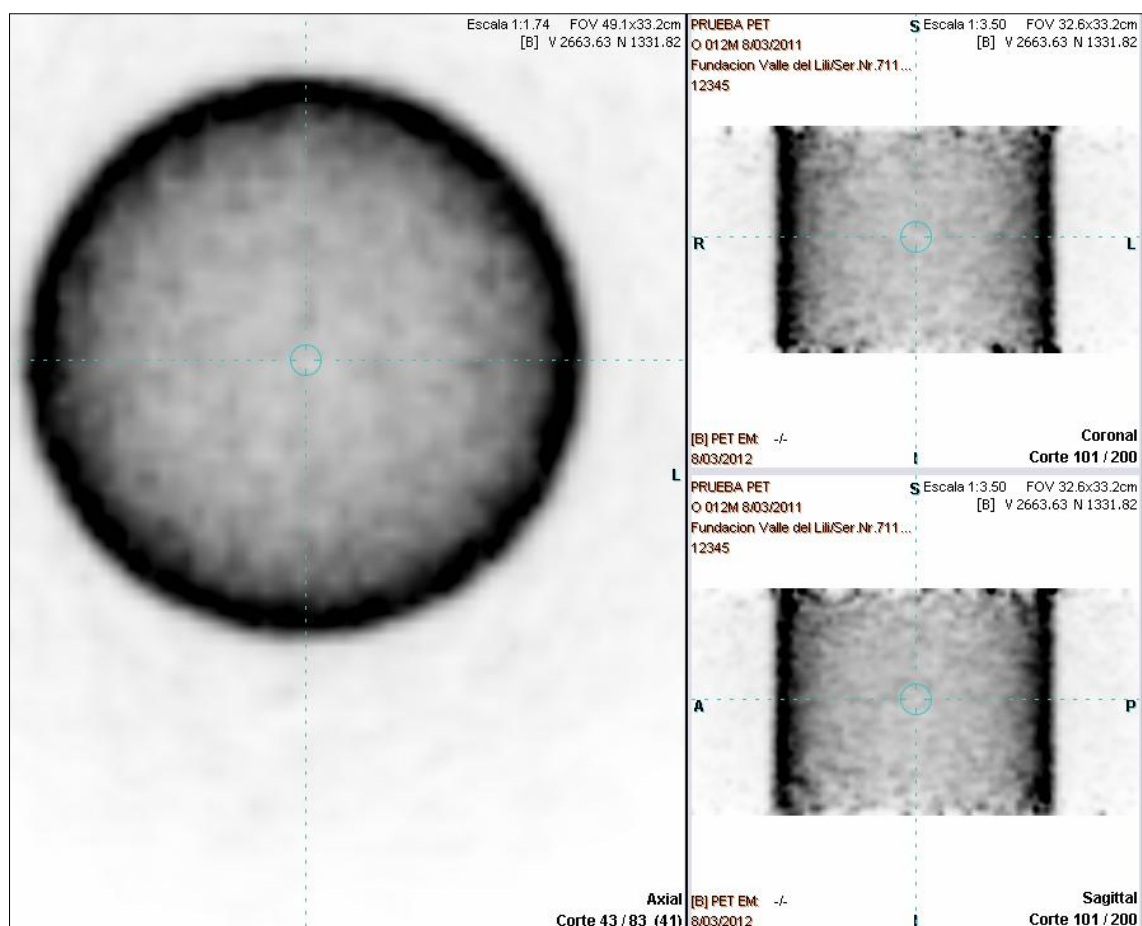


Figura 5.13. Imágenes en la modalidad PET del maniquí de Ge-68, aún sin correcciones por atenuación y dispersión, se observa una gran tendencia de acumulación radiactiva en los bordes de la imagen.

La figura 5.14 muestra la imagen del mismo maniquí de Ge-68, adquirida bajo la misma modalidad que en la imagen mostrada en la figura 5.13, pero ha sido corregida por datos atenuación y dispersión obtenidos a partir de la imagen CT del mismo maniquí.

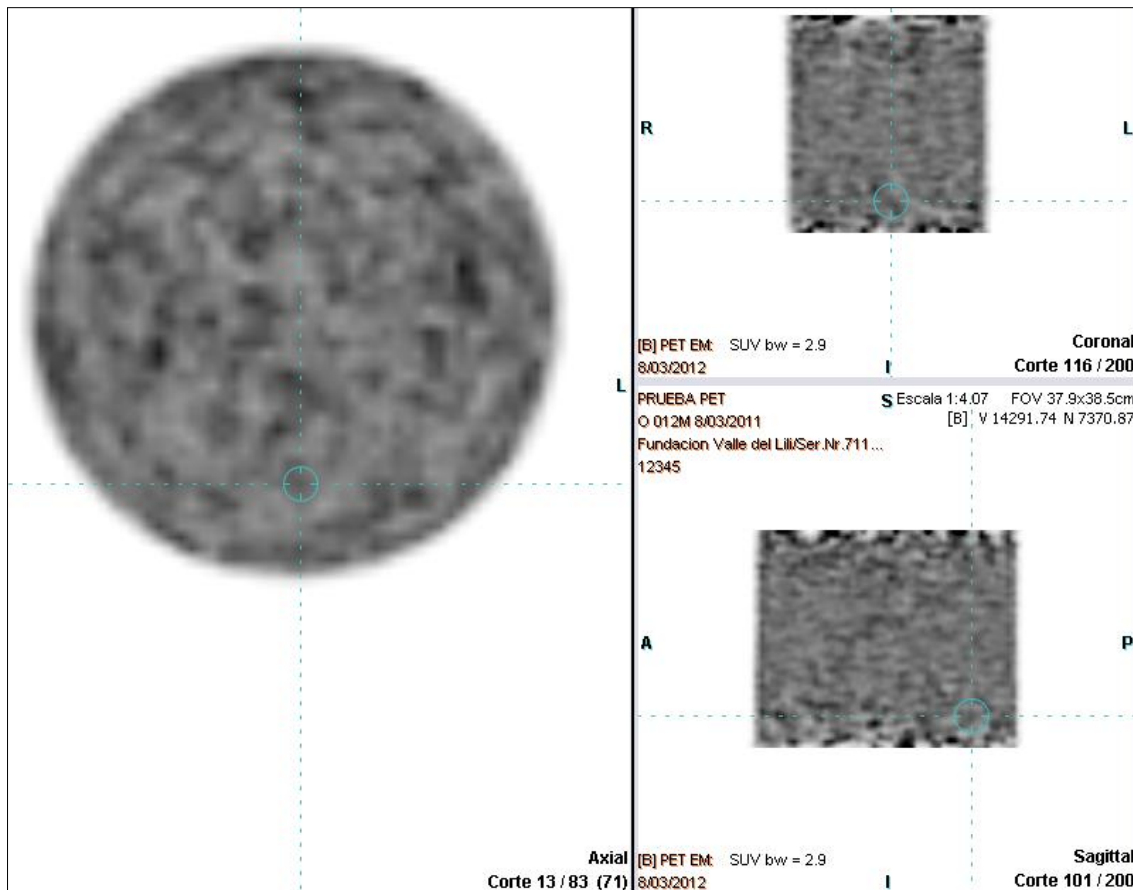


Figura 5.14. Imágenes en la modalidad PET del maniquí de Ge-68 (axial, coronal y sagital), corregidas por datos de atenuación y dispersión, obtenidos de la imagen CT del mismo maniquí. Se observa una imagen mucho más uniforme en toda su distribución espacial, comparadas con las imágenes de la figura 5.12.

Una vez que se logra visualizar la imagen del maniquí, el sistema ya ha adquirido la imagen de sinogramas del mismo maniquí, estos se inspeccionan con el fin de buscar bandas oscuras que indiquen un cristal o bloque de detección que no esté trabajando bien, generalmente se visualiza los sinogramas sin correcciones de cuentas, en la figura 5.15 se visualiza una de las tantas adquisiciones de sinogramas de los diferentes planos.

Se visualizan los 81 planos de adquisición del maniquí de Ge-68 y se encuentra que todo el sistema funciona con normalidad.

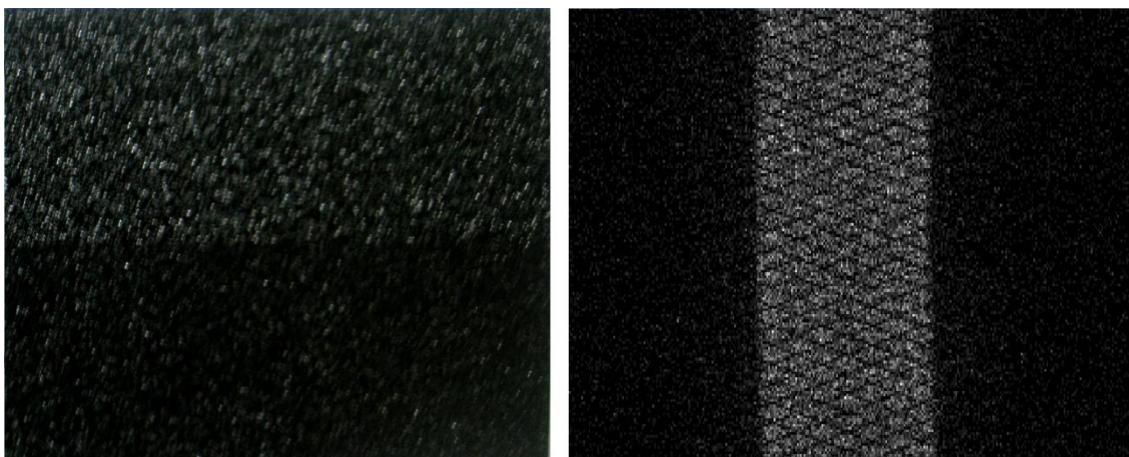


Figura 5.15. Visualización de la adquisición de sinogramas de dos cortes diferentes, a la izquierda sinograma de cuentas aleatorias, dispersas, ruidos, etc, con la que se corrigen las imágenes de adquisición. A la derecha sinograma del maniquí de Ge-68 que ha sido corregido por la imagen de la izquierda.

Para caracterizar con mayor detalle el funcionamiento del sub-sistema PET, el equipo realiza la prueba de normalización de los bloques detectores, una vez esta finaliza se evalúa el perfil de posición del bloque detector, que en últimas resume lo que visualiza cada cristal dentro de la matriz del bloque detector cuando hay una fuente radiactiva emitiendo. Se evalúan todos los bloques detectores a través de las visualizaciones de los perfiles, tal como se muestra en la figura 5.16.

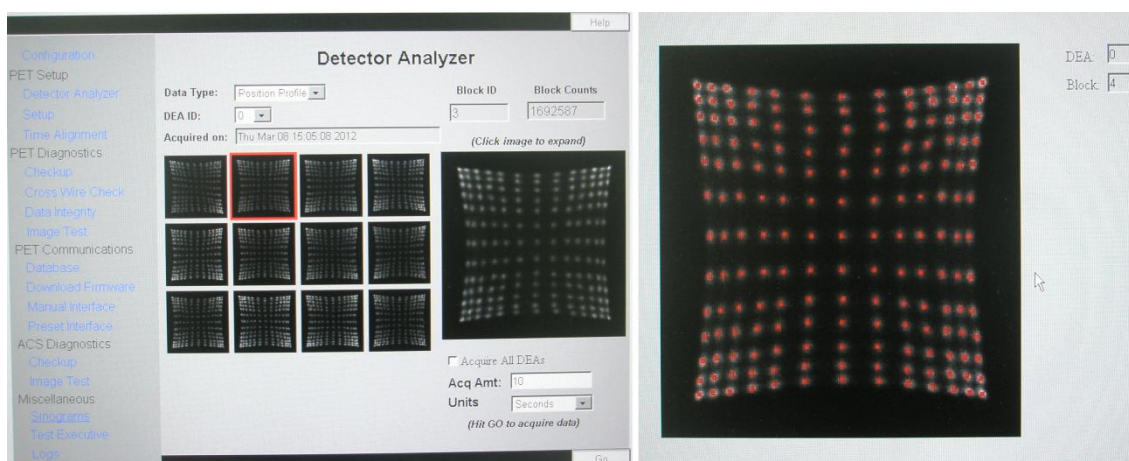


Figura 5.16. Visualización del perfil de posiciones de los bloques detectores, a la izquierda el software del sistema que analiza los detectores, a la derecha visualización de un perfil, donde se indica el bloque evaluado y la localización de este dentro del anillo detector.

Otra evaluación importante cuando se ha realizado la normalización de los detectores, es revisar el espectro energético que muestra cada detector una vez ha realizado la

lectura de radiactividad, esto se visualiza en la figura 5.17 donde se especifica el bloque, la columna y fila dentro de la matriz en que se ubica el cristal que está siendo evaluado. Dichas evaluaciones se realizan para los 24336 cristales que posee el tomógrafo Biograph mCT X-3R, se encuentra que todos los detectores funcionan correctamente y se encuentran trabajando dentro del rango de la tolerancia sugerida por el fabricante (ver el informe de la calibración en el anexo A.11 de este documento).

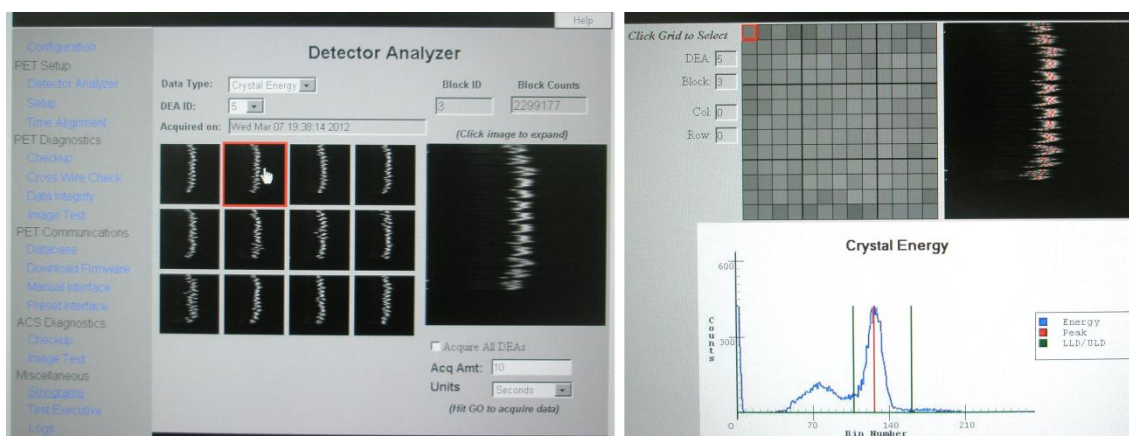


Figura 5.17. Visualización del espectro energético de los cristales del bloque detector, a la izquierda software del sistema que analiza los cristales, a la derecha visualización de un espectro, donde se indica la fila, columna, bloque y localización del bloque dentro del anillo detector, así como el intervalo de energía aceptado para la detección.

Finalmente la verificación del factor de calibración del PET que realiza automáticamente el sistema, se visualiza en el informe de calibración del anexo A.11 de este documento, se rectifica que se encuentra dentro de la tolerancia permitida por el fabricante y se mantiene registro histórico de este valor, puesto que es un valor clave que el equipo usa para computar las SUV de las diferentes imágenes adquiridas.

- [1] IAEA Human Health Series No.1. Quality Assurance for PET and PET-CT systems. International Atomic Energy Agency. Vienna 2009.
- [2] Protocolo español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (aspectos técnicos). SEFM – SEPR – SESAM. 2010.
- [3] Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. Report No. 39. American Association on Physicists in Medicine. May 1993.
- [4] ACR Technical Standard for diagnostic medical physics performance monitoring of Computed Tomography (CT) equipment. Revised 2007 (Res. 14).
- [5] M. J. Berger; J. H. Hubbell; S. M. Seltzer; J. Chana; J.S. Coursey; R. Sukumar; D. S. Zucker; and K. Olsen. XCOM: Photon Cross Sections Database. National Institute of Standards and Technology (NIST). November 2010.
- [6] Bushberg J; Siebert J; Leidholdt E; and Bone J. The essential physics of medical imaging. Second Edition.

6. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

En los capítulos anteriores se ha descrito y analizado la experiencia de la elaboración, prueba y puesta en marcha de un Protocolo de Control de Calidad empleado en el servicio de Imágenes Diagnósticas - Medicina Nuclear Molecular PET-CT de la Fundación Valle del Lili sobre un Tomógrafo PET-CT (Biograph mCT X-3R), basándose en las necesidades del servicio, equipo disponible, entrenamiento del personal y legislación Colombiana.

Los dos grandes bloques de pruebas realizadas sobre el tomógrafo en mención arrojaron, hasta el momento del final del escrito de este documento, que el sistema se encuentra bajo calibración y ha pasado las pruebas que se le realizaron siguiendo estándares internacionales y guía del fabricantes, garantizándose imágenes y visualización de las mismas de calidad tanto en la modalidad CT como en la modalidad PET, que para el caso pueden llegar a tener una apariencia antiestética, pero su utilidad se relaciona con su calidad técnica y condiciones de adquisición. Con el fin de minimizar los errores en la planificación y administración de la dosis al paciente, mejorando así la calidad de la imagen diagnóstica, con la dosis de radiación mas razonablemente posible, consistente con el uso clínico del equipo empleado y la información requerida del estudio diagnóstico.

Cuando se determinan los pasos en un proceso de control de calidad para tomógrafos PET-CT se establece como primer paso la evaluación de la respuesta del sistema respecto a cada una de las variables involucradas en el proceso (tensión aplicada en el tubo de rayos-X, corriente, algoritmo de reconstrucción, ventana de visualización, etc), el resultado permite entender las fortalezas y mejoras de cada una de ellas y la posibilidad de implementar una serie de pruebas que evalúen el sistema en el ambiente clínico, así como diseñar un protocolo sistemático que permita reproducibilidad y evaluación sistémica del mismo equipo, por diferentes personas y en diferentes tiempos. Durante el desarrollo del presente trabajo, todos los procedimientos involucrados en el control de calidad de los dos sub-sistemas del tomógrafo y la constante repetición de los

misimos, permitieron alcanzar un gran nivel de manejo y conocimiento de las pruebas implementadas en la FVL, lo que en la práctica torna segura, rápida y eficiente, las mediciones para las verificaciones y evaluaciones de la calidad de la imagen que arroja el tomógrafo, para las diferentes posibilidades de adquisición que le son posibles programarse, en las diferentes evaluaciones clínicas de diagnóstico bajo el tipo de modalidad de imagen ya mencionado.

Respecto a cada prueba realizada, se ha encontrado que el tomógrafo se encuentra dentro del 95% de confianza, es decir que todos los valores están dentro del rango de tres desviaciones estándar (3σ). Tanto el alineamiento de los láseres, como el espesor de corte nominal, la linealidad y escala de contraste de los números CT, la resolución espacial de alto contraste, la uniformidad y ruido de la imagen, el desplazamiento de los FOV, la normalización y verificación del factor de calibración del PET han pasado las evaluaciones respectivas, y se ha considerado que el escáner se encuentra en condiciones óptimas para ser utilizado con pacientes.

Finalmente se ha logrado como producto final, tangible y provechoso de este trabajo el protocolo de control de calidad sobre el equipo Biograph mCT X-3R que ha sido probado y rectificado las tolerancias escogidas como punto de evaluación de la máquina, así como establecido la periodicidad de las pruebas y el personal encargado de realizarlas y evaluarlas.

Implementar un programa de control de calidad requiere considerablemente mucho más que sólo monitorear el tomógrafo y su mantenimiento. Conocimientos básicos de estadística, recolección de datos, herramientas de presentación de los mismos, responsabilidades administrativas, aseguramiento de riesgos, y prácticas de protección radiológica son esenciales para la implementación exitosa de un programa de control de calidad. Tarea que generalmente es encargada a un Físico Médico especializado en el área de trabajo (PET-CT), puesto que por su formación y experiencia es la persona más idónea para establecer en un servicio un protocolo que abarque todos los aspectos ya citados, y que de igual forma se mantenga una evaluación constante que permita realizar constructivamente mejoras en el servicio, que no solo sean de beneficio para los pacientes, sino, también para el personal que labora en el centro, y hasta para la institución misma.

El método implementado para evaluar el espesor del corte nominal, a pesar de ser bastante engorroso y que conlleva un tiempo significativo en su elaboración y posterior evaluación, permite una evaluación un tanto más objetiva, comparado con los métodos donde se evalúa la visualización de algún artefacto en la imagen que determina el espesor del corte según se programa el tomógrafo, garantizando, que a pesar de que se convierte en una prueba diseñada, elaborada y evaluada por un físico médico, los resultados de la misma permiten comparaciones mas objetivas en el transcurso de la vida útil del tomógrafo, así como el desarrollo de la misma por parte de otros expertos una vez esta se ha comprendido a cabalidad.

Respecto a las perspectivas de este trabajo cabe decir, que es el primer granito de arena para continuar un trabajo que puede llegar a ser tan complejo y especializado como se disponga de equipamiento para lograrlo. Como ya se ha planteado en el capítulo 3 de este documento, el control de calidad o pruebas de estado de un equipo de radiología sólo es una parte del establecimiento de un programa de garantía de calidad de todo un servicio de imágenes diagnósticas que abarca desde evaluaciones para conocer la satisfacción de los usuarios, hasta procedimientos para la elección del equipamiento más adecuado para el servicio según los especialistas que se dispongan y la variedad de patologías que se quiera diagnosticar.

En este orden de ideas y centrándose nuevamente en las pruebas de constancia, que le competen más al físico médico especializado, evaluaciones del tipo dosimétricas para el sub-sistema CT y de calidad de la imagen, precisión de la atenuación y corrección de dispersión y cuantización para el PET, son pruebas futuras a realizar en el Biograph mCT, una vez se cuente con los maniquís y equipamiento especializados para este fin.

Desarrollar entrenamiento propicio del personal que labora en el área, como la preparación de simulacros durante el desarrollo de los controles de calidad y durante jornadas normales de trabajo, son aspectos de vital importancia que deben ser tan documentados como el protocolo establecido, evaluados constantemente para garantizar mejoras de seguridad en todo el servicio, en especial en aquellos donde se cuenta con diferentes especialistas como en el caso de la unidad de radiología interdisciplinaria con la que cuenta la Fundación Valle del Lili. Asegurando que todo el personal que labora

en el servicio maneja el mismo lenguaje, a pesar de que todos tengan especialidades diferentes.

Por último, aunque no menos importante, cabe anotar la importancia que ha tenido el desarrollo de este trabajo bajo el convenio institucional Universidad del Valle – Fundación Valle del Lili, puesto que sienta precedentes para futuras investigaciones de colaboración mutua entre las dos instituciones en el campo de la física aplicada, especialmente en la rama de la física médica, la cual se encuentra en auge en el país.

ANEXOS

Anexo A.1. Protocolo de Alineamiento del haz de radiación y láseres.

Para poder reproducir en las pruebas de constancia, se deberá anotar los parámetros de adquisición, reconstrucción y visualización.

EL CAMBIO DE ESTOS PROTOCOLOS DE ADQUISICIÓN SUPONDRÁ EL ESTABLECIMIENTO DE UN NUEVO ESTADO DE REFERENCIA.

Jefe del servicio

Ubicación

Fundación Valle del Lili, sótano 1 de la torre de hospitalización 2.

Características

Sistema de adquisición de imágenes tomográficas Biograph-mCT, multidetector de 128 cortes, refrigeración convencional, giro de detección 360°, camilla soporta hasta 240 kg, sistema de disparo con control de exposición y sistema manual intercambiable. Toma de imágenes secuenciales y espirales, reconstrucción en 3D.

EQUIPO		TUBO	
Nombre	Tomógrafo	Tipo Tubo	Tubo de rayos X
Marca	SIEMENS	Serial Tubo	691121174
Modelo	Biograph mCT X-3R	Modelo Tubo	STRATON MXP
Serie	11009	Material Ánodo	
Tensión Nominal	3/N~380-480V($\pm 10\%$)	Tensión Tubo (kVp)	80 – 100 – 120 - 140
Frecuencia Nominal	50; 60 Hz ($\pm 5\%$)	Corriente Tubo (mA)	20 – 800
Fecha instalación		Fecha instalación	

Usos

Adquisición de imágenes diagnósticas en las modalidades de PET y CT.

Personal encargado

Alineamiento del haz y láseres.

PRUEBA	FRECUENCIA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		De Realizar	De Evaluar	
Alineamiento de los indicadores luminosos	Inicial, tras cambios, anual	Tecnólogo/Físico Médico	Físico Médico	± 1 mm para imágenes usadas en planeaciones de radioterapia, ± 2 mm para imágenes usadas en diagnóstico

Objetivo

Esta prueba se realiza para comprobar que los indicadores luminosos internos y externos indican correctamente el plano de irradiación, la correcta alineación de las luces axiales y el haz de radiación permiten localizar sobre el paciente el origen desde el que se programará la secuencia de exploración. La falta de alineamiento mecánico ocasiona una degradación en la resolución espacial, puesto que los mismos son usados para alinear y posicionar al paciente, parámetros que son críticos durante los procedimientos estereotácticos y de intervención.

Frecuencia

Inicial (en las pruebas de aceptación), tras cambios (cuando se le realiza mantenimiento al equipo) y anual. Si las imágenes son usadas para planear tratamientos de radioterapia, la prueba deberá realizarse diariamente por el tecnólogo o días antes de usar el sistema para propósitos de radiación.

Instrumentación

Maniquí de calidad de la imagen con objetos para comprobar su correcta posición con pin de alineamiento y regla graduada en mm; nivel de burbuja.

Metodología

Las mediciones del alineamiento del haz son desarrolladas haciendo una exploración de un pin de aluminio, el cual está montado axialmente dentro del maniquí.

1. Posicione el maniquí en la abertura del gantry del escáner de tal forma que este quede paralelo al eje axial del gantry (Z) y perpendicular al plano de la abertura del gantry. Use un nivel de burbuja para ajustar estos parámetros y mejorar los resultados.
2. Posicione la mesa del escáner hasta que el centro del pin este en la zona de escaneo (es decir alineado mediante los indicadores luminosos, de forma que quede en el isocentro, paralelo al eje axial y perpendicular a los planos coronal y sagital).
3. Ajuste el escáner para obtener el corte más estrecho aproximadamente entre 50-100 mAs y 120-140 kVp, tome la exploración el pin (ya alineado) y recolecte la imagen (use una ventana adquisición de ancho entre 50 a 150).

4. Posicione la regla alineada con los láseres y asegurar que las distancias marcadas en el Gantry son similares a la de la regla.

Interpretación de resultados y tolerancias

1. El alineamiento correcto deja una imagen verdadera y redonda del pin. Si el alineamiento en el escáner del CT es incorrecto, el pin aparece con forma elíptica o produce artefactos del tipo diapasón.
2. La imagen del agua que rodea el pin debe ser uniforme y no deberá mostrar grandes “rayas” como de artefactos (ralladuras de artefactos).
3. Cuando el alineamiento de las luces es correcto, el pin deberá aparecer como un punto, en $x=0, y=0$ al tomar una imagen axial (ver figura 1).
4. Los resultados deberán mostrar un alineamiento adecuado dentro de ± 1 mm si las imágenes son usadas para realizar planeaciones en radioterapia, o ± 2 mm si las imágenes son usadas para diagnóstico.

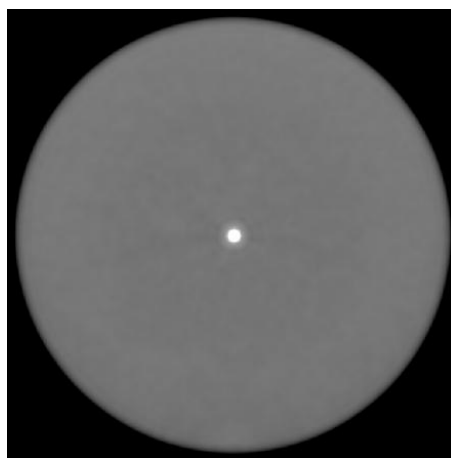


Figura 1. Imagen axial del pin de alineamiento del haz.

1. Precisión del indicador de la posición de la mesa en el gantry

Tolerancia: Indicador de distancia en el gantry: desviación $\leq \pm 2$ mm

Material: Regla graduada en mm para medir desplazamientos, marcas

Metodología: Esta prueba se hace con un peso equivalente al paciente (70 kg) sobre la camilla. Deberá comprobarse que el movimiento de la camilla indicado, para un desplazamiento nominal de 30 cm como mínimo, no se diferencia de este valor en más de la tolerancia establecida. Posteriormente un desplazamiento inverso de la misma magnitud deberá devolver la camilla a la posición original, también sin separarse de ella en más de lo especificado por la tolerancia.

2. Precisión de la selección de la posición del corte sobre el topo-grama (radiografía de planificación)

Tolerancia: Desviación $\leq \pm 2$ mm

Material: Maniquí con marcas externas o estructuras internas reconocibles en la imagen.

Metodología: Actualmente, el inicio de una serie de cortes o un barrido helicoidal se selecciona a partir del topo-grama (radiografía de planificación). Mediante esta prueba se pretende comprobar si la selección basada en dicho procedimiento produce correctamente el inicio del barrido en la posición deseada. Para ello se adquiere un topo-grama del maniquí y sobre su imagen se propaga un corte axial sobre una estructura reconocible. La imagen del corte resultante deberá contener la estructura en cuestión con una desviación menor que la tolerancia correspondiente. En el caso de ser una exploración helicoidal el maniquí empleado (de aproximadamente 20 cm) deberá contener marcas radiopacas separadas por una distancia conocida, se planifica la exploración helicoidal que empiece en la primera marca y finalice en la última. Las marcas se deberán ver claramente en la primera y última imagen de estudio.

Recomendaciones y acciones correctivas

Las acciones correctivas dependerán de aplicaciones específicas, por ejemplo si las imágenes son usadas para planear tratamientos de radioterapia o sólo para diagnóstico. Las mediciones que excedan las tolerancias sugeridas indican la necesidad de reparación del equipo por un servicio de ingenieros calificado. Si las imágenes obtenidas son usadas para planeación de tratamientos de radioterapia, las reparaciones y el posterior chequeo de control de calidad deberán llevarse a cabo antes de tomar la imagen del paciente a ser usada en planeación.

Referencias.

- AAPM CT performance phantom. Model 610. User guide. CIRS Tissue Simulation and Phantom Technology.
- AAPM report No. 39. Specification and acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. May 1993.
- IAEA Human Health series No. 1. Quality Assurance for PET and PET-CT System. Vienna 2009.
- AAPM report No. 1
- Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Versión 2010.

Anexo A.2. Protocolo Espesor de Corte Efectivo.

Espesor de corte efectivo.

PRUEBA	FRECUENCIA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		De Realizar	De Evaluar	
Grosor del corte	Inicial, tras cambios, semestralmente	Tecnólogo/Físico Médico	Físico Médico	Siempre $< \pm 1$ mm del valor de referencia. El ancho del volumen visualizado deberá estar dentro de ± 1 mm del grosor del corte seleccionado en la consola del operador de CT

Objetivo

El objetivo principal de esta prueba es asegurar que el volumen del paciente que será medido y su visualización es similar a lo que se selecciona en la consola del CT. El espesor de corte efectivo o grosor de corte está definido como la anchura a mitad de altura del perfil de sensibilidad en el eje axial o eje Z; el perfil de sensibilidad en el eje axial es la respuesta del equipo en el eje de giro del tubo.

En un CT el grosor del corte esta determinado principalmente por los colimadores, la posición de estos determina el ancho del corte que cae dentro de lo que ve cada detector. Otro factor es el tamaño del punto focal, este punto focal puede influir en la penumbra o nitidez de los bordes del haz de rayos-X, que puede causar la difusión de los bordes del corte. El punto focal en un CT está determinado por factores técnicos o selección de algoritmos para los parámetros del escáner. Así que el grosor del corte es principalmente un factor de la calidad y resolución espacial de la imagen.

Frecuencia

Esta prueba deberá desarrollarse por un físico médico cualificado en el tiempo de las pruebas de aceptación, como parte de las pruebas de final de la garantía, anualmente y cuando por reparaciones o mantenimiento del CT puede haber un impacto en las visualizaciones de anchos y perfiles, incluyendo, pero limitándose, a cambios en el tubo de rayos-X, calibración del sistema y cambios en el software.

Instrumentación

Maniquí de pruebas de CT con inserto de espesor del corte, contiene una lámina de alto contraste de 0.0635 X 2.54 cm (0,025 X 1,00") angulada a 45°, posicionadas en el centro del maniquí.

Metodología

El método de medida del espesor del corte se realiza mediante cortes axiales, depende del maniquí que se emplee y de las instrucciones del fabricante; esta prueba se deberá realizar para

todos los espesores nominales de corte posibles, para los diferentes protocolos de adquisición de imágenes.

1. Posicione el maniquí en la abertura del gantry del escáner de tal forma que este quede paralelo al eje axial del gantry (Z) y perpendicular al plano de la abertura del gantry.
2. Posicione la camilla del escáner hasta que el inserto del grosor del corte este en la zona del escáner (es decir alineado mediante los indicadores luminosos, de forma que quede en el isocentro, paralelo al eje axial y perpendicular a los planos coronal y sagital).
3. Realice la exploración y capture la serie de imágenes usando el grosor del corte nominal usado en una evaluación de una técnica clínica típica; es decir ejecute exploraciones separadas a través del maniquí, donde cada adquisición se obtiene con un grosor específico (10, 5, 1 mm).
4. Reconstruya la serie de imágenes en el ancho de corte de visualización deseado en intervalos de alrededor una décima del ancho del corte nominal visualizado.
5. Recolecte el número CT de la región central de cada imagen y realice una gráfica de estos números CT versus la distancia en el eje Z.
6. De la gráfica calcule el FWHM, dicho valor en unidades de distancia es el valor del ancho del corte nominal para la imagen adquirida.

Interpretación de resultados y tolerancias

Según especificaciones del fabricante el espesor del corte debe ser siempre $< \pm 1$ mm del valor de referencia cuando se evalúa según las instrucciones. El ancho del volumen visualizado deberá estar dentro de ± 1 mm del grosor del corte seleccionado en la consola del operador de CT.

Las diferencias existentes a las tolerancias sugeridas podrían indicar un mal funcionamiento de los colimadores (si estos no son fijos), un mal alineamiento entre foco-colimador-sistema de detectores o diferencia en la sensibilidad de las filas paralelas de detectores.

Recomendaciones y acciones correctivas

El servicio de ingenieros deberá ser requerido para corregir problemas relativos a las tolerancias sugeridas; cualquier separación excesiva o superposición de las tiras metálicas indica la necesidad de ajustar el mecanismo de paso a paso (stepping) de la camilla.

Referencias.

- AAPM CT performance phantom. Model 610. User guide. CIRS Tissue Simulation and Phantom Technology.
- AAPM report No. 39. Specification and acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. May 1993.
- IAEA Human Health series No. 1. Quality Assurance for PET and PET-CT System. Vienna 2009.
- AAPM report No. 1
- Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Versión 2010.

Anexo A.3. Protocolo Linealidad y Escala de contraste.

Linealidad y escala de contraste. (Precisión de los números CT)

PRUEBA	FRECUENCIA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		De Realizar	De Evaluar	
Linealidad	Inicial, tras cambios, semestralmente	Tecnólogo/Físico Médico	Físico Médico	- ± 20 HU para aire - ± 10 HU para PMMA - ± 4 HU para el agua

INTRODUCCIÓN

Los números CT representan los valores de atenuación de diferentes estructuras dentro del cuerpo de acuerdo a su número atómico y densidades físicas. Dichos números son asignados al tono de gris correspondiente con el valor de atenuación que representan. Esto constituye la escala de grises o escala de contrastes de la imagen visualizada. La escala de contraste es determinada por el número CT del aire (-1000 HU) y el agua (0 HU). En el escáner CT se asignan los números CT de acuerdo a los valores de atenuación de los rayos-X que pasan a través del tejido, el agua es el material de referencia usado para determinar el número CT porque esta constituye más del 90% de la masa del tejido blando, es fácil de obtener y completamente reproducible. Como el agua tiene un número CT de valor cero, el tejido con densidades mayores que el agua tienen número CT positivo y cuyas densidades sean menores que el agua tienen número CT negativo; adicional a esto muchos radiólogos usan el número CT como parámetro cuantitativo para identificar condiciones patológicas sospechosas en la imagen.

Objetivo

La linealidad se refiere a la relación entre el número CT y los valores de atenuación lineal del objeto escaneado con valor particular de kVp. Cuando la linealidad está presente dentro de una imagen, es una indicación que el objeto de contraste es constante a lo largo del rango de números CT dentro de la imagen.

El objetivo de esta prueba es asegurar que los números CT y densidades electrónicas para varios materiales están dentro de los límites apropiados; así como determinar si el escáner está asignando los números CT que corresponden con exactitud al tejido apropiado.

Frecuencia

- Mensualmente antes de escanear el primer paciente, cuando la imagen es usada en aplicaciones de terapia con radiaciones. Estas pruebas mensuales son responsabilidad de los tecnólogos del servicio, trabajando bajo la supervisión de un físico médico cualificado.
- Las pruebas anuales o semestrales deberán ser desarrolladas por un físico médico en el momento de las pruebas de aceptación, como parte del final de la garantía y cuando el sistema CT haya tenido un mantenimiento o reparación que dejase un impacto en el número CT y densidad electrónica.

Instrumentación

Maniquí de pruebas con inserto de precisión y linealidad del número CT.

Metodología

1. Posicione el maniquí en la abertura del gantry del escáner de tal forma que este quede paralelo al eje axial del gantry (Z) y perpendicular al plano de la abertura del gantry.
2. Posicione la mesa del escáner hasta que el centro del inserto este en la zona de exploración, es decir alineado mediante los indicadores luminosos, de forma que quede en el isocentro, paralelo al eje axial y perpendicular a los planos coronal y sagital.
3. Realice la exploración del inserto, asegurando que se usa el kVp y mAs según las pruebas de aceptación, y que el software del algoritmo de reconstrucción es uno de los usados para aplicaciones clínicas y que será el mismo cada vez que se realizará esta prueba.
4. En la imagen reconstruida, seleccione un área de diámetro entre 2 – 3 cm y mida el ROI (Región de Interés).
5. Desde los pixeles localizados dentro del ROI, calcule los dos parámetros, el valor medio del número CT y la desviación estándar de los números CT.
6. Mueva el cursor fuera del maniquí en la imagen reconstruida y ejecute la función de ROI descrita en el punto anterior, sobre el aire.
7. Repita los 6 pasos anteriores para cada valor de kVp que permite obtener el escáner CT y mantenga registro de todos los valores obtenidos, de ser posible visualícelos en gráficas de tendencias.

Interpretación de resultados y tolerancias

Las posibles variaciones en los valores de los números CT obtenidos para cada material y los valores de referencia se manifestarán como variaciones de las rectas obtenidas con respecto a las de referencia.

En el tiempo, los valores pueden variar por los cambios en los componentes del sistema. La calibración diaria ayuda a mantener la calidad de la imagen por la compensación para cambios en las variaciones de los canales del detector y respuestas.

Los valores de la gráfica de tendencia deberán demostrar una línea recta entre el promedio de los números CT y los coeficientes de atenuación lineal. Cualquier desviación desde la línea recta puede indicar que unos inapropiados números CT comienzan a generarse o que el escáner está mal-funcionando.

La tabla 1 resume los valores a tener en cuenta para evaluar esta prueba, muestra los valores de número CT medio aceptado, los coeficientes de atenuación para los materiales empleados y las tolerancias aceptadas en el protocolo establecido.

Recomendaciones y acciones correctivas

La causa de las desviaciones para las tolerancias sugeridas deberá ser determinada y corregida. Esto generalmente se logra por la re-calibración del escáner CT por el servicio de ingenieros.

Referencias.

- AAPM CT performance phantom. Model 610. User guide. CIRS Tissue Simulation and Phantom Technology.
- IAEA Human Health series No. 1. Quality Assurance for PET and PET-CT System. Vienna 2009.
- Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Versión 2010.
- M. J. Berger; J. H. Hubbell; S. M. Seltzer; J. Chana; J.S. Coursey; R. Sukumar; D. S. Zucker; and K. Olsen. XCOM: Photon Cross Sections Database. National Institute of Standards and Technology (NIST). November 2010.

Tabla 1. Datos necesarios para realizar comparaciones de de la precisión del número CT, y linealidad del mismo (ver referencias).

Material	Criterios de aceptación ACR		Criterios de aceptación AAPM		Densidad (g/cm ³)	80 kV		100 kV		120 kV		140 kV	
						μ_m (cm ² /g)	μ (cm ⁻¹)	μ_m (cm ² /g)	μ (cm ⁻¹)	μ_m (cm ² /g)	μ (cm ⁻¹)	μ_m (cm ² /g)	μ (cm ⁻¹)
Aire (N ₂ O ₂)	Mínimo (HU)	-1005	Máximo (HU)	-970	0,00118	0,1657	0,0002	0,1547	0,0002	0,1456	0,0002	0,1383	0,0002
Agua (H ₂ O)	-7	+7	0	-1000	1,000	0,1838	0,1838	0,1707	0,1707	0,1630	0,1630	0,1543	0,1543
PMMA (C ₅ O ₂ H ₈)	+100	+140	120	±20	1,190	0,1748	0,2080	0,1638	0,1949	0,1565	0,1862	0,1492	0,1775

Anexo A.4. Protocolo Resolución espacial de alto contraste.

Resolución espacial de alto contraste.

PRUEBA	FRECUENCIA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		De Realizar	De Evaluar	
Resolución espacial de alto contraste	Inicial, tras cambios, mensualmente	Tecnólogo/Físico Médico	Físico Médico	Debe ser viable visualizarse 5 pares de líneas entre los patrones de 0,6 y 1,0 mm

INTRODUCCIÓN

La resolución espacial de alto contraste se describe como la distancia mínima entre dos objetos que les permite ser vistos como separados y distintos. Entre los parámetros que influyen en la resolución espacial de alto contraste de un escáner CT están:

- Diseño del escáner (tamaño del punto focal, tamaño y espacio de los detectores, etc).
- Reconstrucción de la imagen (tamaño del pixel, algoritmo de reconstrucción, grosor del corte)
- Muestreo (número de rayos o haces por proyección y número de proyecciones)
- Capacidad de visualización de la imagen (matriz de visualización).

Dos procedimientos pueden ser usados para evaluar la capacidad de resolución espacial de un escáner CT, en el primer método se mide un borde para determinar la función del punto focal (PSF); la PSF se transforma matemáticamente para obtener la función de transferencia modulada (MTF); este proceso toma un tiempo considerable y usualmente es desarrollado por el físico médico en caso de no poseer maniquí para realizar las pruebas y según características del escáner CT. El segundo método un patrón de barras o agujeros es usado para determinar la resolución espacial, este método en la actualidad es el más comúnmente usado.

Objetivo

El principal objetivo de esta prueba es asegurar que la imagen con objetos de alto contraste tienen buena modulación, es decir que pequeños detalles podrán ser visualizados con buena fidelidad en la imagen final.

Frecuencia

La prueba deberá ser desarrollada por un físico médico calificado en el momento de las pruebas de aceptación, como prueba al final de la garantía, mensualmente y cuando el sistema del CT pueda tener un impacto en la resolución de alto contraste (ejemplo, cambio del tubo de rayos-X, calibración del sistema, o cambios y actualizaciones en el software).

Instrumentación

Maniquí de pruebas de CT con inserto de resolución de alto contraste. El maniquí debe contener una serie de cilindros o patrones de barras de alto contraste (diferencias con el medio superior a 100 números CT) alineados en grupos y espaciados de tamaños iguales. El maniquí de GE (ver figura 1) contiene 6 grupos con un patrón de 5 barras cada uno, con los tamaños de barra de 1,6; 1,3; 1,0; 0,8; 0,6 y 0,5 mm.

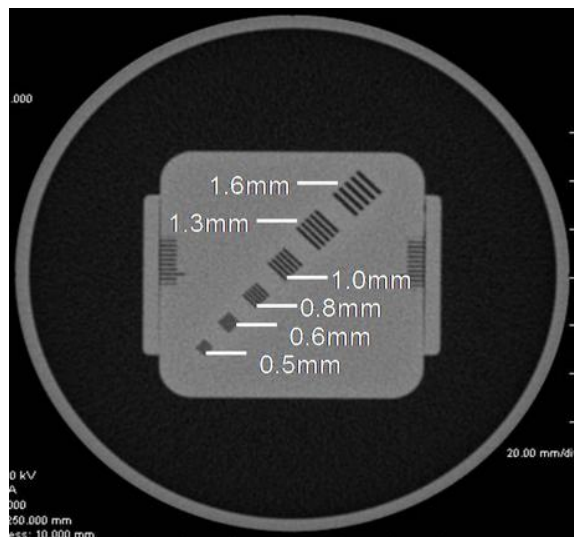


Figura 1. Imagen axial del inserto empleado para la resolución de alto contraste de GE®.

Metodología

1. Posicione el maniquí en la abertura del gantry del escáner de tal forma que este quede paralelo al eje axial del gantry (Z) y perpendicular al plano de la abertura del gantry.
2. Posicione la cama del escáner hasta que el centro del inserto de resolución este en la zona de exploración, es decir alineado mediante los indicadores luminosos, de forma que quede en el isocentro, paralelo al eje axial y perpendicular a los planos coronal y sagital.
3. Escanee el inserto usando una técnica clínica típica, protocolo de abdomen adulto y protocolo de pecho de alta resolución de adulto.
4. Examine los patrones de barras en las imágenes de reconstrucción para determinar la resolución limitante, definida como el patrón de barras más pequeño en el que se ven las cinco barras.
5. Coloque un ROI cuadrado en el patrón de barras más grande (1,6 mm) y cambie el tamaño hasta que encaje dentro del patrón de barras (ver figura 2), mida la desviación estándar.
6. Repita el procedimiento para los patrones de barras de 1,3; 1,0; 0,8 y 0,6 mm, y registre los valores obtenidos.

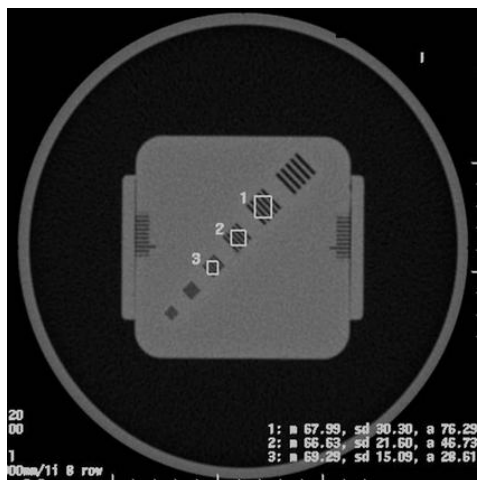


Figura 2. ROIs sobre la imagen axial del inserto evaluado del maniquí.

Interpretación de resultados y tolerancias

El límite de la resolución espacial de alto contraste de un escáner CT es medido en un par de líneas por milímetro (pl/mm), el patrón de barras de 5 pl/cm se debe ver claramente para un protocolo de abdomen de un adulto, y el patrón de barras de 6 pl/cm deberá claramente ser visto para un protocolo de pecho de alta resolución para un adulto (es decir debe ser viable visualizarse entre 0,45 y 1,5 lp/mm); así que muchos de los escáneres modernos tienen la habilidad de visualizar agujeros tan pequeños como de 0,3 mm; y las mediciones comparativas a lo largo del tiempo proveen un índice del rendimiento de la reproducibilidad del sistema CT.

Mínimo se deben visualizar las 5 barras de los patrones entre 0,6 y 1,0 mm en la imagen reconstruida.

Recomendaciones y acciones correctivas

Bajos valores de la resolución podrían resultar si el maniquí no está alineado paralelo a los ejes X y Z del escáner.

Los ingenieros de servicio se requerirán para proveer solución si ocurre una reducción en la modulación de alto contraste.

Referencias.

- AAPM CT performance phantom. Model 610. User guide. CIRS Tissue Simulation and Phantom Technology.
- IAEA Human Health series No. 1. Quality Assurance for PET and PET-CT System. Vienna 2009.
- Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Versión 2010.
- Papp. J, Quality management in the imaging sciences. Third edition. Elsevier 2002.

Anexo A.5. Protocolo Uniformidad y Ruido.

Uniformidad de la imagen y ruido.

PRUEBA	FRECUENCIA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		De Realizar	De Evaluar	
Uniformidad y ruido	Inicial, tras cambios, semestral	Tecnólogo/Físico Médico	Físico Médico	el ruido no debe exceder ± 10 HU y la uniformidad no debe variar mas de ± 5 HU entre el centro y sus alrededores

INTRODUCCIÓN

El ruido produce una apariencia de “sal y pimienta” o una cualidad de granularidad en la imagen, limitando la resolución de bajo contraste y enmascarando la anatomía con estructura similar al tejido circundante; el ruido de la imagen es igual a la desviación estándar de los números CT dentro de una ROI.

Entre las fuentes que causan ruido en la imagen CT se incluyen el ruido cuántico (estadística), ruido electrónico, tamaño del objeto, algoritmos de reconstrucción, eficiencia del detector y artefactos. De estos la fuente predominante de ruido es el ruido cuántico que se define como la variación estadística del número de fotones detectados. Entre los factores bajo la influencia de la tecnología que afectan la cantidad de ruido en una imagen están el tamaño del pixel, el grosor del corte, el algoritmo de reconstrucción y factores técnicos, entre los métodos simples para minimizar el ruido y ayudar a proveer imágenes más uniformes se incluyen el calentamiento y calibración diaria del sistema. Porque la cantidad de ruido contenida en una imagen es inversamente proporcional a la cantidad total de radiación absorbida, el ruido puede ser medido obteniendo el valor medio de la desviación estándar de los números CT dentro de una ROI.

Objetivo

La uniformidad de la imagen se refiere a la habilidad del escáner CT para dar el mismo número CT independiente de la localización de la región de interés (ROI) dentro de un objeto homogéneo.

Por otra parte el ruido representa la porción de la imagen CT que contiene información poco útil. Este se define como la variación aleatoria del número CT alrededor de un valor medio cuando se obtiene una imagen de un objeto uniforme; la resolución del contraste de un sistema CT está determinada principalmente por la cantidad de ruido en la imagen

Frecuencia

Anual, inicial y tras cambios o mantenimientos en el sistema.

Instrumentación

Maniquí de pruebas de CT con inserto de agua para evaluar uniformidad de la imagen y ruido.

Metodología

1. Posicione el maniquí en la abertura del gantry del escáner de tal forma que este quede paralelo al eje axial del gantry (Z) y perpendicular al plano de la abertura del gantry.
2. Posicione la mesa del escáner hasta que el centro del inserto este en la zona de exploración, es decir alineado mediante los indicadores luminosos, de forma que quede en el isocentro, paralelo al eje axial y perpendicular a los planos coronal y sagital.
3. Realice la exploración y ajuste la ventana y nivel del ajuste para una imagen óptima. Capture la imagen.
4. Evalúe tanto el patrón de resolución interno y externo en la visualización.
5. Para el ruido, escanee la parte del maniquí ya especificada según un protocolo de abdomen para adulto, visualice la imagen en una ventana adecuada y coloque una ROI de aproximadamente 30 mm de diámetro en el centro de la imagen, almacene las HU y desviación estándar.
6. Gire el maniquí 45° y vuelva a repetir la prueba desde el punto 4 anterior.
7. Calcule la diferencia entre la primera y segunda medición, almacenando los valores medios del número CT, desviaciones estándares y ROIs.
8. Repita las medidas anteriores desde el punto 3 al 7 para cada tensión del tubo de rayos-X.
9. Para la uniformidad de la imagen tome un ROI (de diámetro aproximado a 20 mm) en el centro, para la imagen adquirida en el punto 3 bajo un protocolo de abdomen adulto. Obtenga las HU y desviación estándar del ROI.
10. Coloque ROIs del mismo tamaño al anterior en los alrededores de la imagen del maniquí, en las posiciones según las manecillas del reloj, a las 12, 3, 6 y 9. Almacene las HU y desviación estándar para cada ROI.
11. Determine la diferencia entre el valor medio del número CT del ROI central respecto el valor medio del número CT para los otros ROIs.
12. Evalúe la imagen para la visualización de artefactos o rayas.
13. Repita la medida anterior para cada valor de tensión del tubo de rayos-X.

Interpretación de resultados y tolerancias

La imagen de los dos patrones deberá ser uniforme en tamaño. El nivel de ruido relativo en las diferentes adquisiciones de kVp deberá ser el mismo, en especial cuando el tubo de rayos-X es nuevo.

Los números CT en cualquier región de un corte efectuado a un maniquí de agua o material equivalente deben diferenciarse el obtenido en la región central en menos de ± 5 HU para exploraciones del tipo cabeza, abdomen y tórax adulto (aunque también se aceptan ± 7 HU); mientras el ruido no debe exceder ± 10 HU.

En equipos multi-corte 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.

Recomendaciones y acciones correctivas

Si los valores no están dentro de las tolerancias, realice cambios en la técnica usada, usando un valor apropiado de kVp y mAs, y vuelva a repetir las pruebas. Si los errores continúan se debe determinar la fuente de donde provienen y corregirla. Algunas de las causas podrían ser la selección inapropiada de un filtro del haz, un algoritmo de reconstrucción incorrecto, un protocolo inapropiado de adquisición, entre otros. De cualquier forma se requerirán los ingenieros de servicio para proveer solución.

Referencias.

- AAPM CT performance phantom. Model 610. User guide. CIRS Tissue Simulation and Phantom Technology.
- AAPM report No. 39. Specification and acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. May 1993.
- IAEA Human Health series No. 1. Quality Assurance for PET and PET-CT System. Vienna 2009.
- AAPM report No. 1
- Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Versión 2010.
- McCollough. C, Bruesewitz. M, McNitt-Gray. M, et. al. The phantom portion of the ACR CT accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. Med. Phys. 31 (9) september 2004.
- Papp. J, Quality management in the imaging sciences. Third edition. Elsevier 2002.

Anexo A.6. Protocolo Control de Calidad diario y Estabilidad de los detectores.

Control de calidad diario y estabilidad de los detectores del PET.

PRUEBA	FRECUENCIA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		De Realizar	De Evaluar	
Control de calidad diario y estabilidad de detectores PET	Inicial, diaria, tras cambios.	Tecnólogo/Físico Médico	Físico Médico	Según fabricante

Objetivo

La comprobación de Calidad de PET es un procedimiento de mantenimiento realizado a diario para normalizar las variaciones en las respuestas del detector PET. Los resultados generados determinan la aptitud del sistema para realizar exploraciones o si se requiere la asistencia del servicio técnico.

El procedimiento incluye:

- Una normalización diaria con una exploración de maniquí;
- El cálculo y la verificación del factor de calibración de PET (ECF);
- La visualización de los resultados de la normalización y la inspección del sinograma;
- Un informe de calidad del sistema y un sinograma que se puede guardar e imprimir;
- La opción de realizar procedimientos de calidad de forma manual o automática a una hora programada;
- La configuración parcial del detector de PET.

IMPORTANTE La configuración parcial del detector debe llevarse a cabo mínimo semanalmente para obtener un rendimiento de PET óptimo. El procedimiento de configuración parcial genera mapas de regiones de cristal y perfiles de energía de cristal.

Otro de los objetivos de esta prueba es asegurar la constancia del desempeño de los detectores y hacer una detección temprana de cualquier cambio repentino, por ejemplo falla en un módulo de detectores.

Frecuencia

Diariamente al iniciar la jornada, es decir que esta prueba debe ser desarrollada diariamente, antes del uso clínico del escáner.

Instrumentación

Maniquí cilíndrico uniforme de Ge-68, centrado horizontalmente y verticalmente en el FOV (campo de visión) del PET.

Es una fuente cilíndrica sellada de 20 cm de diámetro por 27 cm de largo que contiene una actividad de hasta 2,5 mCi, empleada en todos los escáneres Biograph mCT

Metodología

Colocación del maniquí Uniforme.

1. Retire el reposacabezas del paciente si está fijado a la mesa del paciente.
2. Deslice el soporte del maniquí en forma de L hacia el receptáculo del extremo de la plancha más cercano al gantry (el mismo receptáculo que se utiliza para el reposacabezas) y atornille con firmeza el soporte.
3. Asegure el adaptador semicircular del maniquí en el soporte.
4. Deslice el maniquí uniforme de PET en el adaptador del maniquí.

Ajuste el maniquí al campo de visión de CT mediante los láseres de posicionamiento, como se muestra a continuación.

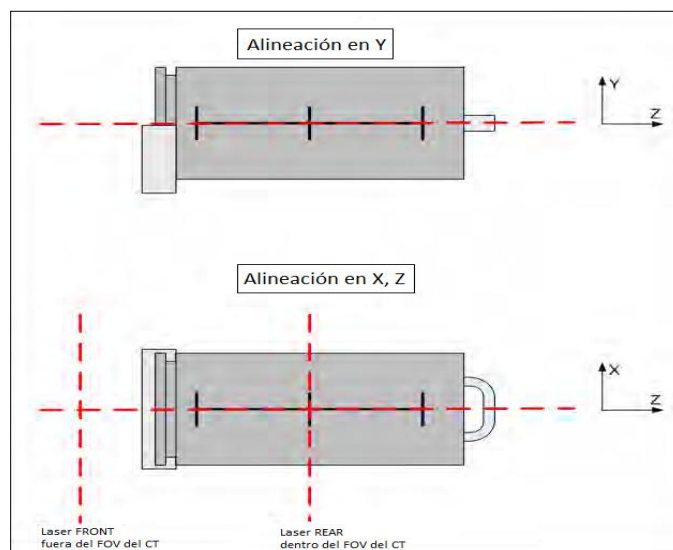


Figura 1. Alineamiento del maniquí uniforme de Ge-68 con los láseres del CT.

El laser REAR del campo de visión (FOV) del CT debe alinearse con la marca de referencia central del fantoma. Asegurándose que el fantoma se coloque de tal manera que, cuando se inicien los procedimientos de Control de Calidad de PET, se desplace a la posición correcta en el campo de visión (FOV) de PET.

5. Seleccione **Setup > PET Quality Check** (Configuración > Control de calidad de PET) en el menú principal para que aparezca el cuadro de diálogo PET Quality Check (Control de calidad de PET).

Figura 2. Cuadro de diálogo al iniciar el control de calidad diario del PET.

6. En la ficha Configure QC (Configurar QC), introduzca la información del maniquí (*Volume* [Volumen], *Isotope* [Isótopo], *Assay Activity* [Actividad de ensayo], *Assay Time* [Hora del ensayo], *Assay Date* [Fecha del ensayo]). Asegúrese de que los datos introducidos coincidan con los datos registrados en el maniquí.
7. Tiene la posibilidad de introducir un factor de *Cross Calibration* (Calibración cruzada) para corregir la dosis del maniquí de normalización. El valor predeterminado es 1,0.

RECUERDE, Si se ha realizado la calibración cruzada, la actividad medida real puede ser diferente de la impresa en el maniquí.

8. Seleccione las opciones de CC deseadas. Hay dos configuraciones posibles:
 - Quality Check + Normalize (Control de calidad + Normalización)
 - Quality Check + Normalize + Partial Setup (Control de calidad + Normalización + Configuración parcial)

RECUERDE, cuando se selecciona Partial Setup (Configuración parcial), también se seleccionan de forma predeterminada Quality Check (Control de calidad) y Normalization (Normalización)

9. Seleccione el método de colocación del maniquí que esté empleando, **Position phantom with laser** (Colocar maniquí con láser) (manual) o **Position phantom with last saved value** (Colocar maniquí con último valor guardado) (automático, basado en la última posición guardada del maniquí).

Si selecciona **Position phantom with last saved value** (Colocar maniquí con último valor guardado) (posicionamiento automático del maniquí), se mostrarán las opciones **QC Schedule** (Programación de CC) para ejecutar el control de calidad de PET de forma

automática. Seleccione los días de la semana y la hora en que el sistema debe llevar a cabo el control de calidad de PET.

Cuando se hayan definido estos parámetros, el procedimiento de control de calidad de PET comenzará de forma automática en el día y la hora especificados. El cuadro de diálogo se muestra dos minutos antes del tiempo programado, y aparece un mensaje que indica que la mesa del paciente se desplazará hacia el campo de visión de PET. Para que el procedimiento se ejecute de forma automática, el maniquí debe estar colocado en el soporte del maniquí, mientras que el gantry y los computadores deben estar encendidos.

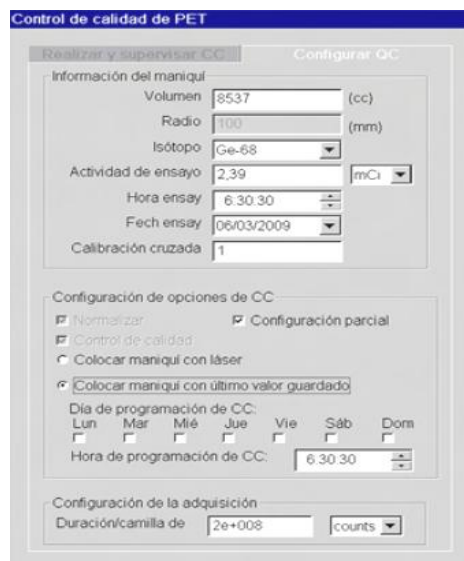


Figura 3. Cuadro de diálogo del control de calidad diario del PET, ingreso de datos concernientes a la calibración del maniquí de Ge-68.

10. Introduzca la *duración de la exploración* en recuentos, normalmente **1e+008** recuentos. En los sistemas TrueV, fije la duración de la exploración en **2e+008** recuentos. También puede introducir la *duración de la exploración* por camilla en segundos.

Si el valor introducido se encuentra fuera del rango especificado (según se haya configurado en su sistema), aparecerá un mensaje de advertencia.

11. Haga clic en la ficha Perform and Monitor QC (Realizar y controlar CC).
12. Haga clic en **Start** (Iniciar).

Si ha seleccionado el posicionamiento manual del maniquí, en este momento aparece un recordatorio.

Compruebe que el fantoma está en posición y haga clic en **OK** (Aceptar) para continuar.



13. Los procedimientos de control de calidad seleccionados se ejecutan en el orden siguiente:

- configuración parcial del detector (si se ha seleccionado)
- adquisición del sinograma
- inspección del sinograma
- generación de normalización y cálculo de ECF
- generación de informes

Si se ha seleccionado, se muestra el progreso de la configuración parcial del detector.

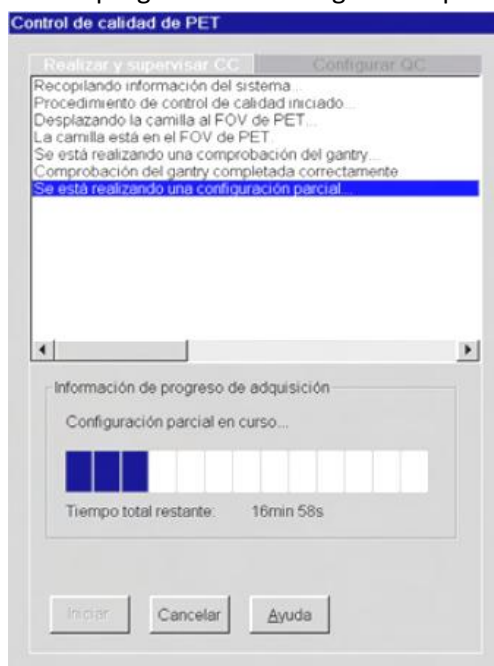
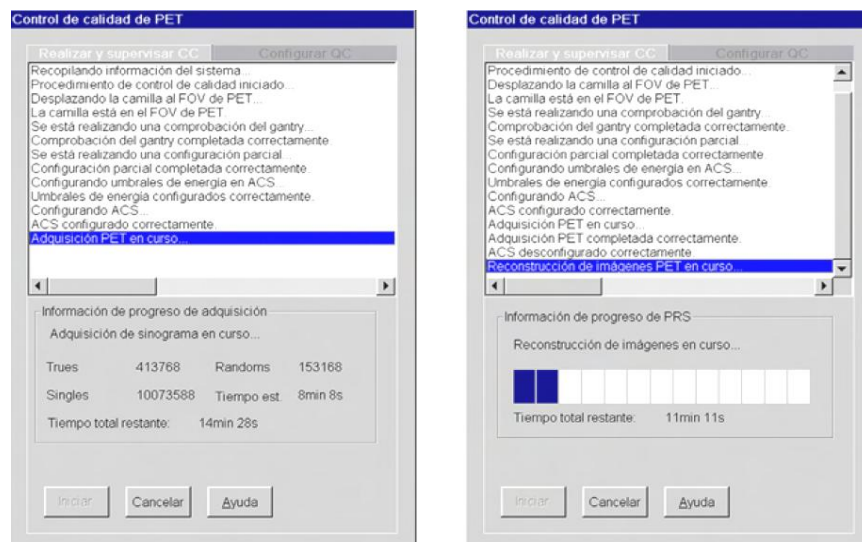


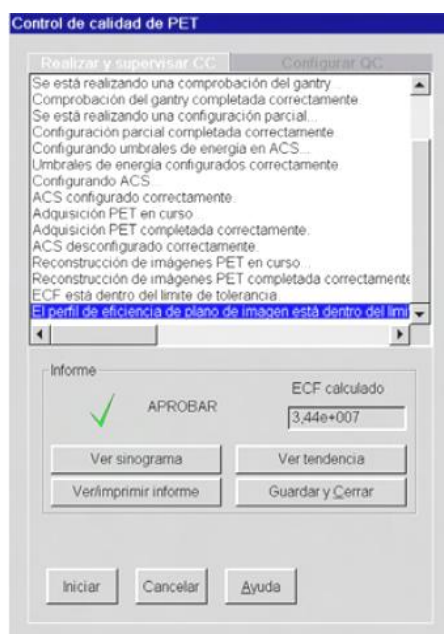
Figura 4. Cuadro de diálogo, inicio del control de calidad diario.

En el cuadro de diálogo PET Quality Check (Control de calidad de PET), se muestran las estadísticas de adquisición y una barra de progreso de la reconstrucción.



Interpretación de resultados y tolerancias

Cuando haya finalizado el procedimiento de control de calidad PET, los resultados se muestran en la sección Report (Informe) del cuadro de diálogo.



1. Haga clic en los botones correspondientes para ver o imprimir los resultados.

Haga clic en **View Sinogram** (Ver sinograma) para mostrar el sinograma de normalización en el visor de sinogramas. Realice una inspección visual del sinograma para detectar las interferencias evidentes, como rayas diagonales de color oscuro. Si encuentra formas o estructuras inusuales, informe al representante del servicio técnico.

Visualización de sinogramas

Las partes de la ventana del visor de sinogramas están numeradas en la figura y se describen a continuación.

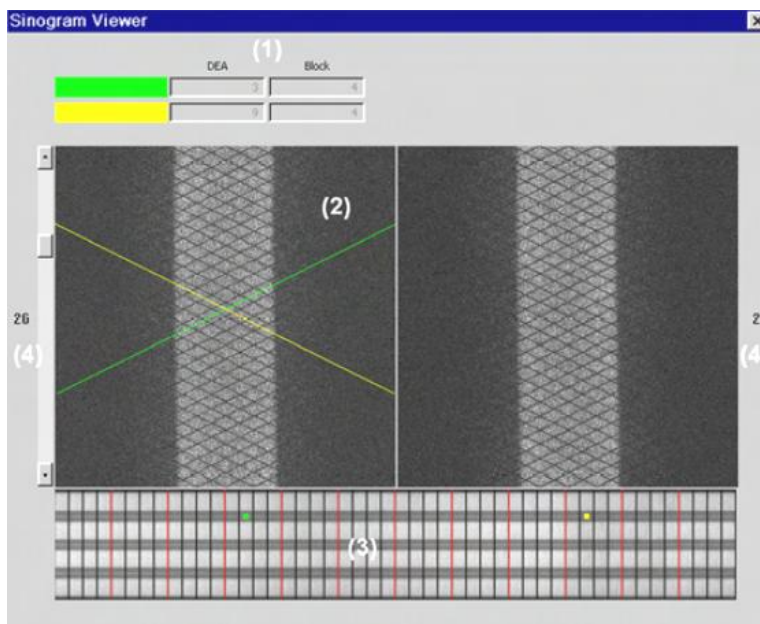


Figura 5. Visualización de sinogramas, (1) información del detector: muestra los números de DEA y los números de bloque del par del detector seleccionado actualmente. (2) Visualización del plano: muestra el plano seleccionado actualmente. (3) Visualización de fansum: muestra todos los planos con indicadores verdes y amarillos que marcan la ubicación física del par del detector seleccionado actualmente. (4) Números de plano: se muestran en los bordes izquierdo y derecho de la ventana (número de filas y columnas, empezando por 0).

Para usar el visor de sinogramas:

1. Use la barra de desplazamiento vertical, flechas arriba y abajo o teclas Page Up y Page Down para controlar los planos que se visualizan (el primer plano en la parte superior).
2. Haga clic en la visualización del plano para activar las líneas en cruz.
3. Arrastre las líneas en cruz; en la visualización fansum se mostrarán los indicadores correspondientes del detector.

Para continuar con el análisis, haga clic en **View Trend** (Ver tendencia) para visualizar el gráfico de tendencias de ECF o el perfil de eficiencia de plano.

Haga clic en **View/Print Report** (Ver/imprimir informe) para ver e imprimir el informe de calidad del sistema, que contiene los resultados detallados del control de calidad de PET. El informe se muestra en un navegador web. Seleccione **File > Print** (Archivo > Imprimir) para imprimir el informe.

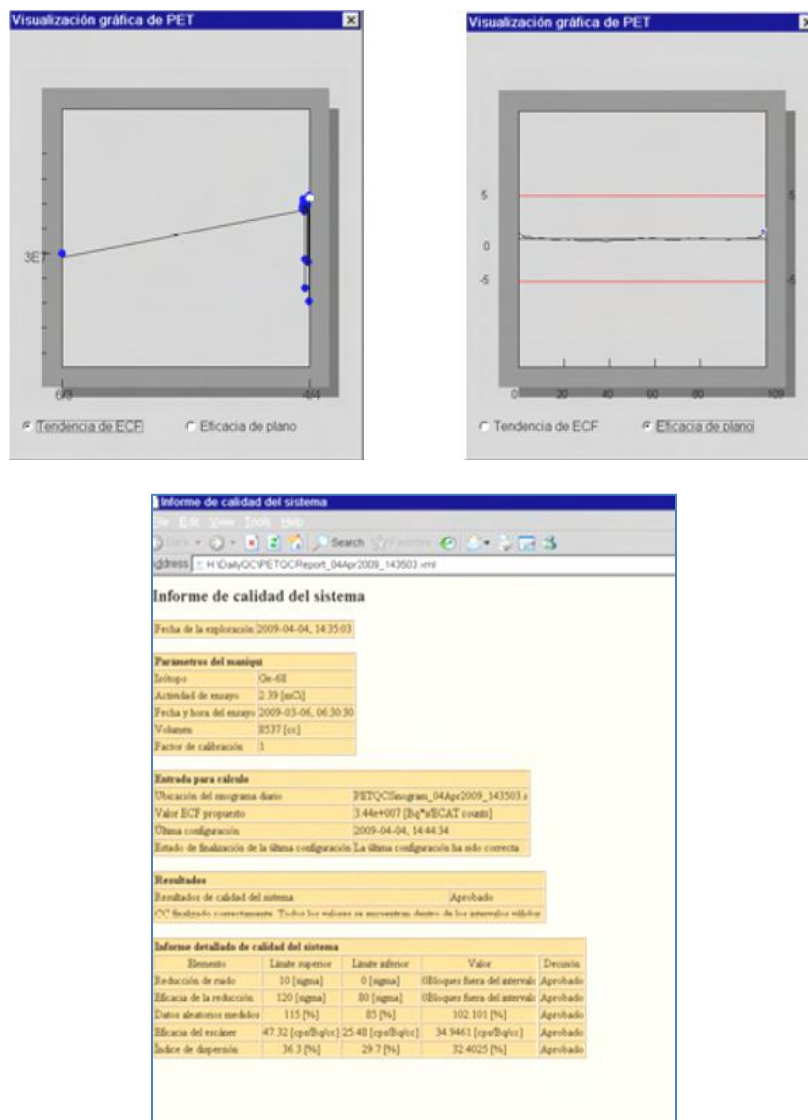


Figura 6. En la parte superior, visualización de gráficas de tendencias, en la parte inferior, visualización del informe de calidad del sistema.

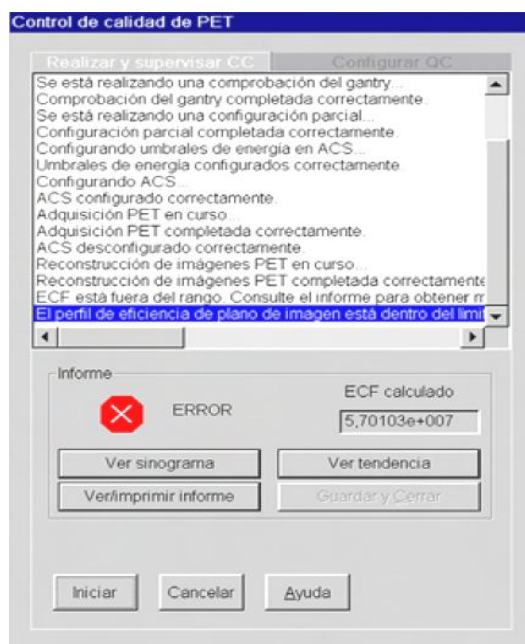
El System Quality Report (Informe de calidad del sistema) se guarda automáticamente en un archivo, H:\DailyQC\PETQCReport_<date_time>.xml, siempre que se ejecuta el procedimiento de PET Quality Check (Control de calidad de PET).

4. Examine el valor **Computed ECF** (ECF calculado).

Si el valor ECF calculado en la normalización está dentro del intervalo habitual para ese tipo de sistema, el resultado del control de calidad será PASS (Aprobado) y se mostrará una marca de verificación verde, tal y como se muestra dos capturas arriba.

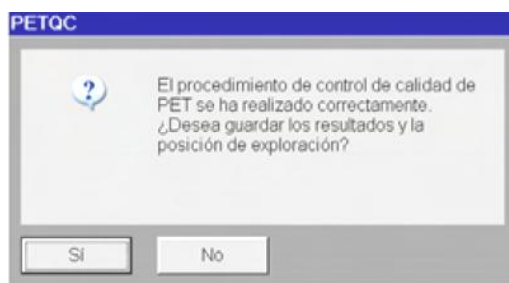
Si el valor ECF está fuera del intervalo, el resultado de la calidad del sistema será FAIL (Insatisfactorio).

Si el valor ECF no es correcto, la cuantificación de los datos del paciente (valores SUV) se verá afectada. Los valores habituales de ECF para el tipo de escáner que está utilizando se incluyen en el documento de usuario titulado *Mejoras del software y consejos útiles*, que se entrega con el sistema. Si desea realizar alguna pregunta sobre el valor ECF de Biograph, póngase en contacto con el representante local del servicio técnico.



5. Si el control de calidad de PET es satisfactorio, haga clic en **Save & Close** (Guardar > Cerrar) para guardar la normalización y la posición de examen del maniquí.

Si decide no guardar una normalización satisfactoria (haga clic en **Cancel** [Cancelar]) se le pedirá que confirme su elección, como se muestra a continuación.



6. Si el control de calidad de PET no es satisfactorio, no tendrá la opción de guardar la normalización o la posición del maniquí. Haga clic en **Cancel** (Cancelar) para cerrar el cuadro de diálogo del control de calidad de PET.

Compruebe la colocación del maniquí y repita el PET Quality Check (Control de calidad de PET). Si el problema persiste, póngase en contacto con el representante del servicio técnico.

Los sinogramas obtenidos deben ser sometidos a una cuidadosa inspección visual para la presencia de pronunciados artefactos como los rayos diagonales y así comparar con sinogramas de referencia adquiridos con anterioridad.

En este caso de que el fabricante da herramientas cuantitativas para el análisis y reporte de los procedimientos diarios de QC (control de calidad), el reporte final producido por las herramientas de análisis deben imprimirse y/o almacenarse digitalmente. El parámetro cuantitativo principal debe ser registrado, así como los otros parámetros del QC diario, en el diario de operaciones del servicio con el fin de poder detectar cualquier tendencia.

Finalmente en lo concerniente a las tolerancias, por lo general son dadas por el fabricante como parte del software para el protocolo de adquisición del QC. Generalmente aparece una ventana donde se indica si los resultados son consistentes con un cambio repentino en la uniformidad de los detectores u otro parámetro, dando un mensaje de precaución.

Recomendaciones y acciones correctivas

Cualquier resultado fuera de las tolerancias aceptadas o de presencias de artefactos en el sinograma o imagen de reconstrucción debe ser cuidadosamente investigado antes del escáner clínico. Se debe informar al personal de mantenimiento del equipo de este tipo de fallas, ya que las derivas menores en los detectores pueden ser corregidos en algunos sistemas que pueden repetir la normalización del detector hasta que los detectores son recalibrados. O simplemente cambios mayores detectados pueden requerir una rápida re-calibración o el remplazo de las componentes del detector dañadas.

Referencias

- Planning a Clinical PET Centre, IAEA Human Health Series No. 11, International Atomic Energy Agency, Vienna 2010
- Quality Assurance for PET/CT Systems, IAEA Human Health Series No. 1, International Atomic Energy Agency, Vienna 2009.
- Guía del Operador del Biograph mCT SIEMENS (www.usa.siemens.com/healthcare).

Anexo A.7. Protocolo Prueba del escáner PET-CT en modo clínico.

Prueba del escáner PET-CT en modo clínico

PRUEBA	FRECUENCIA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		De Realizar	De Evaluar	
Control de PET en modo clínico	Diaria	Tecnólogo/Físico Médico	Físico Médico	Según fabricante

Objetivo

El propósito de esta prueba es chequear toda la operación del sistema en el modo de escaneo del paciente. Esta prueba envuelve todos los componentes desarrollados en un escáner clínico e intenta identificar problemas con los subsistemas PET y CT, incluyendo correcciones en la atenuación, movimiento de la cama, reconstrucción y registro PET-CT.

Frecuencia

Es una prueba que puede ser realizada opcionalmente de manera diaria, o según lo indique el criterio del físico Médico de la institución, antes de comenzar el uso clínico del escáner.

Instrumentación

Los materiales consisten en un maniquí de radiactividad uniforme del orden de 40 MBq, centralizado verticalmente y horizontalmente en el FOV del PET.

Metodología

Desarrollar dos escáner de la cama PET-CT de aproximadamente 5 minutos en cada posición de la cama, definiendo la posición de la cama de acuerdo al centro del maniquí.

Interpretación de resultados y tolerancias

Inspección visual de la imagen reconstruida para artefactos y confirmando los propios corregristos de las imágenes PET y CT.

La inspección de la imagen reconstruida chequea la propia adquisición y reconstrucción de los datos obtenidos por PET y CT en ambas posiciones de la cama. La reconstrucción de las imágenes PET y CT deben aparecer uniformes, asegurando que los datos PET y CT aparecen corregristados correctamente. Si se sospecha un problema de corregristo, repita el desarrollo de la adquisición de datos PET-CT. Si por el contrario el corregristo aparece correcto y los artefactos son vistos en la imagen CT, el sub escáner CT necesita ser revisado, si los artefactos aparecen sólo en la imagen PET, estos pueden ser re-corregidos con la re-normalización de los detectores, si lo anterior no corrige el problema, el sub escáner PET necesita ser revisado.

Recomendaciones y acciones correctivas

Cualquier falta con el sistema operacional y presencia de artefactos en los sinogramas y las imágenes reconstruidas deben ser cuidadosamente investigados antes del escáner clínico. Recuerde que cualquier falla debe ser informada al servicio de mantenimiento.

Referencias

- Planning a Clinical PET Centre, IAEA Human Health Series No. 11, International Atomic Energy Agency, Vienna 2010
- Quality Assurance for PET/CT Systems, IAEA Human Health Series No. 1, International Atomic Energy Agency, Vienna 2009.
- Guía del Operador del Biograph mCT SIEMENS (www.usa.siemens.com/healthcare).

Anexo A.8. Evaluación de datos para los cortes nominales escogidos del Tomógrafo Biograph mCT X-3R de la FVL.

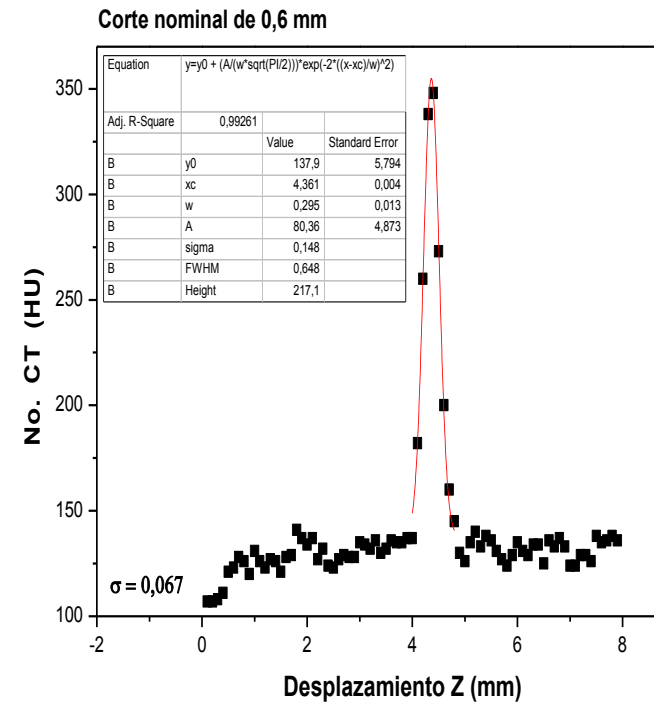
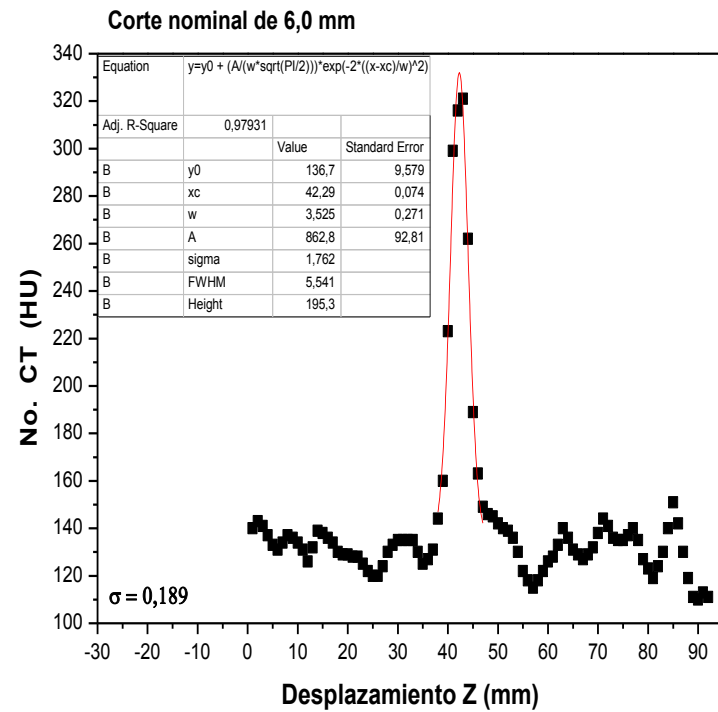


Figura A .8.1. Cortes nominales de 0,6 mm y 6,0 mm en un protocolo de abdomen adulto usando un colimador del haz de electrones de 128 X 0,6 mm y con un voltaje en el tubo de rayos-X de 120 kV.

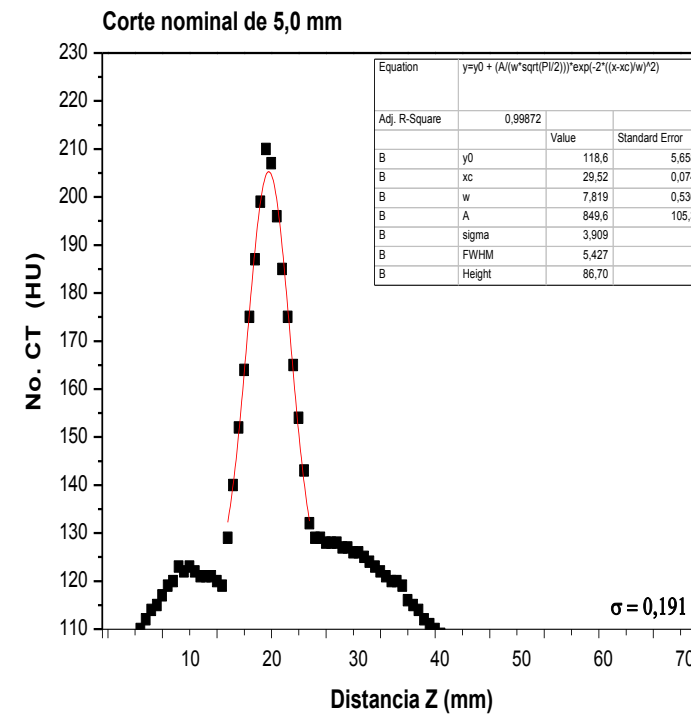
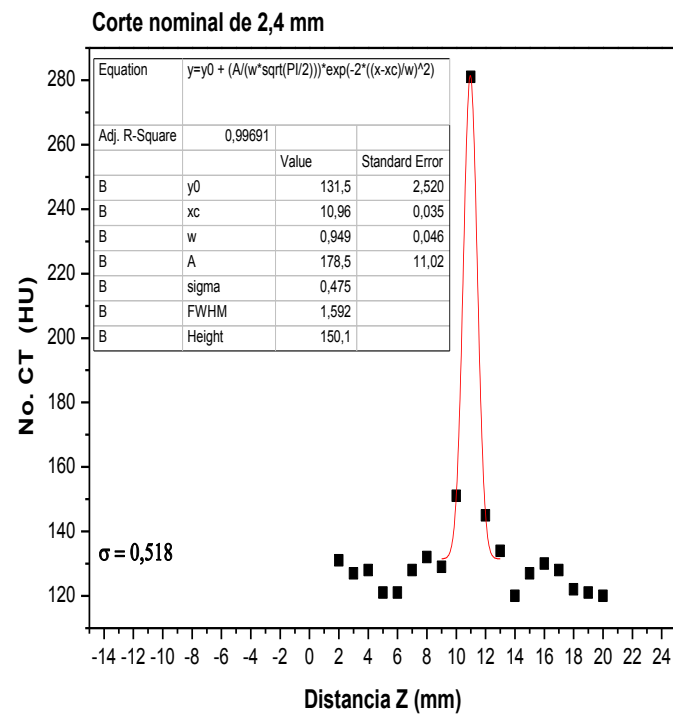


Figura A .8.2. Cortes nominales de 2,4 mm y 5,0 mm en un protocolo de abdomen adulto usando un colimador del haz de electrones de 128 X 0,6 mm y 32 X 1,2 mm respectivamente, y con un voltaje en el tubo de rayos-X de 120 kV.

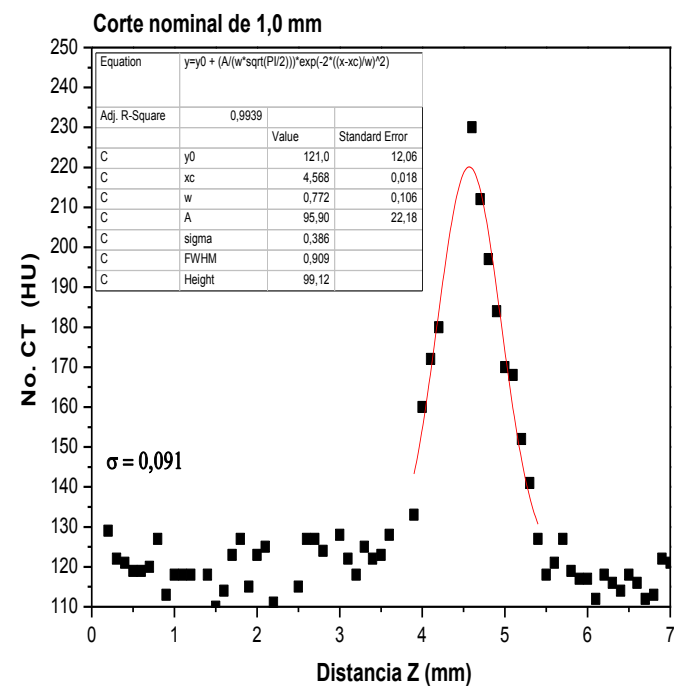
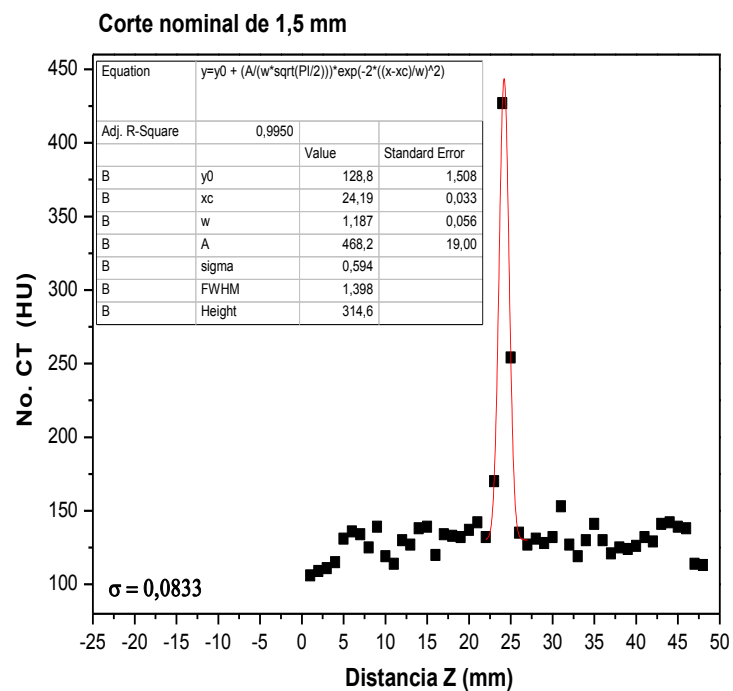


Figura A .3. Cortes nominales de 1,5 mm y 1,0 mm en un protocolo de abdomen adulto usando un colimador del haz de electrones de 32 X 1,2 mm y 128 X 0,6 mm respectivamente, con un voltaje en el tubo de rayos-X de 120 kV.

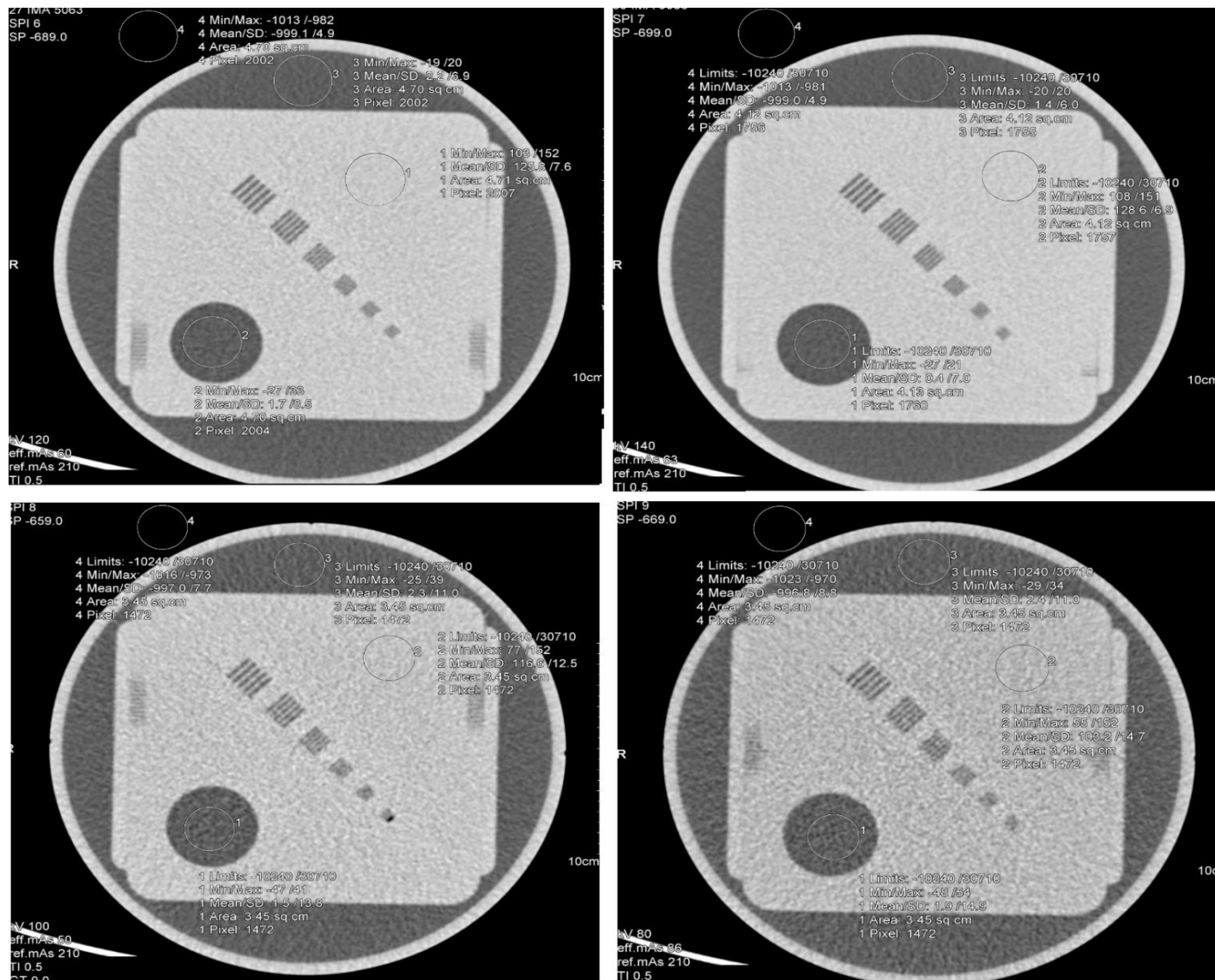


Figura A.9.1. Visualización de cortes axiales del inserto que permite evaluar linealidad y precisión del número CT para los voltajes aplicados del tubo de rayos-X de 40; 100; 120 y 140 kV, en una adquisición común de abdomen adulto en el sistema Biograph mCT X-3R.

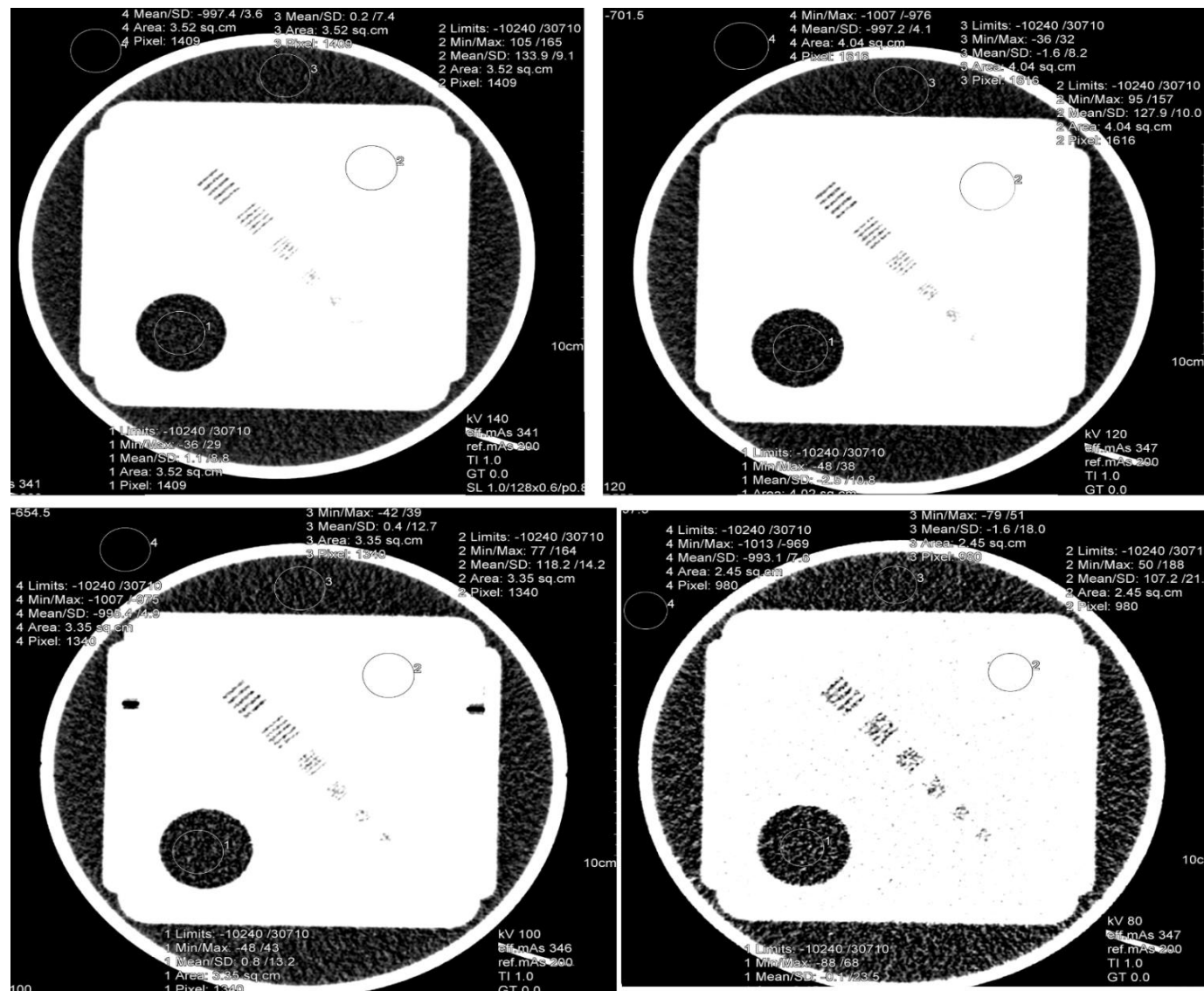


Figura A.9.2. Visualización de cortes axiales del inserto que permite evaluar linealidad y precisión del número CT para los voltajes aplicados del tubo de rayos-X de 40; 100; 120 y 140 kV, en una adquisición común de cráneo pediátrico en el sistema Biograph mCT X-3R.

Tabla A.9.1. Datos obtenidos para la prueba de linealidad y escala de contraste.

				Diferentes kV a los que se somete el tubo de rayos-X											
				80 kV			100 kV			120 kV			140 kV		
				Coeficiente de atenuación másico μ_m (cm ² /g) ⁱ	Coeficiente de atenuación lineal μ (cm ⁻¹)	Número CT medio (HU)	μ_m (cm ² /g)	μ (cm ⁻¹)	Número CT medio (HU)	μ_m (cm ² /g)	μ (cm ⁻¹)	Número CT medio (HU)	μ_m (cm ² /g)	μ (cm ⁻¹)	Número CT medio (HU)
Abdomen adulto	Material	Fórmula molecular	Densidad (g/cm ³)												
	Aire	N ₂ O ₂	0,0012	0,1657	0,0002	-996,8	0,1547	0,0002	-997,0	0,1456	0,0002	-999,1	0,1383	0,0002	-999,0
	Agua	H ₂ O	1,000	0,1838	0,1838	2,4	0,1707	0,1707	2,3	0,1630	0,1630	2,2	0,1543	0,1543	1,4
	PMMA	C ₅ O ₂ H ₈	1,190	0,1748	0,2080	103,2	0,1638	0,1949	116,6	0,1565	0,1862	125,8	0,1492	0,1775	128,6
Cráneo Pediátrico				80 kV			100 kV			120 kV			140 kV		
	Aire	N ₂ O ₂	0,0012	0,1657	0,0002	-993,1	0,1547	0,0002	-995,4	0,1456	0,0002	-997,2	0,1383	0,0002	-997,4
	Agua	H ₂ O	1,000	0,1838	0,1838	1,6	0,1707	0,1707	0,4	0,1630	0,1630	1,6	0,1543	0,1543	0,2
	PMMA	C ₅ O ₂ H ₈	1,190	0,1748	0,2080	107,2	0,1638	0,1949	118,2	0,1565	0,1862	127,9	0,1492	0,1775	133,9

ⁱ Tomado del NIST, National Institute of Standards and Technology. XCOM: Photon Cross Section Database.

Anexo A.10. Estudio de Uniformidad y Ruido.

Tabla A.10.1. Medida del número CT en varias posiciones de la imagen axial, según las manecillas del reloj (12, 3, 6 y 9 horas) y en la región central.

kV disponible del tubo de rayos-X	Posición en la imagen de los ROIs evaluados													
	Centro		Manecillas 12 h			Manecillas 3 h			Manecillas 6 h			Manecillas 9 h		
	SD	Media (HU)	Media (HU)	variación	SD	Media (HU)	variación	SD	Media (HU)	variación	SD	Media (HU)	variación	SD
80	14,6	0,6	-1,1	0,5	10,8	-0,1	0,6	11,6	0,6	0	12,8	-0,0	0,6	11,6
100	10,6	1,5	0,4	1,1	8,8	0,4	1,1	9,5	0,6	0,9	9,9	0,4	1,1	8,9
120	8,0	1,1	1,2	0,1	6,4	1,2	0,1	6,5	0,8	0,3	6,6	1,4	0,3	6,0
140	6,1	1,3	0,4	0,9	5,4	0,5	0,8	5,3	1,5	0,2	5,7	1,2	0,1	5,6

Anexo A.11. Informe de control de calidad automático realizado por el sistema Biograph mCT X-3R para el sub-sistema PET.

Informe de calidad del sistema

Page 1 of 2

Informe de calidad del sistema

Fecha de exploración Jueves, 08 de Marzo de 2012; 10:12:09 a.m.

Parámetros del maniquí	
Isótopo	Ge-68
Actividad de ensayo	2.350000 [mCi]
Fecha y hora del ensayo	Martes, 10 de Enero de 2012; 06:30:30 a.m.
Volumen	8407 [cc]
Factor de calibración	1.000000

Entrada para cálculo	
Ubicación del sinograma diario	\\CTAWP71177\PETQCDATA\PETQCSinogram_08032012_101209.s
Valor ECF propuesto	3.099e+007 [Bq*s/ECAT counts]
Última configuración parcial	
Estado de finalización de la última configuración parcial	nunca se ejecutó la configuración
Última configuración completa	Miércoles, 07 de Marzo de 2012; 07:39:31 p.m.
Estado de finalización de la última configuración completa	configuración correcta
Configuración parcial activada	false
Nombre de ICS	CTAWP71177
Versión de software	PETsyngo_VG30A 0386.02
Tipo de gantry	1103

Resultados	
Resultados de calidad del sistema	Aprobado
CC finalizado correctamente. Todos los valores se encuentran dentro de los intervalos válidos.	

Informe detallado de calidad del sistema				
Elemento	Límite superior	Límite inferior	Valor	Decisión
Reducción de ruido	3 [crystal]	0 [crystal]	0 Bloques fuera del intervalo	Aprobado
Eficacia de la reducción	120 [%]	80 [%]	0 Bloques fuera del intervalo	Aprobado
Datos aleatorios medidos	115 [%]	85 [%]	102.2 [%]	Aprobado
Eficacia del escáner	27.04 [cps/Bq/cc]	14.56 [cps/Bq/cc]	21.6 [cps/Bq/cc]	Aprobado
Índice de dispersión	35.2 [%]	28.8 [%]	31.1 [%]	Aprobado
Factor de corrección de eficacia del escáner (ECF)	4.1e+007 [Bq*s/ECAT counts]	2.21e+007 [Bq*s/ECAT counts]	3.099e+007 [Bq*s/ECAT counts]	Aprobado
Eficacia de plano de imagen	5 [%]	-5 [%]	0 Planos fuera del intervalo	Aprobado
Desplazamiento de sincronización de bloques	0.5 [bin]	0 [bin]	0 Bloques fuera del intervalo	Aprobado
Espesor de sincronización de bloques	5 [bin]	0 [bin]	0 Bloques fuera del intervalo	Aprobado
Residual de alineación de tiempo	2 [mm]	0 [mm]	1.5 [mm]	Aprobado
Ajuste de alineación de tiempo (x / y)	2 [mm]	0 [mm]	0.0 [mm] / 0.5 [mm]	Aprobado

file://H:\SiteData\DailyQC\PETQCReport_08032012_101209.xml

16/04/2012