

IAEA-TECDOC-602/S

***Control de calidad
de los instrumentos de
medicina nuclear, 1991***



ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA **OIEA**

La Sección encargada de la elaboración de esta publicación en el OIEA fue:

Sección de Medicina Nuclear
Organismo Internacional de Energía Atómica
Wagramerstrasse 5
P.O. Box 100
A-1400 Viena, Austria

CONTROL DE CALIDAD DE LOS INSTRUMENTOS DE MEDICINA NUCLEAR, 1991
OIEA, VIENA, 1996
IAEA-TECDOC-602/F
ISSN 1011-4289

© OIEA, 1996

Impreso por el OIEA en Austria
Diciembre de 1996

PREFACIO

Este documento ofrece una guía detallada sobre el control de la calidad de los diferentes instrumentos que se emplean en medicina nuclear. Es el producto de la labor de dos Grupos de Asesores que fueron especialmente invitados por el Organismo Internacional de Energía Atómica. El primer documento preliminar se bosquejó en 1979. Una versión corregida y aumentada se preparó en 1982, la cual incorporó los procedimientos, los programas de pruebas y los protocolos. La primera edición en inglés del IAEA-TECDOC-317 "Quality Control of Nuclear Medicine Instruments" se imprimió a finales del 1984.

Durante los últimos nueve años más de 1500 copias de esta primera edición se distribuyeron en todo el mundo. De acuerdo con los registros, ésta llegó cuando menos a 241 centros de medicina nuclear de 36 países en Europe, Asia, Latinoamérica y Africa. Su contenido ha sido la base para capacitar a 371 participantes en 23 cursos y talleres sobre el tema. También ha contribuído a incrementar la conciencia que sobre el control de la calidad deben poseer los especialistas en medicina nuclear que se interesan en la veracidad de los datos, en la excelencia de las imágenes nucleares y en la mejoría de la seguridad radiológica para los pacientes y el personal.

El avance continuo de la medicina nuclear hizo necesario añadir dos capítulos para cubrir los sistemas formados por una cámara de centelleo y una computadora y los sistemas tomográficos. Estos capítulos se incluyen en esta edición.

Se agradece las contribuciones de los miembros de los Grupos de Asesores y de los expertos que participan en los proyectos regionales de cooperación técnica: M. Cabrejas (Argentina), H. Bergman y R. Hoefler (Austria), A. Diaz Neto (Brasil), P. González (Chile), K.D. Herath (Sri Lanka), A. Krisanachinda (Tailandia), P.W. Horton, R.F. Mould y A.E. Todd-Pokropek (Reino Unido), A.B. Brill, J.J. Ericson, N. Herrera, P. Paras y J.J. Touyá (Estados Unidos de América), así como a los miembros del personal de la Sección de Medicina Nuclear del OIEA: P. Ambro, E.H. Belcher, E.U. Buddemeyer, R.A. Dudley, G. Van Herk, B. Vavrejn, P.H. Vuister, A.W. Wegst (OIEA). También se reconoce la colaboración de la Organización Mundial de la Salud en ciertos aspectos de este trabajo. Asimismo, se agradece la traducción del inglés al castellano del IAEA TECDOC-602 a los siguientes expertos: A. Cuarón (OIEA), F. García (Uruguay) y el personal de la División de Electrónica del Instituto Nacional de Energías Alternativas (Colombia), quienes se ocuparon de traducir los Capítulos 1-6, el Capítulo 7 y el Capítulo 8 respectivamente.

Las preguntas o comentarios acerca de este documento deben dirigirse a:

Sección de Medicina Nuclear
División de Salud Humana
Organismo Internacional de Energía Atómica
Wagramerstrasse 5, P.O. Box 100
A-1400 Viena, Austria
Fax (43-1) 234 564.

NOTA EDITORIAL

Al preparar esta publicación para la imprenta, el personal correspondiente del OIEA ha montado y paginado los manuscritos originales presentados por los autores. Las opiniones de éstos no reflejan necesariamente las de los gobiernos de los Estados Miembros o de las organizaciones que los han propuesto.

Los nombres de los Estados Miembros se han mantenido tal como eran cuando se compiló el texto.

Las denominaciones concretas de países o territorios empleadas en esta publicación no implican juicio alguno por parte del OIEA sobre la condición jurídica de dichos países o territorios, de sus autoridades e instituciones, ni del trazado de sus fronteras.

La mención de nombres de determinadas empresas o productos (se indiquen o no como registrados) no implica ninguna intención de violar derechos de propiedad ni debe interpretarse como una aprobación o recomendación por parte del OIEA.

INDICE

1. CONSIDERACIONES GENERALES	9
1.1. La garantía y el control de la calidad en medicina nuclear	9
1.2. Principios del control de la calidad de los instrumentos	9
1.3. Selección y adquisición	10
1.4. Local	11
1.5. Pruebas para la aceptación y de referencia	12
1.6. Pruebas rutinarias	12
1.7. Mantenimiento preventivo y correctivo	13
1.8. Registros del control de la calidad	13
1.9. Aspectos acerca de la organización	14
1.10. Establecimiento del control de la calidad	15
2. CALIBRADORES DE DOSIS DE RADIONUCLIDOS (MEDIDORES DE ACTIVIDAD)	17
2.1. Introducción	17
2.1.1. Principios básicos	17
2.1.2. Consideraciones sobre la operación	17
2.2. Programa de las pruebas	18
2.3. Pruebas para la aceptación y de referencia	18
2.3.1. Inspección física	18
2.3.2. Prueba de la precisión y la exactitud	20
2.3.3. Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad	22
2.3.4. Prueba de la respuesta al fondo	26
2.4. Verificaciones operativas	27
2.4.1. Verificación de la reproducibilidad	27
2.4.2. Verificación de la respuesta al fondo	30
3. SISTEMAS MANUALES Y AUTOMATICOS DE CONTEO PARA LA MEDICION IN VITRO DE LAS RADIACIONES GAMA	31
3.1. Introducción	31
3.1.1. Principios básicos	31
3.1.2. Consideraciones sobre la operación	34
3.2. Programa de las pruebas	34
3.3. Pruebas para la aceptación y de referencia	35
3.3.1. Inspección física	35
3.3.2. Prueba de la función del contador-reloj/promediador de tasas de conteo	35
3.3.3. Prueba de la calibración de la energía	37
3.3.4. Prueba de la resolución energética (%FWHM)	39
3.3.5. Prueba de la sensibilidad	41
3.3.6. Prueba de la precisión del conteo (prueba de la χ^2)	44
3.3.7. Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía	46
3.3.8. Prueba de la tasa de conteo integral de fondo	47
3.3.9. Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad	49
3.3.10. Prueba de las funciones preestablecidas en el analizador	54
3.4. Verificaciones operativas	56
3.4.1. Verificación del ajuste del fotopico en el analizador	56
3.4.2. Verificación de la tasa de conteo de fondo	57

4.	SISTEMAS DE CONTEO CON UNO O VARIOS DETECTORES PARA LA MEDICION IN VIVO DE LAS RADIACIONES GAMA	59
4.1.	Introducción	59
4.1.1.	Principios básicos	59
4.1.2.	Consideraciones sobre la operación	59
4.2.	Programa de pruebas	60
4.3.	Pruebas para la aceptación y de referencia	60
4.3.1.	Inspección física	60
4.3.2.	Prueba de la función del contador-reloj y/o del promediador de tasas de pulsos	62
4.3.3.	Prueba de la calibración de la energía	63
4.3.4.	Prueba de la resolución de la energía (%FWHM)	65
4.3.5.	Prueba de la sensibilidad	66
4.3.6.	Prueba de la precisión del conteo (prueba de la χ^2)	68
4.3.7.	Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía	69
4.3.8.	Prueba de la tasa de conteo integral de fondo	71
4.3.9.	Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad	72
4.3.10.	Prueba de las condiciones preestablecidas en el analizador	76
4.3.11.	Prueba de la linealidad de la respuesta del inscriptor de gráficas	78
4.3.12.	Prueba del impulsor del papel en el inscriptor	79
4.4.	Pruebas operacionales	80
4.4.1.	Verificación de los montajes del detector y del colimador	80
4.4.2.	Verificación de la función del inscriptor	81
4.4.3.	Prueba del ajuste del fotopico en el analizador	82
4.4.4.	Prueba de la sensibilidad de los detectores	83
4.4.5.	Prueba de la tasa de conteo de fondo	84
5.	CENTELLEOGRAFOS (GAMAGRAFOS) RECTILINEOS	87
5.1.	Introducción	87
5.1.1.	Principios básicos	87
5.1.2.	Componentes de un centelleógrafo rectilíneo	87
5.1.3.	Consideraciones sobre la operación	91
5.2.	Programa de pruebas	92
5.3.	Pruebas para la aceptación y de referencia	92
5.3.1.	Inspección física	92
5.3.2.	Prueba de la función del contador-reloj o del promediador de tasas de pulsos	94
5.3.3.	Prueba de la calibración de la energía	95
5.3.4.	Prueba de la resolución de la energía (% FWHM)	97
5.3.5.	Prueba de la sensibilidad	98
5.3.6.	Prueba de la precisión del conteo (prueba de la χ^2)	100
5.3.7.	Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía	101
5.3.8.	Prueba de la tasa de conteo integral de fondo	103
5.3.9.	Prueba de los dispositivos que preestablecen la operación del analizador de altura de pulsos	104
5.3.10.	Prueba de la linealidad del sistema	106
5.3.11.	Prueba de la sustracción del fondo	109
5.3.12.	Prueba del realce del contraste	111
5.3.13.	Prueba del mecanismo impulsor del detector	112
5.3.14.	Prueba de la operación total	115
5.4.	Pruebas operacionales	116

5.4.1.	Verificación de los montajes del detector y de su colimador	116
5.4.2.	Verificación del funcionamiento del martillete	118
5.4.3.	Verificación del ajuste del fotopico en el analizador	118
5.4.4.	Verificación de la tasa de conteo de fondo	119
6.	CAMARAS DE CENTELLEO	121
6.1.	Introducción	121
6.1.1.	Principios básicos	121
6.1.2.	Componentes de una cámara de centelleo	123
6.1.3.	Fundamentos de los esquemas para verificar la operación de la cámara de centelleo	127
6.1.4.	Características de operación	128
6.1.5.	Consideraciones sobre las operaciones	132
6.2.	Programa de las pruebas	138
6.3.	Pruebas para la aceptación y de referencia	138
6.3.1.	Inspección física	138
6.3.2.	Prueba de los ajustes manuales y preestablecidos de la ventana del analizador de altura de pulsos	139
6.3.3.	Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado	142
6.3.4.	Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado, con las diferentes amplitudes de ventana disponibles en el PHA	145
6.3.5.	Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado a energías distintas de 140 keV ($^{99}\text{Tc}^m$) o 392 keV ($^{113}\text{In}^m$)	148
6.3.6.	Prueba de la uniformidad del campo inundado del sistema	149
6.3.7.	Prueba de la resolución espacial intrínseca	150
6.3.8.	Prueba de la resolución espacial del sistema	156
6.3.9.	Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo (Alternativa I)	160
6.3.10.	Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo (Alternativa II)	166
6.3.11.	Prueba de la tasa de conteo máxima	168
6.3.12.	Prueba de la operación del sistema en relación con la tasa de conteo	170
6.3.13.	Prueba de la sensibilidad plana del sistema	172
6.3.14.	Prueba de la filtración de las radiaciones a través del blindaje de la cabeza detectora	174
6.3.15.	Pruebas de la resolución espacial y de la linealidad espacial	175
6.3.16.	Prueba de la operación total	178
6.3.17.	Prueba del registro espacial de varias ventanas (en el caso de ser aplicable)	179
6.4.	Verificaciones operativas	181
6.4.1.	Prueba de los montajes del detector y su colimador	181
6.4.2.	Prueba de la calibración de la energía	182
6.4.3.	Prueba de la sensibilidad y de la uniformidad del campo inundado	183
6.4.4.	Prueba de la tasa de conteo de fondo	187
6.4.5.	Verificación del osciloscopio	188
6.4.6.	Verificación del manejo y revelado de la película fotográfica	188
7.	SISTEMAS CAMARA-COMPUTADOR	191
7.1.	Introducción	191
7.1.1.	Principios básicos	191
7.1.2.	Componentes de un sistema cámara-computador	191
7.1.3.	Características de operación	197
7.1.4.	Consideraciones operativas	199

7.2.	Programa de las pruebas	201
7.3.	Pruebas para la aceptación y de referencia	202
7.3.1.	Inspección física	202
7.3.2.	Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado	203
7.3.3.	Prueba de la resolución espacial intrínseca	207
7.3.4.	Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo	210
7.3.5.	Pruebas de la linealidad espacial y de la resolución espacial	216
7.3.6.	Prueba básica de temporización del computador	218
7.3.7.	Prueba de temporización del computador en adquisición dinámica	219
7.3.8.	Prueba de la adquisición sincrónica con el ECG	221
7.4.	Control de calidad operacional	223
7.4.1.	Prueba de la sensibilidad y de la uniformidad del campo inundado	223
7.5.	Comentarios de control de calidad de software	226
8.	SISTEMAS DE TOMOGRAFIA POR EMISION DE FOTON UNICO (SPECT) MEDIANTE CAMARAS DE CENTELLEO ROTACIONALES	229
8.1.	Introducción	229
8.1.1.	Principios básicos	229
8.1.2.	Algunos términos especiales	230
8.1.3.	Los componentes del sistema	235
8.1.4.	Características del funcionamiento	236
8.1.5.	Consideraciones operacionales	241
8.2.	Diagrama de las pruebas	245
8.3.	Pruebas para la aceptación y de referencia	245
8.3.1.	Inspección física y mecánica del sistema SPECT	245
8.3.2.	Prueba de determinación del tamaño absoluto del pixel	248
8.3.3.	Prueba de corrimiento del centro de rotación (CoR) y de alineación de ejes	251
8.3.4.	Prueba de uniformidad tomográfica del sistema	254
8.3.5.	Prueba de resolución tomográfica en aire	257
8.3.6.	Prueba de la resolución tomográfica con dispersión	259
8.3.7.	Prueba del ancho del corte en el centro del corte	260
8.3.8.	Prueba de la variación de la uniformidad de la sensibilidad con el angulo	261
8.3.9.	Verificación de operación total	263
8.4.	Pruebas rutinarias de operación	265
8.4.1.	Verificación de la rutina de funcionamiento y del corrimiento del centro de rotación	265
	ANEXO I: PASOS SUGERIDOS EN LA IMPLEMENTACION DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD Y MANTENIMIENTO PARA LOS INSTRUMENTOS EN MEDICINA NUCLEAR	267
	ANEXO II: CONTROL DE CALIDAD DE LA CAMARA DE CENTELLEO	269
	ANEXO IIIa: VERIFICACION DE LA HIDRATACION DEL CENTELLEADOR	270
	ANEXO IIIb: VERIFICACION DE LA ANGULACION DEL COLIMADOR	271
	ANEXO IIIc: EL FANTOMA PARA LA VERIFICACION DE LA HOMOGENEIDAD	272
	BIBLIOGRAFIA	273

1. CONSIDERACIONES GENERALES

1.1. LA GARANTIA Y EL CONTROL DE LA CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR

En la actualidad, se acepta que para lograr patrones satisfactorios de eficiencia y confiabilidad en la práctica de la medicina nuclear como en cualquier otra especialidad que se base en tecnología avanzada se necesita un programa adecuado para garantizar su calidad.

El concepto de calidad en el término "garantía de la calidad", expresa la semejanza que guarda el resultado de un procedimiento con un ideal libre de errores y artefactos. La garantía de la calidad engloba todos los esfuerzos que se encaminan hacia tal objetivo. El concepto de "control de la calidad" se emplea en referencia a las medidas específicas que se para asegurar que un aspecto particular del procedimiento sea satisfactorio. Estos términos deben distinguirse claramente.

En consecuencia, la garantía de la calidad en medicina nuclear debe cubrir todos los aspectos de su práctica clínica. Específicamente, se necesita mantener un control de la calidad de los aspectos siguientes: recepción de las solicitudes de estudios; preparación, distribución y administración de los trazadores radiactivos; protección de los pacientes, del personal y del público en general, contra los riesgos que implican las radiaciones nucleares y los accidentes que pueden ocasionar los instrumentos defectuosos; programación de los pacientes y de los estudios; instalación, empleo y mantenimiento de los instrumentos electrónicos; metodología de los procedimientos clínicos; análisis e interpretación de los datos que éstos aportan; informe de sus resultados y, finalmente, su archivo.

Este documento se ocupa, únicamente, de uno de los componentes - aunque de importancia mayor - de este programa tan vasto: el control de la calidad de los instrumentos.

1.2. PRINCIPIOS DEL CONTROL DE LA CALIDAD DE LOS INSTRUMENTOS

Un principio fundamental del control de la calidad de los instrumentos de la medicina nuclear, es que éste se debe llevar a cabo como una parte integral de la labor del departamento de medicina nuclear y por miembros de su personal.

Como los instrumentos pueden diferir mucho en su ejecución, el control de la calidad de cada uno de ellos se debe iniciar desde el momento de su selección y adquisición. Dentro de las miras del control de la calidad, también se debe considerar la elección del sitio apropiado para instalar el instrumento, puesto que éste puede influir en su operación futura.

Una vez que el instrumento se haya recibido y se encuentre instalado, es preciso someterlo a una serie de pruebas para su aceptación, diseñadas para establecer si su operación inicial se ajusta a las especificaciones del fabricante. Al mismo tiempo, se deben efectuar pruebas de referencia que provean de datos útiles para tasar su operación subsecuente mediante las pruebas rutinarias, las cuales se deben efectuar con una periodicidad que puede ser semanal, mensual, trimestral o anual, según el tipo de la prueba. Finalmente, es necesario verificar la operaciones del instrumento antes del inicio de su labor diaria. Los registros de los resultados de estas pruebas deben conservarse para poder detectar las deficiencias cuando éstas se presenten, en cuyo caso se debe indicar la acción correctiva apropiada.

Desde luego, estos lineamientos del control de la calidad no eliminan la necesidad de las maniobras usuales para el mantenimiento preventivo, las cuales deben efectuarse con regularidad.

El éxito de este esquema depende, sobre todo, de su entendimiento y aceptación por parte de todos los involucrados. Requiere de una definición clara de las responsabilidades, de una adherencia estricta a los programas y protocolos de las pruebas y de los medios adecuados para el seguimiento continuo de sus resultados.

1.3. SELECCION Y ADQUISICION

La selección de un instrumento en particular de entre las diversas opciones de fabricantes y modelos, se debe basar en las especificaciones técnicas que permitan juzgar su conveniencia para la ejecución de los procedimientos específicos que se llevarán a cabo con él. También se deben considerar la sencillez, credibilidad y seguridad de sus operaciones, su compatibilidad con otros instrumentos, los medios y el personal disponibles para su mantenimiento y el aprovisionamiento de piezas de repuesto. Con frecuencia se necesita una asesoría técnica al respecto. En estos menesteres puede ser valiosa la experiencia de otros departamentos de medicina nuclear de la misma región geográfica o de un área comparable.

Durante las negociaciones para la compra del instrumento es necesario ser precavido. Se deben solicitar del fabricante todas las especificaciones técnicas. Estas deben cubrir todos los componentes del instrumento y todas sus opciones, así como los requerimientos de energía eléctrica, las limitaciones para su operación - como pueden ser la temperatura, humedad, etc. -, la necesidad y disponibilidad de artículos de consumo - como película fotográfica y cinta magnética - y el cumplimiento con los patrones locales e internacionales. Las cotizaciones deben indicar: precios y condiciones de pago; fecha, mecanismo y costo de la entrega; naturaleza y duración de la garantía; costo y condiciones de pago específicas del contrato de mantenimiento.

También deben incluir las disposiciones del fabricante para su instalación; listas de los accesorios, piezas de repuesto, manuales, material de prueba y artículos de consumo que proveerá el fabricante; programa de entrenamiento para las distintas categorías del personal y sitio en donde se llevará a cabo; instrumental y personal disponible para el mantenimiento y provisión de piezas de repuesto. Además, la cotización debe detallar las especificaciones del comprador para las pruebas para la aceptación del instrumento, las características mínimas de operación que son aceptables y las acciones que se efectuarán en el caso de que éstas no se cumplan. Todos estos puntos deben considerarse al comparar las cotizaciones diferentes.

El comprador alerta examinará especialmente la calidad del servicio de mantenimiento que ofrecen los diferentes fabricantes o sus representantes. Desde el punto de vista de la credibilidad, puede muy bien preferirse un instrumento con características de operación mediocres, pero con un buen servicio de mantenimiento, sobre otro que posea características de operación sobresalientes, pero que cuenta con un servicio de mantenimiento inadecuado. El mantenimiento del instrumento y el aprovisionamiento de piezas de repuesto se deben prever para todo el período de vida supuesto para el mismo. Esto se debe tomar en cuenta al comparar los costos. El precio de compra es una guía incierta para conocer el costo total posible de un instrumento al servicio de la medicina nuclear.

Es perentorio que los manuales de operación y de servicio -completamente actualizados- acompañen a cada instrumento. Las fuentes radiactivas, los fantomas o simuladores y otros implementos necesarios para el control de la calidad, deben adquirirse en el momento de la compra del instrumento, conjuntamente o en forma separada. También se debe anticipar la adquisición de las herramientas especiales y de otros artículos necesarios para su mantenimiento.

Las órdenes de compra tienen que definir claramente las especificaciones técnicas y de operación del instrumento y deben indicar los precios y las condiciones de su pago, la fecha, mecanismo y costo de la entrega; los arreglos para la instalación y las pruebas que se llevarán a cabo para aceptar el instrumento; las características de operación mínimas que son aceptables y la duración de la garantía; los accesorios, piezas de repuesto, manuales, artículos de prueba y de consumo que proveerá el fabricante; el entrenamiento del personal y el contrato de mantenimiento que se sugiere. Finalmente, es importante mencionar que las ordenes de compra se deben redactar en forma conjunta entre el responsable administrativo y el personal técnico.

1.4. LOCAL

El local para un instrumento está determinado en gran parte por el empleo que se le piensa dar a éste dentro del contexto del patrón de trabajo que se realiza en el departamento de medicina nuclear. También se deben considerar el espacio disponible, las fuentes de energía eléctrica y los factores ambientales, tales como temperatura, humedad, contaminación y niveles de la radiactividad de fondo.

La disponibilidad de un espacio suficiente para el instrumento es un requerimiento obvio, pero también deben tomarse en cuenta las necesidades particulares para la práctica clínica, las pruebas para el control de la calidad y las maniobras para su mantenimiento, especialmente si éstas involucran el empleo de equipo independiente del instrumento.

La causa principal de fallas en el funcionamiento del instrumento es una fuente de energía eléctrica inadecuada. Esta debe corresponder, desde luego, con las especificaciones del voltaje y de la frecuencia para el instrumento. Para limitar las fluctuaciones del voltaje, las sobrecargas y el "ruido" eléctrico transitorio que provoca el equipo vecino, es deseable y hasta esencial contar con una línea eléctrica dedicada a los instrumentos electrónicos que sea alimentada por el transformador final de la institución, así como una línea de tierra independiente. Es necesario conectar relevadores y varistores para preservar al instrumento de las consecuencias de una falla eléctrica total. Estos dispositivos desconectan al instrumento de la línea eléctrica inmediatamente que ocurre una falla eléctrica y lo mantienen desconectado hasta algunos minutos después de la restauración de la corriente. Esto protege al instrumento de la mayor parte de las sobrecargas que acompañan a las fallas eléctricas y de las consecuentes a la restauración de la energía. Para aquellos instrumentos que requieren de una restauración controlada del alto voltaje se deben instalar relevadores que únicamente se puedan reconectar manualmente. Es necesario utilizar reguladores de voltaje capaces de suprimir las fluctuaciones y sobrecargas y de filtrar el "ruido", para proveer de una protección adicional contra una línea eléctrica de poca calidad.

Las temperaturas elevadas, la humedad y la contaminación del aire - sobre todo en los climas tropical y subtropical - pueden ser causas de daños graves a los instrumentos electrónicos. Los gradientes rápidos de la temperatura, causados por la exposición directa a la luz solar o a una corriente de aire frío proveniente del sistema para el acondicionamiento del aire, son particularmente peligrosos para los cristales de las cámaras de centelleo. Aún así, el sistema de aire acondicionado - con deflectores adecuados para las corrientes de aire - y los deshumidificadores deben utilizarse en forma continua, durante el día y la noche, para proteger en forma constante al instrumento en contra de los efectos adversos de la temperatura y de la humedad. Esta protección se debe aumentar por medio de paredes y techo aislantes y la instalación de ventanas con cristal doble. Debe planearse la posición de las ventanas para que por ellas no penetre la luz directa del sol; si esto no es posible, entonces se deben colocar los instrumentos en un sitio en donde no reciban los rayos directos del sol. Es necesario limitar la entrada de polvos al local mediante la instalación de filtros. En el caso de utilizarlos, deberá asegurarse el cierre adecuado de las puertas y las ventanas. Los instrumentos no deben instalarse en lugares expuestos al polvo, humo o emanaciones químicas y, para su protección, deben cubrirse cuando no están en uso.

Los niveles de la radiactividad de fondo en el departamento de medicina nuclear dependen de la localización relativa de la radiofarmacia y del almacén de las sustancias radiactivas, así como del tránsito de éstas y de los pacientes a los que se les ha administrado algún trazador radiactivo. También pueden contribuir otras fuentes de radiaciones, como los aparatos de rayos X, los aceleradores lineales y las bombas de cobalto. Estas influencias son importantes en relación con la instalación de los calibradores de dosis y de los sistemas de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama, pero también es importante considerarlas para la instalación y orientación de los sistemas de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama y de los sistemas para obtener imágenes clínicas.

1.5. PRUEBAS PARA LA ACEPTACION Y DE REFERENCIA

La aceptación de un instrumento, después de su recepción e instalación, es un paso crítico hacia el logro de una calidad óptima de su operación. Para tal objeto, es necesario sujetar al instrumento a verificaciones cuidadosas, las cuales se realizan para asegurar que la calidad de la operación del instrumento corresponde con las especificaciones técnicas y de operación establecidas por el fabricante. Estas pruebas deben efectuarse inmediatamente después de la instalación del instrumento para poder informar al proveedor de cualquier daño, deficiencia o falla antes de que expire la garantía. Ningún instrumento debe someterse a su trabajo rutinario hasta no haber demostrado, por medio de las pruebas para la aceptación, que su funcionamiento es óptimo. Un instrumento que no funciona correctamente cuando se instala, tiene muchas probabilidades de no lograrlo jamás.

Las pruebas para la aceptación conciernen al personal de mantenimiento, al representante del fabricante y a los usuarios directos del instrumento. Todos ellos deben intervenir en cierto grado. Como ya se mencionó, es importante que durante las negociaciones de compra se establezcan la manera como se efectuarán estas verificaciones y las características de operación mínimas aceptables. Las pruebas deben ser estrictas y acordes con protocolos bien definidos. Si se necesita equipo especial, es necesario hacer los arreglos para su provisión. Durante las pruebas para la aceptación de un instrumento importante siempre debe estar presente un representante del fabricante, quien debe iniciar las acciones necesarias para remediar cualquier discordancia con las especificaciones. De otra manera, la responsabilidad recaerá en el comprador. En muchos países es efectiva la detención del pago de una parte del precio de compra hasta que las pruebas para la aceptación terminen y ofrezcan resultados satisfactorios.

Las pruebas de referencia - cuyos resultados servirán para tasar la calidad de operación subsecuente mediante las verificaciones rutinarias - deben efectuarse al mismo tiempo que la pruebas para la aceptación del instrumento. Ellas pueden ser las mismas pruebas para la aceptación o versiones más sencillas y adecuadas para las verificaciones rutinarias. Tales pruebas deben repetirse después de la reparación de una descompostura grave del instrumento o cuando éste se mude a otro lugar, con el fin de lograr un juego nuevo de referencias. Asimismo, si por cualquier razón un instrumento no fue sujeto al examen de aceptación en el momento indicado, las mismas pruebas se deben efectuar en las mejores condiciones posibles para la operación del instrumento, con el objeto de lograr un juego de datos de referencia e iniciar las verificaciones rutinarias.

1.6. PRUEBAS RUTINARIAS

Las pruebas rutinarias son aquellas que se deben efectuar regularmente en un instrumento, para asegurar su funcionamiento óptimo en todo momento y determinar la velocidad y el grado de su deterioro funcional en relación con el tiempo. Estas pruebas se pueden clasificar en dos categorías: (1) pruebas que se han realizado previamente como referencia y que se repiten regularmente en períodos semanales, mensuales, trimestrales, semestrales o anuales; (2) verificaciones operativas o diarias que se realizan en todos los días en los que el instrumento se utiliza.

Es obvio que para que los resultados de las pruebas rutinarias sucesivas puedan ser comparables, éstas deben de efectuarse siempre de manera idéntica. Por lo tanto, es necesario que se ejecuten siempre de acuerdo con protocolos bien definidos. Deben especificarse los límites aceptables para los resultados, así como las acciones que se deben seguir en el caso de que estos límites se excedan. Las pruebas deben ser simples y rápidas para que una persona con experiencia las pueda ejecutar, de acuerdo a una secuencia definida, en un tiempo aceptablemente corto (p.ej.: en 15 minutos para una cámara de centelleo).

Los programas de las pruebas constituyen, inevitablemente, una transacción entre lo que es deseable y lo que es posible. La selección de las pruebas y de la frecuencia con la que deben llevarse a cabo, debe considerar la situación particular del departamento de medicina nuclear y el estado del instrumento. Es importante que todo el personal desarrolle una actitud alerta para detectar cualquier disfunción instrumental, y que se comprueben todos los aspectos apropiados de un procedimiento de

la medicina nuclear, en las ocasiones en las que los resultados clínicos sean dudosos. En realidad, es imposible establecer un programa de pruebas para tales eventualidades y contingencias.

1.7. MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y CORRECTIVO

Los principales procedimientos de mantenimiento a los que se somete un instrumento, por parte del personal de mantenimiento de la institución y del representante del fabricante, así como las medidas simples que realiza el personal del departamento de medicina nuclear en relación con el control de su calidad, deben ser complementarios entre sí. Los procedimientos para el mantenimiento intentan preservar al instrumento en sus condiciones mejores de operación, pero no garantizan la persistencia de estas condiciones ni su empleo correcto para un procedimiento en particular. La confianza en estos aspectos la adquiere el usuario a través del control de la calidad. Por otro lado, aunque el control de la calidad puede demostrar la ocurrencia de una falla instrumental, en ocasión muy rara provee la información diagnóstica exacta necesaria para su reparación; por esto, es indispensable que exista un enlace íntimo entre las personas encargadas de estas dos actividades distintas, mismo que debe establecerse desde el momento de ejecutar las pruebas para la aceptación del instrumento.

El mantenimiento preventivo regular es vital para que cualquier instrumento logre una operación satisfactoria en forma continua. El aseo simple es necesario para mantenerlo externamente immaculado e internamente libre de polvo y mugre. Las partes móviles deben lubricarse y los componentes perecederos deben reemplazarse regularmente. Las comprobaciones sistemáticas son necesarias para detectar fallas incipientes o francas antes de que se conviertan en descomposturas graves. De importancia muy particular son las inspecciones mecánicas y eléctricas de las partes que puedan guardar relación con la seguridad de los pacientes y del personal.

Algunas de las pruebas que se utilizan para el control de la calidad se pueden repetir durante el proceso del mantenimiento preventivo o después de efectuar maniobras de mantenimiento correctivo para la corrección de una falla. Es importante que estas verificaciones se lleven a cabo de acuerdo con los mismos protocolos y que sus resultados se comparen siempre con los datos de referencia.

1.8. REGISTROS DEL CONTROL DE LA CALIDAD

La conservación de los registros de los resultados de las pruebas es de importancia mayor para el esquema del control de la calidad. Los registros de la operación, del control de la calidad y del mantenimiento de cada instrumento, se deben reunir en una misma bitácora, la que siempre debe acompañar al instrumento. La primera parte de esta bitácora debe indicar las condiciones de operación actualizadas para todos los procedimientos clínicos y todos los radionúclidos que se utilicen en la realidad. La sección principal debe incluir el registro de las pruebas para la aceptación, de referencia y rutinarias que se efectúan para el control de la calidad, un registro del mantenimiento preventivo que se haya efectuado y un registro de las fallas del instrumento con una descripción detallada de sus reparaciones. Cada anotación debe llevar la firma de la persona responsable. Además, es útil reunir y mantener actualizado un manual completo de los procedimientos, que incluya los protocolos detallados de todas las pruebas clínicas.

Es esencial que todo el personal involucrado aprecie la importancia de este archivo de registros. Las hojas de registro se deben planear apropiadamente para que sean entendibles y puedan completarse fácilmente. Cuando sea necesario, deben incluir notas aclaratorias. En ellas, únicamente se deben registrar los datos y los resultados esenciales. La información original se puede conservar en una libreta o en un archivo distinto. Las gráficas de control se pueden adosar al muro vecino al instrumento para averiguar rápidamente la estabilidad a largo plazo del instrumento y para estimular las verificaciones periódicas regulares. Las imágenes que se logran para el control de la calidad se deben conservar en orden cronológico, preferiblemente en la bitácora y adosadas a la página en la que se detallan los elementos de juicio relevantes para obtener las imágenes y los resultados de otras pruebas para el control de la calidad del instrumento. También se pueden conservar en un archivo separado, pero claramente identificable. Deben revisarse con frecuencia en busca de manifestaciones de deterioro de la operación del instrumento que pudieran no ser evidentes inicialmente. Los registros que manifiestan

fallas repetidas y/o degradación progresiva de la operación del instrumento, son prueba inobjetable de la necesidad de una reparación general del mismo o de su sustitución.

1.9. ASPECTOS ACERCA DE LA ORGANIZACION

Un factor básico para que la introducción de un proyecto para el control de la calidad tenga éxito es que el jefe del departamento de medicina nuclear reconozca su utilidad. También se requiere del apoyo de las autoridades administrativas para asegurar los medios para llevarlo a cabo. Es necesario hacer arreglos detallados y definir claramente las responsabilidades para efectuar las pruebas para la aceptación y de referencia, las pruebas rutinarias y la revisión y evaluación periódicas de los resultados. Todos los concernientes, incluyendo el personal profesional y técnico, deben reunirse regularmente con este último propósito. La falta de una organización adecuada alienta una actitud indolente que conduce a la irregularidad en la ejecución de las verificaciones o a su realización únicamente cuando se sospecha una descompostura. Sobre estas bases es imposible fincar un control adecuado de la calidad.

Una sola persona debe ser la responsable de supervisar el proyecto en su totalidad. Para ello debe poseer la autoridad para inculcarlo y para actuar de acuerdo con los hallazgos, además de conocer a la perfección los detalles técnicos de las pruebas e involucrarse en la evaluación y revisión periódicas de sus resultados. Sin embargo, no es indispensable que ella efectúe personalmente las verificaciones.

Es importante que las personas que efectúen las pruebas en un instrumento en particular estén familiarizadas con el manejo de éste. La responsabilidad de las verificaciones operativas y diarias y de operación debe recaer en los operarios usuales del instrumento; esto tiene la virtud de crear en ellos la conciencia de los principios del control de la calidad.

Si los resultados de una prueba en particular no se encuentran dentro de los límites establecidos para su aceptación, entonces es necesario decidir si el instrumento se retira o no del uso operacional hasta que se ejerza la acción correctiva correspondiente. Debe definirse con claridad quién será el responsable de esta decisión. Esto es especialmente importante cuando quien efectúa las pruebas no es un miembro del personal médico.

El esquema debe ser suficientemente flexible y aceptar cambios en relación con las pruebas que incluye, sus protocolos detallados y la frecuencia con la que se tienen que efectuar, siempre y cuando estos cambios se fundamenten en la experiencia acumulada.

La importancia de un esquema de este tipo no se limita a un departamento de medicina nuclear en particular. En algunos países es indispensable la presentación de un programa amplio de garantía de la calidad que incluya las pruebas para el control de la calidad de los instrumentos, como un pre-requisito para la aprobación del local y de la instrumentación de medicina nuclear y la obtención de la licencia para la institución. Independientemente de ello, es deseable crear nexos con las autoridades nacionales encargadas de la energía nuclear y de la salud, con algunas asociaciones profesionales y grupos de trabajo y con los fabricantes de equipo y sus representantes. De esta manera es posible aprovechar una infraestructura nacional para organizar en forma más conveniente la realización de algunas pruebas que se realizan con poca frecuencia y que requieren de equipo especial. Así, por ejemplo, el control rutinario de la exactitud de los calibradores de dosis se puede llevar a cabo de esta forma en un laboratorio central que cuente con las fuentes radiactivas certificadas necesarias.

Las comparaciones del desempeño de los diferentes instrumentos entre varios departamentos de medicina nuclear, organizadas sobre una base local, regional o internacional, pueden ser instructivas, estimulantes y hasta de interés científico para los departamentos participantes. No obstante, debe aceptarse que tales esquemas de avalúo o vigilancia de la calidad, que usualmente se efectúan en forma ocasional para comprobar el desempeño general de los instrumentos de una clase en particular (p.ej.: cámaras de centelleo) o ciertos parámetros de operación específicos de tales instrumentos, de ninguna manera pueden sustituir a los proyectos de control de la calidad que evalúan continuamente las operaciones de todos los instrumentos de un departamento.

1.10. ESTABLECIMIENTO DEL CONTROL DE LA CALIDAD

Las secciones siguientes contienen los programas y los protocolos que se recomiendan para las pruebas para la aceptación y rutinarias para las clases diferentes de instrumentos: calibradores de dosis de radionúclidos (medidores de actividad), sistemas de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama, sistemas de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama, centelleógrafos rectilíneos y cámaras de centelleo.

Hacemos énfasis en el hecho de que los programas y protocolos de las pruebas que se presentan son únicamente una guía. Como ya se mencionó previamente, la selección de las pruebas y de su frecuencia debe considerar la situación particular del departamento de medicina nuclear y el estado de sus instrumentos. Además, es imposible redactar protocolos de pruebas que sean aplicables a todos los instrumentos de una clase en particular. Esto quiere decir que cada departamento de medicina nuclear debe modificar los protocolos para adecuarlos a sus instrumentos y a sus utensilios de prueba. Lo que si es indispensable es que una vez que se hayan acordado los programas y los protocolos apropiados al departamento, éstos se sigan en forma estricta.

El Anexo I presenta un ejemplo de un planteamiento gradual para el establecimiento de un programa completo para la garantía de la calidad y mantenimiento preventivo, e incluye los conceptos descritos en este capítulo.

2. CALIBRADORES DE DOSIS DE RADIONUCLIDOS (MEDIDORES DE ACTIVIDAD)

2.1. INTRODUCCION

2.1.1. Principios básicos

Un calibrador de dosis de radionúclidos es en esencia una cámara de ionización de gas de tipo pozo, en el cual se introduce una sustancia radiactiva para medir su actividad. Esta se mide en términos de la corriente de ionización que producen las radiaciones emitidas al interactuar con el gas. La cámara está sellada, generalmente bajo presión y cuenta con dos electrodos cilíndricos coaxiales, entre los que se mantiene una diferencia de voltaje derivado de una fuente apropiada. El espacio axial constituye el pozo en donde se introduce la sustancia radiactiva (Fig. 2-1).

El electrómetro asociado convierte la corriente de ionización en una señal de voltaje, la cual se amplifica, procesa y despliega, generalmente en una forma digital, y se expresa en unidades de actividad: becquerel (Bq) o curie (Ci). Esto es posible gracias a que la corriente de ionización es directamente proporcional a la actividad de un radionúclido en particular, si se suponen una geometría fija y una respuesta lineal. Empero, la respuesta de una cámara de ionización a las radiaciones provenientes de radionúclidos diferentes, varía de acuerdo con el tipo, la energía y la abundancia de ellas, siendo la tasa de la emisión de la energía fotónica la consideración más importante. Esto, quiere decir que si se desea que las mediciones de las actividades de radionúclidos diferentes se desplieguen siempre en unidades de actividad, es necesario ajustar en forma apropiada la amplificación de la señal de voltaje. La mayoría de los calibradores de dosis cuentan con selectores - interruptores o teclas - o con módulos enchufables para los distintos radionúclidos, con los cuales se logra este ajuste a través de la selección de un resistor fijo que determina la amplificación. Como una alternativa o una adición, se puede proveer un resistor de variabilidad continua (potenciómetro) con una carátula con números específicos para cada radionúclido.

El blindaje de plomo que rodea a la cámara de ionización protege al personal en contra de los peligros que implican las radiaciones y reduce la respuesta del instrumento a las radiaciones ambientales, pero no evita su respuesta al fondo residual. Algunos calibradores de dosis cuentan con un control de cero continuamente ajustable mediante el cual se puede hacer "desaparecer" esta respuesta de fondo. Si no se cuenta con este dispositivo, es necesario anotar esta respuesta de fondo y - si ella es significativa - restarla de la actividades que se midan subsecuentemente. Usualmente, el fabricante incluye un forro removible que puede asearse fácilmente en el caso de que ocurra una contaminación radiactiva en el interior del pozo de la cámara de ionización.

2.1.2. Consideraciones sobre la operación

La exactitud de un calibrador de dosis depende de numerosos factores. Cada instrumento se calibra individualmente en la fábrica con un juego de fuentes radiactivas certificadas que, en el mejor de los casos, tienen un error menor de $\pm 1\%$ de la actividad indicada, pero que también pueden tener errores de $\pm 3\%$ y hasta de $\pm 5\%$, que limitan su exactitud inicial. Esta puede variar con el tiempo, como resultado de la presión cambiante del gas en el interior de la cámara y de los cambios electrónicos lentos. El aumento del blindaje también puede afectar en forma significativa a la exactitud del calibrador de dosis, porque el plomo que se agrega contribuye con una dispersión mayor de las radiaciones, haciendo necesario el cambio de los valores de calibración previos. Además, la exactitud de cualquier medición individual depende de la similitud entre el material que se mide y la fuente de calibración original. Las diferencias de las características de la absorción de las radiaciones por los materiales, pueden causar errores importantes en la medición, especialmente cuando los radionúclidos en uso son emisores de radiaciones gama de energía baja.

Todos los calibradores de dosis muestran alguna dependencia en la geometría de la medición. Este efecto decrece si se incrementa la profundidad del pozo. Muchos de estos instrumentos traen

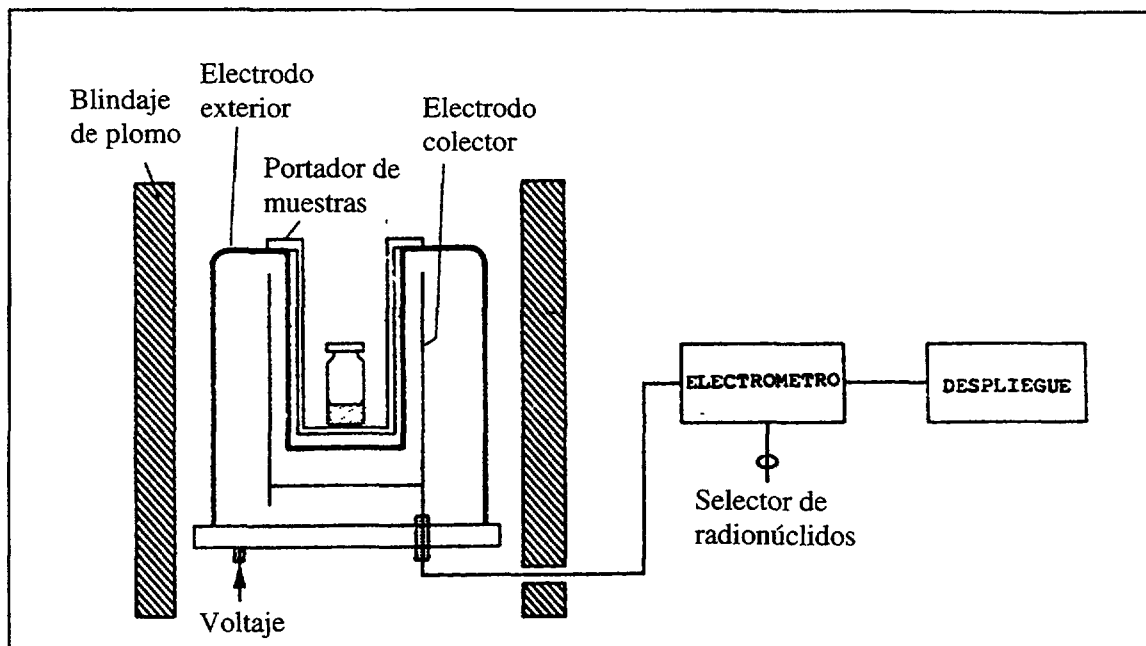


Fig. 2-1. Calibrado de dosis de radionúclidos.

consigo tablas con los factores de corrección aplicables a las mediciones de la radiactividad de diferentes radionúclidos en jeringas, frascos ampolla y en otros contenedores de tamaños y tipos diferentes. No obstante, los departamentos de medicina nuclear deben determinar los factores de corrección apropiados a sus situaciones individuales. Debe tomarse en cuenta que los factores de corrección para el uso de jeringas son diferentes si éstas tienen adaptada la aguja o no la tienen.

Cada día que se utilice un calibrador de dosis es necesario efectuar verificaciones operativas sencillas de la reproducibilidad de su operación y de su respuesta al fondo. Además, el control regular de su calidad debe comprender estimaciones de su precisión y exactitud y de la linealidad de su respuesta a la actividad.

2.2. PROGRAMA DE LAS PRUEBAS

La Tabla 2-1 enlista las pruebas recomendables para el control de la calidad de un calibrador de dosis y las frecuencias que se sugieren para la repetición de las pruebas de referencia como pruebas rutinarias. Las verificaciones operativas se deben efectuar todos los días en los que se use el equipo.

2.3. PRUEBAS PARA LA ACEPTACION Y DE REFERENCIA

2.3.1. Inspeccion física

Propósito de la prueba

Examinar las condiciones generales de un calibrador de dosis.

Procedimiento

1. Inspeccionar el exterior del instrumento en busca de evidencias de daño. Examinar con atención particular la vecindad de la cámara de ionización con el fin de detectar signos posibles de deformación o abolladuras.

Tabla 2-1

Programa de pruebas para los calibradores de dosis radionúclidos

Número de la prueba	Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia de las pruebas rutinarias		
				Semanal	Trimestral	Semestral
Pruebas para la aceptación y de referencia						
2.3.1.	Inspección física	X				
2.3.2.	Prueba de la precisión y la exactitud	X	X			X
2.3.3.	Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad	X	X			X
2.3.4.	Prueba de la respuesta al fondo	X	X	X		
Verificaciones operacionales						
2.4.1.	Verificación de la reproducibilidad					
2.4.2.	Verificación de la respuesta al fondo					

2. Reconocer todos los controles, módulos enchufables, teclas e interruptores. Identificar tornillos flojos, controles de ajuste difícil, módulos enchufables que no se pueden colocar adecuadamente e interruptores que no responden fácilmente a la presión digital.
3. Revisar todos los conectores. Verificar que no falte alguno y examinar los cables y enchufes en busca de daños.
4. Inspeccionar todos los accesorios, como dispositivos para manipulación remota, portadores de fuentes radiactivas, forros para el pozo y estuches para investigar las filtraciones de ⁹⁹Mo. Verificar que no falte alguno o se encuentre dañado.
5. Revisar cualquier fuente radiactiva sellada que acompañe al equipo y comprobar que no haya filtración ni contaminación radiactiva externa.
6. Comprobar la existencia de los manuales de operación y de servicio.
7. Anotar la localización de los fusibles y verificar la provisión de reemplazos.
8. Verificar la compatibilidad de los requerimientos de corriente del equipo con la línea eléctrica disponible y efectuar los ajustes pertinentes.
9. Tomar nota de la localización de cualquier envase con algún agente desecante y comprobar las condiciones de éste. En el caso de que muestre un nivel alto de humedad, secarlo en un horno y volverlo a colocar en su envase.
10. Iniciar la bitácora del instrumento con un inventario del mismo y de sus accesorios, registrando sus condiciones en el momento de recibirlo, con referencia particular a cualquier daño, deficiencia o defecto y a las acciones que se sugieren para su corrección.

Observaciones

La inspección física, deficiencia o falla se debe efectuar inmediatamente después de la recepción del instrumento, para poder informar al proveedor de cualquier daño antes de expiración de la garantía.

2.3.2. Prueba de la precisión y la exactitud

Propósito de la prueba

Comprobar la precisión y la exactitud de un calibrador de dosis, en la medición de la actividad en las condiciones geométricas usuales y con energías selectas de la radiación gama.

Materiales

Fuentes selladas de radiación gama, de energías baja, mediana y alta (del tipo de redoma común), certificadas con una incertidumbre de $\pm 5\%$ o menos. Por ejemplo:

Radionúclido	Energía fotónica principal	Vida media	Actividad	
			Unidades SI	no SI
⁵⁷ Co	122 keV	271 días	185 Mbq	5 mCi
¹³³ Ba	81 keV	10.7 años	9.3 MBq	250 μ Ci
	356 keV			
¹³⁷ Cs	662 keV	30.0 años	7.4 MBq	200 μ Ci
⁶⁰ Co	1 173 keV	5.27 años	1.9 Mbq	50 μ Ci
	1 332 keV			

Portador de fuentes radiactivas.

Dispositivo para la manipulación remota de fuentes radiactivas.

Procedimiento

Para cada fuente de radiactiva en turno:

1. Seleccionar las condiciones de operación apropiadas para el radionúclido concerniente.
2. Anotar la lectura de fondo que se debe sustraer de las actividades que se midan subsecuentemente. Como una alternativa, ajustar apropiadamente el control para el ajuste del cero.
3. Con la ayuda del dispositivo para manipulación remota, insertar la fuente radiactiva en el portador e introducir ambos en el pozo del instrumento.
4. Dejar que transcurra el tiempo suficiente para la estabilización de la lectura.
5. Medir y anotar la actividad. Sustraer la lectura de fondo, si es que es necesario.
6. Repetir el paso 5 hasta un total de 10 lecturas sucesivas.
7. Sacar el portador del instrumento y extraer la fuente radiactiva por medio del dispositivo para manipulación remota.

Análisis de los datos

1. Para evaluar la precisión, calcular para cada fuente radiactiva, las diferencias porcentuales entre las actividades medidas individualmente, A_i , y su promedio, \bar{A} . Esto es:

$$\frac{100 (A_i - \bar{A})}{\bar{A}} \%$$

Anotar los resultados de este cálculo.

2. Para valorar la exactitud, calcular para cada fuente radiactiva la diferencia porcentual entre la actividad promedio que se midió, \bar{A} , y la actividad certificada de la fuente, corregida por su decaimiento radiactivo al día de la medida, C . Esto es:

$$\frac{100 (\bar{A} - C)}{C} \%$$

Anotar los resultados de este cálculo.

Observaciones

Si se pueden seleccionar las condiciones de operación para el radionúclido concerniente, ya sea por medio de un interruptor, de una tecla o de un módulo enchufable, o mediante un potenciómetro graduable, el procedimiento pertinente se debe efectuar dos veces: primero con el selector que el otro permita. Los resultados deben ser acordes.

El procedimiento descrito comprueba la exactitud del instrumento para medir la radiactividad de los radionúclidos empleados en la prueba, pero no necesariamente verifica la exactitud de las mediciones de otros radionúclidos. Esto puede ser una limitante importante, especialmente para los instrumentos con selectores de radionúclidos por medio de interruptores, teclas o módulos enchufables. Cuando el instrumento se utiliza para calibrar las dosis terapéuticas de radionúclidos no sellados, es especialmente recomendable que la exactitud del calibrador sea comprobada anualmente con fuentes certificadas con los radionúclidos involucrados.

En el caso de no disponer de una fuente certificada con un radionúclido de interés particular, es posible lograr una estimación de la exactitud del instrumento en las mediciones de la actividad o los logrados con un radionúclido distinto, del conocimiento del decaimiento radiactivo de ambos y de la función de la respuesta de la cámara de ionización a la energía de sus radiaciones. Así, es posible utilizar una fuente certificada de ^{57}Co para estimar la exactitud del calibrador en la medición de la actividad del $^{99}\text{Tc}^m$. Es conveniente solicitar un asesoramiento al respecto por parte del fabricante. No obstante, este procedimiento cuenta con muchas probabilidades de provocar errores de consideración cuando las energías de las radiaciones involucradas son bajas.

Interpretación de los resultados

Los resultados pueden revelar imprecisión (errores al azar), sesgo (errores sistemáticos), o ambos.

Límites para la aceptación

Los límites para la aceptación de los resultados de la prueba están determinados por las especificaciones del fabricante en relación con la precisión y la exactitud del instrumento. Las medidas que se efectúen con las fuentes especificadas deben tener una precisión tal, que todas las determinaciones individuales de las actividades de cualquiera de ellas deben ofrecer datos que se

encuentren dentro de $\pm 5\%$ de la actividad promedio medida, siempre y cuando el decaimiento radiactivo tenga un efecto insignificante durante el período de medición. La exactitud debe ser tal, que la actividad promedio medida sea $\pm 10\%$ del valor certificado de la fuente corregido por el decaimiento radiactivo al día de la medición.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

2.3.3. Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad

Propósito de la prueba

Comprobar la linealidad de la respuesta de un calibrador de dosis, en relación con el espectro de las actividades que se medirán.

METODO 1 : METODO DEL DECAIMIENTO DE UNA FUENTE RADIATIVA

Materiales

Solución de un radionúclido de vida media física corta ($^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$), con una actividad inicial igual o mayor que la actividad máxima para la que se empleará el instrumento (p.ej.: 3.7 GBq [100 mCi]).

Frasco para la solución radiactiva.
Dispositivo para pipeteo a control remoto.
Portador de fuentes radiactivas.
Dispositivo para la manipulación remota del frasco
Papel para gráficas con escalas loglineal (3 o 4 ciclos).

Procedimiento

1. Transferir la solución radiactiva a un frasco por medio de un dispositivo para el pipeteo a control remoto. Cerrar firmemente el frasco.
2. Seleccionar las condiciones de operación para el radionúclido concerniente.
3. Anotar la lectura de fondo que se debe sustraer de las actividades que se midan subsecuentemente. Como una alternativa, ajustar apropiadamente el control para el ajuste del cero.
4. Con la ayuda del dispositivo para manipulación remota, insertar el frasco con la solución radiactiva en el portador de fuentes radiactivas e introducir ambos en el pozo del instrumento.
5. Dejar que transcurra el tiempo suficiente para la estabilización de la lectura.
6. Medir y anotar la actividad. Sustraer la lectura de fondo si es que es necesario. Registrar la hora exacta en la que se efectúa la lectura.
7. Sacar el portador del instrumento y extraer por medio del dispositivo para manipulación remota.
8. Repetir regularmente los pasos 2-7 durante un período varias veces mayor que la vida media física del radionúclido, que sea lo suficientemente largo para que la fuente decaiga a una actividad igual o menor que la actividad más pequeña para la que se empleará el instrumento.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica en papel log-lineal de 3 o 4 ciclos, que correlacione la actividad medida con el tiempo transcurrido (Fig. 2-2).
2. Con la ayuda de una regla transparente, ajustar la mejor línea recta posible a los puntos de datos con las actividades menores. Extrapolar esta línea hacia arriba para obtener el valor de la actividad correspondiente al tiempo de la lectura inicial.
3. Revisar la pendiente negativa de la recta para asegurar su coincidencia con la vida media física del radionúclido. Esto se logra convenientemente por medio de la división del tiempo necesario para que la actividad medida inicialmente disminuya a 1/10 entre 3.32 y la comparación del resultado con la vida media física del radionúclido.
4. Examinar la gráfica en busca de desviaciones sistemáticas de los puntos de datos en relación con la línea recta trazada. Tales desviaciones indican una respuesta no lineal del instrumento a la actividad.

Observaciones

La presencia de radionúclidos de vida media física larga (como el ^{99}Mo en el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ o ^{113}Sn en el $^{113\text{m}}\text{In}$) se revela como una nivelación aparente en la parte final de la gráfica.

Cualquier impureza de este tipo puede detectarse por la radiactividad residual de vida larga después de terminar con el procedimiento de la prueba. Los cambios de la sensibilidad del instrumento durante el período de la prueba también pueden imitar una respuesta no lineal a la actividad, pero se pueden reconocer mediante la prueba 2.4.1.: prueba para la verificación de la reproducibilidad.

Debe emplearse un valor exacto de la vida media física del radionúclido. El uso de un valor aproximado, al verificar la pendiente de la línea recta ajustada a los puntos de datos puede introducir errores apreciables en la predicción de la actividad que pueda manifestar al transcurrir varias vidas media.

Interpretación de los resultados

La medición de actividades bajas en la parte superior de la gráfica puede indicar la existencia de efectos de saturación en el instrumento - una falla común que puede ser consecuencia del deterioro de alguno de sus componentes.

Cuando se emplea un instrumento que carece del control para el ajuste del cero, el alejamiento de la linealidad en la vecindad de la actividad cero puede indicar un error en el establecimiento del cero.

Las discontinuidades evidentes cuando se cambian los rangos (p.ej.: de lecturas en mCi a lecturas en Ci), indican la existencia de un sesgo (errores sistemáticos) en cuando menos uno de los rangos involucrados.

Límites para la aceptación

En general, la linealidad de la respuesta a la actividad debe ser tal que todas las actividades individuales medidas durante la prueba se encuentren dentro de $\pm 110\%$ de los valores correspondientes a la línea recta ajustada a los puntos de datos. Sin embargo, es posible utilizar un instrumento aún cuando los efectos de saturación provoquen desviaciones de la linealidad de hasta $\pm 25\%$, siempre y cuando estas desviaciones sean estables y las actividades que se midan sean corregidas adecuadamente con los datos de la gráfica.

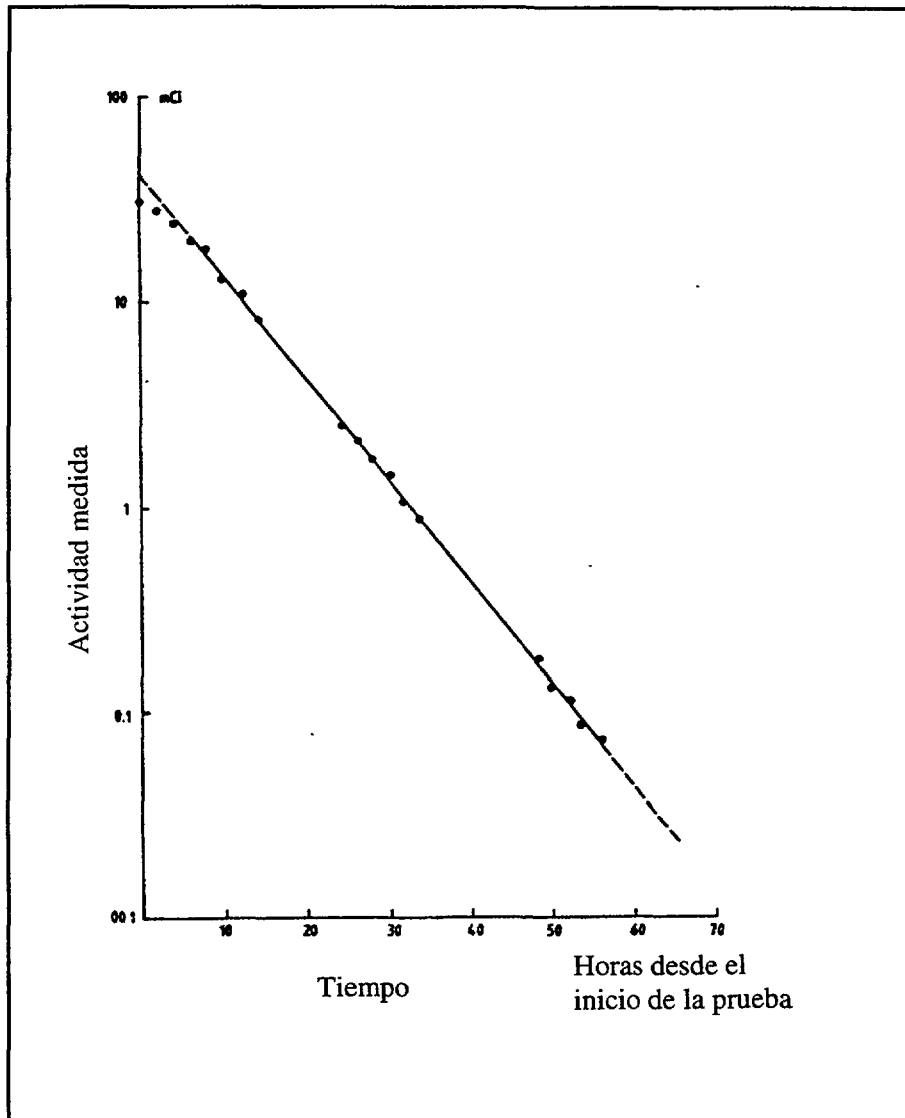


Fig. 2-2. Prueba 2.3.3.: prueba de la linealidad de la respuesta a al actividad: método del decaimiento de una fuente radiactiva. Se utilizó una fuente de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad inicial cercana a 1.5 GBq (41 mCi). La parte superior de la gráfica muestra falta de linealidad.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirman.

METODO 2: METODO DE LAS FUENTES RADIOACTIVAS GRADUADAS

Materiales

Solución de un radionúclido de vida media física moderada (p.ej.: ^{131}I), con una actividad igual o mayor que el doble de la actividad más alta que para la que se empleará el instrumento (p.ej.: 7.4 GBq [200 mCi]).

- Frascos para muestras.
- Dispositivo para pipeteo a control remoto.
- Portador de fuentes radiactivas.

Dispositivo para la manipulación remota de los frascos.
Papel para gráficas con escalas log-log (2 a 3 ciclos).

Procedimiento

Advertencia: El manejo de cantidades grandes de material radiactivo implícito en este método, requiere del uso de guantes, blindajes y dispositivos para el pipeteo y manejo remoto de las soluciones radiactivas. Si se emplea el ^{131}I , éste debe pipetarse y almacenarse para su decaimiento en una campana de extracción con flujo adecuado de aire. No se debe proseguir con este método si se carece de estos dispositivos protectores.

1. Con la ayuda del dispositivo de control remoto, pipetear, en una serie de frascos para muestra, volúmenes decrecientes de la solución radiactiva que contengan actividades que cubran la escala de interés (p.ej.: 10, 5, 2, 1, 0.5, 0.2, 0.1 ml de una solución que contenga 370 MBq/ml [10 mCi/ml]). Completar con agua un volumen constante en el contenido de todos los frascos (p.ej.: 20 ml) y taponar éstos con firmeza.
2. Seleccionar las condiciones de operación apropiadas para el radionúclido concerniente.
3. Anotar la lectura de fondo que se debe sustraer de las actividades que se midan subsecuentemente. Como una alternativa ajustar apropiadamente el control del ajuste del cero.
4. Con la ayuda del dispositivo para manipulación remota, insertar el frasco con la actividad mayor en el portador e introducir ambos en el pozo del instrumento.
5. Dejar que transcurra el tiempo suficiente para la estabilización de la lectura.
6. Medir y anotar la actividad. Sustraer la lectura de fondo si es que es necesario.
7. Sacar el portador del instrumento y extraer el frasco por medio del un dispositivo para manipulación remota.
8. Repetir los pasos 4-7 con cada uno de los frascos de la serie.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica en papel log-log de 2 a 3 ciclos, que correlacione la actividad medida con el volumen de la solución radiactiva original (Fig. 2-3).
2. Con la ayuda de una regla transparente, ajustar la mejor línea recta posible a los puntos de datos con las actividades menores.
3. Extrapolar esta línea para cubrir todo el rango de las actividades medidas.
4. Examinar la gráfica en busca de desviaciones sistemáticas de los puntos de datos en relación con la línea recta trazada. Tales desviaciones indican una respuesta no lineal del instrumento a la actividad.

Observaciones

La inexactitud del pipeteo de la solución radiactiva, debido a técnica defectuosa o al empleo de pipetas mal calibradas, puede producir resultados erróneos.

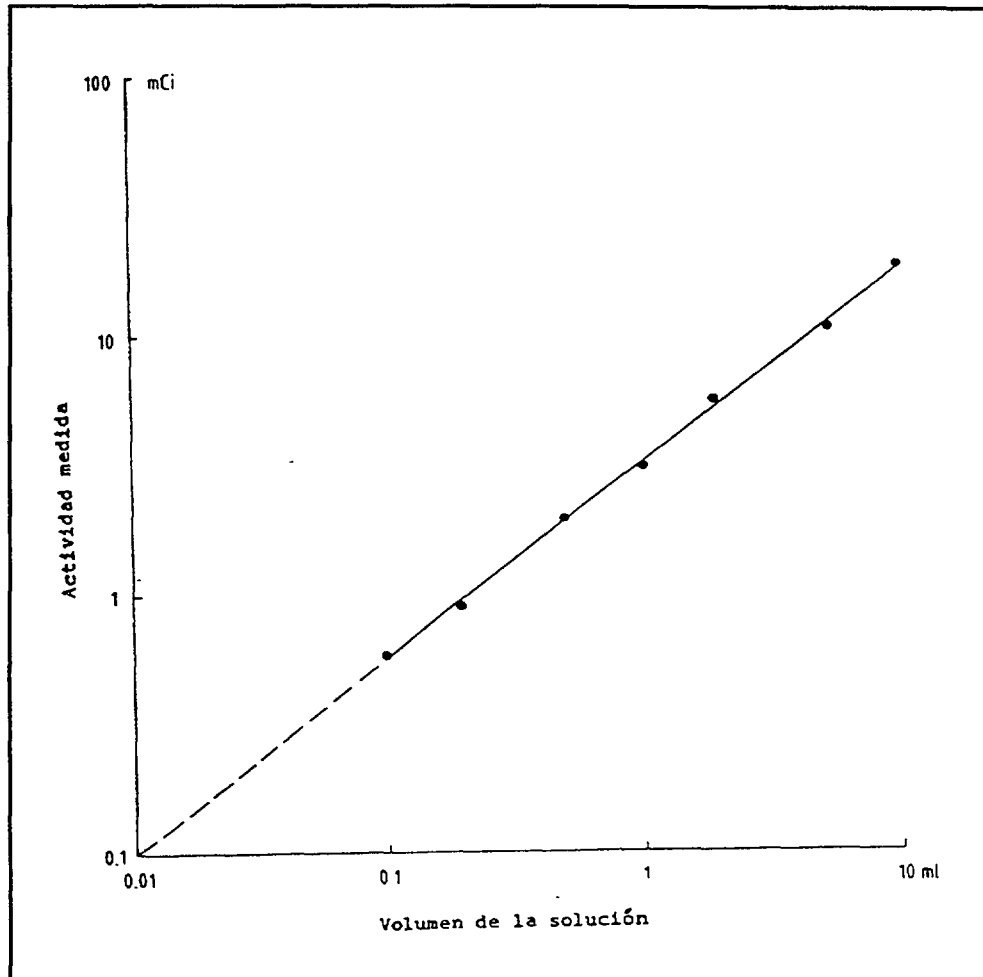


Fig. 2-3. Prueba 2.3.3.: prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad: método de las fuentes radiactivas graduadas. Las fuentes se prepararon a partir de una solución de ^{131}I con una concentración radiactiva cercana a 78 MBq/ml (2.1. mCi/ml).

Interpretación de los resultados

La misma que para el Método 1: Método del decaimiento de una fuente radiactiva.

Límites para la aceptación

Los mismos que para el Método 1: Método del decaimiento de una fuente radiactiva.

Conclusión

La misma que para el Método 1: Método del decaimiento de una fuente radiactiva.

2.3.4. Prueba de la respuesta al fondo

Propósito de la prueba

Comprobar la respuesta al fondo de un calibrador de dosis, en condiciones en las que es más fácilmente observable cualquier aumento en la respuesta.

Procedimiento

1. Seleccionar las condiciones de operación apropiadas para cualquier radionúclido, elegido por su emisión lenta de energía fotónica, manifestada por una constante de dosis de radiación gama pequeña (p.ej.: ^{51}Cr o ^{133}Xe).
2. Anotar la lectura de fondo, en unidades de actividad, del radionúclido concerniente. Como una alternativa, ajustar apropiadamente el control para ajustar el cero y anotar su posición.

Observaciones

Debe reconocerse que la adición de blindaje de plomo en torno de la cámara de ionización de un calibrador de dosis con el fin de reducir su respuesta al fondo, puede afectar en forma importante la exactitud de la respuesta.

Interpretación de los resultados

Un calibrador de dosis sin control para ajustar el cero siempre debe mostrar una respuesta medible al fondo. Lo contrario puede indicar un error en el ajuste preestablecido del cero, mismo que puede provocar mediciones erróneas de la actividad, especialmente al medir actividades bajas. El fondo general causado por la radiación ambiental puede sufrir fluctuaciones, pero no son de esperarse cambios notables en la respuesta al fondo en comparación con los que se observaron durante las pruebas para la aceptación o de referencia. Un incremento importante de la respuesta de fondo puede indicar una contaminación radiactiva del instrumento, o un aumento de la radiación ambiental proveniente de fuentes radiactivas locales. Si se observa un incremento de este tipo debe sacarse el forro del pozo del instrumento antes de repetir la prueba. El retorno a una respuesta normal es indicativo de una contaminación del forro, en cuyo caso éste debe reemplazarse. El forro se puede volver a usar una vez que se haya lavado o después del transcurso del tiempo necesario para que decaiga por completo la radiactividad contaminante. La elevación persistente de la respuesta del fondo puede sugerir otras contaminaciones del instrumento o un aumento de la radiación ambiental provocado por fuentes radiactivas locales. Ambas posibilidades deben explorarse.

Limites para la aceptación

Aunque no se pueden establecer los límites específicos para los resultados de esta prueba, un aumento de 20%, o más, en la respuesta al fondo requiere de una investigación más cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

2.4. VERIFICACIONES OPERATIVAS

2.4.1. Verificación de la reproducibilidad

Propósito de la prueba

Verificar la reproducibilidad, día a día, de la operación de un calibrador de dosis, en relación con la actividad de los radionúclidos de uso común.

Materiales

Fuente sellada de radiaciones gama de energía mediana, vida media larga, con una actividad cercana a 3.7 MBq (100 μCi). Son apropiadas las fuentes de ^{133}Ba , de ^{137}Cs o de ^{226}Ra . Es posible el uso de una fuente certificada, aunque en este caso no se necesita saber su actividad exacta.

Portador de fuentes radiactivas.
Dispositivo para la manipulación remota de la fuente radiactiva.
Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Seleccionar las condiciones de operación apropiadas para el radionúclido de uso más común (p.ej.: $^{99}\text{Tc}^m$).
2. Anotar la lectura de radiación de fondo que se debe sustraer de las actividades que se midan subsecuentemente. Como una alternativa ajustar apropiadamente el control para el ajuste del cero.
3. Con la ayuda del dispositivo para la manipulación remota, insertar la fuente radiactiva en el portador e introducir ambos en el pozo del instrumento.
4. Dejar que transcurra el tiempo suficiente para la estabilización de la lectura.
5. Medir y anotar la actividad aparente. Sustraer la lectura de fondo si que es necesario.
6. Sacar el portador del instrumento y extraer la fuente radiactiva por medio del dispositivo para manipulación remota.
7. Repetir los pasos 1-6 con las condiciones operativas apropiadas para cada uno de los radionúclidos de uso común

Análisis de los datos

Registrar los resultados en la forma de una gráfica en papel con escalas lineales, que correlacione la actividad aparente con la fecha de la lectura (Fig. 2-4). Los resultados que se logren en días sucesivos deben distribuirse en la vecindad de una línea recta, la cual debe de corresponder con el decaimiento de la fuente radiactiva. El punto inicial de esta recta se puede establecer a partir del promedio de los resultados de 10 mediciones efectuadas en ese día preciso. La pendiente negativa de la línea depende de la vida media física del radionúclido integrante de la fuente. Para los propósitos de la prueba, se puede considerar que este decaimiento es lineal durante un período corto en comparación con la vida media física respectiva (p.ej.: un año). Los límites para la aceptación de los resultados se pueden indicar mediante dos líneas rectas paralelas a la primera, arriba y abajo de ella respectivamente, a una distancia determinada por la precisión del instrumento según las especificaciones del fabricante (p.ej.: $\pm 5\%$ de la actividad esperada). Un resultado individual presente fuera de estos límites puede indicar una operación defectuosa del instrumento. En tal caso, debe repetirse el procedimiento, pero efectuando 10 mediciones consecutivas en el paso 5 para examinar la dispersión de las actividades medidas individualmente en busca de evidencias de imprecisión (errores al azar), sesgo (errores sistemáticos), o ambos.

Observaciones

Debe reconocerse que, en vista de que generalmente las condiciones seleccionadas para la operación del instrumento no son las apropiadas para el radionúclido integrante de la fuente, la actividad aparente que se registra puede diferir mucho de la actividad verdadera. Esto carece de importancia en la comprobación simple de la reproducibilidad del desempeño del instrumento. También se debe de considerar que el procedimiento descrito verifica la reproducibilidad del instrumento bajo las condiciones de operación seleccionadas, pero no comprueba necesariamente su operación bajo las condiciones adecuadas para otros radionúclidos. Esta es una limitación importante, especialmente en los instrumentos con interruptores, teclas o módulos enchufables para los distintos radionúclidos. Con

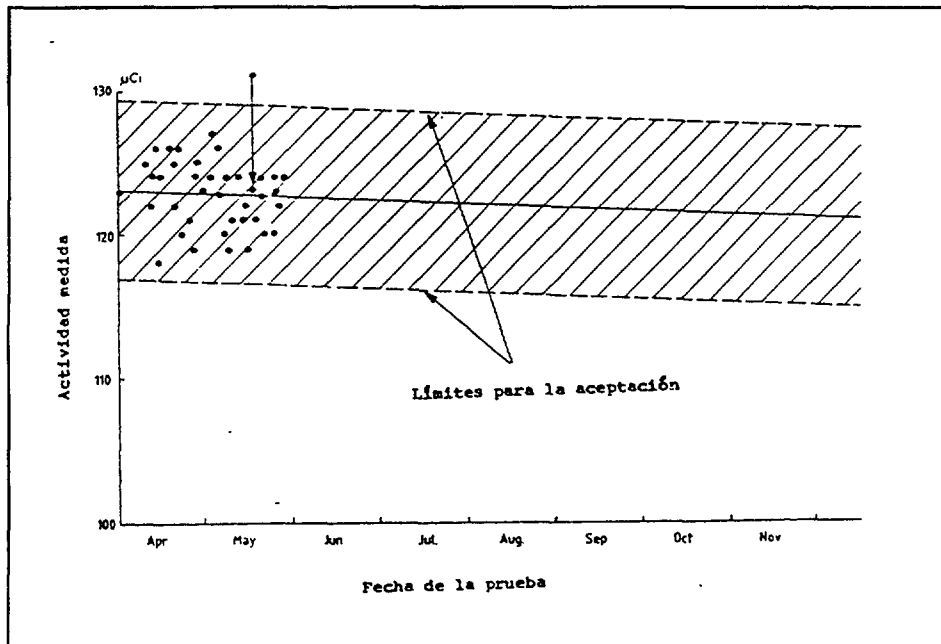


Fig. 2-4. Prueba 2.4.1.: verificación de la reproducibilidad. Parte de una gráfica de control. La fuente de radiaciones gama del ^{137}Cs empleada, tenía una actividad medida promedio de 4.55 MBq (123 μCi) el día 10 de abril. Los límites para la aceptación que se indican corresponden a $\pm 5\%$ de la actividad esperada. El resultado discrepante logrado inicialmente el día 17 de mayo, fue causado por no haber esperado el tiempo suficiente para la estabilización de la lectura.

instrumentos de este tipo, el procedimiento debe extenderse periódicamente para cubrir a todos los radionúclidos para los cuales se han establecido condiciones específicas. En este caso, es necesario anotar la actividad aparente para cada grupo de condiciones es turno. Asimismo, si las condiciones de operación para el radionúclido en particular se seleccionan por medio de un interruptor, una tecla o un módulo enchufable, o bien mediante un potenciómetro, el procedimiento debe efectuarse en dos ocasiones, primero con la modalidad que permita la otra. Los resultados deben concordar.

Algunos fabricantes de calibradores de dosis aportan una fuente de radiaciones gama de vida larga en el momento de la compra del instrumento. En este caso es posible solicitar que la actividad aparente de la fuente sea determinada en el curso de la calibración en la fábrica., bajo las condiciones de operación para cada radionúclido que cuente con una posición específica en el sistema de interruptores, teclas, módulos enchufables o en el potenciómetro con escala métrica, y que los valores que se determinen se hagan constar en el manual de operación del instrumento. Estos valores deben ser confirmados con la misma fuente radiactiva como parte de las pruebas para la aceptación del instrumento y vueltos a confirmar trimestralmente, como parte del control rutinario de la calidad, con el fin de poder detectar cualquier cambio que ocurra en la exactitud del instrumento.

Interpretación de los resultados

Los resultados discrepantes de las medidas repetidas pueden implicar imprecisión, sesgo, o ambos. Independientemente de la naturaleza de estas discrepancias, es necesario suspender el uso del instrumento defectuoso hasta que se efectúe la acción correctiva.

Límites para la aceptación

Los límites para la aceptación de los resultados de esta prueba, están determinados parcialmente por la precisión del instrumento según las especificaciones del fabricante. Sin embargo, por lo general, la reproducibilidad de los resultados de las mediciones efectuadas con las fuentes especificadas debe ser tal que todas las actividades medidas individualmente deben ser de $\pm 5\%$ de la actividad promedio medida, siempre y cuando el decaimiento radiactivo no cause un efecto notable durante el período de la prueba.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

2.4.2. Verificación de la respuesta al fondo

Propósito de la prueba

Verificar la respuesta al fondo de un calibrador de dosis con las condiciones de operación apropiadas para un radionúclido en particular.

Procedimiento

1. Seleccionar las condiciones de operación apropiadas para el radionúclido concerniente.
2. Anotar la lectura de fondo que se debe sustraer de las actividades que se midan subsecuentemente. Como una alternativa, ajustar apropiadamente el control para el ajuste del cero y anotar su posición.

Interpretación de los resultados

Un incremento importante de la respuesta de fondo puede indicar una contaminación radiactiva del instrumento, o un aumento de la radiación ambiental proveniente de fuentes radiactivas locales. Si se observa un incremento de este tipo debe sacarse el forro del pozo del instrumento antes de repetir la prueba. El retorno a una respuesta normal es indicativo de una contaminación del forro, en cuyo caso éste debe reemplazarse. El forro se puede volver a usar una vez que se haya lavado o después del transcurso del tiempo necesario para que decaiga por completo la radiactividad contaminante. La elevación persistente de la respuesta del fondo puede sugerir otras contaminaciones del instrumento o un aumento de la radiación ambiental provocado por fuentes radiactivas locales. Ambas posibilidades deben explorarse.

Límites para la aceptación

Aunque no se pueden establecer los límites específicos para los resultados de esta prueba, un aumento de 20%, o más, en la respuesta al fondo, requiere de una investigación más cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3. SISTEMAS MANUALES Y AUTOMATICOS DE CONTEO PARA LA MEDICION IN VITRO DE LAS RADIACIONES GAMA

3.1. INTRODUCCION

3.1.1. Principios básicos

Virtualmente, todos los sistemas de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama, se basan en los detectores de centelleo con un cristal de yoduro de sodio activado con talio (NaI(Tl)). Se pueden utilizar cristales de NaI(Tl) con un pozo axial o con un agujero transversal. El tubo de ensayo con el espécimen por ser ensayado se baja al interior del pozo o se posiciona en el agujero. La radiación gama que se absorbe o se dispersa en el cristal, provoca centelleos luminosos que se transforman en pulsos eléctricos en el fotocátodo de un tubo fotomultiplicador que se encuentra acoplado ópticamente al cristal. Estos pulsos son amplificados por el fotomultiplicador y surgen de su ánodo final, para pasar a los circuitos electrónicos asociados, en donde son amplificados aún más, se analizan sus alturas y se cuentan (Fig. 3-1a).

Debido a los procesos diversos mediante los cuales la radiación gama interacciona con la materia, los centelleos que emite el cristal varían de intensidad y los pulsos eléctricos resultantes varían en su altura. El espectro típico de la altura de los pulsos que provoca la radiación gama de una energía en particular (Fig. 3-1b), comprende un pico prominente o pico de absorción total, el cual representa los efectos de absorción en los que se transfiere al cristal casi toda la energía de los fotones gama, y una banda continua de pulsos de altura menor, que representa los eventos de dispersión de las radiaciones gama, en los cuales solamente se transfiere al cristal una fracción de la energía fotónica. (El pico también se conoce con el nombre de fotopico, mientras que la banda continua de pulsos bajos también recibe el nombre de espectro de Compton, por ser en parte el resultado de los procesos de la absorción fotoeléctrica y de la dispersión de Compton). La amplitud del pico de absorción total, indica la habilidad del detector para resolver las energías diferentes de la radiación y es gobernada por factores estadísticos que dependen de las dimensiones y de otras características del cristal. El "porcentaje de la amplitud total a la mitad de la altura máxima" (% FWHM) del fotopico de las radiaciones gama de 662 keV que emite el ^{137}Cs , es un elemento de juicio convencional de la resolución energética.

La mayoría de las mediciones de conteo se basan en los eventos que ocurren en el pico de absorción total. En una situación de conteo en particular, es deseable optimizar la relación de la frecuencia de estos eventos, con la frecuencia de todos los eventos en el espectro (relación pico/total). Esto se puede lograr aumentando las dimensiones del cristal de acuerdo con las energías de las radiaciones involucradas, lo que quiere decir, que la sensibilidad de un detector de centelleo de este tipo depende de las dimensiones del cristal. Para las energías medianas es satisfactorio un cristal de 45 mm de diámetro, con un pozo de 16 mm de amplitud. Los cristales mayores ofrecen una sensibilidad mayor para las energías altas, mientras que el espesor del cristal se puede reducir notablemente en los detectores diseñados especialmente para el radioinmunoanálisis y otros procedimientos similares que emplean al ^{125}I , cuya energía fotónica es cercana a 30 keV.

Como el yoduro de sodio es higroscópico, el cristal de NaI(Tl) debe cubrirse herméticamente con un material adecuado (p.ej.: aluminio). Se debe tener cuidado al manipular el ensamble del cristal, para evitar daños a su cubierta o la destrucción del sello hermético. El detector se rodea invariablemente con un blindaje de plomo para reducir su respuesta a la radiación ambiental. Aún así, siempre persiste un cierto conteo de fondo residual, el cual debe tomarse en cuenta para corregir las mediciones de la radiactividad. Usualmente, el fabricante provee de un forro removible para resguardar el pozo del cristal de contaminaciones accidentales.

Los circuitos electrónicos asociados a un sistema de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama, típicamente incluyen un amplificador, un analizador de altura de pulsos, un contador de pulsos ("scaler") con reloj y, posiblemente, un promediador de tasa de pulsos ("ratemeter").

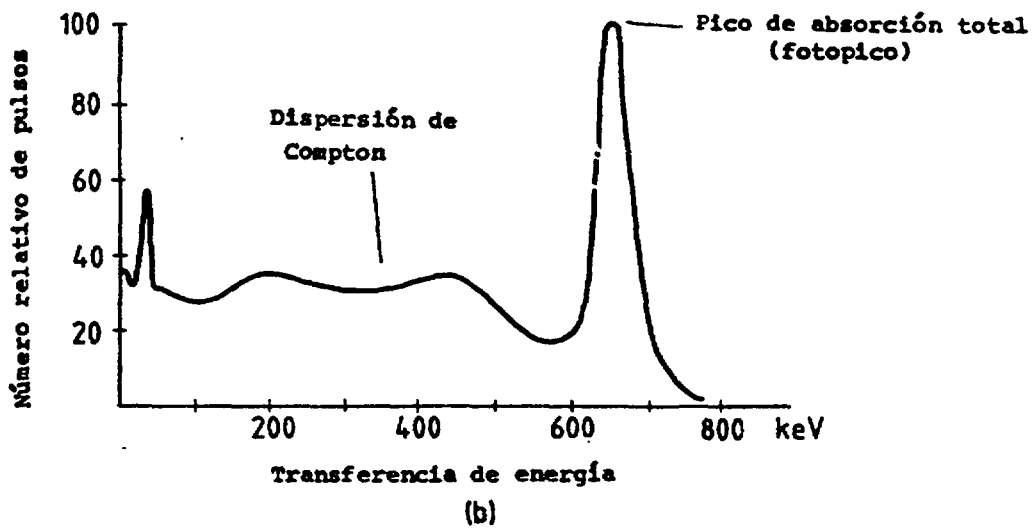
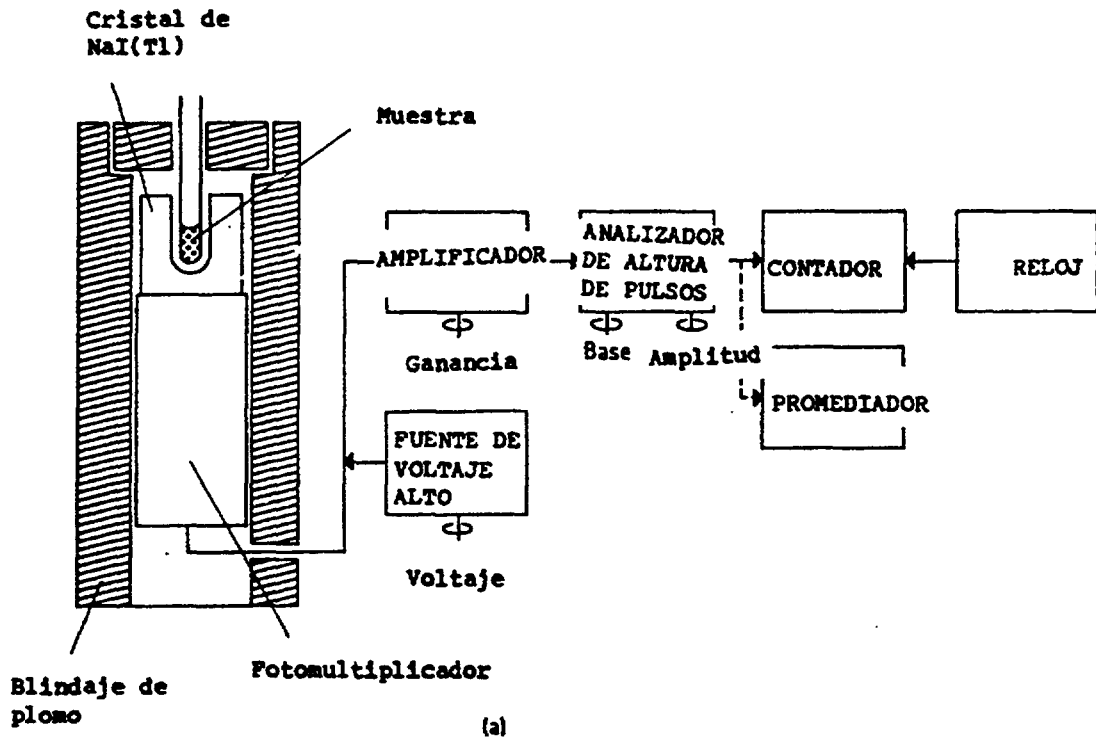


Fig. 3-1. (a) Sistema de conteo para l medición in vitro de las radiaciones gama.
 (b) Espectro de la altura de los pulsos provocados por las radiaciones gama del ^{137}Cs .

También debe contar con una fuente de alto voltaje para el fotomultiplicador. Un pre-amplificador pequeño puede formar parte del ensamble del detector.

La función del pre-amplificador y del amplificador es la de amplificar los pulsos antes de que sean sujetos al análisis de su altura y a su conteo. La ganancia (o amplificación) resultante, es el producto de la ganancia del fotomultiplicador y de la ganancia de los circuitos electrónicos asociados. Se puede aumentar o disminuir la ganancia del fotomultiplicador al aumentar o disminuir el voltaje alto que se le aplica. Los controles de la ganancia del amplificador se marcan en ocasiones con la palabra "atenuador" o con el término "rango" (de energía). Algunos sistemas incluyen un selector burdo y un selector fino. El primero, consiste en un control con incrementos fijos de la ganancia, mientras que el segundo es un control continuamente ajustable. Otros sistemas no cuentan con el control continuo de la ganancia del amplificador, de tal manera que la ganancia global se controla haciendo variar el alto voltaje que se aplica al tubo fotomultiplicador. Debe hacerse notar que la ganancia del fotomultiplicador es una función no lineal, rápidamente variable, del voltaje que recibe.

Cuando el amplificador del sistema es lineal, la forma de los pulsos que pasan al analizador de altura de pulsos es idéntica a la de los pulsos que provienen del detector. La función del analizador de altura de pulsos es la de aceptar para su conteo únicamente a los pulsos cuya altura coincida con una cierta gama pre-establecida, y la de rechazar a aquellos de altura diferente. Usualmente, la gama de los pulsos que son aceptados es determinada por el arreglo de dos controles discriminadores que definen sus límites superior e inferior. Estos controles pueden actuar de varias maneras. El primer control puede llamarse "base" o "umbral", y usualmente define el límite inferior del rango de aceptación. El segundo, generalmente, define al intervalo entre el límite inferior y el superior, ocasionalmente como una fracción porcentual del valor del punto medio. Es por ésto que se conoce con los nombres de "amplitud" o "ventana". Esta modalidad de operación se conoce como "diferencial". Mediante ella, el analizador de altura de pulsos acepta para su conteo a la parte del espectro de la altura de los pulsos que coincide con la "ventana", y rechaza a todos los pulsos que son menores o mayores.

La operación en la modalidad diferencial es especialmente ventajosa cuando se mide la radiactividad de radionúclidos emisores de radiaciones gama de una energía predominante, puesto que la ventana se puede disponer de tal forma que incluya al pico de absorción total correspondiente y excluya los pulsos indeseables que conforman otras regiones del espectro, ya sean ellos debidos a la dispersión de las radiaciones o a un fondo extraño.

En la mayoría de los sistemas de conteo, existe la posibilidad adicional de desconectar del circuito al control discriminador del límite superior. En esta modalidad de operación, llamada "integral", el analizador de altura de pulsos acepta todos los pulsos que posean una altura mayor que el de un límite seleccionable mediante el umbral o base. En ciertas situaciones puede ser preferible operar en la modalidad integral. Tal es el caso al ensayar radionúclidos que emiten radiaciones gama con energías diferentes, o al ensayar en forma simultánea a varios radionúclidos. Sin embargo, la radiación de fondo se incrementa al operar con la modalidad integral.

Es conveniente calibrar todo el sistema para que exista una relación precisa entre las alturas de los pulsos en la salida del amplificador y las energías de las interacciones que ocurren en el cristal, causantes de estos pulsos. De esta manera, las cifras en los controles del analizador de altura de pulsos corresponden con las unidades de energía (keV o MeV), sus múltiplos o submúltiplos, y los picos de absorción total, correspondientes a las radiaciones gama de energías diferentes, aparecen al arreglar en forma adecuada el control de "base" o "umbral". Se puede efectuar esta calibración mediante el ajuste apropiado del voltaje del fotomultiplicador y/o de la ganancia del amplificador, y con la ayuda de una fuente de radiación gama de energía conocida. Una fuente de ^{137}Cs puede ser adecuada para este propósito.

Así las cosas, se pueden predecir las condiciones de operación apropiadas para cualquier radionúclido, a partir del conocimiento de las energías de sus radiaciones gama.

Muchos de los sistemas de conteo para la medición de las radiaciones gama, cuentan con interruptores, teclas o módulos enchufables, para seleccionar las condiciones de operación apropiadas para el ensayo rutinario de algunos radionúclidos de uso común, mismas que son pre-establecidas por el fabricante.

El contador-reloj, generalmente cuenta con un sistema de despliegue digital, que puede expresar el conteo total acumulado durante un tiempo seleccionable (tiempo pre-establecido) o el tiempo necesario para acumular un conteo escogido (conteo pre-establecido). El promediador de tasas de conteo -si se incluye-, ofrece un despliegue analógico directo de la velocidad del conteo a través del movimiento de una aguja sobre una escala métrica. Generalmente, cuenta con un control para seleccionar un rango y con un selector similar para la constante de tiempo. Puede estar provisto de un dispositivo que emite una señal de 50 Hz o 60 Hz, para verificar la función de estos circuitos.

Los sistemas de conteo automático para las mediciones in vitro de las radiaciones gama, pueden aceptar, en una sola carga, varios cientos de muestras para su radioensayo secuencial. Los resultados pueden ser impresos por un impresor en línea o por un teletipo, los cuales pueden asociarse con un procesador de datos. Estos sistemas pueden incorporar dos o más canales electrónicos independientes para el radioensayo simultáneo de dos o más radionúclidos. También existen sistemas con varios detectores, que permiten el radioensayo simultáneo de muestras numerosas.

3.1.2. Consideraciones sobre la operación

La pérdida de cuentas, debida al tiempo de resolución finito de los circuitos involucrados, pueden limitar el desempeño de los sistemas de conteo para las mediciones in vitro de las radiaciones gama, cuando se miden actividades mayores de 1000 c/s.

Es importante hacer notar que todos estos sistemas muestran cierta dependencia de la geometría en relación con el volumen de la muestra, el tamaño y el tipo del tubo de ensayo, etc.; por lo tanto, es necesario que todos los especímenes de un grupo dado sean similares en todos estos aspectos. Cuando ésto no sea posible por alguna razón, los resultados deben corregirse en forma apropiada (p.ej.: al comparar muestras de volúmenes distintos).

En cada ocasión en la que se use un sistema de conteo para la medición in vitro de la radiación gama, es necesario efectuar pruebas operacionales sencillas en relación con los arreglos de los controles del analizador de altura de pulsos y con la actividad de fondo. Además, el control regular de la calidad debe cubrir la operación de sus circuitos de conteo, la calibración de las energías, la linealidad de la respuesta a la energía, la actividad de fondo, la linealidad de la respuesta a la actividad y los arreglos pre-establecidos en el analizador. Las pruebas deben incluir verificaciones de la función del contador-reloj, del promediador de tasas de conteo, o de ambos.

En los sistemas con dos o más canales electrónicos y en los sistemas con varios detectores, es necesario verificar la función de cada canal o detector individual por separado.

3.2. PROGRAMA DE LAS PRUEBAS

La Tabla 3-1 enlista las pruebas que se recomiendan para el control de la calidad de los sistemas de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama, y sugiere la frecuencia con la que se deben repetir las pruebas de referencia como verificaciones rutinarias. Las pruebas de la operación se deben efectuar todos los días en los que se use el sistema.

Todas las pruebas requieren de un contador-reloj con despliegue digital, pero las verificaciones 3.3.2. y 3.3.9. pueden efectuarse adicionalmente con el empleo de un promediador de tasas de conteo con despliegue analógico. Para estas pruebas se presentan procedimientos alternativos, que emplean

(a) un contador-reloj, o (b) un promediador de tasas de conteo. se deben seguir ambas alternativas al comprobar el funcionamiento de un sistema que cuenta con los dos dispositivos de despliegue del conteo.

3.3. PRUEBAS PARA LA ACEPTACION Y DE REFERENCIA

3.3.1. Inspeccion física

Propósito de la prueba

Examinar las condiciones generales de un sistema de conteo para la medición in vitro de la radiación gama.

Procedimiento

1. Inspeccionar la cubierta del instrumento en busca de evidencias de daño. Examinar con atención particular la envoltura del cristal(es) de NaI(Tl) para detectar cualquier mella o perforación.
2. Reconocer todos los controles, módulos enchufables, teclas e interruptores. Identificar tornillos flojos, controles de ajuste difícil, módulos enchufables que no encajen bien, e interruptores inseguros.
3. Revisar todos los conectores. Verificar que no falte alguno y examinar los cables y enchufes en busca de daño.
4. Examinar todos los accesorios, como los portadores de tubos de ensayo y los forros del pozo, y verificar que no falte alguno o se encuentre dañado.
5. Comprobar la existencia de los manuales de operación y de servicio.
6. Localizar los fusibles y verificar que existan piezas de repuesto.
7. Verificar la compatibilidad de la fuente de energía eléctrica con los requerimientos del instrumento. Efectuar los arreglos necesarios.
8. Comprobar el funcionamiento del mecanismo cambiador de las muestras en los sistemas automáticos.
9. Iniciar la bitácora del instrumento mediante el inventario del mismo y de sus accesorios, anotar sus condiciones en el momento de su recepción, haciendo referencia particular a cualquier daño, deficiencia o falla, y anotar la acción correctiva a seguir.

Observaciones

La inspección física se debe efectuar inmediatamente después de la recepción del instrumento, para poder informar al proveedor de cualquier daño, deficiencia o falla, antes de la expiración de la garantía.

3.3.2. Prueba de la función del contador-reloj/promediador de tasas de conteo

Propósito de la prueba

Comprobar la función de un contador-reloj y/o de un promediador de tasas de conteo, acoplados a un sistema de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama.

Tabla 3-1

Programa de pruebas para los sistemas de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama

Número de la prueba	Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia de las pruebas rutinarias		
				Semanal	Trimestral	Semastral
Pruebas para la aceptación y de referencia						
3.3.1.	Inspección física	X				
3.3.2.	Prueba de la función del contador-reloj/promediador	X	X	X		
3.3.3.	Prueba de la calibración de la energía	X	X	X		
3.3.4.	Prueba de la resolución energética (% FWHM)	X	X			X
3.3.5.	Prueba de la sensibilidad	X	X	X		
3.3.6.	Prueba de la precisión del conteo (prueba de la χ^2)	X	X		X	
3.3.7.	Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía	X	X			X
3.3.8.	Prueba de la tasa de conteo integral de fondo	X	X	X		
3.3.9.	Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad	X	X			X
3.3.10.	Prueba de las funciones preestablecidas en el analizador	X	X			X
Verificaciones operacionales						
3.4.1.	Verificación del ajuste del fotopico en el analizador					
3.4.2.	Verificación de la tasa de conteo de fondo					

Procedimiento

1. Encender la señal de prueba de 50 Hz o de 60 Hz (u otra).
2. (a) Pre-establecer un tiempo de conteo suficiente para comprobar las funciones de los circuitos del contador-reloj
- (b) Seleccionar un rango de tasa de conteo apropiado para la señal de prueba.
3. (a) Realizar un conteo y anotar la tasa de conteo o

- (b) Medir y anotar la tasa de conteo. Se debe seleccionar una constante de tiempo larga y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante para que se establezca la lectura.
4. Apagar la señal de prueba. (Si esto no se hace, el sistema continúa registrando la señal de prueba durante la operación).

Observaciones

Este procedimiento se debe de llevar a cabo con cada canal individual de los sistemas de conteo con varios canales electrónicos independientes.

Interpretación de los resultados

Los resultados deben ser acordes con la frecuencia de la señal de prueba. Un resultado discrepante puede indicar una falla en los circuitos de conteo o - en el caso de un aumento en la tasa de conteo - la presencia de "ruido" electrónico. En cualquier caso, debe iniciarse la acción correctiva apropiada,

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3.3.3. Prueba de la calibración de la energía

Propósito de la prueba

Efectuar y comprobar subsecuentemente la calibración de la energía de un sistema de conteo para la medición *in vitro* de las radiaciones gama.

Materiales

Fuente sellada de radiación gama (^{137}Cs , tipo barra), con una actividad cercana a 3.7 kBq (0.1 μCi). Se puede emplear una fuente certificada como la que requiere la prueba 3.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no es necesario saber su actividad exacta.

Procedimiento

1. Arreglar los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador, de tal manera que la escala total (1000 unidades) del control de la base o umbral del analizador de altura de pulsos corresponda aproximadamente a 1000 keV. Esto se puede lograr siguiendo los lineamientos del manual de operaciones o basándose en la experiencia previa, o mediante el sistema de tentativas y errores, procediendo al paso 5 y repitiéndolo con arreglos gradualmente crecientes de las cifras en las escalas de los controles.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Situar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) para lograr una ventana angosta (p.ej.: 10 unidades) centrada en 662 unidades y correspondiendo a la energía de 662 keV de la radiación gama del ^{137}Cs .
3. Colocar la fuente radiactiva en el detector.
4. Fijar un tiempo de conteo adecuado.

5. Dependiendo de si la calibración se efectúa mediante el ajuste del voltaje del fotomultiplicador o de la ganancia del amplificador, incrementar la cifra de la escala del control relevante desde una cifra baja inicial hasta que el instrumento inicie el conteo. Aumentar en forma escalonada el valor del ajuste, realizar un conteo en cada escala y anotar en cada ocasión la tasa de conteo. Esta debe crecer hasta un máximo para luego decrecer conforme el pico de absorción total de la radiación gama de 662 keV atraviesa la ventana del analizador de altura de pulsos. Determinar el valor exacto en el control con el que se logra la tasa máxima de conteo. Para mantener las variaciones estadísticas dentro de límites aceptables, es necesario que el tiempo de conteo sea el suficiente para que la región del conteo máximo arroje un mínimo de 2500 cuentas.
6. Anotar las posiciones de ajuste de todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador que correspondan con la tasa máxima de conteo. Estos son los valores de calibración que permiten leer las cifras de los controles directamente en unidades de energía (keV), en los cuales el pico de absorción total de la radiación gama de 662 keV se encuentra centrado en el punto que marca 662 unidades en el control de la base (umbral).
7. Extraer la fuente radiactiva del detector.

Observaciones

Debe hacerse notar que la prueba se efectúa con una ventana muy angosta (p.ej.: 10 keV). Los valores de ajuste de los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) del analizador de altura de pulsos para la medición rutinaria del ^{137}Cs , se logran abriendo la ventana a una amplitud suficiente (p.ej.: 150 keV) para incluir virtualmente a todo el pico de absorción total de la radiación gama de 662 keV cuando la ventana se centra en él. Ello, usualmente, implica que la base (umbral) se debe fijar en 587 unidades ($662 - 150/2 = 587$) y la amplitud (ventana) debe ser de 150 unidades. La amplitud necesaria se puede juzgar a partir de la forma del fotopico que se determine mediante la prueba 3.3.4: prueba de la resolución energética.

Las correcciones por la actividad de fondo no son necesarias en las condiciones de ventana angosta que caracterizan a la prueba.

Los valores de ajuste de los controles para la medición rutinaria de otros radionúclidos se pueden predecir a partir del conocimiento de las energías de los fotones que éstos emiten. Así, una ventana de 150 keV para las radiaciones del ^{131}I , cuya energía principal es de 364 keV, requiere de una base (umbral) de 289 unidades ($364 - 150/2 = 289$) y una amplitud (ventana) de 150 unidades. Para acomodar las radiaciones gama de otras energías, puede ser necesario un cambio en la ganancia del amplificador. Los radionúclidos emisores de radiaciones gama de energías bajas se miden preferentemente con ganancias elevadas. Recíprocamente, los radionúclidos emisores de radiaciones gama de energía mayor de 1000 keV, deben ser medidos con ganancias bajas. Una ganancia del doble de la empleada para la calibración, ofrece un rango energético de 500 keV en el control de la base (umbral); una ganancia que corresponda a la mitad de la utilizada para la calibración, ofrece un rango de 2000 keV.

Así, una ventana de 150 keV para la radiación gama de 140 keV del $^{99}\text{Tc}^m$, requerirá, en el rango de 500 keV, una base (umbral) de 130 unidades [$2(140 - 75) = 130$] y una amplitud (ventana) de 300 unidades ($2 \times 150 = 300$).

Para los radionúclidos que emiten radiaciones de más de una energía, puede ser preferible elegir una ventana lo suficientemente amplia para que incluya a varios de los picos de absorción total. Así, para la mezcla de radiaciones gama de 1099 keV y de 1292 keV que emite el ^{59}Fe , se puede establecer una ventana que se extienda desde 75 keV por abajo de la energía menor, hasta 75 keV por encima de la energía mayor. Es decir, de 1024 keV a 1367 keV. Para un rango de 2000 keV, ésto requerirá una base (umbral) de 512 unidades ($1024/2 = 512$), y una amplitud (ventana) de 172 unidades [$(1367 - 1024)/2 = 172$].

Aunque es posible predecir de esta manera los valores de ajuste de los controles del analizador de altura de pulsos para las mediciones rutinarias, ellos se deben establecer durante las comprobaciones de referencia, mediante la exploración del espectro de la altura de los pulsos del radionúclido concerniente, en forma similar a la descrita en la prueba 3.3.4: prueba de la resolución energética. Esto es necesario por dos razones: 1) la respuesta del sistema a la energía puede no ser lineal; 2) la amplitud de la ventana debe conformarse a la forma del pico de absorción total, misma que varía con la energía de la radiación.

En los sistemas de conteo diseñados principalmente para la medición del ^{125}I en el radioinmunoanálisis y métodos similares, es necesaria una ganancia elevada porque la energía de los fotones de este radionúclido es apenas de 30 keV. Debe considerarse que el espectro de las radiaciones del ^{125}I que se obtiene con estos sistemas tiene dos picos principales: uno, de 30 keV, y otro, de una energía cercana al doble de la del primero. Este último es el producto de la detección de dos fotones de la energía más baja, emitidos en forma simultánea. Para las mediciones rutinarias del ^{125}I debe explorarse el espectro de la altura de los pulsos para establecer los valores de ajuste de los controles, e incluir ambos picos en la amplitud de la ventana. El espectro del ^{129}I , un radioisótopo del yodo de vida media más larga, no posee este pico secundario causado por la suma de dos fotones simultáneos.

Esta prueba debe efectuarse en cada canal individual de los sistemas de conteo que cuentan con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, debe llevarse a cabo con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Las fluctuaciones de los valores de ajuste de la calibración de un sistema de conteo para la medición in vitro de la radiación gama, pueden deberse a una fuente inestable de energía eléctrica, a cambios en la temperatura, o a fallas electrónicas. Una desviación gradual y a largo plazo puede indicar el deterioro del cristal de NaI(Tl) o del fotomultiplicador del detector. Ambos tipos de fluctuación deben anotarse en la bitácora del instrumento.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3.3.4. Prueba de la resolución energética (% FWHM)

Propósito de la prueba

Comprobar la resolución de la energía de las radiaciones gama del ^{137}Cs por un sistema de conteo para la medición in vitro de la radiación gama, en términos de la "fracción porcentual de la amplitud máxima a la mitad de la altura máxima" (% FWHM).

Materiales

1. Fuente sellada de radiación gama del ^{137}Cs (tipo barra) con una actividad cercana a 3.7 kBq (0.1 μCi). Puede emplearse una fuente certificada como la que requiere la prueba 3.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no se necesita conocer su actividad exacta.
2. Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Ajustar los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración determinados mediante la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.

2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar el control de la amplitud (ventana) para obtener una ventana angosta (p.ej.: 10 keV).
3. Colocar la fuente radiactiva en el pozo del detector.
4. Pre-establecer un tiempo adecuado de conteo.
5. Comenzando con un valor de 800 keV en el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos, disminuir este valor en forma escalonada, de 10 keV en 10 keV, realizando un conteo en cada paso y anotando la tasa de conteo respectiva, hasta llegar a un valor cercano a 500 keV; ésto hace que la tasa de conteo crezca hasta un máximo para volver a disminuir, conforme el pico de absorción total de 662 keV de la radiación gama del ^{137}Cs atraviesa la ventana del analizador. Con el fin de mantener las variaciones estadísticas dentro de límites aceptables, es necesario que el tiempo de conteo sea el suficiente para permitir la acumulación de un mínimo de 2500 cuentas en la región del conteo mayor.
6. Extraer la fuente radiactiva del pozo del detector.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales que correlacione las tasas de conteo con los valores del centro de la ventana del analizador de altura de pulsos.
2. Anotar la tasa de conteo máxima, identificar los dos valores del centro de la ventana que correspondan con la tasa de conteo que sea la mitad de conteo máximo y determinar la amplitud total del pico a la mitad de su altura máxima (FWHM) como la diferencia entre ellos (Fig. 3-2).
3. Calcular la % FWHM a partir de la expresión:

$$\% \text{ FWHM} = \frac{\text{FWHM}}{662} \times 100$$

Observaciones

Debe hacerse notar que la amplitud de la ventana empleada en esta prueba influye sobre el valor de la % FWHM que se obtiene. La exactitud de los valores es mayor conforme la ventana es más angosta. Esto quiere decir que la prueba debe efectuarse siempre con la ventana más angosta posible y siempre con la misma amplitud.

Las correcciones por la actividad del fondo no deben ser necesarias en las condiciones con las que se efectúa esta prueba.

Es posible modificar el método y utilizar una fuente de ^{125}I para calibrar los sistemas de conteo dedicados a la medición de este radionúclido en los procedimientos de radioinmunoanálisis y similares. En este caso, se debe emplear una ganancia alta y, para evitar confusiones, incluir en la ventana los dos fotopicos característicos de este radionúclido: el primario, causado por los fotones individuales, y el secundario, causado por la detección simultánea de dos fotones.

La prueba debe efectuarse para cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Un valor típico de la % FWHM puede ser de 9%, pero sus cifras dependen en gran parte de la forma y las dimensiones del cristal de NaI(Tl) con el que se relacionan. Por lo tanto, el valor para un sistema de conteo en particular se debe comparar con el valor obtenido por el fabricante o durante las

pruebas para la aceptación del instrumento. La fractura del cristal provoca un aumento súbito de la % FWHM. Un aumento progresivo puede implicar el deterioro del cristal debido al paso de la humedad a través de un sello dañado - lo que amarillenta al cristal - o el deterioro del fotomultiplicador.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3.3.5. Prueba de la sensibilidad

Propósito de la prueba

Verificar con una fuente de radiación gama del ^{137}Cs la sensibilidad de un sistema de conteo para la medición in vitro de la radiación gama.

Materiales

Fuente de radiación gama del ^{137}Cs (tipo barra) con una actividad cercana a 3.7 kBq (0.1 μCi), certificada con una incertidumbre de $\pm 10\%$ o menor.

Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con las cifras de calibración determinadas mediante la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) con los valores para la medición rutinaria del ^{137}Cs (ver las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba para calibrar la energía).
3. Colocar la fuente de radiación gama del ^{137}Cs en el detector.
4. Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo.
5. Efectuar un conteo y anotar el resultado. Para mantener las variaciones estadísticas dentro de límites aceptables, el tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas.
6. Sacar la fuente radiactiva del detector.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en una gráfica en papel con escalas lineales que correlacione las tasas de conteo con las fechas (Fig. 3-3). Los resultados de las pruebas sucesivas deben distribuirse en la vecindad de una línea recta que corresponda con el decaimiento radiactivo de la fuente. El punto inicial de esta línea se puede establecer con el promedio de 10 lecturas efectuadas en el día concerniente. La pendiente negativa de la línea recta depende de la vida media física del ^{137}Cs (30.0 años) y corresponde aproximadamente a 2.3% por año. Para los propósitos de la prueba, se puede considerar que el decaimiento radiactivo de la fuente es lineal durante un periodo corto en comparación con la vida media (p.ej.: un año). Se pueden indicar los límites para la aceptación de los resultados por medio de dos líneas paralelas a la primera, una arriba y otra abajo de ella, a una distancia de ésta que corresponda al doble de la desviación patrón para el error de conteo al azar, es decir: $2 \sqrt{n}/t$, donde n es la medida de la tasa de conteo inicial y t es el tiempo del

conteo. La prueba se debe repetir si un resultado individual ocurre fuera de estos límites, aunque sea en forma marginal. Si el segundo resultado vuelve a ocurrir fuera de los límites aceptables, ello puede ser indicativo de un cambio de la sensibilidad.

2. Durante las pruebas para la aceptación del instrumentos y para la obtención de referencias, es necesario calcular la eficiencia de conteo del sistema para las radiaciones gama del ^{137}Cs , a partir del conocimiento de la actividad certificada de la fuente, corregida por su decaimiento radiactivo al día de la prueba:

Ecuación 1, si la fuente se encuentra calibrada en μCi :

$$E = \frac{n}{3.7 \times 10^4 \text{ sfa}} \times 100$$

donde,

E = eficiencia del conteo (%)

n = tasa de conteo observada, corregida por el fondo cuando sea necesario (c/s).

s = actividad de la fuente en el día de referencia (μCi).

f = factor del decaimiento de la fuente al día de la medición.

a = abundancia fraccional de la radiación detectada por desintegración (este factor es de 0.832 para el $^{137}\text{Cs} - ^{137}\text{Ba}^m$), y

3.7×10^4 , es la relación de desintegración por μCi (d/s).

Ecuación 2, si la fuente se encuentra calibrada en Bq:

$$E = \frac{n}{\text{sfa}} \times 100$$

donde,

E, n, f y a, son los mismos que en la Ecuación 1, y

s = actividad de la fuente en el día de referencia (Bq).

Estos cálculos no son necesarios durante las comprobaciones rutinarias.

Observaciones

Debe hacerse notar que la amplitud de la ventana del analizador de altura de pulsos influye en los resultados de esta prueba. Por lo tanto, esta verificación siempre debe efectuarse con la misma amplitud (ventana).

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones en las que se efectúa esta prueba.

Se puede modificar el procedimiento mediante el uso de una fuente sellada de ^{129}I , para verificar los sistemas de de conteo diseñados para medir principalmente el ^{125}I en los métodos de radioinmunoanálisis y similares. En este caso, los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) deben ser los que se utilizan rutinariamente para medir el ^{125}I (ver las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía).

La prueba debe efectuarse en cada canal individual en los sistemas de conteo con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, debe realizarse con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

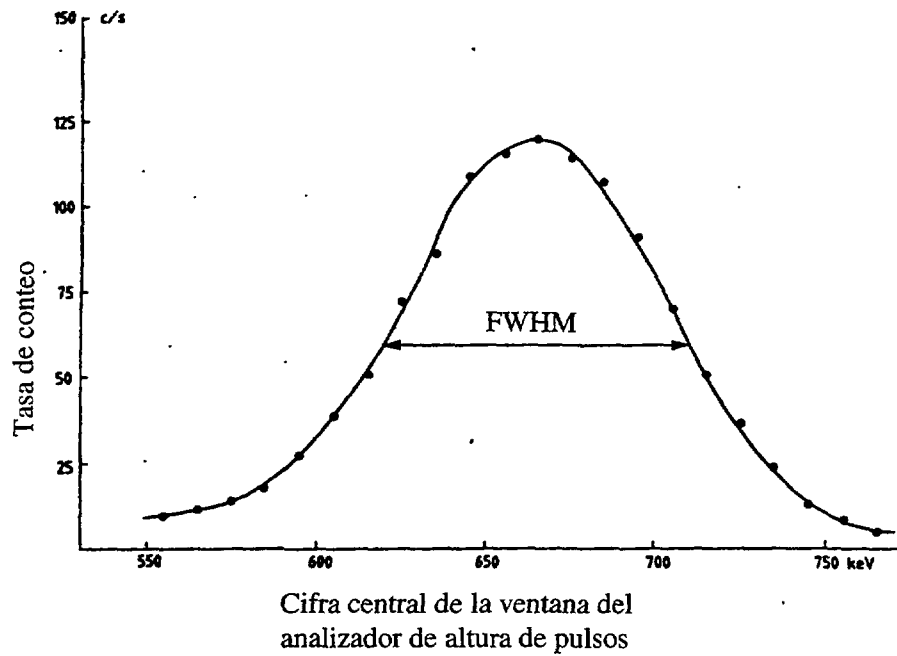


Fig. 3-2. Prueba 3.3.4: Prueba de la resolución energética (% FWHM). El valor de la FWHM es de 90 keV y la % FWHM es de 13.6%.

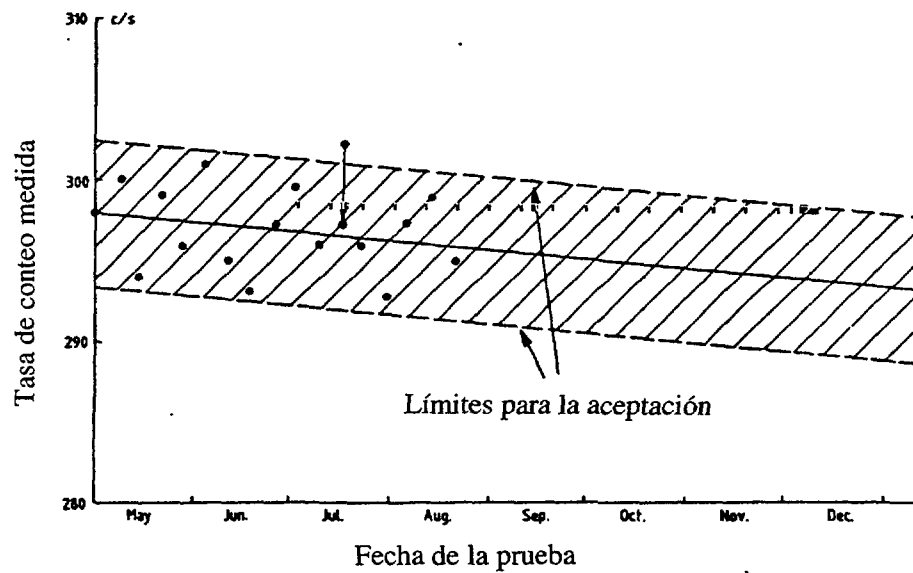


Fig. 3-3. Prueba 3.3.5: Prueba de la sensibilidad. La fuente de radiaciones gamma del ^{137}Cs empleada, tuvo una actividad medida promedio de 298 c/s el día 10 de mayo. Los límites para la aceptación que se indican corresponden a un tiempo de conteo de 1 minuto. El resultado anormal logrado inicialmente el día 17 de julio, se corrigió al repetir la prueba.

Interpretación de los resultados

Los resultados discrepantes sugieren una calibración energética incorrecta del sistema, una resolución energética defectuosa, o ambas. En tal caso, deben efectuarse la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía, y la prueba 3.3.4: prueba de la resolución de la energía, y deben iniciarse las acciones correctivas conducentes.

Conclusiones

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3.3.6. Prueba de la precisión del conteo (prueba de la χ^2)

Propósito de la prueba

Verificar la precisión del conteo de un sistema para la medición *in vitro* de las radiaciones gama.

Materiales

Fuente sellada de radiación gama del ^{137}Cs (tipo barra), con una actividad aproximada de 3.7 kBq (0.1 μCi). Se puede utilizar una fuente sellada como la necesaria para la prueba 3.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no se requiere conocer su actividad exacta.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración determinados mediante la prueba 3.3.3: prueba para la calibración de la energía.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) con las cifras para la medición rutinaria del ^{137}Cs (ver las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía).
3. Colocar la fuente radiactiva en el detector.
4. Preestablecer el tiempo necesario para registrar un mínimo de 10 000 cuentas.
5. Efectuar 10 conteos y registrar los resultados en una forma adecuada (Tabla 3-2).
6. Sacar la fuente radiactiva del detector.

Análisis de los datos

1. Analizar los datos como lo indica la Tabla 3-2. Calcular el valor de la χ^2 a partir de la relación:

$$\chi^2 = \frac{\sum (C_i - \bar{C})^2}{\bar{C}}$$

donde,

C_i es un conteo individual y \bar{C} es la media resultante de 10 conteos sucesivos.

Tabla 3-2. Prueba de la precisión del conteo

Lectura i	Cuentas C_i	$(C_i - \bar{C})$	$(C_i - \bar{C})^2$
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
$\Sigma C_i =$		$\Sigma (C_i - \bar{C}) =$	

$$\bar{C} = \frac{\Sigma C_i}{10} =$$

$$\chi^2 = \frac{\Sigma (C_i - \bar{C})^2}{\bar{C}} =$$

Los límites de confianza de 95% para la χ^2 de 10 lecturas y 9 grados de libertad, son 16.92 y 3.32, respectivamente. Un valor de χ^2 mayor de 16.92, indica una variación mayor de la que se puede atribuir al azar. Un valor menor de 3.32 indica, en forma similar, que la variación es menor de la que pudiera esperarse del azar. La prueba debe repetirse si el resultado se sale de estos límites. Un segundo resultado fuera de los límites es una indicación clara de que la operación del instrumento es defectuosa.

Observaciones

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias en esta prueba.

Para los sistemas de conteo diseñados para las mediciones del ^{125}I para el radioinmunoanálisis y procedimientos relacionados con él, puede emplearse una fuente sellada de radiaciones gama del ^{129}I o una solución de ^{125}I en un tubo de ensayo.

Esta prueba debe efectuarse para cada canal individual de los sistemas de conteo con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, debe realizarse para cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Las imprecisiones indicadas por valores de χ^2 mayores de 16.92, pueden ser provocadas por pulsos espúrios causados por el "ruido" electrónico estocástico, por la inestabilidad de la fuente de energía eléctrica, por cambios en la temperatura o por fallas electrónicas. Un valor de χ^2 menor de 3.32 puede implicar pérdidas de conteo debidas a una tasa de conteo demasiado grande o puede ser el resultado de pulsos espúrios provenientes del "ruido" electrónico ordenado de frecuencia constante.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3.3.7. Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía

Propósito de la prueba

Comprobar la linealidad de las cifras de los controles de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos de un sistema de conteo para la medición in vitro de la radiación gama, en relación con la energía de ésta.

Materiales

Fuentes de radiación gama integradas con radionúclidos emisores de radiaciones gama de energías diferentes (p.ej.: ^{99m}Tc , ^{113m}In , ^{137}Cs y ^{22}Na), en solución, en tubos de ensayo o en otra forma adecuada para su radioensayo (encapsulados en barras de plástico), con una concentración radiactiva cercana a 37 kBq/ml (1 $\mu\text{Ci/ml}$). Para este propósito, existen fuentes especialmente elaboradas con radionúclidos de vida media física larga.

Tubos de ensayo.
Pipetas y dispositivos para el pipeteo.
Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. En el caso de emplear radionúclidos en solución, pipetear 1 ml de cada una de las soluciones radiactivas en el tubo de ensayo correspondiente.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración determinados mediante la prueba 3.3.3: prueba para la calibración de la energía.
3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar el control de la amplitud (ventana) para lograr una ventana angosta (p.ej.: de 10 keV).

Para cada radionúclido en turno:

4. Colocar el tubo de ensayo en el detector.
5. Preestablecer un tiempo adecuado para el conteo.
6. Comenzando con un valor en el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos, que sea aproximadamente 50 keV mayor que el de la energía de la radiación gama predominante del radionúclido concerniente, disminuir escalonadamente este valor, de 10 keV en 10 keV, efectuando un conteo en cada paso y anotando la tasa de conteo correspondiente. La actividad debe de aumentar hasta un máximo, para volver a reducirse conforme el pico de absorción total de la radiación gama concerniente atraviesa la ventana del analizador de altura de pulsos. Determinar el valor del control con el que se logra la tasa máxima de conteo. Para mantener las variaciones estadísticas dentro de límites aceptables, es necesario que el tiempo de conteo sea suficiente para coleccionar un mínimo de 2500 cuentas.
7. Sacar el tubo de ensayo del detector.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales que correlacione el valor del centro de la ventana del analizador de altura de pulsos con la energía de la radiación gama (Fig. 3-4).

2. Trazar con una regla transparente la línea recta que se adapte mejor a los puntos de datos de la gráfica.
3. Extrapolar la línea recta hasta su origen.
4. Examinar la gráfica en busca de evidencias de curvatura o de una discrepancia de la línea con el punto cero.

Observaciones

Las correcciones de la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones de ventana angosta con las que se efectúa esta prueba.

Esta prueba debe efectuarse para cada canal individual en los sistemas de conteo con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, tiene que verificarse con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

La conducta no lineal del amplificador puede causar una falta de linealidad en los resultados. La causa más común de una discrepancia con el cero, es un ajuste inadecuado de los circuitos del analizador de altura de pulsos. Pueden tolerarse una discreta falla de la linealidad o una discrepancia mínima con el cero, si los valores de calibración del analizador de altura de pulsos para las mediciones rutinarias se confirman para cada radionúclido individual, tal y como se establece en las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3.3.8. Prueba de la tasa de conteo integral de fondo

Propósito de la prueba

Verificar la tasa de conteo de fondo de un sistema para la medición in vitro de las radiaciones gama, bajo condiciones en las que cualquier aumento del régimen de conteo puede ser más fácilmente observable.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración determinados mediante la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad integral. Ajustar el control de la base (umbral) en un nivel bajo definido (p.ej.: de 20 keV).
3. Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo.
4. Efectuar un conteo y anotar el resultado. Para mantener las variaciones estadísticas dentro de límites aceptables, es necesario que el tiempo de conteo permita la acumulación de un mínimo de 1000 cuentas.

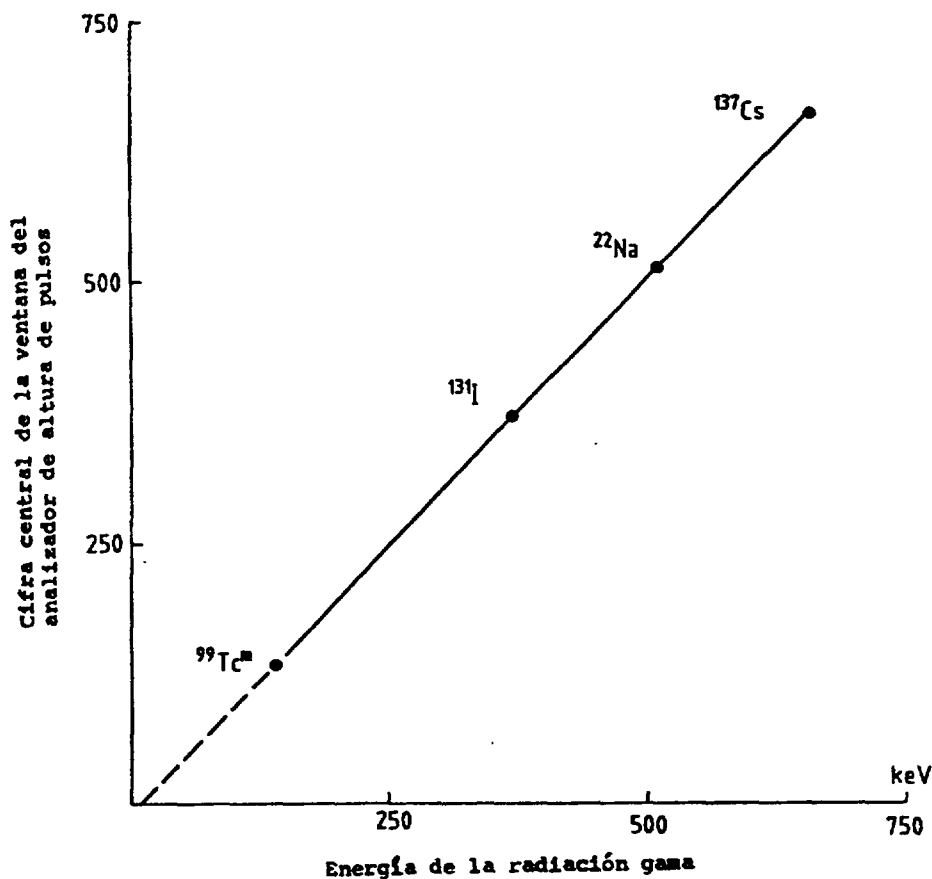


Fig. 3-4. Prueba 3.3.7: Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía. Estos resultados muestran una leve discrepancia con el cero.

Observaciones

Esta prueba debe efectuarse para cada canal individual en los sistemas de conteo con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, tiene que llevarse a cabo con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Un sistema de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gamma siempre debe manifestar una tasa de conteo de fondo proveniente de la radiación ambiental. El "ruido" electrónico puede causar un componente adicional de la tasa de conteo de fondo cuando la base (umbral) se ajusta en una energía anormalmente baja (p.ej.: menor de 20 keV) o si el instrumento está defectuoso. La tasa de conteo de fondo puede estar sujeta a fluctuaciones, pero no son de esperarse cambios muy amplios en comparación con las cifras observadas durante las pruebas para la aceptación del instrumento y para lograr referencias. Un aumento importante de la tasa de conteo puede indicar una contaminación radiactiva del detector, o un aumento de la radiación ambiental a partir de fuentes locales. Si se observa un aumento de este tipo, se hace necesario repetir la prueba después de extraer el forro protector del pozo del cristal. El restablecimiento de una tasa de conteo normal indica claramente la existencia de una contaminación en el forro y hace necesario su reemplazo. El forro contaminado se puede guardar para volverlo a utilizar después de su limpieza o de que haya transcurrido el tiempo suficiente para el decaimiento total de la radiactividad contaminante. Una tasa de conteo persistentemente alta es sugerente de otra contaminación del instrumento o de un aumento de la radiactividad ambiental a partir de fuentes locales, aunque también puede ser causado por "ruido" electrónico. Deben explorarse las tres posibilidades.

Límites para la aceptación

Aunque no se pueden establecer los límites para la aceptación de los resultados de esta prueba, cualquier aumento de la tasa de conteo de fondo que sobrepase de 20% amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3.3.9. Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad

Propósito de la prueba

Verificar la linealidad de la respuesta a la actividad de un sistema de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama, en relación con la actividad de la muestra ensayada.

METODO 1: METODO DEL DECAIMIENTO DE UNA FUENTE RADIATIVA

Materiales

Un radionúclido de vida media física corta (p.ej.: ^{99m}Tc o ^{113}In) en solución, con una concentración radiactiva cercana a 185 kBq/ml (5 $\mu\text{Ci/ml}$).

Un tubo de ensayo.

Una pipeta y dispositivos para el pipeteo.

Papel para gráficas con escalas log-lineal (3 o 4 ciclos).

Procedimiento

1. Transferir al tubo de ensayo 1 ml de la solución radiactiva. Taponar firmemente el tubo de ensayo.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.
3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) con las cifras de calibración para la medición rutinaria del radionúclido concerniente (ver las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía).
4. Colocar en el detector al tubo de ensayo con la solución radiactiva.
5. (a) Preestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
(b) Seleccionar un rango adecuado a la tasa de conteo.
6. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables. Anotar la hora exacta en el punto medio de la medición o
(b) Medir y anotar la tasa de conteo. Se debe elegir una constante de tiempo larga para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante para lograr la estabilización de la lectura.

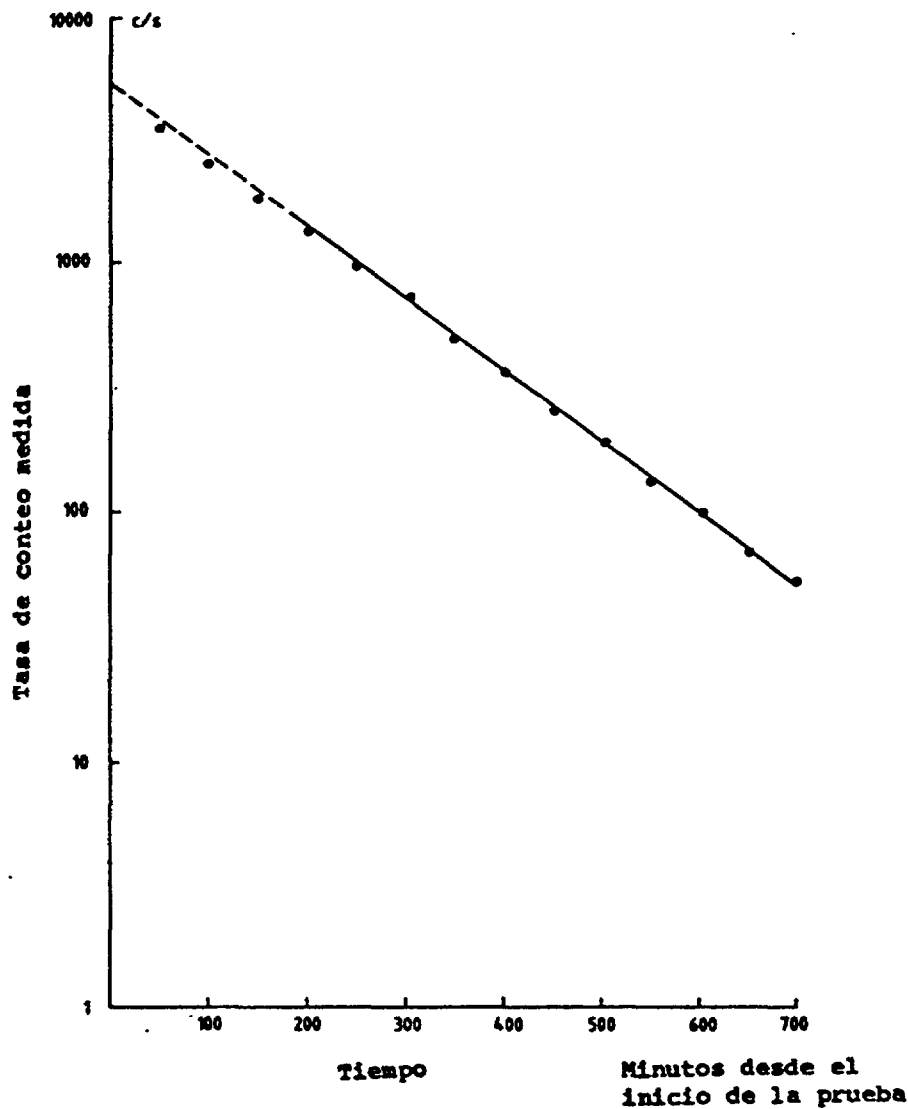


Fig. 3-5. Prueba 3.3.9: Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad: método del decaimiento de una fuente radiactiva. Se utilizó una fuente de radiaciones gamma del $^{113}\text{In}^m$ con una tasa de conteo inicial de 5000 c/s. La falta leve de la linealidad, aparente en la región superior de la gráfica, corresponde a un tiempo de resolución declarado de $10 \mu\text{s}$.

7. Repetir regularmente el paso 6 durante un período 6 a 7 veces mayor que la vida media física del radionúclido, para que la tasa de contéo disminuya en dos ordenes de magnitud.
8. Sacar el tubo de ensayo del detector.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica en papel con escalas log-lineal de 3 o 4 ciclos que correlacione las tasas de conteo medidas con el tiempo transcurrido (Fig. 3-5).
2. Ajustar con una regla transparente la línea recta que se adapte mejor a la serie de puntos de datos en la región de las tasas bajas de conteo. Extrapolar la línea recta hacia arriba para obtener el valor de la tasa de conteo correspondiente a la medición inicial.

3. Verificar que la pendiente negativa de la línea recta trazada sea consistente con la vida media física del radionúclido. Esto se puede efectuar convenientemente dividiendo entre 3.32 al tiempo necesario para que la tasa de conteo disminuya a 1/10 de su valor inicial - determinado en el paso 2 - y comparando el resultado con la vida media física del radionúclido.
4. Examinar la gráfica en busca de desviaciones sistemáticas de los puntos de datos en relación con la línea recta ajustada. Estas desviaciones indican una falta de linealidad en la respuesta del instrumento a la actividad.

Observaciones

Esta prueba se debe efectuar con cada uno de los sistemas de despliegue (p.ej.: contador digital, promediador de tasa de pulsos) empleados en las mediciones cuantitativas. También se puede aplicar a los dispositivos que se utilizan para los análisis cualitativos.

Las correcciones por la radiactividad de fondo pueden no ser necesarias bajo las condiciones de la prueba, excepto, probablemente, en las tasas más bajas de conteo.

Esta prueba se debe efectuar para cada canal individual de los sistemas con varios canales electrónicos independientes.

La presencia de impurezas consistentes en radionúclidos de vida media física larga (p.ej.: ^{99}Mo en el $^{99}\text{Tc}^m$, o ^{113}Sn en el $^{113}\text{In}^m$), en la solución radiactiva empleada en la prueba, se manifiesta por una nivelación de la tasa de conteo en la parte final de la gráfica. Cualquiera de estas impurezas se puede detectar, al finalizar la prueba, por la radiactividad residual de vida media larga. Los cambios de la sensibilidad del instrumento durante el período de la prueba también pueden imitar una respuesta no lineal a la actividad, pero se pueden identificar mediante la prueba 3.4.1: verificación del ajuste del pico en el analizador de altura de pulsos.

Debe usarse un valor exacto de la vida media física del radionúclido. Es necesario hacer notar que la comparación de la pendiente negativa de la línea de ajuste de los puntos de datos con un valor aproximado de la vida media física, puede introducir errores considerables en la predicción de las tasas de conteo para periodos mayores a la vida media física del radionúclido.

Interpretación de los resultados

Debido al tiempo finito de resolución del instrumento, es de esperarse que las tasas de conteo elevadas incrementen tanto la pérdida de cuentas como la desviación de la linealidad de su respuesta a la actividad. Este efecto está descrito por la relación:

$$n = \frac{n'}{(1 - n't)}$$

donde,

- n = tasa de conteo verdadera (c/s)
- n' = tasa de conteo observada (c/s)
- t = tiempo de resolución.

Según esta relación, la pérdida de cuentas para un tiempo de resolución de $10 \mu\text{s}$, llega a 1% con una tasa de conteo de 1000 c/s. Es poco probable observar pérdidas de conteo con tasas de conteo menores a este valor, pero su importancia crece conforme se aumenta la tasa de conteo por encima de este límite.

Cuando la prueba se efectúa con un promediador de tasa de pulsos ("ratemeter"), la desviación de la linealidad en las tasas bajas de conteo puede indicar un desajuste del cero preestablecido. Las

discontinuidades al cambiar de rango (p.ej.: a 100 c/s) indican un sesgo (errores sistemáticos) en cuando menos uno de los rangos concernientes.

Límites para la aceptación

Los límites para la aceptación de los resultados de esta prueba están determinados por las características de operación del sistema de conteo. En particular, las desviaciones de la linealidad de la respuesta a la actividad en regímenes de conteo elevados, deben concordar con el tiempo de resolución declarado.

En general, deben de aplicarse las correcciones apropiadas a todas las tasas de conteo en las que la pérdidas de cuentas excede de 1%.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

METODO 2: METODO DE LAS FUENTES RADIATIVAS GRADUADAS

Materiales

Un radionúclido de vida media física moderada (p.ej.: ^{131}I) en solución, con una concentración radiactiva cercana a 185 kBq/ml (5 $\mu\text{Ci/ml}$).

Tubos de ensayo.

Pipetas y dispositivos para el pipeteo.

Papel para gráficas con escalas log-log de 2 o 3 ciclos.

Procedimiento

1. Transferir volúmenes decrecientes (p.ej.: 5, 2, 1, 0.5, 0.1, 0.05 ml) de la solución radiactiva a una serie de tubos de ensayo. Agregar agua para completar el volumen total contenido en cada tubo a una cifra constante (p.ej.: 5 ml). Taponar firmemente los tubos.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración determinados mediante la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.
3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) con los valores de calibración para las mediciones rutinarias del radionúclido concerniente (ver las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía).
4. Colocar en el detector al tubo de ensayo con la radiactividad mayor.
5.
 - (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
 - (b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
6.
 - (a) efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables o
 - (b) Medir y anotar la tasa de conteo. Se debe elegir una constante de tiempo larga para mantener las variaciones estadísticas dentro de límites aceptables, dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante con el fin de lograr la estabilización de la lectura.

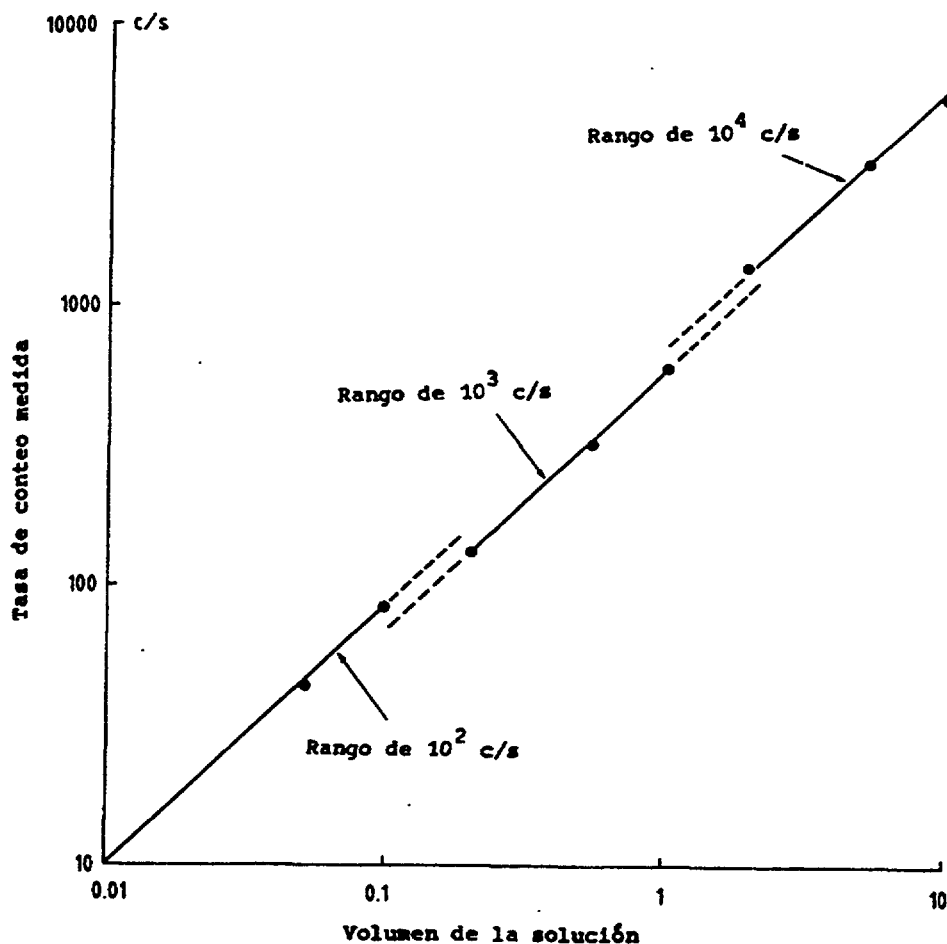


Fig. 3-6. Prueba 3.3.9: Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad: método de las fuentes radiactivas graduadas. Las fuentes se prepararon a partir de una solución de ^{131}I que ofrecía una tasa de conteo de 1000 c/s por ml. Las irregularidades aparentes con los conteos entre 100 y 1000 c/s, indican errores sistemáticos en el rango de las tasas de conteo cuya escala total corresponde a 1000 c/s.

7. Sacar el tubo de ensayo del detector.
8. Repetir los pasos 4-7 con cada uno de los tubos de ensayo en turno.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica en papel con escalas log-log de 2 a 3 ciclos, que correlacione las tasas de conteo con los volúmenes iniciales de la solución radiactiva (Fig. 3-6).
2. Trazar con una regla transparente la línea recta que mejor se adapte a la serie de puntos de datos de la región con tasas bajas de conteo.
3. Extrapolar la línea recta para que cubra todo el espectro de las tasas de conteo medidas.

4. Examinar la gráfica en busca de desviaciones sistemáticas de los puntos de datos en relación con la línea recta trazada. Tales discrepancias indican una falta de linealidad de la respuesta del instrumento a la actividad.

Observaciones

Esta prueba debe aplicarse a cada dispositivo para el despliegue de la información (p.ej.: contador de pulsos, promediador de tasas de pulsos) que se use para las mediciones cuantitativas. También se puede aplicar a los dispositivos que se emplean para los análisis cualitativos.

Las correcciones de la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones de esta prueba, excepto, probablemente, en las tasas bajas de conteo.

Esta prueba debe efectuarse para cada canal individual de los sistemas con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, para cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

El pipeteo inexacto de la solución radiactiva, debido a técnica defectuosa o al uso de pipetas mal calibradas, puede introducir artefactos en los resultados.

Interpretación de los resultados

La misma que la del Método 1: Método del decaimiento de una fuente radiactiva.

Límites para la aceptación

Los mismos que para el Método 1: Método del decaimiento de una fuente radiactiva.

Conclusión

La misma que para el Método 1: Método del decaimiento de una fuente radiactiva.

3.3.10. Prueba de las funciones preestablecidas en el analizador

Propósito de la prueba

Verificar las condiciones preestablecidas en el analizador de altura de pulsos para la medición rutinaria de ciertos radionúclidos en particular, en un sistema de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama.

Materiales

Fuentes de radiación gama integradas con los radionúclidos concernientes, en solución o en otras formas adecuadas para su radioensayo, con concentraciones radiactivas cercanas a 3.7 kBq/ml (0.1 μ Ci/ml).

Tubos de ensayo.

Pipetas y dispositivos para el pipeteo.

Procedimiento

1. En el caso de emplear radionúclidos en solución, transferir 1 ml de cada solución a un tubo de ensayo diferente.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.

Para cada radionúclido en turno:

3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) con los valores preestablecidos por el fabricante o determinados de alguna otra manera para el dispositivo que preestablece la operación correspondiente.
4. Colocar el tubo de ensayo en el detector.
5. Preestablecer un tiempo adecuado para el conteo.
6. Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables.
7. Encender el dispositivo que preestablece la operación del analizador de altura de pulsos.
8. Repetir el paso 6.
9. Apagar el dispositivo que preestablece la operación del analizador de altura de pulsos.
10. Sacar el tubo de ensayo del detector.

Análisis de los datos

Calcular para cada radionúclido la variación porcentual de la tasa de conteo al cambiar del ajuste manual al dispositivo que preestablece la función del analizador de altura de pulsos.

Observaciones

Inmediatamente antes de efectuar esta verificación, es necesario realizar la prueba 3.3.3.: prueba de la calibración de la energía, para asegurar que la calibración de la energía sea la correcta. El ajuste apropiado de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos se puede verificar, entonces, mediante la prueba 3.4.1: verificación del ajuste del pico en el analizador. Si el fabricante no especifica en el manual del instrumento los ajustes del analizador de altura de pulsos que regulan al dispositivo que preestablece su operación, particularmente los de la amplitud (ventana), ellos deberán ser identificados durante las pruebas para la aceptación del instrumento, mediante la determinación del ajuste manual que ofrezca la misma tasa de conteo.

Las correcciones de la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones de esta prueba.

Esta prueba debe efectuarse con cada canal individual de los sistemas con varios canales electrónicos independientes.

Interpretación de los resultados

Las variaciones de la tasa de conteo al cambiar del ajuste manual a la operación del dispositivo que preestablece la función del analizador, implica un desajuste en este último. Sin embargo, si todos los dispositivos que preestablecen alguna función aparentan estar mal ajustados, el resultado sugiere una calibración inadecuada del sistema en relación con la energía de las radiaciones gama. En este caso, se vuelve necesaria la repetición de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.

Límites para la aceptación

Una discrepancia de la tasa de conteo que sea mayor de 10% amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3.4. VERIFICACIONES OPERATIVAS

3.4.1. Verificación del ajuste del fotopico en el analizador

Propósito de la prueba

Verificar que el ajuste del fotopico en el analizador de altura de pulsos de un sistema de conteo para la medición in vitro de las radiaciones gama, es el apropiado para el ensayo rutinario de un radionúclido en particular.

Materiales

Una fuente de radiaciones gama, integrada por un tubo de ensayo con una solución del radionúclido concerniente, con una actividad cercana a 3.7 kBq (0.1 μ Ci).

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles con las cifras de calibración para las mediciones rutinarias del radionúclido concerniente (ver las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía).
2. Colocar el tubo de ensayo en el detector.
3. Preestablecer un tiempo adecuado para el conteo.
4. Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables.
5. Efectuar otros conteos con el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos ajustado a un nivel más alto (p.ej.: en 10%) y a un nivel más bajo (p.ej.: en 10%) que el nivel del fotopico y anotar los resultados. Verificar que éstos son menores que los logrados en el paso 4.
6. Sacar el tubo de ensayo del detector.

Observaciones

En el caso de utilizar el dispositivo que preestablece los ajustes del analizador de altura de pulsos, es posible modificar el paso 5 del procedimiento de esta prueba y ajustar el voltaje del fotomultiplicador o la ganancia del amplificador, en lugar de ajustar la base (umbral) del analizador.

Las correcciones de la actividad de fondo no son necesarias en las condiciones de la prueba.

Esta prueba se debe efectuar para cada canal individual en los sistemas de conteo con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, debe llevarse a cabo con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Este método puede ser inadecuado para verificar los ajustes de los controles del analizador de altura de pulsos para la medición rutinaria de radionúclidos que provocan más de un pico en el espectro de los pulsos. Un ejemplo, notable al respecto, es el del ^{125}I . Para los radionúclidos de este tipo, de vida media moderada, las verificaciones diarias de la reproducibilidad de la operación se pueden basar en las mediciones de la tasa de conteo con una fuente radiactiva no certificada.

Interpretación de los resultados

Los resultados discrepantes pueden sugerir una calibración incorrecta del sistema en relación con la energía de las radiaciones o, posiblemente, una falta de linealidad en la respuesta del instrumento a la energía de las mismas. Para definir la situación, es necesario efectuar la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía, y la prueba 3.3.7: prueba de la linealidad de la respuesta a la energía.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

3.4.2. Verificación de la tasa de conteo de fondo

Propósito de la prueba

Verificar la tasa de conteo de fondo de un sistema para la medición in vitro de las radiaciones gama, en las condiciones adecuadas para la medición rutinaria de un radionúclido en particular.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles para la medición rutinaria del radionúclido concerniente (ver las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía).
2. Preestablecer un tiempo adecuado para el conteo.
3. Efectuar un conteo y anotar el resultado.

Observaciones

Un incremento importante de la tasa de conteo de fondo puede indicar una contaminación radiactiva del detector o un aumento de la radiación ambiental proveniente de fuentes radiactivas locales. En tal caso, es necesario sacar el forro del pozo del cristal y repetir el procedimiento. La normalización de la tasa de conteo en estas condiciones demuestra claramente la existencia de una contaminación en el forro, lo que obliga a su reemplazo inmediato. El forro contaminado se puede guardar para su utilización posterior, una vez que se haya lavado cuidadosamente o haya transcurrido el tiempo suficiente para el decaimiento total de la radiactividad contaminante. Una tasa de conteo persistentemente elevada puede sugerir otra contaminación en el instrumento o un aumento de la radiación ambiental proveniente de fuentes locales. También se debe explorar la posibilidad de que su origen sea el "ruido" electrónico.

Límites para la aceptación

Aunque no es posible establecer los límites específicos para la aceptación de los resultados de esta prueba, un aumento de 20% o más de la tasa de conteo de fondo amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4. SISTEMAS DE CONTEO CON UNO O VARIOS DETECTORES PARA LA MEDICION IN VIVO DE LAS RADIACIONES GAMA

4.1. INTRODUCCION

4.1.1. Principios básicos

Tal y como sucede con los sistemas correspondientes para las mediciones in vitro, virtualmente todos los sistemas de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama se basan en los detectores de centelleo con cristales de yoduro de sodio activado con talio (NaI(Tl)). Usualmente, éstos utilizan un cristal sólido de forma cilíndrica. Los circuitos electrónicos asociados proveen la amplificación, el análisis de la altura y el conteo de los pulsos provenientes del detector (Fig. 4-1).

La sensibilidad de estos detectores también depende de las dimensiones del cristal en relación con la energía de las radiaciones involucradas. Un cristal de 50 mm de diámetro y 25 mm de espesor es satisfactorio para las energías medianas. Los cristales más grandes poseen una sensibilidad mayor, especialmente para las radiaciones de energías más altas.

Casi invariablemente el detector se rodea de un blindaje de plomo para reducir su respuesta a la radiación ambiental. Frente a él, se monta un colimador simple de plomo para crearle características direccionales. El detector blindado y colimado se monta en un soporte ajustable que permite colocarlo en forma apropiada en relación con el paciente. Generalmente se proveen colimadores intercambiables para que las características direccionales del detector se puedan ajustar a una situación clínica particular.

Los circuitos electrónicos que se asocian en forma típica con los sistemas de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama, incluyen: un amplificador, un analizador de altura de pulsos, un contador de pulsos-reloj ("scaler-timer") y/o un promediador de tasas de pulsos ("ratemeter"). Por lo común, éste último es de tipo analógico y transmite su información a un inscriptor de gráficas, pero también puede ser de tipo digital y pasar su información a un impresor digital. El sistema debe contar también con una fuente de alto voltaje para el fotomultiplicador. El ensamble del detector puede incluir un pequeño preamplificador. Para los estudios de tipo dinámico, generalmente se emplea un promediador de tasa de pulsos acoplado a un inscriptor de gráficas en papel. Las funciones y las modalidades de operación de los distintos componentes de estos sistemas son esencialmente los mismos que para los sistemas para la medición in vitro de las radiaciones gama.

Estos sistemas también pueden incorporar dos o más canales electrónicos independientes para las mediciones simultáneas de varios radionúclidos. También existen sistemas con dos o más detectores, para la medición simultánea de la radiactividad en distintas regiones del organismo.

4.1.2. Consideraciones sobre la operación

En cada ocasión en la que se piense utilizar un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama, es necesario verificar los montajes del detector y de su colimador; los ajustes de los controles del analizador de altura de pulsos, la tasa de conteo de fondo y la función del inscriptor de gráficas en papel. Además, el control regular de su calidad debe cubrir las funciones de sus circuitos de conteo, la calibración en relación con la energía de las radiaciones, su resolución energética, su sensibilidad, precisión del conteo, linealidad de su respuesta a la energía, la tasa de conteo de fondo, la linealidad de su respuesta a la actividad y la calibración del dispositivo que preestablece el ajuste de los controles del analizador. Los protocolos de las pruebas que se emplean con estos propósitos son esencialmente los mismos que los que se utilizan en los sistemas para las mediciones in vitro. Se pueden necesitar pruebas adicionales para verificar la función del inscriptor de gráficas en papel. Las pruebas pueden involucrar el uso de un contador de pulsos-reloj, de un promediador de tasa de pulsos ("ratemeter"), o ambos.

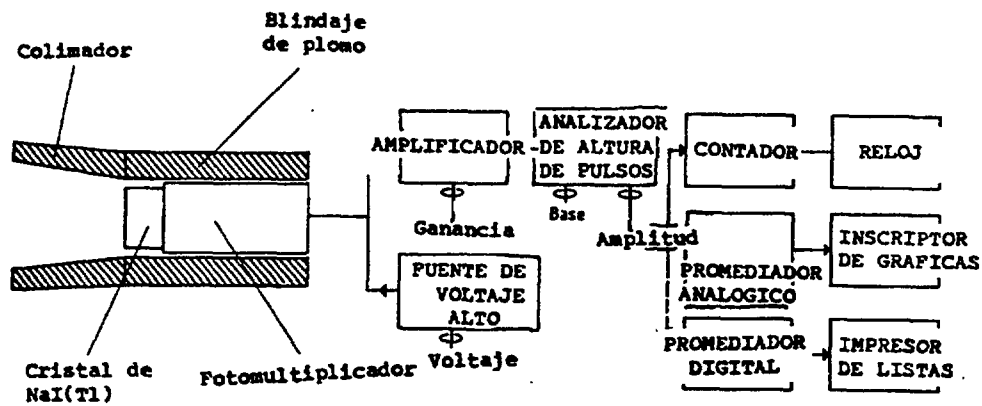


Fig. 4-1. Sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gamma.

Las pruebas deben efectuarse individualmente para cada canal y para cada detector en los sistemas con dos o más canales electrónicos independientes o con varios detectores.

4.2. PROGRAMA DE PRUEBAS

La Tabla 4-1 enlista las pruebas que se recomiendan para el control de la calidad de los sistemas de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gamma, e indica la frecuencia que se sugiere para la repetición de las pruebas de referencia, como verificaciones rutinarias. Las verificaciones operacionales deben efectuarse todos los días en los que se emplee el sistema.

La prueba 4.3.6 requiere del empleo de un contador-reloj con despliegue digital, pero se puede efectuar en un sistema que carezca de estos dispositivos, si la salida del analizador de altura de pulsos se conecta con un contador-reloj externo.

Las pruebas 4.3.2-4.3.5, 4.3.7-4.3.10, y 4.4.3-4.4.5 pueden llevarse a cabo con un contador-reloj con despliegue digital o con un promediador de tasas de pulsos con despliegue analógico. Se incluyen procedimientos alternativos para estas pruebas: (a) utilizando un contador-reloj, y (b) empleando un promediador de tasas de pulsos. Cuando un sistema posee ambos sistemas de despliegue, es necesario seguir las dos alternativas de las pruebas 4.3.2 y 4.3.9. De otra manera, se puede seguir cualquiera de las dos alternativas, pero debe preferirse el uso del contador-reloj porque éste ofrece resultados más precisos.

4.3. PRUEBAS PARA LA ACEPTACION Y DE REFERENCIA

4.3.1. Inspeccion física

Propósito de la prueba

Examinar las condiciones generales de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gamma.

Procedimiento

1. Inspeccionar el soporte y la cubierta del instrumento en busca de evidencias de daño. Examinar con atención particular la envoltura del cristal(es) de NaI(Tl), para detectar signos de abolladuras o perforaciones.

Tabla 4-1

Programa de pruebas para los sistemas de conteo
para la medición in vitro de las radiaciones gama

Número de la prueba	Prueba	Aceptación	Frecuencia de las pruebas rutinarias			
			Referencia	Semanal	Trimestral	Semestral
Pruebas para la aceptación y de referencia						
4.3.1.	Inspección física	X				
4.3.2.	Prueba de la función del contador-reloj/promediador	X	X	X		
4.3.3.	Prueba de la calibración de la energía	X	X	X		
4.3.4.	Prueba de la resolución energética (% FWHM)	X	X			X
4.3.5.	Prueba de la sensibilidad	X	X	X		
4.3.6.	Prueba de la precisión del conteo (prueba de la χ^2)	X	X		X	
4.3.7.	Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía	X	X			X
4.3.8.	Prueba de la tasa de conteo integral de fondo	X	X	X		
4.3.9.	Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad	X	X			X
4.3.10.	Prueba de la operación preestablecida del analizador	X	X			X
4.3.11.	Prueba de la linealidad de la respuesta del inscriptor	X	X			X
4.3.12.	Prueba del mecanismo impulsor del papel del inscriptor	X	X			X
Verificaciones operacionales						
4.4.1.	Verificación de los montajes del detector y del colimador					
4.4.2.	Verificación de la función del inscriptor					
4.4.3.	Prueba del ajuste del fotopico en el analizador					
4.4.4.	Prueba de la sensibilidad de los detectores					
4.4.5.	Prueba de la tasa de conteo de fondo					

2. Revisar todos los controles, módulos enchufables, teclas e interruptores. Identificar tornillos y tuercas flojos, controles de ajuste difícil, módulos enchufables que no embonen e interruptores atascados.
3. Comprobar todos los conectores; verificar que no falte alguno y examinar los cables y enchufes en busca de daños.
4. Examinar todos los colimadores y demás accesorios; verificar que no falte alguno y que no haya piezas dañadas.
5. Verificar la existencia de manuales de operación y de servicio.
6. Anotar la localización de los fusibles y verificar la existencia de piezas de repuesto.
7. Comprobar la compatibilidad entre los requerimientos de la fuente de poder del instrumento y la línea eléctrica disponible. Efectuar los ajustes necesarios.
8. Verificar la ausencia de defectos mecánicos en todos los montajes del colimador y del ensamble del detector, con interés particular en aquellos que puedan afectar la seguridad de los pacientes y del personal.
9. Iniciar la bitácora del instrumento con un inventario de todos sus componentes y accesorios, anotando sus condiciones en el momento de su recepción, con referencia particular a cualquiera daño, deficiencia o defecto y a las acciones que se siguieron para su corrección.

Observaciones

La inspección física debe llevarse a cabo inmediatamente después de la recepción del instrumento, para poder informar al proveedor de cualquier daño, deficiencia o defecto antes de que la garantía expire.

4.3.2. Prueba de la función del contador-reloj y/o del promediador de tasas de pulsos

Propósito de la prueba

Comprobar la función de un contador-reloj y/o de un promediador de tasas de pulsos, en un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama.

Procedimiento

1. Encender la señal de prueba de 50 Hz o de 60 Hz (u otras).
2. (a) Preestablecer un tiempo de conteo suficiente para verificar los circuitos del contador de pulsos y del reloj, o
(b) Seleccionar el rango apropiado para la tasa de conteo de la señal de prueba.
3. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado, o
(b) Medir y anotar la tasa de conteo. Elegir una constante de tiempo larga para mantener las variaciones estadísticas dentro de límites aceptables y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de la lectura.
4. Apagar la señal de prueba. (Si esto no se hace, el sistema continuará registrando la señal de prueba durante la operación.)

Observaciones

Esta prueba debe efectuarse con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes.

Interpretación de los resultados

Los resultados deben concordar cercanamente con los que se pueden esperar de la frecuencia conocida de la señal de prueba. Un resultado discrepante puede indicar una falla en los circuitos de conteo o - en el caso de un incremento en la tasa de conteo - la presencia de "ruido" electrónico. Cualquiera que sea el caso, es necesario iniciar la acción correctiva necesaria.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.3.3. Prueba de la calibración de la energía

Propósito de la prueba

Efectuar y comprobar subsecuentemente la calibración de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama, en relación con la energía de éstas.

Materiales

Una fuente sellada de radiaciones gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular), con una actividad cercana a 370 kBq (10 μCi). Se puede emplear una fuente certificada como la necesaria para la prueba 4.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en éste caso no es necesario conocer su actividad exacta.

Montaje para la fuente radiactiva.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador, de tal manera que la escala completa (1000 unidades) del control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos corresponda aproximadamente a 1000 keV. Esto puede lograrse siguiendo los lineamientos del manual de operación, basándose en la experiencia previa, o mediante el procedimiento de tentativas y errores, procediendo hasta el paso 5 y repitiendo éste con valores progresivamente mayores en los controles.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) para formar una ventana angosta (p.ej.: de 10 unidades), centrada en la unidad 662, que debe corresponder con los 662 keV de la radiación gama del ^{137}Cs .
3. Colocar la fuente de radiaciones gama del ^{137}Cs en su montaje frente al detector, a una distancia definida de la superficie expuesta de la cubierta del cristal y coincidiendo con el eje de su cono de sensibilidad.
4. (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
(b) Elegir un rango adecuado para la tasa de conteo.
5. La calibración puede efectuarse mediante el ajuste del voltaje del fotomultiplicador, o de la ganancia del amplificador. Mover el control correspondiente desde una cifra inicial baja en su escala, hasta que aparezcan las primeras cuentas. Aumentar aún más las cifras en la escala, en

forma escalonada, anotando la tasa de conteo en cada paso. Esta, debe crecer hasta un máximo, para volver a disminuir conforme el pico de absorción total de la radiación gama de 662 keV atraviesa la ventana del analizador de altura de pulsos. Determinar la posición exacta del control en la que se logra el conteo mayor. Debe elegirse una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de la lectura.

6. Anotar las posiciones de todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador correspondientes a la tasa de conteo mayor. Estas, son las posiciones en las que las escalas de los controles del analizador de altura de pulsos pueden leerse directamente en unidades de energía (keV), y con las que el pico de absorción total de las radiaciones gama de 662 keV se centra en la unidad 662 de la escala del control de la base (umbral).
7. Retirar la fuente radiactiva del detector.

Observaciones

Debe hacerse notar que la prueba se efectúa con una ventana angosta (p.ej.: de 10 keV). Las posiciones de los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) del analizador de altura de pulsos para la medición rutinaria del ^{137}Cs , se logran abriendo la ventana a una amplitud suficiente (p.ej.: 150 keV), para incluir virtualmente a todo el pico de absorción total de las radiaciones gama de 662 keV centrado en la ventana. Esto, usualmente implica una posición en la unidad 587 ($662 - 150/2 = 587$) del control de la base (umbral), y una posición en la unidad 150 del control de la amplitud (ventana). La amplitud necesaria puede juzgarse a partir de la forma del fotopico determinada mediante la prueba 4.3.4: prueba de la resolución de la energía.

Las correcciones de fondo no deben de ser necesarias bajo las condiciones de ventana angosta imperantes en la prueba.

Las posiciones para las mediciones rutinarias de otros radionúclidos, pueden predecirse a partir del conocimiento de las energías de sus radiaciones gama. Así, una ventana de 150 keV para la radiación gama de 364 keV predominante del ^{131}I , requerirá una posición en la unidad 289 ($364 - 150/2 = 289$) del control de la base (umbral), y en la unidad 150 del control de la amplitud (ventana). Si es necesario un cambio en la ganancia del amplificador, las posiciones requeridas pueden calcularse mediante la manera descrita en las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.

Aunque es posible predecir de esta manera las posiciones para las mediciones rutinarias, éstas deben establecerse en el momento de efectuar las pruebas de referencia mediante el análisis del espectro de la altura de los pulsos provocados por el radionúclido concerniente, en una forma similar a la descrita en la prueba 4.3.4: prueba de la resolución de la energía. Esto es necesario por dos razones: (1) la respuesta del sistema a la energía puede no ser exactamente lineal; (2) la amplitud de la ventana debe conformarse a la forma del pico de absorción total, misma que varía con la energía de la radiación.

Esta prueba debe efectuarse para cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, debe llevarse a cabo en cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Las fluctuaciones de las posiciones de calibración de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama, pueden tener su origen en una fuente inestable de la energía eléctrica, en cambios de la temperatura, o en fallas electrónicas. Las variaciones lentas, a largo plazo, pueden indicar el deterioro del cristal de NaI(Tl) o del tubo fotomultiplicador del detector. Las fluctuaciones a corto y largo plazos deben ser evidentes durante la inspección de los registros relevantes en la bitácora del instrumento.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.3.4. Prueba de la resolución de la energía (% FWHM)

Propósito de la prueba

Verificar la resolución energética de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama, en términos de su "fracción porcentual de la amplitud total a la mitad de la altura máxima" (% FWHM) para la radiación gama del ^{137}Cs .

Materiales

Una fuente sellada de radiaciones gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular), con una actividad cercana a 370 kBq (10 μCi). Puede emplearse una fuente certificada, como la que se requiere para la prueba 4.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no se necesita conocer su actividad exacta.

Montaje para la fuente radiactiva.

Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con las posiciones de calibración determinadas mediante la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar el control de la amplitud (ventana) para formar una ventana angosta (p.ej.: de 10 keV).
3. Colocar la fuente de radiación gama del ^{137}Cs en su montaje frente al detector, a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal y coincidiendo con el eje de su cono de sensibilidad.
4.
 - (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
 - (b) Elegir un rango adecuado para la tasa de conteo
5.
 - (a) Comenzando con una posición cercana a 800 keV en el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos, disminuir esta posición en forma escalonada, a razón de 10 keV en cada ocasión, hasta llegar a la posición de 500 keV, efectuando un conteo en cada posición y anotando el resultado. La tasa de conteo debe crecer hasta un máximo y luego descender, conforme la ventana del analizador de altura de pulsos atraviesa el pico de absorción total de la radiación gama de 662 keV del ^{137}Cs . Debe elegirse una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de la lectura o
 - (b) Comenzando con una posición cercana a 800 keV en el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos, disminuir esta posición en forma escalonada, a razón de 10 keV en cada ocasión, hasta llegar a la posición de 500 keV, efectuando un conteo en cada posición y anotando el resultado. La tasa de conteo debe crecer hasta un máximo y luego descender, conforme la ventana del analizador de altura de pulsos atraviesa el pico de absorción total de la radiación gama de 662 keV del ^{137}Cs . Debe elegirse una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de la lectura.

6. Retirar la fuente radiactiva del detector.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica en papel con escalas lineales, que correlacione las tasas de conteo con las posiciones del centro de la ventana del analizador de altura de pulsos (Fig. 3-2).
2. Anotar la tasa máxima del conteo. Identificar las dos posiciones del centro de la ventana que correspondan con la mitad de la tasa máxima de conteo. Determinar la "amplitud total del fotopico a la mitad de su altura máxima" (FWHM) (en keV), como la diferencia entre ellas.
3. Calcular la % FWHM a partir de la expresión:

$$\% \text{ FWHM} = \frac{\text{FWHM}}{662} \times 100$$

Observaciones

Debe tomarse en consideración que la amplitud de la ventana del analizador de altura de pulsos que se utilice durante esta prueba influye sobre el valor de la % FWHM, y que el valor más exacto se logra con una ventana angosta. Por lo tanto, esta prueba debe efectuarse siempre con la ventana más angosta posible y siempre con la misma amplitud.

Las correcciones del fondo pueden no ser necesarias bajos las condiciones de ventana angosta de la prueba.

Esta prueba debe llevarse a cabo con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Un valor típico de la % FWHM puede ser de 9%, pero sus valores dependen de la forma y de las dimensiones del cristal de NaI(Tl) que se utilice. Por lo tanto, el valor para un sistema de conteo en particular debe compararse con el valor determinado por el fabricante o con el obtenido durante las pruebas para la aceptación del instrumento. La causa más probable de un aumento súbito de la % FWHM, es una fractura del cristal. Un aumento progresivo puede implicar un deterioro del cristal, provocado por el paso de la humedad a través de un sello defectuoso y la opacificación consecuente del cristal, o el deterioro del tubo fotomultiplicador.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.3.5. Prueba de la sensibilidad

Propósito de la prueba

Verificar la sensibilidad de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama, con una fuente certificada de radiación gama del ¹³⁷Cs.

Materiales

Una fuente sellada de radiaciones gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular), con una actividad cercana a 370 kBq (10 μCi), calibrada con una incertidumbre no mayor de 10%.

Montaje para la fuente radiactiva.
Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador, con los valores de calibración determinados mediante la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) con los valores establecidos para la medición rutinaria de las radiaciones gama del ^{137}Cs (ver las observaciones de la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía).
3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje y situarla frente al detector, sobre su línea axial y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
4.
 - (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
 - (b) Elegir un rango adecuado para la tasa de conteo.
5.
 - (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables o
 - (b) Anotar la tasa de conteo. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de la lectura.
6. Retirar la fuente radiactiva y su montaje.

Análisis de los datos

Registrar los resultados en la forma de una gráfica que correlacione linealmente las tasas de conteo con las fechas (Fig. 3-3). Los resultados de las pruebas sucesivas deben distribuirse en la vecindad cercana de una línea recta, correspondiente con el decaimiento radiactivo de la fuente. El punto inicial de esta recta puede establecerse con el promedio de las cifras logradas en 10 mediciones consecutivas efectuadas en el día concerniente. La pendiente negativa de la línea se determina a partir de la vida media física del ^{137}Cs (30.0 años) y corresponde aproximadamente a 2.3% por año. Para los propósitos de la prueba, es posible considerar que el decaimiento radiactivo es lineal durante un período corto en relación con la vida media física (p.ej.: un año). Tomando en consideración el error adicional involucrado en la colocación de la fuente en relación con el detector, los límites aceptables pueden indicarse mediante otras dos líneas rectas, paralelas a la primera, situadas una abajo y la otra arriba de ella, a una distancia de ésta igual a 3 veces la desviación patrón del error fortuito en el conteo, es decir, $3\sqrt{n}/t$, donde n es la tasa de conteo promedio inicial y t es el tiempo del conteo. El 95% de todos los resultados deben situarse dentro de estos límites. La prueba debe repetirse cuando un resultado individual ocurre fuera de estos límites, aún cuando ello sea marginalmente. La repetición de un resultado fuera de los límites indica que ha ocurrido un cambio en la sensibilidad.

Observaciones

Debe tomarse en consideración, que la amplitud de la ventana del analizador de altura de pulsos y la distancia entre la fuente radiactiva y el detector, influyen importantemente sobre los resultados de esta prueba. Por lo tanto, esta verificación debe efectuarse siempre en condiciones idénticas en relación con estos dos aspectos.

La correcciones de la actividad de fondo pueden no ser necesarias en las condiciones en las que se verifica la prueba.

Esta prueba debe efectuarse con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes. Asimismo debe llevarse a cabo con cada detector individual, en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Los resultados discrepantes pueden sugerir una calibración incorrecta del sistema en relación con la energía de las radiaciones, una resolución energética defectuosa, o ambas. En tal caso, deben efectuarse las pruebas 4.3.3: prueba de la calibración de la energía, y 4.3.4: prueba de la resolución de la energía, e indicar la acción correctiva apropiada.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.3.6. Prueba de la precisión del conteo (prueba de la χ^2)

Propósito de la prueba

Verificar la precisión del conteo de un sistema para la medición in vivo de las radiaciones gama.

Materiales

Fuente sellada de radiación gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular), con una actividad cercana a 370 kBq (10 μCi). puede emplearse una fuente certificada como la requerida por la prueba 4.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no es necesario conocer su actividad exacta.

Montaje para la fuente radiactiva.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración determinados mediante la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) con los valores establecidos para la medición de la radiación gama del ^{137}Cs (ver las observaciones de la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía).
3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje y situarla frente al detector, sobre su línea axial y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
4. Prestablecer un tiempo de conteo suficiente para acumular un mínimo de 10 000 cuentas.

5. Efectuar 10 conteos repetidos y anotar los resultados en una forma apropiada (ver la Tabla 3-2).
6. Retirar y guardar la fuente radiactiva y su montaje.

Análisis de los datos

Analizar los datos como se indica en la Tabla 3-2 y calcular el valor de la χ^2 a partir de la relación:

$$\chi^2 = \frac{\sum (C_i - \bar{C})^2}{\bar{C}}$$

donde,

C_i es un conteo individual y
 \bar{C} es el promedio de los 10 conteos.

Para una muestra de 10 lecturas y, por lo tanto, con 9 grados de libertad, los límites de confianza de 95% son 16.92 y 3.32, respectivamente. Un valor de χ^2 mayor que 16.92 indica una variación mayor de la que se puede atribuir al azar. Por otro lado, un valor menor de 3.32 indica que la variación es menor de la que se puede atribuir al azar. La prueba debe repetirse si sus resultados se sitúan fuera de estos límites. Si el segundo resultado también ocurre fuera de los límites, ello puede ser una indicación de la operación defectuosa del sistema.

Observaciones

Las correcciones de la actividad de fondo no son necesarias en esta prueba.

Esta prueba debe llevarse a cabo con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, debe efectuarse con cada detector en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

La imprecisión indicada por un valor de χ^2 mayor de 16.92, puede tener su origen en pulsos espurios causados por el "ruido" electrónico fortuito, en una fuente de poder inestable, en cambios de la temperatura o en fallas electrónicas. Un valor de χ^2 menor de 3.32, puede implicar pérdidas en el conteo debidas a una tasa de conteo extremadamente elevada o puede ser la consecuencia de pulsos espurios creados por el "ruido" electrónico ordenado de frecuencia constante.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.3.7. Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía

Propósito de la prueba

Verificar la linealidad de los valores del control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos, de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama, en relación con la energía de éstas.

Materiales

Fuentes radiactivas, integradas con radionúclidos emisores de radiaciones gama de energías diferentes (p.ej.: $^{99}\text{Tc}^m$, $^{113}\text{In}^m$, ^{131}I , ^{22}Na), en solución, en un tubo de ensayo o en alguna otra forma adecuada para el radioensayo, con concentraciones radiactivas cercanas a 3.7 MBq/ml (100 $\mu\text{Ci/ml}$).

Montaje para los tubos de ensayo.
Tubos de ensayo.
Pipetas y dispositivos para el pipeteo.
Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. En el caso de utilizar radionúclidos en solución, transferir 1 ml de cada solución a un tubo de ensayo distinto.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador, con los valores de calibración determinados mediante la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.
3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar el control de la amplitud (ventana) para formar una ventana angosta (p.ej.: de 10 keV).

Para cada radionúclido en turno:

4. Colocar el tubo de ensayo en su montaje y situarlo frente al detector, sobre su línea axial y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
5.
 - (a) Preestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
 - (b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
6.
 - (a) Ajustar el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos con un valor correspondiente a 50 keV mayor que la energía de la radiación gama predominante del radionúclido concerniente. Disminuir este valor en forma escalonada, 10 keV en cada escalón, efectuando un conteo en cada paso y anotando la tasa de conteo correspondiente; ésta, debe crecer hasta un máximo para volver a descender, conforme la ventana del analizador de altura de pulsos atraviesa el pico de absorción total de la radiación gama concerniente. Debe elegirse un tiempo de conteo que permita la acumulación de un mínimo de 2500 cuentas en la región del conteo mayor, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables o
 - (b) Ajustar el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos con un valor que sea 50 keV mayor que la energía de la radiación gama predominante del radionúclido concerniente. Disminuir escalonadamente este valor, a razón de 10 keV en cada ocasión, anotando la tasa de conteo en cada paso; ésta debe aumentar hasta un máximo para luego decrecer, conforme la ventana del analizador de altura de pulsos atraviesa el pico de absorción total de la radiación gama concerniente. Determinar las cifras exactas en el control de la base (umbral) con las que se obtiene el conteo mayor. Debe elegirse una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de la lectura.
7. Retirar y guardar la fuente radiactiva y su montaje.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales que, correlacione los valores de los ajustes del centro de la ventana del analizador de altura de pulsos con las energías de las radiaciones gama (ver la Fig. 3-4).
2. Ajustar con una regla transparente la línea recta que se adapte mejor a los puntos de datos de la gráfica.

3. Extrapolar la línea hacia su origen.
4. Examinar los datos en busca de evidencias de curvatura o de discordancias con el cero.

Observaciones

Las correcciones de la actividad de fondo no son necesarias en las condiciones de ventana angosta con las que se efectúa esta prueba.

La prueba debe efectuarse con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, debe llevarse a cabo con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

La falta de linealidad en los resultados puede deberse a una falta de linealidad en la conducta del amplificador. La causa más probable de una discordancia con el cero, es un desajuste de los circuitos del analizador de altura de pulsos. Se pueden tolerar fallas ligeras en la linealidad o en el ajuste del cero, siempre y cuando se confirmen los ajustes del analizador de altura de pulsos para las mediciones rutinarias de cualquier radionúclido en particular, tal y como se indica en las observaciones de la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.3.8. Prueba de la tasa de conteo integral de fondo

Propósito de la prueba

Verificar la tasa de conteo de fondo de un sistema para la medición in vivo de las radiaciones gama, bajo condiciones en las que es más fácilmente observable cualquier aumento en la tasa de conteo.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad integral. Ajustar el control de la base (umbral) a un umbral bajo, definido (p.ej.: 20 keV).
3. (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
(b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
4. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe ser el suficiente para coleccionar un mínimo de 1000 cuentas para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o
(b) Anotar la tasa de conteo. Debe elegirse una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.

Observaciones

Esta prueba debe efectuarse con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, se debe llevar a cabo con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Cualquier sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama debe mostrar una tasa de conteo de fondo mesurable, proveniente de la radiación ambiental. Si la base (umbral) se ajusta a una energía anormalmente baja (p.ej.: menor de 20 keV), o si existe un defecto en el instrumento, el "ruido" electrónico consecuente puede producir un componente adicional de la tasa de conteo de fondo. Esta puede estar sujeta a fluctuaciones, pero no son de esperarse cambios importantes en relación con las tasas de conteo de fondo observadas durante las pruebas para la aceptación del instrumento o en las verificaciones de referencia. Un aumento importante de la tasa de conteo de fondo puede indicar una contaminación radiactiva del detector, o un aumento de la radiación ambiental proveniente de fuentes radiactivas locales. Alternativamente, también puede ser una indicación del "ruido" electrónico. Deben explorarse las tres posibilidades.

Límites para la aceptación

Aunque no pueden establecerse los límites específicos para la aceptación de los resultados de esta prueba, se considera que un aumento en la tasa de conteo de fondo que sea de 20%, o mayor, amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.3.9. Prueba de la linealidad de la respuesta a la actividad

Propósito de la prueba

Verificar la linealidad de la tasa de conteo de un sistema para la medición in vivo de las radiaciones gama, en relación con la actividad del material radiactivo presente en su campo de sensibilidad.

METODO 1: METODO DEL DECAIMIENTO DE UNA FUENTE RADIATIVA

Materiales

Un radionúclido de vida media física corta (por ejemplo: $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$) en solución, con una concentración radiactiva cercana a 18.5 MBq/ml (500 $\mu\text{Ci/ml}$).

Un tubo de ensayo para la solución radiactiva.

Un montaje para el tubo de ensayo.

Una pipeta y dispositivos para pipetear.

Papel para gráficas con escalas log-lineal (3 o 4 ciclos).

Procedimiento

1. Transferir 1 ml de la solución radiactiva a un tubo de ensayo. Taponar firmemente el tubo.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.

3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) con las cifras establecidas para la medición rutinaria del radionúclido concerniente (ver las observaciones de la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía).
4. Colocar el tubo de ensayo con la solución radiactiva en su montaje y situar ambos frente al detector, sobre su línea axial y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
5.
 - (a) Preestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
 - (b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
6.
 - (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables. Anotar la hora exacta en el punto medio de la medición, o
 - (b) Medir y anotar la tasa de conteo. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
7. Repetir el paso 6 regularmente durante un período 6 a 7 veces mayor que la vida media física del radionúclido, para que la tasa de conteo disminuya en dos órdenes de magnitud.
8. Retirar el tubo de ensayo con la solución radiactiva y su montaje.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas log-lineal de 3 a 4 ciclos, que correlacione las tasas de conteo con el transcurso del tiempo.
2. Ajustar con una regla transparente la línea recta que se adapte mejor a los puntos de datos de la región de la gráfica con conteos bajos. Extrapolar esta línea hacia arriba, para obtener la tasa de conteo correspondiente al momento de la medición inicial.
3. Verificar que la pendiente negativa de la línea trazada sea congruente con la vida media física del radionúclido. Esto se puede lograr convenientemente, dividiendo entre 3.32 al tiempo que debe transcurrir para que la tasa de conteo medida disminuya a 1/10 de su valor inicial, determinado en el paso 2, y comparando el resultado con la vida media del radionúclido.
4. Examinar la gráfica en busca de divergencias sistemáticas de los puntos de datos en relación con la línea recta ajustada. Tales discrepancias indican una respuesta no lineal del instrumento a la actividad.

Observaciones

La prueba debe efectuarse con cada dispositivo de despliegue (p.ej.: contador de pulsos, promediador de tasas de conteo) que se emplee para las mediciones cuantitativas. También puede efectuarse con los dispositivos que se emplean en los estudios de tipo cualitativo.

Las correcciones por la actividad de fondo pueden no ser necesarias bajo las condiciones en las que se efectúa esta prueba, salvo, probablemente, en las tasas de conteo más bajas.

Esta prueba debe realizarse con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, se debe llevar a cabo con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

La presencia de impurezas de radionúclidos de vida media larga en la solución del radionúclido empleado para la prueba (p.ej.: el ^{99}Mo en el caso de $^{99}\text{Tc}^m$, ^{113}Sn en el caso del $^{113}\text{In}^m$), pueden revelarse por una nivelación aparente de las tasas de conteo en la parte final de la gráfica. Cualquier impureza de este tipo se puede identificar al terminar la prueba por la radiactividad residual de vida larga. Los cambios de la sensibilidad del instrumento durante el período de la prueba también pueden imitar una respuesta no lineal a la actividad, pero se pueden identificar mediante la prueba 4.4.3: verificación del ajuste del fotopico en el analizador.

Debe utilizarse un valor exacto de la vida media física del radionúclido. Si se compara la pendiente negativa de la gráfica con un valor aproximado de la vida media del radionúclido, se pueden introducir errores apreciables en la predicción de las tasas de conteo posibles después del transcurso de varias vidas media.

Interpretación de los resultados

Como consecuencia del tiempo de resolución finito de cualquier sistema de conteo para la medición *in vivo* de las radiaciones gama, es de esperarse una pérdida creciente de cuentas y una divergencia cada vez mayor de la linealidad de su respuesta a la actividad, conforme se incrementa la tasa de conteo. Este efecto se puede describir por la relación:

$$n = \frac{n'}{1 - n't}$$

donde n = tasa de conteo verdadera (c/s),
 n' = tasa de conteo observada (c/s),
 t = tiempo de resolución (c/s).

Según esta relación, la pérdida de cuentas para un tiempo de resolución de $10 \mu\text{s}$, llega a ser de 1% cuando la tasa de conteo es de 1000 c/s. Es poco probable observar pérdidas de cuentas con tasas de conteo menores que este valor, pero ellas crecen en importancia cuando la tasa de conteo supera este límite valor, pero ellas crecen en importancia cuando la tasa de conteo supera este límite.

Cuando se utiliza un promediador de tasas de pulsos para efectuar esta prueba, una disparidad con la linealidad con tasas bajas de conteo puede indicar un desajuste del cero preestablecido. Las discrepancias al cambiar de rango de tasas de impulsos (p.ej.: a 100 c/s), indican la presencia de sesgo (errores sistemáticos), en cuando menos uno de los rangos concernientes.

Límites para la aceptación

Los límites para la aceptación de los resultados de esta prueba están determinados por las características de operación del sistema de conteo. En particular, una disparidad con la linealidad de su respuesta a tasas elevadas de conteo debe conformarse con el tiempo de resolución establecido.

En general, deben aplicarse las correcciones apropiadas a todas las tasas de conteo en las que la pérdida de cuentas sea superior a 1%.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

METODO 2: METODO DE LAS FUENTES RADIATIVAS GRADUADAS

Materiales

Un radionúclido de vida media física moderada (p. ej.: ^{131}I) en solución, con una concentración radiactiva cercana a 18.5 MBq/ml (500 $\mu\text{Ci/ml}$).

Tubos de ensayo.

Montaje para los tubos de ensayo.

Pipetas y dispositivos para el pipeteo.

Papel para gráficas con escala log-log de 2 o 3 ciclos.

Procedimiento

1. Transferir volúmenes decrecientes (p.ej.: 5, 2, 1, 0.5, 0.1, 0.05 ml) de la solución radiactiva a una serie de tubos de ensayo. Agregar agua a cada uno de ellos hasta llevar el volumen total a una cifra constante (p.ej.: 5 ml). Taponar firmemente los tubos.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.
3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) con los valores para las mediciones rutinarias del radionúclido concerniente (ver las observaciones de la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía).
4. Colocar el tubo de ensayo con la actividad mayor en su montaje y situarlos frente al detector, sobre su línea axial y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
5. (a) Preestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
(b) Elegir un rango adecuado para la tasa de conteo.
6. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables o
(b) Medir y anotar la tasa de conteo. Debe elegirse una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
7. Retirar el tubo de ensayo y su montaje.
8. Repetir los pasos 4-7 con cada uno de los tubos de ensayo en turno, asegurando que su posición frente al detector sea siempre la misma.

Análisis de los datos

1. Registrar los datos en la forma de una gráfica con escalas log-log de 2 a 3 ciclos, que correlacione las tasas de conteo con los volúmenes de la solución original del radionúclido (ver la Fig. 3.6).
2. Ajustar con una regla transparente la línea recta que se adapte mejor a los puntos de datos de la región de la gráfica con las tasas bajas de conteo.
3. Extrapolar la línea para cubrir todo el espectro de las tasas de conteo medidas.

4. Examinar la gráfica en busca de desviaciones sistemáticas de los puntos de datos en relación con la línea recta trazada. Tales discrepancias indican una falta de linealidad de la respuesta del instrumento a la actividad.

Observaciones

Esta prueba debe aplicarse a cada dispositivo de despliegue (p.ej.: contador de pulsos, promediador de tasas de pulsos) que se utilice en las mediciones cuantitativas. También se puede aplicar a los dispositivos que se usen para los análisis cualitativos.

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones en las que se lleva a cabo esta prueba.

Esta prueba debe efectuarse con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes.

El pipeteo inexacto de la solución radiactiva, debido a técnica defectuosa o al uso de pipetas mal calibradas, puede introducir artefactos en los resultados.

Interpretación de los resultados

La misma que la del Método 1: Método del decaimiento de una fuente radiactiva.

Límites para la aceptación

Los mismos que para el Método 1: Método del decaimiento de una fuente radiactiva.

Conclusión

La misma que para el Método 1: Método del decaimiento de una fuente radiactiva.

4.3.10. Prueba de las condiciones preestablecidas en el analizador

Propósito de la prueba

Verificar las condiciones preestablecidas en el analizador de altura de pulsos, para la medición rutinaria de ciertos radionúclidos en particular, en un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama.

Materiales

Fuentes radiactivas integradas con los radionúclidos concernientes, en solución o en otras formas adecuadas para el radioensayo, con concentraciones radiactivas cercanas a 370 kBq/ml (10 μ Ci/ml).

Montaje para tubos de ensayo.
Tubos de ensayo.
Pipetas y dispositivos para el pipeteo.

Procedimiento

1. En el caso de emplear radionúclidos en solución, transferir 1 ml de cada solución a un tubo de ensayo distinto.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador, con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 4.4.3: prueba de la calibración de la energía.

Para cada radionúclido en turno:

3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana), con los valores preestablecidos por el fabricante o determinados de alguna otra manera para el dispositivo que preestablece las operaciones del analizador de altura de pulsos.
4. Colocar el tubo de ensayo en su montaje frente al detector, sobre su línea axial y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
5.
 - (a) Preestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
 - (b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
6.
 - (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables o
 - (b) Anotar la tasa de conteo. Debe elegirse una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
7. Encender el dispositivo del analizador que preestablece sus operaciones.
8. Repetir el paso 6.
9. Apagar el dispositivo del analizador que preestablece sus operaciones.
10. Retirar el tubo de ensayo y su montaje.

Análisis de los datos

Calcular, para cada radionúclido, el cambio porcentual de la tasa de conteo al cambiar del ajuste manual al dispositivo que preestablece la operación del analizador.

Observaciones

Inmediatamente antes de efectuar esta verificación, es necesario realizar la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía, para asegurar que la calibración de la energía sea correcta. El ajuste apropiado de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos puede verificarse, entonces, mediante la prueba 4.4.3: verificación del ajuste del fotopico en el analizador.

Si el fabricante no incluye en el manual del instrumento los ajustes adecuados del analizador, particularmente los de la amplitud (ventana), que regulan al dispositivo que preestablece su operación, ellos deberán identificarse durante las pruebas para la aceptación del instrumento mediante la determinación de los ajustes manuales que ofrecen la misma relación de conteo.

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones en las que se efectúa esta prueba.

Esta prueba debe llevarse a cabo con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes.

Interpretación de los resultados

Las variaciones de la tasa de conteo que ocurren al cambiar del ajuste manual a la función del dispositivo que preestablece la operación, implican un desajuste de este último. Sin embargo, si todos

los dispositivos que preestablecen alguna operación aparentan estar mal ajustados, ello es una indicación de una calibración inadecuada del sistema en relación con la energía de las radiaciones gama. En tal caso, debe repetirse la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.

Límites para la aceptación

Una discrepancia mayor de 10% en las tasas de conteo amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.3.11. Prueba de la linealidad de la respuesta del inscriptor de gráficas

Propósito de la prueba

Verificar la linealidad de la respuesta de un inscriptor de gráficas de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama.

Materiales

Una fuente sellada de radiaciones gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular), con una actividad cercana a 370 kBq (10 μCi). Puede utilizarse una fuente certificada como la necesaria para la prueba 4.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no se requiere conocer su actividad exacta.

Montaje para la fuente radiactiva.
Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía.
2. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana), para la medición rutinaria de las radiaciones gama del ^{137}Cs (ver las observaciones de la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía).
3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje frente al detector, a los largo de la línea axial de éste y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
4. Elegir un rango de tasa de conteo en el que la actividad de la fuente radiactiva provoque una deflexión total de la aguja en la escala del despliegue del promediador de tasas de pulsos.
5. Seleccionar una velocidad baja para la tira de papel en el inscriptor de gráficas y ponerla en función.
6. Retirar la fuente radiactiva. Ajustar el control del cero del inscriptor a una lectura de cero. Volver a colocar la fuente radiactiva con la misma geometría en relación con el detector.
7. Aumentar o disminuir los valores del ajuste del control de la amplitud (ventana) del analizador de altura de pulsos, para obtener una tasa de conteo que corresponda exactamente a la deflexión total de la aguja en la escala del despliegue del promediador de tasas de pulsos. Debe elegirse una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites

aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.

8. Si el inscriptor cuenta con un control de su sensibilidad, ajustarlo para una deflexión total de la pluma. De lo contrario, registrar la deflexión total real de la pluma sobre el papel.
9. Disminuir los valores del control de la amplitud (ventana) del analizador de altura de pulsos, para obtener una tasa de conteo que corresponda al 90% de la escala total del despliegue del promediador de tasas de pulsos, dejando transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que la constante de tiempo utilizada para que cada lectura logre su estabilización. Registrar la deflexión de la pluma sobre el papel.
10. Repetir el paso 9 con decrementos sucesivos de 10% de la tasa de conteo marcada en el despliegue del promediador de tasas de pulsos, hasta llegar al 10% de su escala total.
11. Retirar la fuente radiactiva y su montaje. Registrar la lectura cero del inscriptor sobre el papel.
12. Apagar el inscriptor de gráficas en papel.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en una gráfica con escalas lineales, que correlacione las deflexiones de la pluma del inscriptor sobre el papel, con las tasas de conteo indicadas por el despliegue del promediador de tasas de pulsos (Fig. 4-2).
2. Ajustar con una regla transparente la línea recta que se adapte mejor a los puntos de datos en la gráfica.
3. Examinar la gráfica en busca de discrepancias sistemáticas de los puntos de datos en relación con la línea recta trazada. Tales discrepancias indican una ausencia de linealidad en la respuesta del inscriptor de gráficas en papel.

Conclusion

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.3.12. Prueba del impulsor del papel en el inscriptor

Propósito de la prueba

Verificar la función del impulsor del papel en el inscriptor de gráficas de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama, en relación con la exactitud y uniformidad de su velocidad.

Materiales

Un cronómetro.

Procedimiento

1. Seleccionar la mayor velocidad posible para el movimiento del papel.
2. Encender el mecanismo impulsor del papel.
3. Medir con un cronómetro el tiempo que requiere el papel para avanzar, en relación con la pluma, una cierta distancia, determinada mediante las escalas impresas en la tira de papel.

3. Medir con un cronómetro el tiempo que requiere el papel para avanzar, en relación con la pluma, una cierta distancia, determinada mediante las escalas impresas en la tira de papel.
4. Repetir el paso 3 hasta un total de 5 mediciones sucesivas.
5. Apagar el impulsor del papel.
6. Repetir los pasos 1-5 para cada una de las velocidades disponibles para el impulsor del papel.

Análisis de los datos

1. Calcular el valor promedio de la velocidad del papel y la dispersión de sus valores individuales observados para cada velocidad disponible en el control del inscriptor.
2. Comparar las velocidades observadas con las esperadas.

La velocidad del papel debe ser exacta y uniforme para que el inscriptor de gráficas pueda desplegar fielmente el curso del tiempo en los eventos dinámicos. Los datos deben examinarse en ambos aspectos, en relación con los requerimientos de la operación.

Límites para la aceptación

Los límites para la aceptación de los resultados de esta prueba están determinados por las características del inscriptor, según las especificaciones del fabricante, y por los requerimientos de las operaciones.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.4. PRUEBAS OPERACIONALES

4.4.1. Verificación de los montajes del detector y del colimador

Propósito de la prueba

Verificar los montajes del detector y del colimador de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama.

Procedimiento

Revisar los montajes del colimador y del detector para asegurar que lo presenten defectos mecánicos. Tener cuidado especial en buscar defectos mecánicos que puedan poner en peligro la seguridad de los pacientes y del personal.

Interpretación de los resultados

Cualquier hallazgo anormal dicta la suspensión inmediata del uso operacional del instrumento mientras no se lleve a cabo la acción correctiva correspondiente.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

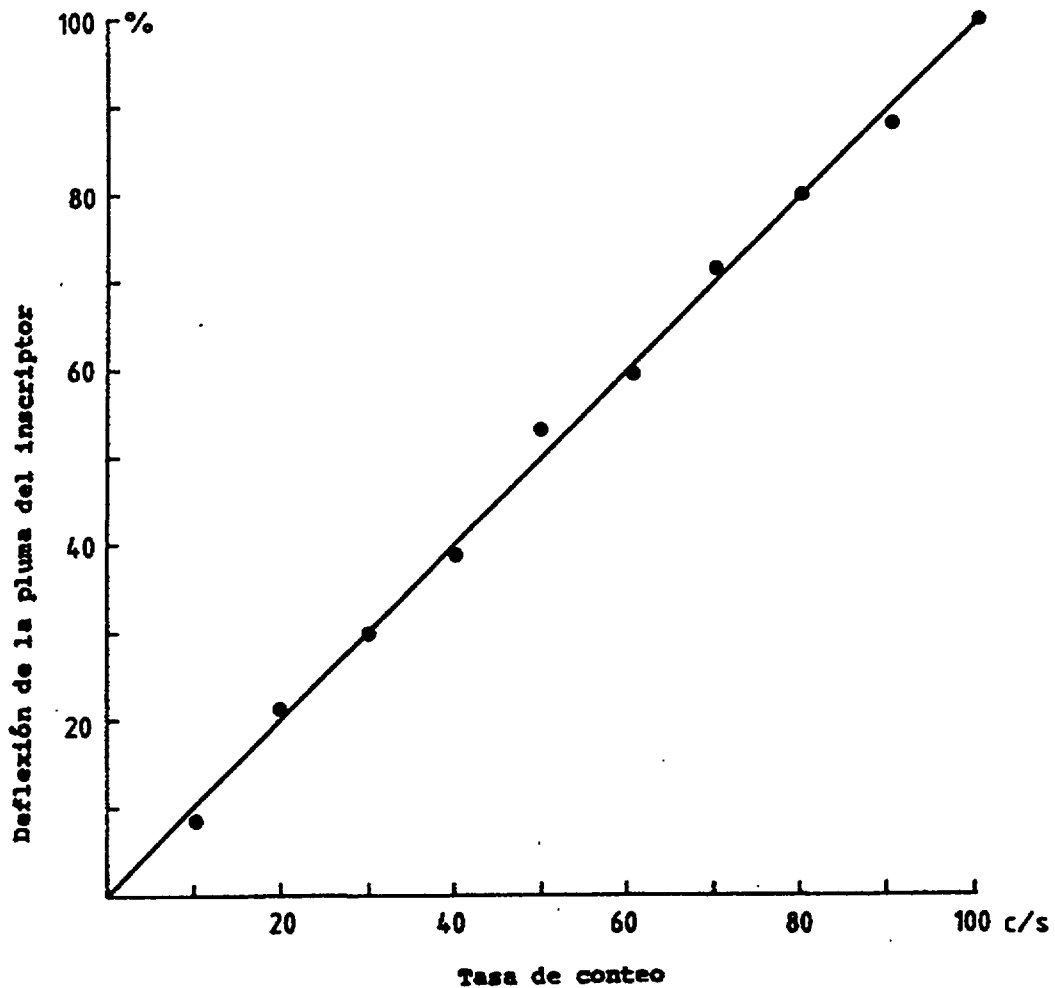


Fig. 4-2. Prueba 4.3.11.: prueba de la linealidad de la respuesta del inscriptor de gráficas.

4.4.2. Verificación de la función del inscriptor

Propósito de la prueba

Verificar la función de un inscriptor de gráficas incorporado a un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama.

Procedimiento

1. Verificar que existe una provisión suficiente de papel para las operaciones que se efectuarán con el inscriptor y asegurar que el impulsor del papel funciona adecuadamente.
2. Verificar que la tinta es suficiente y que la pluma inscribe bien.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.4.3. Prueba del ajuste del fotopico en el analizador

Propósito de la prueba

Verificar que el ajuste del fotopico en el analizador de altura de pulsos de un sistema de conteo para las mediciones in vivo de las radiaciones gama, es el adecuado para los radioensayos rutinarios de un radionúclido en particular.

Materiales

Una fuente radiactiva integrada con una solución del radionúclido concerniente, en un tubo de ensayo, en una jeringa o en otra forma adecuada para el radioensayo, con una actividad cercana a 370 kBq (10 μ Ci).

Montaje para la fuente radiactiva.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles para la medición del radionúclido concerniente (ver las observaciones de la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía).
2. Colocar la fuente radiactiva en su montaje frente al detector, sobre la línea axial de éste y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
3.
 - (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo o
 - (b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
4.
 - (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables o
 - (b) Anotar la tasa de conteo. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
5. Efectuar otro conteo con el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos ajustado a un valor mayor (p.ej.: en 10%) y a un valor menor (p.ej.: en 10%) al ajuste del fotopico y anotar los resultados. Verificar que estos valores de ajuste ofrecen conteos menores que el anotado en el paso 4.
6. Retirar la fuente radiactiva y su montaje.

Observaciones

Si se utiliza un dispositivo que preestablece las operaciones del analizador de altura de pulsos, es posible modificar el paso 5 del procedimiento y ajustar los controles del voltaje del fotomultiplicador o de la ganancia del amplificador, en lugar de calibrar el control de la base (umbral).

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias bajo las condiciones en las que se efectúa esta prueba.

Esta prueba debe realizarse con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, debe llevarse a cabo con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Los resultados discrepantes pueden sugerir una calibración incorrecta del sistema en relación con la energía de las radiaciones o, posiblemente, una falta de linealidad en su respuesta a la energía de las mismas. En tales casos, se deben verificar las pruebas 4.3.3: prueba de la calibración de la energía, y 4.3.7: prueba de la linealidad de la respuesta a la energía, según sea lo conveniente.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.4.4. Prueba de la sensibilidad de los detectores

Propósito de la prueba

Igualar las sensibilidades de los detectores individuales, de un sistema de conteo para la medición in vivo de las radiaciones gama.

Materiales

Una fuente radiactiva, integrada con una solución del radionúclido concerniente, en un tubo de ensayo, en una jeringa o en otra forma adecuada para su radioensayo, con una actividad cercana a 370 kBq (10 μ Ci).

Un montaje para la fuente radioactiva.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles para la medición rutinaria de las radiaciones del radionúclido concerniente (ver las observaciones de la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía).
2. Colocar la fuente radiactiva en su montaje frente al detector, sobre la línea axial de éste y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
3.
 - (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
 - (b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
4.
 - (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o
 - (b) Medir y anotar la tasa de conteo. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
5. Colocar la fuente radiactiva en su montaje frente al segundo detector, sobre la línea axial de éste y a la misma distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
6. Repetir el paso 4.
7. Aumentar o disminuir los valores de ajuste del control de la amplitud (ventana) del analizador de altura de pulsos relevante, repitiendo el paso cuantas veces sea necesario para elevar o bajar la tasa de conteo al valor de la lectura lograda con el primer detector.

8. Repetir los pasos 5-7 para cada uno de los detectores en turno.
9. Retirar la fuente radiactiva y su montaje.

Observaciones

Sólo deben ser necesarios ajustes ligeros para la calibración de los controles concernientes.

Si un sistema de conteo no permite la igualación de la sensibilidad de sus detectores mediante el ajuste de los controles de la amplitud (ventana) del analizador de altura de pulsos, ello puede lograrse mediante la calibración de los controles del voltaje del fotomultiplicador o de la ganancia del amplificador. Si se adopta este método, el detector(es) que ofrece la(s) tasa(s) de conteo inicial(es) mayor(es), debe ajustarse mediante la disminución de los valores de ajuste de los controles del voltaje del fotomultiplicador o de la ganancia del amplificador correspondientes.

Interpretación de los resultados

La operación de un sistema con varios detectores para la medición in vivo de las radiaciones gama, usualmente requiere que todos los detectores posean la misma sensibilidad. Las diferencias muy pequeñas entre los detectores individuales no requieren de igualación.

Límites para la aceptación

Las tasas de conteo medidas con los distintos detectores no deben diferir en más del 4% después de haber sido calibrados.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

4.4.5. Prueba de la tasa de conteo de fondo

Propósito de la prueba

Verificar la tasa de conteo de fondo de un sistema para la medición in vivo de las radiaciones gama, bajo las condiciones de operación para la medición rutinaria de un radionúclido en particular.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles para la medición rutinaria del radionúclido concerniente (ver las observaciones de la prueba 4.3.3: prueba de la calibración de la energía).
2.
 - (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
 - (b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
3.
 - (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado, o
 - (b) Anotar la tasa de conteo.

Observaciones

Esta prueba se debe efectuar con cada canal individual en los sistemas con varios canales electrónicos independientes. Asimismo, debe llevarse a cabo con cada detector individual en los sistemas con varios detectores.

Interpretación de los resultados

Un aumento importante en la tasa de conteo de fondo puede indicar una contaminación radiactiva del detector, o un aumento de la radiación ambiental proveniente de fuentes radiactivas locales. Alternativamente, también puede indicar la presencia de "ruido" electrónico. Las tres posibilidades se deben de explorar.

Límites para la aceptación

Aunque no se pueden establecer límites específicos para la aceptación de los resultados de esta prueba, cualquier aumento mayor de 20% en la tasa de conteo de fondo amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

No descartan una operación aceptable.

5. CENTELLEOGRAFOS (GAMAGRAFOS) RECTILINEOS

5.1. INTRODUCCION

5.1.1. Principios básicos

El centelleógrafo o gamógrafo rectilíneo, es un instrumento diseñado para producir una imagen bidimensional de la distribución de la radiactividad, mediante el rastreo de la región de interés a través de una serie de movimientos rectilíneos sucesivos de un detector de centelleo blindado y colimado. Los sistemas electrónicos asociados permiten la amplificación y el análisis de la altura de los pulsos provenientes del detector. Los pulsos que emergen del analizador de altura de pulsos son transformados aun más por un procesador de despliegue y pasan a uno o dos dispositivos de despliegue conectados rígidamente al detector, de tal manera que siguen sus mismos movimientos de rastreo. Estos dispositivos pueden desplegar las imágenes centellográficas o gamagramas, en la forma de una distribución de marcas monocromáticas o policromáticas, producidas por el golpeteo de un martillete electromecánico sobre una cinta entintada situada sobre un papel (despliegue mecánico), o como la distribución de diferentes tonos de gris y negro producidos por una fuente luminosa sobre una película fotosensible (despliegue fotográfico) (Fig. 5-1a). Los centelleógrafos rectilíneos son instrumentos electromecánicos complejos, con varios componentes parcialmente independientes, cuyas operaciones se pueden evaluar en forma separada para el control de su calidad. La generación de imágenes de buena calidad requiere que todos sus componentes funcionen correctamente.

5.1.2. Componentes de un centelleógrafo rectilíneo

5.1.2.1. Sistema detector

El detector de centelleo incorpora un cristal cilíndrico de yoduro de sodio activado con talio (NaI(Tl)) sólido, de 75 mm o 125 mm de diámetro y 50 mm de espesor. La sensibilidad del instrumento depende en gran medida de estas dimensiones.

El centelleógrafo cuenta con una serie de colimadores intercambiables diferentes para su empleo en situaciones clínicas específicas. Usualmente son de plomo y presentan numerosas perforaciones que convergen en un punto focal (Fig. 5-1b). El campo de "visión" de todas las perforaciones coincide en este punto focal, en donde se encuentra la sensibilidad mayor del detector cuando se encuentra colimado, lo que provoca un efecto de enfoque. El plano perpendicular al eje del colimador que atraviesa el punto focal, se conoce como plano focal, mientras que la distancia que separa a la cara expuesta del colimador y al plano focal, se llama distancia focal. Esta, se puede calcular a partir de consideraciones geométricas, por medio de la relación:

$$\frac{de}{D-d}$$

donde, d = diámetro mayor del conjunto de perforaciones en la cara expuesta del colimador;
D = diámetro mayor del conjunto de perforaciones en la cara del colimador que se dirige hacia el cristal de NaI(Tl);
e = espesor del colimador.

La resolución espacial y la profundidad del foco, son otros dos elementos de juicio muy importantes en relación con la operación del detector. La resolución espacial expresa su capacidad para percibir en detalle la distribución de la radiactividad en su plano focal. La profundidad del foco, expresa la forma como esta capacidad disminuye a lo largo del eje del colimador, en ambos lados del plano focal. Estas características dependen principalmente del diseño geométrico cuando se emplean radiaciones gama de energía baja. Sin embargo, el espesor de los tabiques que separan a las perforaciones vecinas y, por lo tanto, el número y el diámetro de estas perforaciones, son determinados en un colimador en particular por las energías de las radiaciones gama para las cuales se intenta utilizar el detector. Para las energías elevadas es obligatorio que los tabiques sean gruesos y que el número

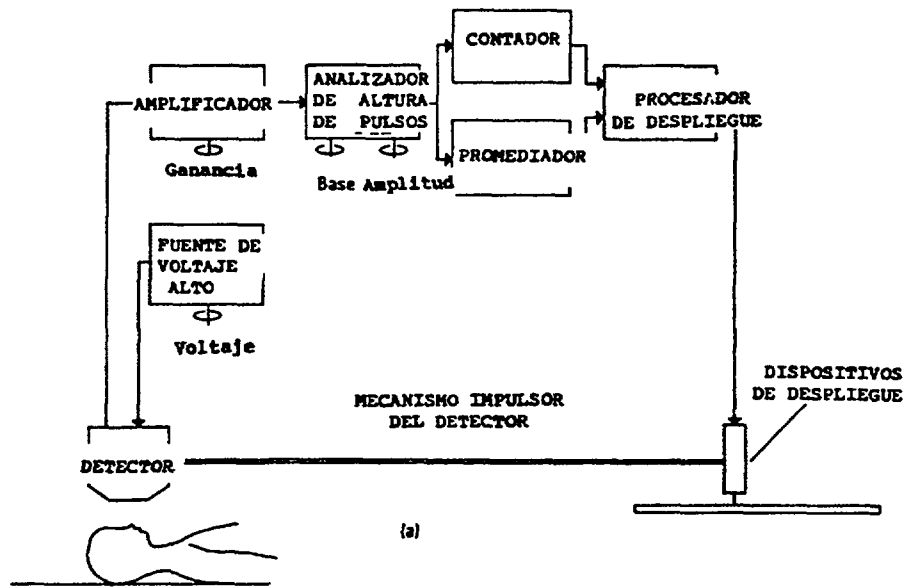
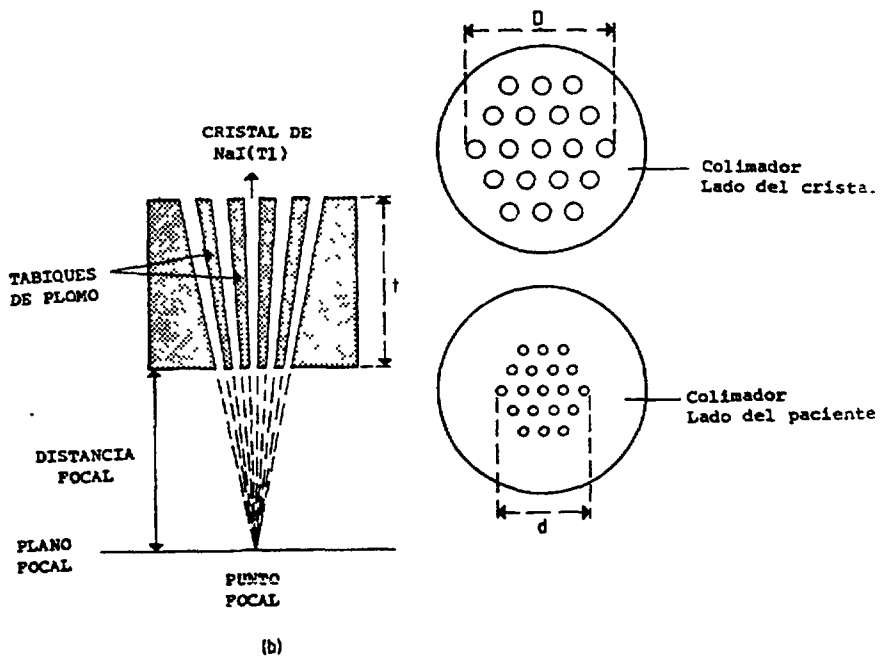


Fig. 5-1. (a) Centelleógrafo o gamágrafo rectilíneo
 (b) Colimador focal (según Rollo, 1977)



de perforaciones sea menor. Aún así, una fracción de las radiaciones puede pasar a través de los tabiques, disminuyendo la efectividad de la colimación y degradando la resolución espacial. Además, los tabiques gruesos disminuyen el área útil de la cara del cristal y reducen importantemente su sensibilidad - la tasa de conteo por unidad de actividad (cuentas/minuto/ μ Ci).

La selección del colimador correcto para cada procedimiento clínico es esencial para lograr gamagramas de calidad. Al recibir el centelleógrafo, deben examinarse cuidadosamente todos los colimadores que lo acompañan, los cuales deben marcarse de alguna manera para asegurar que se utilicen únicamente en las situaciones clínicas para las que fueron diseñados. Para ello, se tienen que considerar la resolución espacial, la distancia focal y la profundidad del foco de cada colimador, así como la energía de la radiación gama para la cual es adecuado.

5.1.2.2. Circuitos electrónicos asociados

Los circuitos electrónicos que típicamente se asocian con un centelleógrafo rectilíneo, incluyen: un preamplificador, un amplificador, un analizador de altura de pulsos, posiblemente un contador de pulsos-reloj y/o un promediador de tasas de pulsos, y una fuente de alto voltaje para el fotomultiplicador. Las funciones de estos componentes son esencialmente las mismas que en los sistemas de conteo para las mediciones in vitro o in vivo de las radiaciones gama. Debe tenerse cuidado especial en ajustar correctamente la ventana del analizador de altura de pulsos, pues para el logro de gamagramas de calidad es necesario rechazar la fracción mayor posible de las radiaciones dispersas, pero sin sacrificar inútilmente la sensibilidad del instrumento. Esto puede lograrse mediante la selección de una ventana, centrada exactamente en el pico de absorción total de la radiación gama concerniente, y con una amplitud igual a 20-30% del ajuste del centro de la ventana. Este cuidado es igualmente necesario en los centelleógrafos que cuenten con selectores individuales para los radionúclidos diferentes mediante interruptores, teclas o módulos enchufables.

5.1.2.3. Procesador de despliegue

La función del procesador de despliegue es transformar las señales provenientes de los circuitos electrónicos asociados, mencionados previamente, para adecuarlos a los dispositivos para el despliegue de las imágenes.

Es posible que primero sea necesario reducir las tasas de conteo a niveles compatibles con la inercia del martillete del sistema de despliegue electromecánico, y con la intensidad de la luz que requiere la combinación de la fuente luminosa y la película fotosensible del sistema de despliegue fotográfico. En algunos centelleógrafos se pueden utilizar gráficas o tablas para seleccionar el factor de martilleo apropiado o el ajuste adecuado de la intensidad de la luz, una vez que se ha elegido la velocidad de rastreo que satisface las necesidades estadísticas (Ver 5.1.3: consideraciones sobre las operaciones). En otros, estos factores se ajustan automáticamente.

Además de ejercer su función primaria, el procesador de despliegue puede proveer de otras dos modalidades de procesamiento. Estas, son: (a) la sustracción del fondo, para los sistemas de despliegue electromecánicos monocromáticos y policromáticos, y (b) el realce del contraste, para los sistemas de despliegue fotográfico y electromecánico policromático.

Para la sustracción del fondo se suprimen todas aquellas partes de la imagen que poseen tasas de conteo inferiores a un nivel seleccionable, el cual se expresa como una fracción porcentual de la tasa mayor de conteo. Las demás regiones aparecen tal y como si no se hubiera efectuado la sustracción del fondo.

El realce del contraste incluye implícitamente a la sustracción del fondo. Para su logro, se suprimen de la imagen todas aquellas regiones en las que la tasa de conteo es menor que un nivel seleccionable. Hasta aquí es igual que la sustracción del fondo. Pero, en este caso, todos los niveles de intensidad disponibles en el dispositivo de despliegue se distribuyen entre el nivel de supresión - que

se convierte en el nivel cero - y un nivel alto, el cual corresponde con la tasa máxima de conteo observada.

Debe hacerse notar que aunque en algunas circunstancias la sustracción del fondo y el realce del contraste mejoran la calidad de las imágenes, sus efectos son irreversibles, salvo cuando los datos originales se acumulan en una memoria para su despliegue ulterior con diferentes variaciones en los parámetros. Esto quiere decir que estas maniobras deben evitarse, salvo cuando existan indicaciones precisas para llevarlas a cabo. Empero, aún así, debe utilizarse con mucha precaución.

5.1.2.4. Dispositivos para el despliegue

El despliegue mecánico se logra con un martillete electromecánico y una cinta de tela entintada que se mueven sobre una hoja de papel, en sincronía con el barrido del detector. El martillete es activado por los pulsos que provienen del procesador de despliegue. Cada uno de estos pulsos produce una sola marca en el papel, de tal manera que la frecuencia del martilleo corresponde con la frecuencia de los pulsos, la cual es dada por la tasa del conteo que registra el detector. En los despliegues por impresión monocromática, todas las marcas son del mismo color y los cambios de las tasas de conteo se manifiestan simplemente como variaciones en la densidad del puntillado. En los despliegues por impresión policromática se emplea una cinta entintada con numerosos colores, cada uno de los cuales representa un nivel distinto de la tasa de conteo. Los cambios de la tasa de conteo también se acompañan de cambios de la densidad del puntillado, pero las variaciones de los colores ofrecen una indicación visual semicuantitativa adicional de tales cambios.

Algunos instrumentos con despliegue por impresión policromática cuentan con un modo de operación alternativo, con una frecuencia constante del martilleo, pero con un arreglo para que la impresión de los colores diferentes dependa de la tasa de conteo. En este caso, la densidad del puntillado es constante y la única indicación de los cambios de la tasa de conteo se manifiestan por la variación en el color.

En el sistema de despliegue fotográfico, la fuente luminosa se mueve sincrónicamente con el detector sobre una película fotosensible situada en el interior de una caja hermética a la luz exterior. La fuente luminosa se enciende momentáneamente en cada ocasión en la que emerge un pulso del procesador de despliegue, de tal manera que la frecuencia de los destellos corresponde directamente con la frecuencia de los pulsos y con la tasa de conteo. La fuente luminosa está colimada con una apertura muy angosta para que cada destello provoque una mancha muy pequeña en la placa fotográfica, de apariencia muy similar a la marca impresa por el martillete electromecánico sobre el papel. Cuando no se utiliza la sustracción del fondo ni el realce del contraste, la intensidad de los destellos es controlada por el procesador de despliegue, de tal manera que la densidad del velo de la película aumenta en forma continua con el incremento de la tasa de conteo.

La capacidad de respuesta de los dispositivos de despliegue electromecánico y fotográfico se limita con las tasas elevadas de conteo debido a los efectos de saturación. Por lo tanto, es importante ajustar el procesador de despliegue para poder utilizar toda la gama de operación disponible en el dispositivo de despliegue y evitar de esta manera los efectos de saturación.

Los dispositivos de despliegue usualmente están conectados al detector, de tal manera que siguen con exactitud su movimiento de acuerdo con una escala de 1:1. No obstante, algunos centelleógrafos, especialmente los diseñados para el logro de imágenes del cuerpo entero, cuentan con dispositivos que reducen el tamaño de la imagen.

5.1.2.5. Mecanismo impulsor del detector

El movimiento de barrido del detector y del dispositivo(s) de despliegue de un centelleógrafo se logra mediante un mecanismo impulsor complejo, que incluye motores, circuitos, microinterruptores, etc. La velocidad del movimiento es regulable y éste puede seguir patrones diferentes. Este mecanismo tiene que mover partes relativamente pesadas a grandes velocidades. Como el movimiento sufre

aceleraciones y desaceleraciones súbitas durante la función del instrumento, las partes concernientes se ven expuestas a fuerzas considerables. Para limitar el deterioro mecánico del instrumento, es esencial el establecimiento de un programa regular de mantenimiento preventivo.

5.1.3. Consideraciones sobre la operación

La selección de la velocidad del movimiento de barrido en una situación clínica en particular es dictada principalmente por consideraciones de índole estadística. Si la velocidad es demasiado grande, los conteos que se logran en cada elemento de imagen individual son demasiado bajos para su reproducción estadística y la calidad de la imagen se reduce. La densidad de la información o del conteo es un elemento de juicio conveniente, pues refleja la calidad estadística de una imagen y se puede calcular fácilmente, mediante la expresión:

$$D = r / V E$$

donde,

D = densidad de la información (c/cm²).

r = tasa de conteo (c/s).

V = velocidad del barrido (cm/s)

E = espaciamiento de las líneas (cm).

La tasa de conteo se mide a la salida del analizador de altura de pulsos o a la entrada del procesador de despliegue.

Como una regla general, y tomando en consideración la resolución espacial limitada del mejor colimador focal (cerca a 1 cm FWHM), se considera que la densidad de conteo óptima es de 800 c/cm². La elección de un valor mayor no conlleva una mejoría significativa en la aptitud para percibir detalles en la imágenes. (Obsérvese que el valor correspondiente para las cámaras de centelleo es varias veces mayor).

Los centelleógrafos con dos detectores opuestos, cada uno de ellos con sus propios circuitos asociados, ofrecen sensibilidades más altas y profundidades focales mayores, a través del logro simultáneo de las imágenes en las proyecciones anterior y posterior o en las proyecciones laterales derecha e izquierda.

En toda ocasión en la que se utilice un centelleógrafo rectilíneo es necesario efectuar verificaciones simples de los montajes del colimador y del detector, de la función del martillete electromecánico, del ajuste del fotopico en el analizador de altura de pulsos y de la tasa de conteo. Además, el control regular de su calidad debe cubrir la función de sus circuitos de conteo, la calibración de la energía, de su resolución energética, de su sensibilidad, precisión de conteo, linealidad de su respuesta a la energía, de la tasa de conteo de fondo y de los dispositivos que preestablecen las funciones del analizador. Los protocolos de las pruebas necesarias para ello son esencialmente los mismos que se siguen para verificar los sistemas de conteo para la medición in vitro e in vivo de las radiaciones gama. Las pruebas pueden involucrar el uso de un contador de pulsos-reloj, de un promediador de tasas de pulsos, o de ambos. Las comprobaciones de la linealidad del sistema, de la sustracción del fondo, del realce del contraste y del mecanismo impulsor del detector y de los sistemas del alliegue, deben efectuarse cuando sea apropiado. Finalmente, es aconsejable comprobar la operación total del instrumento bajo condiciones que simulen la obtención de un gamagrama clínico.

En los centelleógrafos con dos detectores, estas pruebas deben efectuarse con cada detector individual y con sus circuitos electrónicos asociados respectivos.

5.2. PROGRAMA DE PRUEBAS

La Tabla 5-1 enlista las pruebas que se recomiendan para el control de la calidad de los centelleógrafos rectilíneos. También sugiere las frecuencias para la repetición de las pruebas de referencia para conformar el programa de verificaciones rutinarias. Las comprobaciones de sus operaciones deben efectuarse todos los días en los que se utilice el instrumento.

La prueba 5.3.6 requiere del empleo de un contador-reloj con despliegue digital, pero puede efectuarse en un instrumento que no posea este dispositivo haciendo pasar los pulsos de la salida del analizador de altura de pulsos a un contador-reloj externo.

Las pruebas 5.3.2-5.3.5, 5.3.7-5.3.10 y 5.4.3-5.4.4 pueden llevarse a cabo con un contador-reloj con despliegue digital o con un promediador de tasas de pulsos con despliegue analógico. Para estas pruebas se presentan dos alternativas: (a) mediante el empleo de un contador-reloj, y (b) con el empleo de un promediador de tasas de pulsos. Ambas alternativas deben seguirse en las pruebas 5.3.2 y 5.3.10 en los instrumentos que cuentan con ambos dispositivos. En los demás instrumentos se puede seguir cualquier alternativa, pero siempre debe darse preferencia al empleo del contador-reloj, pues ofrece resultados más precisos.

5.3. PRUEBAS PARA LA ACEPTACION Y DE REFERENCIA

5.3.1. Inspección física

Propósito de la prueba

Revisar las condiciones generales de un centelleógrafo rectilíneo.

Procedimiento

1. Revisar la estructura y las cubiertas del instrumento y el detector, en busca de evidencias de daño. Examinar con atención particular la cubierta del cristal de NaI(Tl) para detectar signos de abolladuras o perforaciones.
2. Examinar el mecanismo impulsor del detector y de los dispositivos de despliegue. Verificar su movimiento manual libre.
3. Inspeccionar todos los controles, módulos enchufables, teclas e interruptores. Buscar tornillos flojos, controles de ajuste difícil, módulos enchufables que no se ajusten correctamente en su sitio e interruptores atascados.
4. Revisar todos los conectores. Verificar que no falte alguno y examinar los cables y los enchufes en busca de daños.
5. Revisar todos los colimadores y los demás accesorios. Verificar que no falte alguno y que no existan daños.
6. Verificar la existencia de los manuales de operación y de servicio.
7. Anotar la localización de los fusibles y verificar que se cuenta con repuestos.
8. Verificar la compatibilidad entre los requerimientos de corriente eléctrica del instrumento y la línea de corriente eléctrica disponible. Efectuar los ajustes necesarios.
9. Verificar que los montajes del detector y de los colimadores no tengan defectos mecánicos, sobre todo en aquellas partes que puedan poner en peligro a los pacientes o al personal.

Tabla 5-1

Programa de pruebas para los sistemas de conteo
para la medición in vitro de las radiaciones gama

Número de la prueba	Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia de las pruebas rutinarias		
				Semanal	Trimestral	Semestral
Pruebas para la aceptación y de referencia						
5.3.1.	Inspección física	X				
5.3.2.	Prueba de la función del contador-reloj/promediador	X	X	X		
5.3.3.	Prueba de la calibración de la energía	X	X	X		
5.3.4.	Prueba de la resolución energética (% FWHM)	X	X			X
5.3.5.	Prueba de la sensibilidad	X	X	X		
5.3.6.	Prueba de la precisión del conteo (prueba de la χ^2)	X	X		X	
5.3.7.	Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía	X	X			X
5.3.8.	Prueba de la tasa de conteo integral de fondo	X	X	X		
5.3.9.	Prueba de la operación preestablecida del analizador	X	X			X
5.3.10.	Prueba de la linealidad del sistema	X	X		X	
5.3.11.	Prueba de la sustracción del fondo	X	X			X
5.3.12.	Prueba del realce del contraste	X	X			X
5.3.13.	Prueba del mecanismo impulsor del detector	X	X			X
5.3.14.	Prueba de la operación total	X	X	X		
Verificaciones operacionales						
5.4.1.	Verificación de los montajes del detector y de su colimador					
5.4.2.	Verificación del funcionamiento del martillete					
5.4.3.	Verificación del ajuste del fotopico en el analizador					
5.4.4.	Verificación de la tasa de conteo de fondo					

10. Iniciar la bitácora del instrumento con un inventario de todas sus partes y accesorios, anotando sus condiciones en el momento de su recepción, haciendo referencia especial a cualquier daño, deficiencia o falla, así como la acción correctiva que se siguió.

Observaciones

La inspección física debe efectuarse inmediatamente después de la recepción del instrumento para poder informar al proveedor acerca de cualquier daño, deficiencia o falla, antes de la expiración del período de garantía. En el caso de haber un daño importante deben detenerse las pruebas para la aceptación hasta que éste no se rectifique. Si solamente se trata del daño de un componente (p.ej.: colimador), se puede continuar con las pruebas para la aceptación una vez que se haya notificado el daño al fabricante.

5.3.2. Prueba de la función del contador-reloj o del promediador de tasas de pulsos

Propósito de la prueba

Verificar la función del contador-reloj y/o del promediador de tasas de pulsos de un centelleógrafo rectilíneo.

Procedimiento

1. Encender la señal de prueba de 50 Hz o 60 Hz (o otra).
2. (a) Prestablecer un tiempo de conteo suficiente para verificar la función de los circuitos del contador-reloj, o
(b) Seleccionar un rango apropiado para la tasa de conteo con el fin de verificar la función del promediador de tasas de pulsos.
3. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado, o
(b) Medir y anotar la tasa de conteo. Debe elegirse una constante de tiempo larga y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante para lograr la estabilización de cada lectura.
4. Apagar la señal de prueba. (Si esto no se hace, el sistema continuará registrando la señal de prueba durante su operación).

Observaciones

Esta prueba debe efectuarse con cada detector en los centelleógrafos con dos detectores y dos canales electrónicos independientes.

Interpretación de los resultados

Los resultados deben concordar en forma cercana con los que son de esperarse de acuerdo con la frecuencia de la señal de prueba. Un resultado discrepante puede indicar una falla en los circuitos de conteo o, en el caso de aumentos en la tasa de conteo, la presencia de "ruido" electrónico. En cualquier caso, debe iniciarse la acción correctiva necesaria.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.3.3. Prueba de la calibración de la energía

Propósito de la prueba

Efectuar y subsecuentemente verificar, la calibración de la energía en un centelleógrafo rectilíneo.

Materiales

- Una fuente sellada de radiaciones gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular), con una actividad cercana a 370 kBq (10 μCi). Se puede emplear una fuente certificada como la necesaria para la prueba 5.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no se requiere conocer su actividad exacta.

Procedimiento

1. Colocar el detector verticalmente y dirigido hacia abajo. Retirar su colimador.
2. Ajustar los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador de tal manera que la escala total (1000 unidades) del control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos corresponda aproximadamente a 1000 keV. Esto se puede lograr mediante las instrucciones del manual de operación o en base a la experiencia previa, o mediante la técnica de tentativas y errores, procediendo al paso 7 y repitiendo este paso con cifras cada vez mayores en los controles.
3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) para formar una ventana angosta (p.ej.: 2% del valor de ajuste en el centro de la ventana). Centrar la ventana en la unidad 662 del control de la base (umbral), correspondiente a los 662 keV de las radiaciones gama del ^{137}Cs .
4. Colocar la fuente radiactiva en un soporte horizontal situado sobre la camilla para los pacientes.
5. Ajustar la posición del detector para que la fuente radiactiva se encuentre sobre la línea axial de éste, a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
6. (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
(b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
7. (a) La calibración puede efectuarse mediante el ajuste de los controles del voltaje del fotomultiplicador o de la ganancia del amplificador. Para ello, se debe aumentar la cifra de ajuste del control relevante, hasta que se sucedan las primeras cuentas. A partir de ese momento debe continuarse con la elevación escalonada de estas cifras, efectuando un conteo en cada paso y anotando los resultados. La tasa de conteo debe crecer hasta un máximo para volver a reducirse, conforme el pico de absorción total de las radiaciones gama de 662 keV atraviesa la ventana del analizador de altura de pulsos. Determinar la posición exacta del control con la que se logra la tasa de conteo mayor. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 2500 cuentas en la región del conteo mayor, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o
(b) La calibración puede efectuarse mediante el ajuste de los controles del voltaje del fotomultiplicador o de la ganancia del amplificador. Para ello, se debe aumentar la cifra de ajuste en el control relevante, hasta que ocurran las primeras cuentas. A partir de ese momento, debe continuarse con la elevación escalonada de estas cifras, anotando la tasa de conteo en cada paso. Esta aumenta hasta un máximo para volver a decrecer, conforme el pico de absorción total de las radiaciones gama de 662 keV atraviesa la ventana del analizador de altura de pulsos. Determinar la posición exacta del control con la que se logra la tasa de conteo mayor. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las

variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.

8. Anotar los valores de ajuste de los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los que se logran las tasas de conteo más elevadas. Estos, son los valores de calibración en los que las cifras de los controles del analizador de altura de pulsos se pueden leer directamente en unidades de energía (keV), y con los cuales el pico de la absorción total de las radiaciones gama de 662 keV se encuentra centrado en la unidad 662 del control de la base (umbral).
9. Retirar la fuente radiactiva.
10. Colocar el colimador en el detector.

Observaciones

Debe hacerse notar que esta pruebas se efectúa con una ventana angosta (p.ej.: 10 keV). Los valores de ajuste para los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) del analizador de altura de pulsos, para la medición rutinaria de las radiaciones del ^{137}Cs , se logran abriendo la ventana a una amplitud suficiente (p.ej.: 150 keV) para incluir virtualmente a todo el pico de absorción total de las radiaciones gama de 662 keV cuando la ventana se centra en el fotopico. Esto, usualmente, implica un ajuste del control de la base (umbral) en su unidad 587 ($662 - 150/2 = 587$), y un ajuste del control de la amplitud (ventana) en la unidad 150. La amplitud necesaria se juzga a partir de la forma del fotopico, determinada mediante la prueba 5.3.4: prueba de la resolución de la energía.

Las correcciones de la actividad de fondo no deben ser necesarias bajo las condiciones de ventana angosta con las que se efectúa esta prueba.

Los ajustes para lograr los gamagramas clínicos con otros radionúclidos se pueden predecir a partir del conocimiento de las energías de sus radiaciones gama. Así, para obtener una ventana de 20% para la radiación gama de 364 keV que emite el ^{131}I en forma predominante, se requiere una cifra de ajuste de la base (umbral) en la unidad 328 ($364 - 73/2 = 328$), y una calibración del control de la amplitud (ventana) en la unidad 73 (73 es el 20% de 364). Si se requiere cambiar la ganancia del amplificador, los nuevos ajustes se pueden calcular en la forma descrita en las observaciones de la prueba 3.3.3: prueba de la calibración de la energía.

Aunque es posible predecir de esta manera los ajustes necesarios para el logro de los gamagramas clínicos, ellos deben establecerse durante las pruebas de referencia mediante la exploración del espectro de la altura de los pulsos del radionúclido concerniente, en una forma similar a la descrita en la prueba 5.3.4: prueba de la resolución de la energía. Esto es necesario por dos razones: (1) la respuesta del instrumento a la energía puede no ser exactamente lineal, especialmente si se cambia la ganancia del amplificador, y (2) la amplitud de la ventana debe conformarse a la forma del pico de absorción total, la cual puede variar con la energía de la radiación gama.

Esta prueba debe efectuarse con cada sistema detector individual en los centelleógrafos con dos detectores.

Interpretación de los resultados

Las fluctuaciones de los valores de calibración de un centelleógrafo rectilíneo pueden tener su origen en una fuente eléctrica inestable, en cambios de la temperatura o en fallas electrónicas. Su variación a largo plazo puede indicar el deterioro del cristal de NaI(Tl) o del fotomultiplicador del detector. Tanto las fluctuaciones a corto plazo, como las variaciones a largo plazo, deben ser aparentes en la inspección de los registros relevantes en la bitácora del instrumento.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.3.4. Prueba de la resolución de la energía (% FWHM)

Propósito de la prueba

Verificar la resolución energética de un centelleógrafo rectilíneo, en términos de la "fracción porcentual de la amplitud total a la mitad de la altura máxima" (% FWHM) del fotopico de la radiación gama del ^{137}Cs .

Materiales

- Fuente sellada de radiaciones gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular), con una actividad cercana a 370 kBq (10 μCi). Se puede emplear una fuente certificada como la necesaria para la prueba 5.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no se requiere saber su actividad exacta.
- Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Colocar el detector en posición vertical, dirigido hacia abajo. Retirar su colimador,
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador, con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía.
3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar la amplitud (ventana) para formar una ventana angosta (p.ej.: 10 keV).
4. Colocar la fuente radiactiva en un soporte horizontal sobre la camilla para los pacientes.
5. Ajustar la posición del detector para que la fuente radiactiva quede en la línea axial de éste y a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
6.
 - (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
 - (b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
7.
 - (a) Iniciar la prueba con un ajuste cercano a 800 keV en el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos. Disminuir esta cifra, en escalones de 10 keV, hasta llegar a 500 keV, efectuando un conteo en cada paso y anotando sus resultados. La tasa de conteo debe crecer hasta un máximo para volver a disminuir, conforme la ventana del analizador de altura de pulsos atraviesa el pico de absorción total de 662 keV del ^{137}Cs . El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 2500 cuentas en la región del conteo mayor, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o
 - (b) Iniciar la prueba con un ajuste cercano a 800 keV en el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos. Disminuir esta cifra, en escalones de 10 keV, hasta llegar a 500 keV, anotando la tasa de conteo en cada paso. Esta debe crecer hasta un máximo para volver a disminuir conforme la ventana del analizador de altura de pulsos atraviesa el pico de absorción total de las radiaciones gama de 662 keV del ^{137}Cs . Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.

8. Retirar la fuente radiactiva.
9. Colocar el colimador en el detector.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales, que correlacione las tasas de conteo con el valor de ajuste del analizador de altura de pulsos en el centro de la ventana (ver la Fig. 3-2).
2. Anotar la tasa de conteo mayor, identificar los dos ajustes del centro de la ventana que correspondan con la mitad de la tasa de conteo máxima, y determinar la FWHM (en keV) como la diferencia entre ellos.
3. Calcular la % FWHM a partir de la expresión:

$$\% \text{ FWHM} = \frac{\text{FWHM}}{662} \times 100$$

Observaciones

Debe hacerse notar que la amplitud de la ventana del analizador de altura de pulsos que se utilice en la prueba influye sobre el valor que se obtiene de la % FWHM, siendo más preciso éste valor mientras más angosta sea la ventana. Por lo tanto, esta prueba siempre debe efectuarse con una ventana lo más angosta posible y su amplitud siempre debe ser la misma.

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias bajo las condiciones de ventana angosta con las que se verifica esta prueba.

Esta prueba debe llevarse a cabo con cada sistema detector individual en los centelleógrafos con dos detectores.

Interpretación de los resultados

Un valor típico de la % FWHM puede ser de 9%, pero sus valores dependen en gran parte de la forma y las dimensiones del cristal de NaI(Tl) con el que se relacionan. Consecuentemente, el valor para un centelleógrafo en particular, debe compararse con el que especifica el fabricante o con el que se obtuvo durante las pruebas para la aceptación del instrumento. La fractura del cristal puede ser una causa probable de un aumento súbito de los valores de la % FWHM. Un aumento progresivo puede implicar un deterioro del cristal debido a un sello defectuoso por el que puede pasar la humedad, la que opacifica al cristal, o el deterioro del fotomultiplicador.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.3.5. Prueba de la sensibilidad

Propósito de la prueba

Verificar la sensibilidad de un centelleógrafo rectilíneo, en la medición de la radiactividad de una fuente certificada de radiaciones gama del ^{137}Cs .

Materiales

- Fuente sellada de radiaciones gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular), con una actividad cercana a 370 kBq (10 μCi), certificada con una incertidumbre no mayor de 10%.
- Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Colocar el detector en posición vertical, dirigido hacia abajo. Retirar su colimador.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía.
3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana) del analizador de altura de pulsos, con los valores de calibración para la medición rutinaria de las radiaciones gama de 662 keV del ^{137}Cs (ver las observaciones de la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía).
4. Colocar la fuente radiactiva en un soporte horizontal sobre la camilla para los pacientes.
5. Ajustar la posición del detector, para que la fuente radiactiva coincida con su eje axial a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
6. (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
(b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
7. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o
(b) Anotar la tasa de conteo. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
8. Retirar la fuente radiactiva.
9. Colocar el colimador en el detector.

Análisis de los datos

Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales que correlacione las tasas de conteo con las fechas (ver la Fig. 3-3). Los resultados de las pruebas sucesivas deben distribuirse en la vecindad cercana a una línea recta que corresponda con el decaimiento de la fuente radiactiva. El punto inicial de esta línea se puede establecer con el promedio de 10 mediciones repetidas en el mismo día concerniente. La pendiente negativa de la línea es determinada por la vida media física del ^{137}Cs (30.0 años), la cual corresponde a 2.3% por año. Para los propósitos de esta prueba, es posible considerar un decaimiento lineal durante un período corto en comparación con la vida media física (p.ej.: un año). Considerando el error adicional que se involucra en la colocación de la fuente radiactiva en relación con el detector, los límites para la aceptación se pueden indicar mediante dos líneas rectas paralelas a la primera, situadas abajo y arriba de ésta, respectivamente, a una distancia de ella igual a tres veces la desviación patrón del error fortuito en el conteo, es decir, $3\sqrt{n}/t$, donde n es el promedio de la tasa de conteo inicial y t es el tiempo de conteo. El 95% de los resultados deben situarse dentro de estos límites. La prueba debe repetirse si un resultado individual se sitúa fuera de ellos, aunque sea en forma marginal. Si el segundo resultado también ocurre fuera de los límites, es una indicación de que la sensibilidad del instrumento ha variado.

Observaciones

Debe tomarse en cuenta que la amplitud de la ventana del analizador de altura de pulsos y la distancia entre la fuente radiactiva y el detector, influyen considerablemente sobre los resultados de esta prueba. Por lo tanto, ésta debe llevarse a cabo siempre bajo las mismas condiciones en cuanto a estos aspectos.

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones en las que se efectúa esta prueba.

Esta prueba debe realizarse con cada sistema detector individual en los sistemas con dos detectores.

Interpretación de los resultados

Los resultados discrepantes pueden sugerir una calibración incorrecta del sistema en relación con la energía de las radiaciones gama, una resolución energética defectuosa, o ambas. En tal caso, se deben efectuar las pruebas 5.3.3: prueba de la calibración de la energía, y 5.3.4: prueba de la resolución de la energía, e iniciar la acción correctiva pertinente.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.3.6. Prueba de la precisión del conteo (prueba de la χ^2)

Propósito de la prueba

Verificar la precisión del conteo de un centelleógrafo rectilíneo.

Materiales

- Una fuente sellada de radiaciones gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular), con una actividad cercana a 370 kBq (10 μCi). Se puede utilizar una fuente certificada como la necesaria para la prueba 5.3.5: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no se requiere conocer su actividad exacta.

Procedimiento

1. Colocar el detector en posición vertical, dirigido hacia abajo. Retirar su colimador.
2. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía.
3. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana), con los valores de calibración para la medición rutinaria de las radiaciones gama de 662 keV del ^{137}Cs (ver las observaciones de la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía).
4. Colocar la fuente radiactiva en un soporte horizontal sobre la camilla para los pacientes.
5. Ajustar la posición del detector para que la fuente radiactiva coincida con su línea axial a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
6. Preestablecer un tiempo de conteo que permita la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas.

7. Efectuar 10 conteos repetidos, anotando los resultados en una forma apropiada (ver la Tabla 3-2).
8. Retirar la fuente radiactiva. Colocar el colimador en el detector.

Análisis de los datos

Analizar los datos en la forma que se indica en la Tabla 3-2. Calcular el valor de χ^2 a partir de la relación:

$$\chi^2 = \frac{\sum (C_1 - \bar{C})^2}{\bar{C}}$$

donde,

C_1 es un conteo individual y
 \bar{C} es el promedio de los 10 conteos.

Para una muestra de 10 conteos y, por lo tanto, con 9 grados de libertad, los límites de confianza de 95% para χ^2 , son 16.92 y 3.32, respectivamente. Un valor de χ^2 que sea mayor de 16.92 indica una variación mayor que la que se puede atribuir al azar, mientras que un valor menor de 3.32 indica una variación menor que la que se puede esperar del azar. La prueba debe repetirse si el resultado se sitúa fuera de estos límites. Si el segundo resultado también ocurre fuera de los límites de confianza debe considerarse que hay una falla en la operación del instrumento.

Observaciones

Las correcciones por la actividad de fondo no son necesarias en esta prueba.

Esta prueba debe llevarse a cabo con cada sistema detector individual en los centelleógrafos con dos detectores.

Interpretación de los resultados

Las impresiones indicadas por un valor de χ^2 mayor de 16.92 pueden tener su origen en pulsos espurios creados por el "ruido" electrónico, por una fuente de poder inestable, por cambios de la temperatura o por fallas electrónicas. Un valor de χ^2 menor de 3.32 puede indicar pérdidas de conteo debidas a tasas de conteo demasiado elevadas o la existencia de pulsos espurios creados por el "ruido" electrónico ordenado de frecuencia constante.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.3.7. Prueba de la linealidad de la respuesta a la energía

Propósito de la prueba

Verificar la linealidad de las cifras del control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos de un centelleógrafo rectilíneo, en relación con la energía de las radiaciones gama.

Materiales

- Fuentes radiactivas integradas con radionúclidos emisores de radiaciones gama de energías variadas (p.ej.: $^{99}\text{Tc}^m$, ^{131}I , $^{113}\text{In}^m$, ^{22}Na), en solución en tubos de ensayo o en otra forma adecuada para su medición, con una concentración radiactiva cercana a 3.7 MBq/ml (100 $\mu\text{Ci/ml}$).

- Tubos de ensayo.
- Montajes para los tubos de ensayo.
- Pipetas y dispositivos para el pipeteo.
- Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. En el caso de utilizar soluciones radiactivas, transferir 1 ml de cada una de ellas a un tubo de ensayo distinto.
2. Colocar el detector verticalmente y dirigido hacia abajo. Retirar su colimador.
3. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía.
4. Cambiar el analizador de altura de pulsos al modo diferencial. Ajustar el control de amplitud de ventana para una ventana angosta (e.g. 10 keV).

Para cada radionúclido en turno:

5. Colocar el frasco de muestra en su receptáculo en un soporte horizontal sobre la cama del paciente.
6. Ajustar la posición del detector para que el tubo de ensayo con la solución radiactiva coincida con su línea axial, a una distancia definida de la cara expuesta de la cubierta del cristal.
7. (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
(b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
8. (a) Iniciar la prueba con un valor de calibración en el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos que sea 50 keV mayor que la energía de la radiación gamma predominante del radionúclido concerniente. Disminuir este valor gradualmente, en pasos de 10 keV, efectuando un conteo en cada paso y anotando el resultado. La tasa de conteo debe crecer hasta un máximo y luego disminuir, conforme la ventana del analizador de altura de pulsos atraviesa el pico de absorción total de la radiación gamma concerniente. Determinar las cifras de calibración en el control con las que se logra el conteo mayor. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 2500 cuentas en la región del conteo mayor, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o

(b) Iniciar la prueba con un valor de calibración en el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos, que sea 50 keV mayor que la energía de la radiación gamma predominante del radionúclido concerniente. Disminuir gradualmente este valor, en pasos de 10 keV, anotando la tasa de conteo en cada paso. La tasa de conteo debe crecer hasta un máximo y luego decrecer, conforme la ventana del analizador de altura de pulsos atraviesa el pico de absorción total de la radiación gamma concerniente. Determinar el ajuste exacto del control con el que se logra la tasa de conteo mayor. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
9. Retirar la fuente radiactiva.
10. Repetir los pasos 4-8 con cada radionúclido en turno. Al terminar, colocar el colimador en el detector.

Análisis de los datos

1. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales, que correlacione los valores del ajuste del centro de la ventana del analizador de altura de pulsos, con la energía de las radiaciones gama (ver la Fig. 3-4).
2. Trazar con una regla transparente la línea recta que mejor se adapte a los puntos de datos de la gráfica.
3. Extrapolar la línea recta hacia su origen.
4. Examinar la gráfica en busca de evidencias de curvatura o de alguna discrepancia con el cero.

Observaciones

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones de ventana angosta con las que se efectúa esta prueba.

Esta prueba se debe llevar a cabo con cada sistema detector independiente en los centelleógrafos con dos detectores.

Interpretación de los resultados

La falta de linealidad en los resultados puede tener su origen en una conducta no lineal del amplificador. Las discrepancias con el cero son provocadas más comunmente por los desajustes del analizador de altura de pulsos. Se pueden tolerar fallas ligeras de la linealidad y discrepancias pequeñas con el cero, siempre y cuando los ajustes del analizador de altura de pulsos para el logro de los gamagramas clínicos se confirmen para cada radionúclido en particular, tal y como se indica en las observaciones de la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.3.8. Prueba de la tasa de conteo integral de fondo

Propósito de la prueba

Verificar la tasa de conteo de fondo de un centelleógrafo rectilíneo, en condiciones en las que es más fácilmente observable cualquier aumento de la tasa de conteo.

Procedimiento

1. Colocar el detector verticalmente y dirigido hacia abajo. Retirar su colimador.
2. Ajustar la posición del detector para que quede sobre el centro de la camilla para los pacientes, con la cara expuesta de la cubierta del cristal a una distancia definida (p.ej.: 50 cm) de la superficie de la camilla.
3. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía.
4. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar el control de la base (umbral) a un umbral bajo definido (p.ej.: 50 keV).

5. (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
(b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
6. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o
(b) Anotar la tasa de conteo. Debe elegirse una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
7. Colocar el colimador en el detector.

Observaciones

Esta prueba debe llevarse a cabo con cada sistema detector independiente en los centelleógrafos con dos detectores.

Interpretación de los resultados

Cualquier centelleógrafo rectilíneo debe manifestar cierto conteo de fondo, proveniente de la radiación ambiental. Cuando el control de la base (umbral) se ajusta a una energía anormalmente baja (p.ej.: menos de 20 keV) y cuando el instrumento tiene algún defecto, se puede generar un componente adicional a partir del "ruido" electrónico. La tasa de conteo está sujeta a fluctuaciones, pero no son de esperarse cambios grandes en el conteo en comparación con las tasas de conteo observadas durante las pruebas para la aceptación y de referencia. Un aumento importante del conteo de fondo puede indicar una contaminación radiactiva del instrumento o de su entorno, o un aumento de la radiactividad ambiental debido a fuentes radiactivas locales. También puede indicar la presencia de "ruido" electrónico. Deben explorarse las tres posibilidades. La contaminación radiactiva puede ser del instrumento mismo - particularmente del detector o de su colimador -, de la camilla, del piso o del cubo de desperdicios. Las fuentes de radiación locales incluyen a los pacientes que han recibido alguna dosis de sustancias radiactivas. En el caso de sospechar una contaminación de este tipo, la prueba debe repetirse después de sacar la camilla del local, dirigiendo el detector en varias direcciones para identificar el sitio de la contaminación. Si se confirma una contaminación, debe suspenderse la labor clínica hasta que los procedimientos de descontaminación reduzcan la tasa de conteo de fondo a los límites aceptables.

Límites para la aceptación

Aunque no se pueden establecer los límites específicos para la aceptación de los resultados de esta prueba, un aumento de 20% o mayor en la tasa de conteo de fondo amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.3.9. Prueba de los dispositivos que preestablecen la operación del analizador de altura de pulsos

Propósito de la prueba

Verificar la función de los dispositivos que preestablecen la operación del analizador de altura de pulsos para el logro de gamagramas clínicos con radionúclidos particulares.

Materiales

- Fuentes radiactivas integradas con soluciones de los radionúclidos concernientes, con una concentración radiactiva cercana a 370 kBq/ml (10 μ Ci/ml), o en otra forma adecuada para su medición.
- Tubos de ensayo.
- Montaje para los tubos de ensayo.
- Pipetas y dispositivos para el pipeteo.

Procedimiento

1. En el caso de utilizar soluciones radiactivas, transferir 1 ml de cada una de ellas a un tubo de ensayo distinto.
2. Colocar verticalmente el detector, dirigido hacia abajo. Retirar su colimador.
3. Ajustar todos los controles del voltaje del fotomultiplicador y de la ganancia del amplificador con los valores de calibración establecidos mediante la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía.

Para cada radionúclido en turno:

4. Cambiar la operación del analizador de altura de pulsos a su modalidad diferencial. Ajustar los controles de la base (umbral) y de la amplitud (ventana), con los valores de calibración para el dispositivo que preestablece la operación del analizador, según las especificaciones del fabricante o determinados de alguna otra manera.
5. Colocar el tubo de ensayo con la solución radiactiva en su montaje sobre un soporte horizontal situado sobre la camilla para los pacientes.
6. Ajustar la posición del detector para que el tubo de ensayo coincida con su línea axial, a una distancia definida de la superficie expuesta de la cubierta del cristal.
7. (a) Seleccionar un tiempo adecuado para el conteo, o
(b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
8. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o
(b) Anotar la tasa de conte. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
9. Encender el dispositivo que preestablece la operación del analizador de altura de pulsos.
10. Repetir el paso 8.
11. Apagar el dispositivo que preestablece la operación del analizador de altura de pulsos.
12. Retirar el tubo de ensayo y su montaje.
13. Después de repetir los pasos 4-12 con cada radionúclido en turno, colocar el colimador en el detector.

Análisis de los datos

Calcular para cada radionúclido en particular, la variación porcentual de la tasa de conteo al cambiar de los ajustes manuales del analizador de altura de pulsos al dispositivo que los preestablece.

Observaciones

Para asegurar que la calibración de la energía sea correcta, inmediatamente antes de esta prueba debe efectuarse la prueba 5.3.3: Prueba de la calibración de la energía. Después, puede verificarse el ajuste del control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos mediante la prueba 5.4.4: prueba del ajuste del fotopico en el analizador.

Si el fabricante no especifica los ajustes del analizador de altura de pulsos para el dispositivo que preestablece su operación, particularmente los de la amplitud (ventana), ellos deben identificarse durante las pruebas para la aceptación mediante la determinación manual de los valores de calibración que ofrecen las tasas de conteo más altas.

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones en las que efectúa esta prueba.

Esta prueba debe llevarse a cabo con cada sistema detector independiente en los centelleógrafos con dos detectores.

Interpretación de los resultados

Las variaciones de la tasa de conteo que ocurren al cambiar del ajuste manual al dispositivo que preestablece la operación del analizador de altura de pulsos implican un desajuste en dicho dispositivo. Sin embargo, si todos los dispositivos que preestablecen alguna operación parecen estar mal ajustados, la razón puede ser una calibración incorrecta del sistema en relación con las energías de las radiaciones. En tal caso, debe verificarse la prueba.

Límites para la aceptación

Una discrepancia de 10% en las tasas de conteo amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si el resultado de esta prueba confirma o descarta una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirme.

5.3.10. Prueba de la linealidad del sistema

Propósito de la prueba

Verificar la linealidad de la respuesta (densidad del puntillado en el despliegue mecánico y densidad fotográfica en el despliegue fotográfico) de un centelleógrafo rectilíneo, en relación con la actividad del material radiactivo presente en su campo de sensibilidad.

Materiales

- Radionúclidos de vida media física corta (p.ej.: $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$) en solución, con una concentración radiactiva cercana a 3.7 MBq/ml (100 $\mu\text{Ci/ml}$).
- Un fantoma de emisión en cuña escalonada ("step-wedge phantom") (Fig. 5-2a).
- Jeringa y aguja.
- Papel para gráficas con escalas lineales.
- Un contador manual (para evaluar cuantitativamente el despliegue mecánico).
- Un densitómetro (para evaluar cuantitativamente el despliegue fotográfico).

Procedimiento

1. Transferir con la ayuda de una jeringa el volumen adecuado de la solución radiactiva al interior del fantoma en cuña escalonada. La actividad total de la solución debe ser cercana a 93 MBq (2.5 mCi) si se desea verificar también los dispositivos para la sustracción del fondo y para el realce del contraste. Su actividad puede no exceder de 18 MBq (500 μ Ci) cuando únicamente se desea comprobar la linealidad del sistema. Agregar agua suficiente para satisfacer el volumen interior del fantoma, dejando una pequeña burbuja de aire. Insertar y ajustar los tapones e invertir en varias ocasiones el fantoma para mezclar su contenido. Retirar los tapones, llenar con agua todo el volumen interior del fantoma, insertar nuevamente los tapones, ajustarlos y asegurar que no existan fugas del líquido.
2. Colocar el detector verticalmente, dirigido hacia abajo. Ajustar el colimador apropiado para la energía de las radiaciones gama del radionúclido concerniente.
3. Ajustar todos los controles con los valores de calibración para el radionúclido concerniente (ver la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía), dejando fuera de función a los dispositivos para la sustracción del fondo y para el realce del contraste.
4. Colocar el fantoma en un soporte horizontal sobre la camilla para los pacientes, con el lado plano de la cuña hacia arriba y su eje mayor en paralelo con la dirección del movimiento del detector.
5. Ajustar la posición vertical del detector para que el plano focal de su colimador se encuentre 1 cm abajo de la superficie del fantoma.
6. Ajustar la posición horizontal del detector, para que el punto focal de su colimador coincida con el centro de la sección más gruesa (10 mm) de la cuña escalonada.
7.
 - (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
 - (b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
8.
 - (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o
 - (b) Anotar la tasa de conteo. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces mayor que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
9. Repetir los pasos 6-8 con el detector colocado sobre cada una de las demás secciones de la cuña escalonada.
10. Seleccionar los elementos de juicio centelleográfico (factor de martilleo, intensidad luminosa, velocidad de barrido, espaciamiento de las líneas, etc.), como si se fuera a lograr un gamagrama clínico. Utilizar la región central de la sección más gruesa (10 mm) de la cuña como punto de referencia para la tasa de conteo de 100%, asegurando una densidad de puntillado apropiada en esta región (p.ej.: 1000 c/cm²), en la que deben ser discernibles las marcas individuales del martillete sobre el papel.
11. Obtener una imagen de todo el fantoma con cada uno de los dispositivos de despliegue disponibles.
12. Para la evaluación cuantitativa del despliegue mecánico, determinar la densidad del puntillado (marcas/cm²) en la región central de cada sección de la imagen, mediante el conteo visual de las marcas dentro de un área definida y con la ayuda de un contador manual.

13. Para la evaluación cuantitativa del despliegue fotográfico, determinar con la ayuda de un densitómetro la densidad del velo fotográfico en el centro de cada una de las secciones de la imagen. Este paso es opcional, pero, si se omite, la evaluación se limita a la comparación visual de las imágenes.
14. Retirar el fantoma, vaciarlo, enjuagarlo con agua limpia y dejarlo secar. Estas operaciones se pueden retrasar hasta que el radionúclido decaiga por completo.

Análisis de los datos

1. Comparar visualmente las imágenes resultantes de la prueba con las de referencia y con las logradas durante las pruebas recientes. En el caso del despliegue mecánico, examinar las variaciones de la densidad del puntilleo de una sección a otra. Para los despliegues mecánicos policromáticos, examinar también la progresión de los colores. En los despliegues fotográficos, examinar las variaciones de la densidad del velo fotográfico.
2. Expresar las tasas de conteo observadas como una fracción porcentual de la tasa de conteo observada en la sección más gruesa (10 mm) de la cuña. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales, que correlacione las fracciones porcentuales de la tasa máxima de conteo con el espesor de la cuña (Fig. 5-2b).
3. Trazar con una regla transparente la línea recta que se adapte mejor a los puntos de datos de la gráfica.
4. Examinar la gráfica en busca de curvatura o de discordancias con el cero.
5. Analizar en forma similar los valores de la densidad del puntilleo y del velo fotográfico, para evaluar los despliegues correspondientes.

Observaciones

Debe hacerse notar que la sustracción del fondo y el realce del contraste introducen cambios que afectan la linealidad de la respuesta de un centelleógrafo rectilíneo. Por lo tanto, esta prueba debe efectuarse con estos dos dispositivos fuera de función.

En el caso de contar con algún radionúclido de vida media corta (p.ej.: $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{Ir}^m$), puede emplearse otro de vida media moderada (p.ej.: ^{131}I) para realizar esta prueba y las pruebas 5.3.11 y 5.3.12. Pero, en tal caso, debe agregarse yoduro de sodio no radiactivo como acarreador a la solución radiactiva, con el fin de limitar la contaminación del fantoma, la cual se debe verificar antes de utilizarlo nuevamente.

Interpretación de los resultados

La falta de linealidad en la respuesta de un centelleógrafo rectilíneo es objeccionable porque restringe la interpretación cuantitativa de los gamagramas. Si esta prueba revela una falta de linealidad en la densidad del puntilleo o del velo fotográfico, asociada con una falta de linealidad en las tasas de conteo, la causa debe buscarse en el detector y en sus circuitos asociados. Si la tasa de conteo es lineal, pero la densidad de los datos en los despliegues no lo son, entonces debe buscarse en los circuitos del procesador de despliegue o en los dispositivos de despliegue.

Límites para la aceptación

Aunque no pueden establecerse los límites específicos para los resultados de esta prueba, se acepta generalmente que los puntos de datos de la gráfica deben situarse dentro de $\pm 10\%$ de las cifras correspondientes en la línea recta trazada.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman.

5.3.11. Prueba de la sustracción del fondo

Propósito de la prueba

Verificar las operaciones del dispositivo para sustraer el fondo de un centelleógrafo lineal.

Materiales

- Un radionúclido de vida media física corta (p.ej.: ^{99m}Tc o ^{113m}In) en solución, con una concentración radiactiva cercana a 37 MBq/ml (1 mCi/ml).
- Un fantoma de emisión en cuña escalonada (ver la Fig. 5-2a).
- Una jeringa con aguja.
- Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

Esta prueba puede verificarse convenientemente en asociación con la prueba 5.3.10: prueba de la linealidad del sistema.

1. Seguir los pasos de la prueba 5.3.10: prueba de la linealidad del sistema, hasta el paso 11; luego, lograr una imagen de la manera siguiente (Fig. 5-3).
2. Ajustar la posición horizontal del detector para que el punto focal de su colimador coincida con la región central de la sección más delgada (2 mm) del fantoma.
3. Ajustar el control de la sustracción del fondo, de tal manera que la sustracción sea casi completa, aunque no total, en el sistema de despliegue.
4. Ajustar los límites para el movimiento del detector para que éste explore únicamente la región dentro de los bordes del fantoma, en el área entre las secciones de 2 mm y 4 mm de espesor, extendiendo el barrido a 3 cm a cada lado del escalón. Encender el mecanismo impulsor del detector y registrar dos líneas de imagen. Apagar el impulsor y anotar las cifras del control de la sustracción del fondo a un lado de estas líneas.
5. Incrementar las cifras en el control de la sustracción del fondo según una cantidad definida (p.ej.: 2.5%). Encender el impulsor del detector y registrar otras dos líneas de imagen. Apagar el impulsor y anotar las cifras del control de la sustracción del fondo a un lado de estas líneas.
6. Repetir el paso 5 hasta que la sección más delgada (2 mm) de la cuña ya no sea visible en el despliegue. Anotar la cifra del control de la sustracción del fondo con la que se suprime esta sección de la imagen.
7. Repetir los pasos 4-6 en cada uno de los demás escalones de la cuña.
8. Retirar el fantoma, vaciarlo, enjuagarlo con agua limpia y dejarlo secar. Estas operaciones se pueden retrasar hasta que el radionúclido decaiga por completo.

Análisis de los datos

1. Comparar la imagen obtenida en la prueba con la de referencia y con las logradas en pruebas recientes.

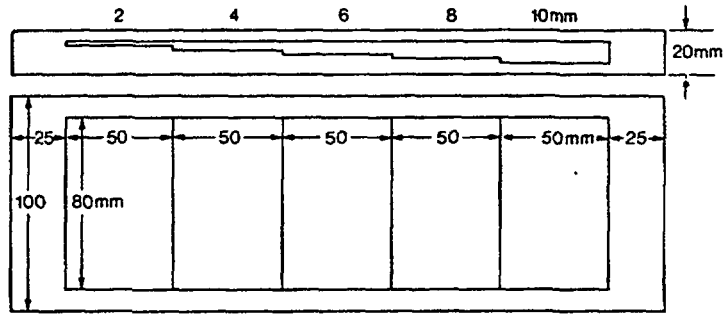


Fig. 5-2. (a) Fantoma de emisión en forma de cuña escalonada ("step-wedge phantom"), elaborado en plástica (p.ej.: Lucita o Perspex).

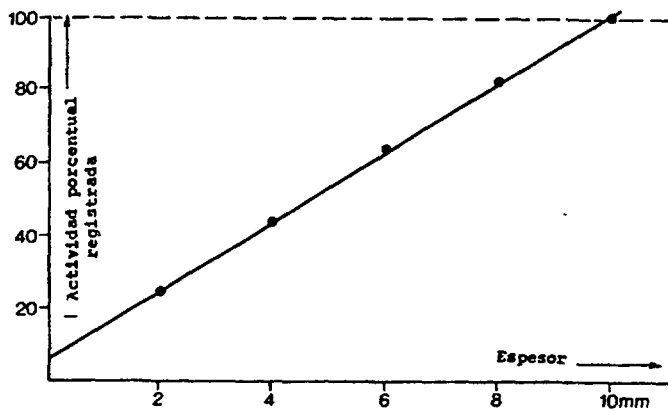


Fig. 5-2. (b) Prueba 5.3.10.: prueba de la linealidad del sistema. Correlación entre la tasa porcentual de conteo y el espesor de la cuña. El fantoma utilizado contenía 74 MBq (2.0 mCi) de $^{99}\text{Tc}^m$. Los resultados demuestran una discrepancia con el cero.

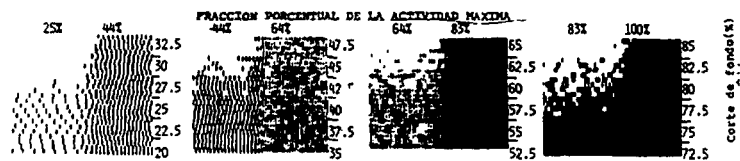


Fig. 5-3. Prueba 5.3.11.: prueba de la sustracción del fondo. Patrón de imagen típico, logrado con el fantoma en forma de cuña escalonada.

2. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales que correlacione las cifras en el control de la supresión del fondo con la tasa de conteo porcentual determinada mediante la prueba 5.3.10: prueba de la linealidad del sistema.
3. Examinar la gráfica en busca de desviaciones sistemáticas de los puntos de datos en relación con la función lineal esperada.

Interpretación de los resultados

Las desviaciones importantes de los puntos de datos de la gráfica en relación con la función lineal esperada, puede indicar una función anormal del dispositivo para la sustracción del fondo. Dicha disfunción puede expresarse en la forma de una discordancia con el cero, de una falta de linealidad, o de ambas. La decisión de suspender el uso clínico del instrumento hasta no efectuar una corrección correctiva apropiada, depende del confinamiento de la falla a los circuitos para la sustracción del fondo en el procesador de despliegue. Si esto se logra confirmar mediante otras pruebas, puede continuarse con la labor clínica sin utilizar las técnicas de sustracción del fondo.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.3.12. Prueba del realce del contraste

Propósito de la prueba

Verificar las operaciones del dispositivo para el realce del contraste en un centelleógrafo rectilíneo.

Materiales

- Un radionúclido de vida media física corta (p.ej.: $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$) en solución, con una concentración radiactiva cercana a 37 MBq/ml (1 mCi/ml).
- Un fantoma de emisión en cuña escalonada (Fig. 5.2a).
- Una jeringa con aguja.
- Un densitómetro (para la evaluación cuantitativa del despliegue fotográfico, en el caso de que el instrumento cuente con él).

Procedimiento

Esta prueba puede verificarse convenientemente en asociación con la prueba 5.3.10: prueba de la linealidad del sistema.

1. Seguir los pasos de la prueba 5.3.10: prueba de la linealidad del sistema, hasta el paso 11.
2. Repetir el paso 11 con cifras selectas en el control para el realce del contraste. En las pruebas para la aceptación del instrumento, las cifras elegidas deben cubrir la gama completa (p.ej.: 80%, 60%, 40%, 20%) entre la ausencia total de contraste (que bien puede ser la cifra de 100%) y el contraste mayor. Para las pruebas rutinarias es suficiente elegir una sola cifra típica (p.ej.: 60%). (Fig. 5-4).
3. Para la evaluación cuantitativa del despliegue fotográfico, debe determinarse con un densitómetro la densidad de la placa en la región central de cada sección del fantoma en cada imagen. Este paso es opcional, pero si se omite, la evaluación del despliegue fotográfico se limita a la simple comparación visual de las imágenes.
4. Retirar el fantoma, vaciarlo, enjuagarlo con agua limpia y dejarlo secar. Estas operaciones se pueden retrasar hasta que el radionúclido decaiga por completo.

Análisis de los datos

1. Comparar visualmente las imágenes obtenidas en la prueba con las de referencia y con las logradas en pruebas recientes. En el caso del despliegue mecánico policromático, deben examinarse las variaciones en la densidad del puntillado y la sucesión de los colores que ocurren entre una sección y otra del fantoma. En el caso del despliegue fotográfico, es necesario examinar las variaciones de la densidad del velo fotográfico en la película.
2. Registrar los resultados de la densitometría fotográfica en una gráfica con escalas lineales que correlacione las densidades del velo fotográfico de la película con el grosor del fantoma, para cada una de las cifras en el control para el realce del contraste (Fig. 5-5).

Interpretación de los resultados

Las diferencias importantes entre los resultados de esta prueba y los logrados con las pruebas de referencia, pueden sugerir una función incorrecta del dispositivo para el realce del contraste. La decisión de suspender el uso clínico del instrumento hasta no corregir el defecto, depende de que la falla se confine a los circuitos para el realce del contraste en el procesador de despliegue. Si esto logra confirmarse mediante otras pruebas, es posible continuar con la labor clínica sin utilizar las técnicas para el realce del contraste.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen. Confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de.

5.3.13. Prueba del mecanismo impulsor del detector

Propósito de la prueba

Verificar la operación del mecanismo impulsor del detector de un centelleografo rectilineo en relación con la exactitud y uniformidad de la velocidad de su barrido.

Materiales

- Una fuente sellada de radiaciones gama del ^{137}Cs (tipo disco o rectangular) con una actividad cercana a 370 kBq ($10 \mu\text{Ci}$). Se puede utilizar una fuente certificada como la requerida por la prueba 5.3.5.: prueba de la sensibilidad, aunque en este caso no se necesita conocer su actividad exacta.
- Un apuntador, para fijarlo al detector.
- Tela adhesiva.
- Un cronómetro.
- Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Colocar el detector verticalmente y dirigido hacia abajo. Adaptarle el colimador usual para el logro de gamagramas clínicos. Fijar el apuntador en el colimador con tela adhesiva.
2. Fijar un papel para gráficas con escalas lineales en un soporte horizontal sobre la camilla para los pacientes.
3. Ajustar la posición del detector verticalmente, de tal manera que el apuntador apenas salve el papel. Alinear el papel con la dirección del movimiento de barrido del detector (Fig. 5-6).

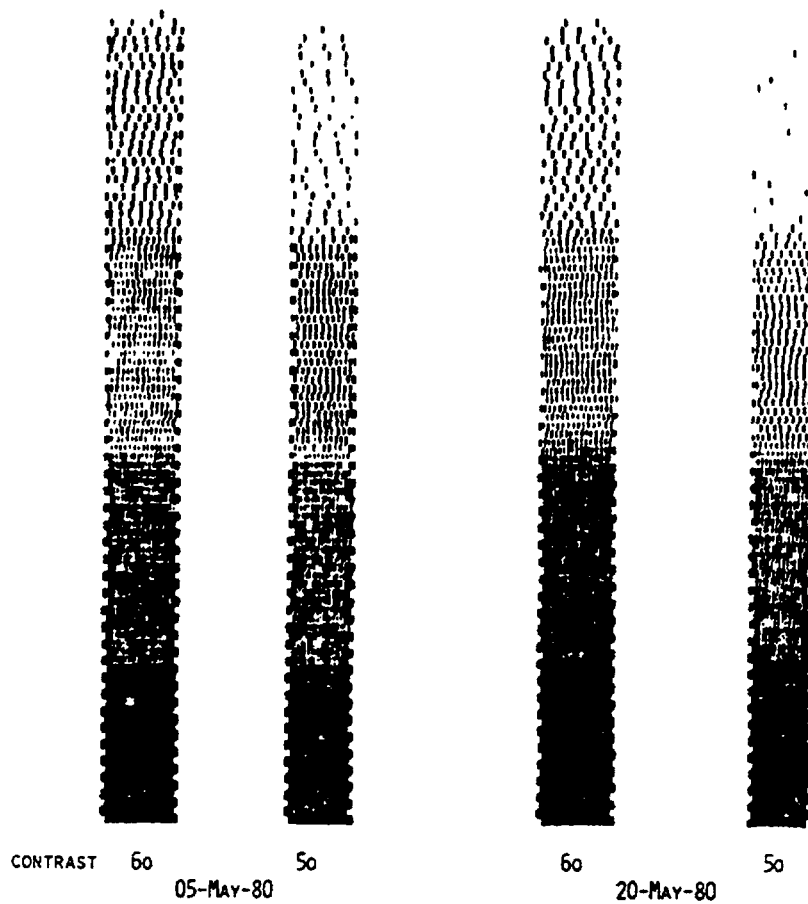


Fig. 5-4. Prueba 5.3.12.: prueba del realce del contraste. Imágenes del fantoma de emisión en forma de cuña escalonada, con varios niveles de realce del contraste en pruebas efectuadas en días diferentes.

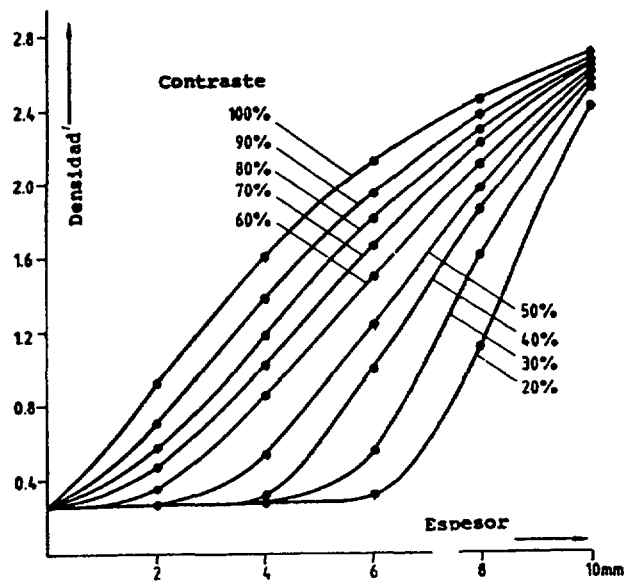


Fig. 5-5. Prueba 5.3.12.: prueba del realce del contraste. Curvas de la densidad del velo fotográfico en relación con el espesor de la cuña escalonada, para varios niveles del realce del contraste.

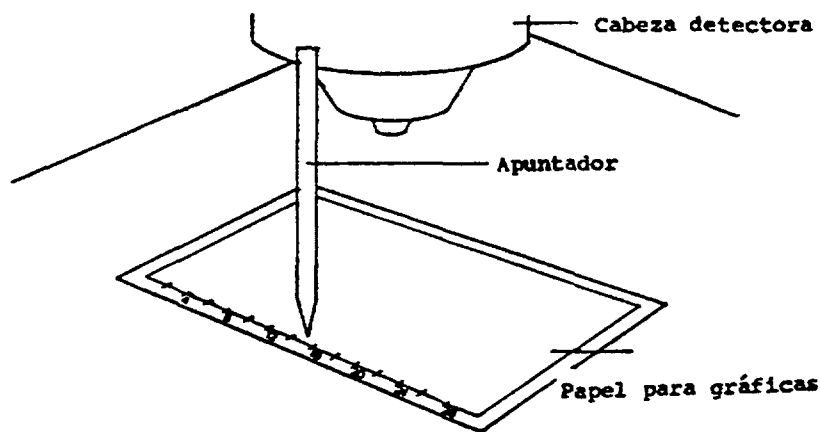


Fig. 5-6. Prueba 5.3.13.: prueba del mecanismo impulsor del detector (Rollo, 1977).

4. Elegir la velocidad mayor posible del movimiento de barrido del detector.
5. Encender el mecanismo impulsor del detector. Medir con un cronómetro el tiempo que requiere el detector para recorrer una distancia definida sobre el papel (p.ej.: 25 cm).
6. Repetir el paso 5 con el movimiento del detector en dirección opuesta. Apagar el impulsor del detector.
7. Repetir los pasos 4-6 con cada una de las velocidades disponibles para el movimiento del detector.
8. Ajustar todos los controles para la medición rutinaria de las radiaciones gama del ^{137}Cs (ver la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía). Permitir la operación de los dispositivos para la sustracción del fondo y para el realce del contraste.
9. Pegar con tela adhesiva la fuente radiactiva al detector, en una posición que ofrezca una tasa de conteo cercana a 1000 c/s, y ajustar los controles del procesador de despliegue con los valores de calibración usuales para la obtención de los gamagramas clínicos rutinarios.
10. Obtener una imagen de todo el campo centelleográfico con una velocidad típica del detector.
11. Mover la fuente radiactiva a una posición en la que ofrezca una tasa de conteo cercana a 200 c/s, y ajustar el procesador de despliegue para un gamagrama rutinario.
12. Lograr una imagen de todo el campo centelleográfico con una velocidad baja.
13. Retirar la fuente radiactiva.

Análisis de los datos

1. Examinar visualmente las imágenes en busca de evidencias de falta de uniformidad en la velocidad del barrido del detector o de espaciamiento inadecuado de las líneas.
2. Calcular la velocidad real del movimiento en cada dirección del rastreo y a cada una de las velocidades disponibles en los controles del centelleógrafo.
3. Comparar las velocidades observadas con las esperadas.

Interpretación de los resultados

La exactitud y la uniformidad de la velocidad y del espaciamiento de las líneas, son factores importantes para la calidad de los gamagramas. Ambos afectan a la densidad del puntillado, mientras que la ausencia de uniformidad, en cualquiera de los dos aspectos, puede provocar artefactos en la imagen. Los resultados de esta prueba permiten controlar ambos aspectos.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.3.14. Prueba de la operación total

Propósito de la prueba

Verificar las operaciones de todos los componentes de un centelleógrafo rectilíneo en condiciones clínicas simuladas.

Materiales

- El radionúclido apropiado (por ejemplo: ^{99m}Tc o ^{131}I para el simulador tiroideo; ^{99m}Tc o ^{113m}In para el simulador de una sección hepática ("liver- slice phantom") en solución y con una concentración radiactiva adecuada.
- Un fantoma para operación total ("total performance phantom") (p.ej.: un simulador tiroideo (Fig. 5-7) o un simulador de una sección hepática (Fig. 5-8)) con lesiones "frías" y/o "calientes" de varios tamaños.
- Jeringas y agujas.

Procedimiento

1. Con la ayuda de una jeringa, transferir al simulador el volumen apropiado de la solución radiactiva adecuada para simular las condiciones clínicas. Para el simulador tiroideo se pueden emplear 7.4 MBq (200 μCi) de ^{99m}Tc o 370 kBq (10 μCi) de ^{131}I . Para el simulador de una sección hepática, se pueden utilizar 74 MBq (2.0 mCi) de ^{99m}Tc o una actividad similar de ^{113m}In . Agregar agua hasta casi llenar por completo el simulador, dejando una burbuja de aire. Insertar y ajustar los tapones e invertir el simulador en varias ocasiones para mezclar su contenido. Retirar los tapones, llenar por completo el simulador con más agua, colocar y ajustar los tapones y verificar que no existan fugas del líquido.
2. Adaptar al detector el colimador usual para las condiciones clínicas que se simulan.
3. Ajustar todos los controles con los valores de calibración para el radionúclido concerniente (ver la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía).
4. Colocar el simulador de acuerdo con las condiciones clínicas que se simulan, asegurándose de que el centro del simulador se encuentre en el plano focal del colimador.
5. Lograr una imagen con cada uno de los dispositivos de despliegue disponibles, siguiendo la técnica usual en la práctica clínica.
6. Retirar el simulador, vaciarlo, enjuagarlo con agua limpia y dejarlo secar. Estas operaciones se pueden retrasar hasta que el radionúclido decaiga por completo.

Análisis de los datos

Comparar visualmente las imágenes obtenidas con las de referencia y con las logradas en pruebas recientes. Evaluar con atención especial la visibilidad de las lesiones simuladas.

Observaciones

La base para calificar los resultados de esta prueba es la visibilidad o la invisibilidad de las lesiones simuladas, en imágenes adquiridas a intervalos regulares y en condiciones idénticas. Cualquier deterioro de la operación se detecta primero en este tipo de prueba que en los gamagramas clínicos, debido a que la constancia de la forma del simulador y de la posición y forma de las lesiones simuladas en él, permite la comparación directa de las imágenes. La elección del simulador y del radionúclido debe depender del tipo y la carga del trabajo clínico.

Interpretación de los resultados

La comparación de las imágenes obtenidas durante esta prueba con las de referencia y con las logradas en pruebas recientes, no debe manifestar degradación del desempeño del centelleógrafo y debe satisfacer los requerimientos clínicos dentro de las capacidades del instrumento.

Debe darse atención especial a la visibilidad de las lesiones simuladas más pequeñas, puesto que éstas ofrecen el criterio más sensible para la evaluación del desempeño del instrumento. En el caso de que se manifieste algún cambio, será necesario efectuar pruebas más específicas para detectar la causa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.4. PRUEBAS OPERACIONALES

5.4.1. Verificación de los montajes del detector y de su colimador

Propósito de la prueba

Verificar los montajes del detector y de su colimador en un centelleógrafo rectilíneo.

Procedimiento

Inspeccionar todos los montajes del detector y de su colimador para descartar defectos mecánicos, con atención particular en aquellos que puedan poner en peligro la seguridad de los pacientes y del personal.

Interpretación de los resultados

Cualquier hallazgo anormal debe dictar la suspensión inmediata del uso clínico del instrumento hasta que se efectúe la acción correctiva apropiada.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

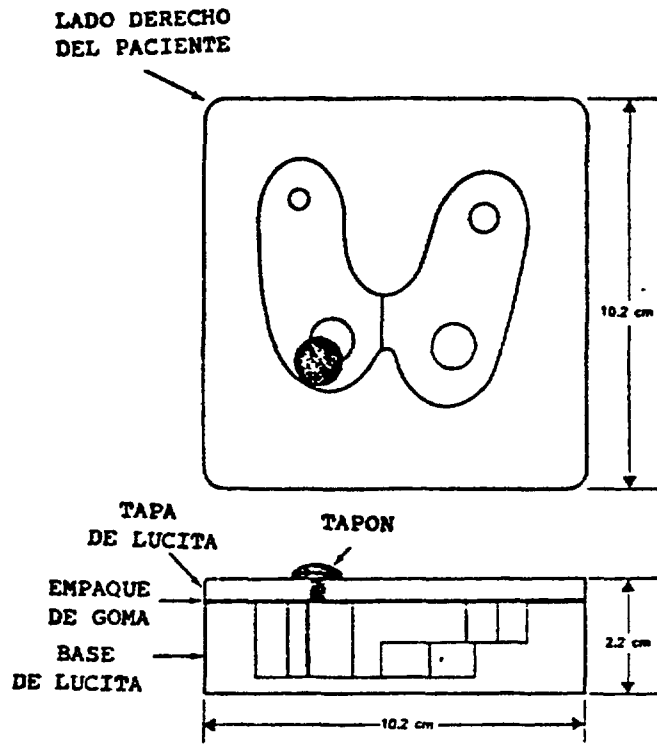


Fig. 5-7. Prueba 5.3.14.: prueba de la operación total. Simulador tiroideo, elaborado con plástico con una densidad equivalente a la de los tejidos (p. ej.: Lucita, Perspex).

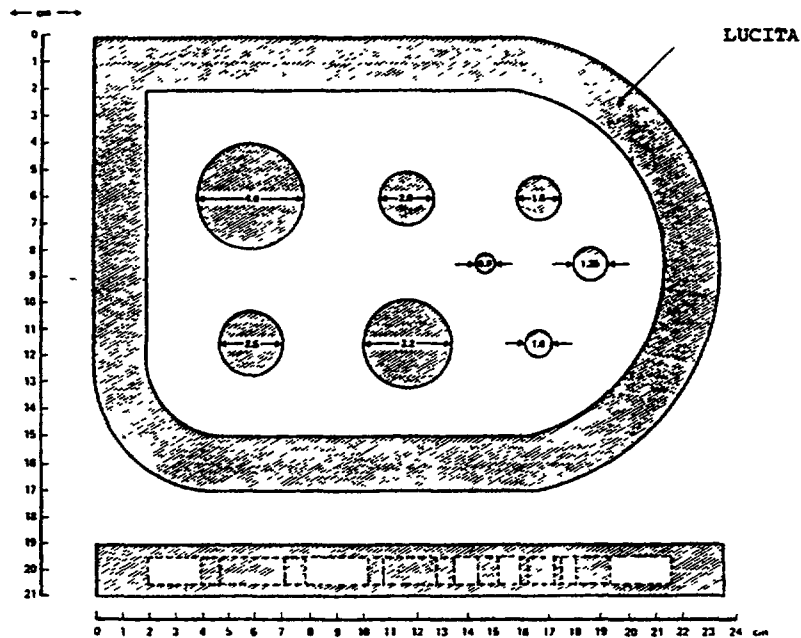


Fig. 5-8. Prueba 5.3.14.: prueba de la operación total. Simulador de una sección hepática, elaborado con plástico con una densidad equivalente a la de los tejidos (p. ej.: Lucita, Perspex).

5.4.2. Verificación del funcionamiento del martillete

Propósito de la prueba

Verificar la operación del martillete de un centelleógrafo rectilíneo.

Materiales

- Una fuente de radiaciones gama, integrada por un radionúclido en solución, en un tubo de ensayo, en una jeringa o en otra forma adecuada.

Procedimiento

1. Ajustar todos los controles para la medición rutinaria del radionúclido concerniente (ver la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía).
2. Colocar la fuente radiactiva dentro del campo de visión del detector.
3. Verificar que el martillete marque correctamente con tasas de conteo altas y bajas.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.4.3. Verificación del ajuste del fotopico en el analizador

Propósito de la prueba

Verificar que el ajuste del fotopico en el analizador de altura de pulsos de un centelleógrafo lineal es el apropiado para el logro de gamagramas con un radionúclido en particular.

Materiales

- Una fuente radiactiva integrada por una solución del radionúclido concerniente, en un tubo de ensayo, en una jeringa o en alguna otra forma adecuada para su ensayo, con una actividad cercana a 370 kBq (10 μ Ci).
- Montaje para la fuente radiactiva.

Procedimiento

1. Colocar el detector verticalmente y dirigido hacia abajo.
2. Ajustar todos los controles con las cifras de calibración para la medición rutinaria del radionúclido concerniente (ver la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía).
3. Colocar la fuente radiactiva en un soporte horizontal sobre la camilla para los pacientes.
4. Ajustar la posición del detector para que la fuente radiactiva coincida con el campo de visión del detector.
5. (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
(b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.

6. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado. El tiempo de conteo debe permitir la acumulación de un mínimo de 10 000 cuentas, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, o
 - (b) Anotar la tasa de conteo. Se debe elegir una constante de tiempo larga, para mantener las variaciones estadísticas dentro de los límites aceptables, y dejar transcurrir un tiempo cuando menos cuatro veces más grande que esta constante, para lograr la estabilización de cada lectura.
 7. (a) Efectuar otros conteos con el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos ajustado en cifras ligeramente mayores (p.ej.: en 10%) y menores (p.ej.: en 10%) a la cifra del ajuste del fotopico y anotar los resultados. Verificar que estas tasas de conteo son menores que las anotadas en el paso 6, o
 - (b) Anotar las tasas de conteo con el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos ajustado en cifras ligeramente mayores (p.ej.: en 10%) y menores (p.ej.: en 10%) a la cifra de ajuste del fotopico. Verificar que estas tasas de conteo son menores que las anotadas en el paso 6.
8. Retirar la fuente radiactiva.

Observaciones

En el caso de utilizar un dispositivo para preestablecer las operaciones del analizador, es posible modificar el paso 7 del procedimiento de la prueba y ajustar los control del voltaje del fotomultiplicador o de la ganancia del amplificador, en lugar de ajustar el control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos.

Las correcciones por la actividad de fondo no deben ser necesarias en las condiciones con las que se realiza esta prueba.

Esta prueba debe llevarse a cabo con cada sistema detector independiente en los centelleógrafos con dos detectores.

Interpretación de los resultados

Los resultados discrepantes pueden sugerir una calibración incorrecta del sistema a la energía de las radiaciones o, posiblemente, una falta de linealidad de su respuesta a la energía. Dado del caso, deben verificarse las pruebas 5.3.3: prueba de la calibración de la energía, o 5.3.7: prueba de la linealidad de la respuesta a la energía, según sea lo apropiado.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

5.4.4. Verificación de la tasa de conteo de fondo

Propósito de la prueba

Verificar la tasa de conteo de fondo de un centelleógrafo rectilíneo, en condiciones usuales para la obtención de gamagramas clínicos con un radionúclido en particular.

Procedimiento

1. Colocar el detector verticalmente y dirigido hacia abajo.

2. Ajustar la posición del detector para que coincida con el centro de la camilla para los pacientes.
3. Ajustar todos los controles con los valores de calibración para el radionúclido concerniente (ver la prueba 5.3.3: prueba de la calibración de la energía).
4. (a) Prestablecer un tiempo adecuado para el conteo, o
(b) Elegir un rango apropiado para la tasa de conteo.
5. (a) Efectuar un conteo y anotar el resultado, o
(b) Anotar la tasa de conteo.

Observaciones

Esta prueba debe llevarse a cabo con cada sistema detector independiente en los centelleógrafos con dos detectores.

Interpretación de los resultados

Un aumento importante de la tasa de conteo de fondo puede indicar una contaminación radiactiva del instrumento, o un aumento de la radiación ambiental proveniente de fuentes radiactivas locales. También puede indicar la presencia de "ruido" electrónico. Las tres posibilidades deben explorarse. La contaminación radiactiva puede ser del instrumento mismo - particularmente del detector o de su colimador -, de la camilla, del piso o del cubo de desperdicios. Las fuentes radiactivas locales incluyen a los pacientes que han recibido alguna dosis de una sustancia radiactiva. Si se sospecha una contaminación de este tipo, la prueba debe repetirse una vez que se haya sacado la camilla del local, dirigiendo el detector en direcciones diferentes para localizar el sitio contaminado. En el caso de confirmar la contaminación, debe suspenderse el trabajo clínico hasta que las maniobras de descontaminación reduzcan la tasa de conteo de fondo a un valor aceptable.

Límites para la aceptación

Aunque no se pueden establecer los límites específicos para los resultados de esta prueba, un aumento mayor del 20% en la tasa de conteo de fondo amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6. CAMARAS DE CENTELLEO

6.1. INTRODUCCION

6.1.1. Principios básicos

La cámara de centelleo es un instrumento para lograr imágenes de la distribución espacial de un radionúclido. Cuenta con un detector de radiaciones formado por un cristal de yoduro de sodio activado con talio (NaI(Tl)), de gran diámetro, acoplado a un conglomerado de varios tubos fotomultiplicadores. El diseño de las cámaras de centelleo varía considerablemente, pero para ilustrar sus principios básicos describiremos el tipo más común. La Fig. 6-1 muestra un corte a través de la cabeza detectora de una cámara de centelleo del tipo Anger y de sus unidades electrónicas clave. Los fotones gama que emiten los radionúclidos presentes en el paciente, o en una fuente radiactiva de prueba, alcanzan al cristal después de pasar por las perforaciones de un colimador de plomo que define la dirección de los fotones que se aceptan. Los colimadores pueden tener sus agujeros paralelos (Fig. 6-1), divergentes, convergentes, inclinados o contener un solo agujero ("pin-hole").

Los tubos fotomultiplicadores se encuentran acoplados a la superficie posterior del cristal, directamente o a través de una guía de luz, y reciben el voltaje de una fuente de poder común. En cada tubo fotomultiplicador se pueden efectuar ajustes ligeros del voltaje o de la ganancia. Una interacción fotónica en una localización espacial particular del cristal, definida por un sistema de coordenadas X-Y (Fig. 6-2), produce en ese lugar un centelleo que se esparce por el cristal. La fracción de esa luz que llega al fotocátodo de cada fotomultiplicador, varía inversamente con la distancia que separa al fotomultiplicador del punto de la interacción fotónica. La distribución de las amplitudes de los pulsos provenientes de todos los fotomultiplicadores en una sola interacción fotónica, contiene la información relativa a la posición geométrica de la interacción. Los pulsos son procesados por la cámara de centelleo para provocar un destello en la pantalla de un tubo de rayos catódicos, en la misma posición de un sistema de coordenadas X-Y que en la que se verificó la interacción original en el cristal. El tubo de rayos catódicos produce el destello únicamente cuando la energía de la interacción fotónica original corresponde con una gama preestablecida de energías, misma que se puede seleccionar de acuerdo con la energía de los fotones gama que emite el radionúclido que se utiliza. La energía de la interacción es definida por la amplitud de un pulso Z que se obtiene mediante la suma de las salidas de todos los fotomultiplicadores.

Para lograr electrónicamente estos procesos, los pulsos provenientes de todos los fotomultiplicadores son sometidos a una etapa de preamplificación y enviados a los circuitos electrónicos para la aritmética de los pulsos X, Y y Z. Los circuitos X y Y miden las amplitudes de los pulsos, en proporción con la posición X y Y del fotomultiplicador que los origina en el sistema de coordenadas. De esta manera se crean dos señales analógicas, X y Y, cuyas amplitudes son proporcionales a las coordenadas espaciales del centelleo original. El circuito Z, suma todos los pulsos y provee una señal Z, que es proporcional a toda la energía depositada en el cristal por la interacción fotónica. Como la intensidad de los centelleos y de la señal a la salida de los fotomultiplicadores aumenta con la energía de los fotones, las señales X y Y deben normalizarse para que la información posicional no sea dependiente de la energía fotónica. Esto se logra en el circuito de corrección de la energía, mediante la división de las señales X y Y entre la señal Z. Esta, también es enviada al analizador de altura de pulsos (Pulse Height Analyzer, "PHA"). Si ella coincide con la ventana ajustada en el PHA para el radionúclido que se utiliza, el PHA permite a las señales X/Z y Y/Z que registren el evento. Esto se logra usualmente en un osciloscopio de rayos catódicos, en el que el trayecto del rayo catódico hacia la pantalla se encuentra normalmente bloqueado por una rejilla cargada negativamente. Cuando la amplitud de la señal Z coincide con la ventana preestablecida en el PHA, se genera una señal que cambia la carga de la rejilla hacia el signo positivo y ésta deja pasar al rayo catódico hacia la pantalla del osciloscopio. Simultáneamente, las señales X/Z y Y/Z se utilizan para desviar el rayo electrónico para que la posición del destello en la pantalla de osciloscopio coincida con la posición del centelleo original en el cristal. Si se utiliza un osciloscopio de persistencia variable, los destellos pueden permanecer visibles durante un

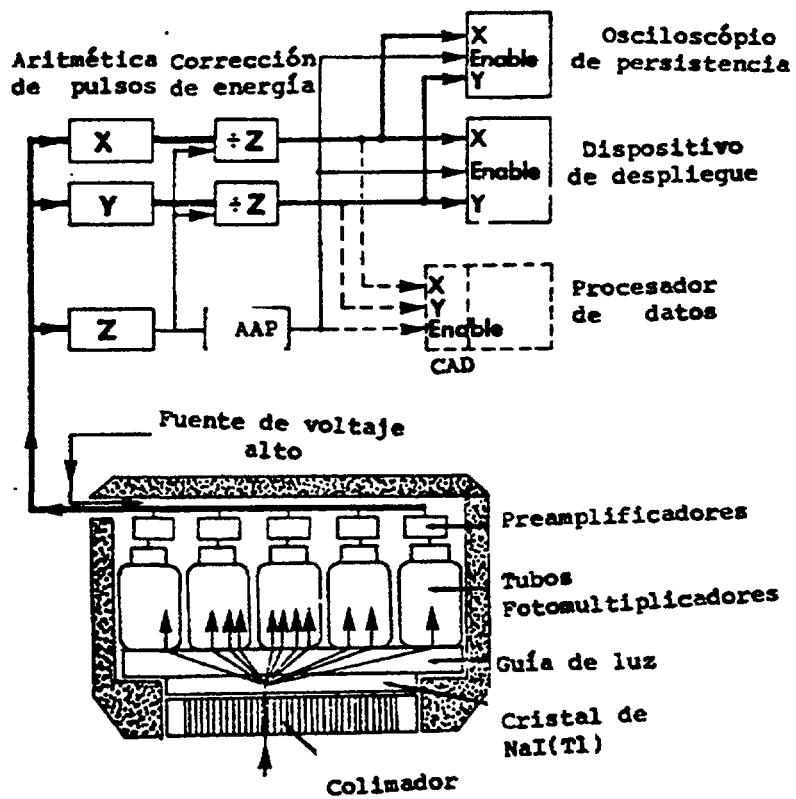


Fig. 6-1. Corte diagramático de la cabeza detectora de una cámara de centelleo del tipo Anger, con las unidades electrónicas clave.

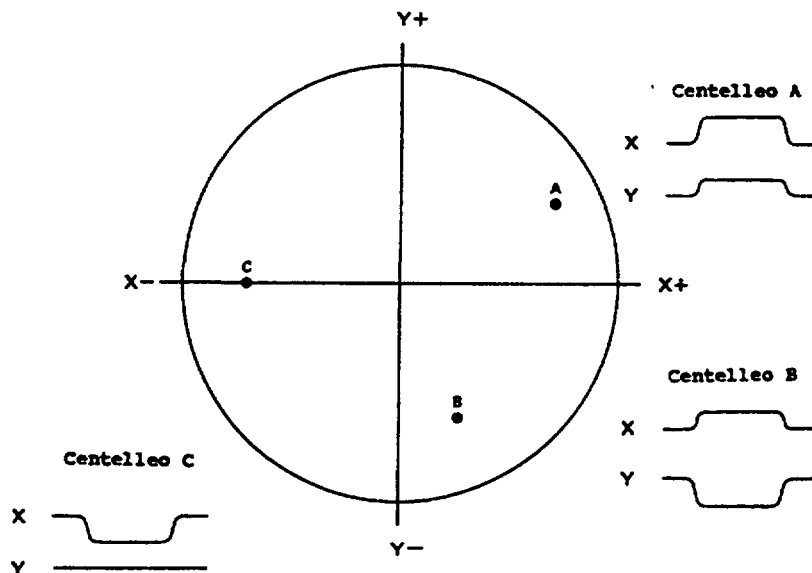


Fig. 6-2. El sistema de coordenadas X y Y de una cámara de centelleo, superpuesto en la superficie del cristal. Afuera del sistema de coordenadas se muestran ejemplos de las señales X y Y (pulsos de voltaje de duración corta) resultantes de los centelleos que ocurren en diferentes partes del cristal.

tiempo suficientemente largo para integrar una imagen en el fósforo persistente de la pantalla. Si se emplea un osciloscopio común, o un dispositivo para formar imágenes que lo incluya, el registro permanente de la imagen se puede lograr mediante la acumulación de los destellos en una película fotosensible durante un tiempo preestablecido, o hasta llegar a un conteo predefinido. Las señales X/Z y Y/Z también se pueden digitalizar por medio de un convertidor analógico-digital (CAD), para ser almacenados en una memoria magnética y ser procesados ulteriormente mediante una computadora conectada directamente a una o más cámaras de centelleo. En este caso, la señal Z se utiliza para iniciar la digitación de los pulsos de posición.

6.1.2. Componentes de una cámara de centelleo

6.1.2.1. Cristal de centelleo de NaI(Tl)

Generalmente, los cristales de NaI(Tl) disponibles para las cámaras de centelleo son de dos diámetros distintos: de campo de visión pequeño (300 mm), y de campo de visión grande (400 mm). Sus espesores pueden variar de 3.2 mm a 12.7 mm. El diámetro del cristal determina parcialmente el área del paciente que se puede incluir en una imagen. Su espesor influye sobre numerosos elementos de juicio de la operación de la cámara de centelleo, particularmente sobre su resolución espacial y su sensibilidad. Los cristales delgados ofrecen una resolución espacial mejor, pero su sensibilidad se reduce en forma importante para las energías fotónicas mayores de 140 keV. Un espesor de 9.5 mm puede ser adecuado para los usos generales de una cámara de centelleo.

Cualquier daño del cristal vuelve inoperante a la cámara de centelleo y obliga al reemplazo del cristal, a un precio muy elevado. La gran superficie del cristal, así como su naturaleza frágil e higroscópica, indican un cuidado constante para evitar perforaciones de su cubierta, o cualquier otra causa de daño, especialmente durante el proceso del cambio de colimadores. Cuando el instrumento no está en uso, es conveniente dejar puesto un colimador para proteger al cristal de posibles choques mecánicos y de las fluctuaciones rápidas de la temperatura ambiental. No obstante, es posible que el cristal sufra un daño súbito o gradual, sin que exista un factor causal aparente. Por esta razón, es muy importante la vigilancia del cristal, como una parte del control de la calidad de la cámara de centelleo.

6.1.2.2. Conglomerado de fotomultiplicadores

Todos los fotomultiplicadores del conglomerado - que puede tener 37, 61, o más tubos - deben tener las mismas características de amplificación (ganancia) para que provean una densidad de conteo uniforme [uniformidad de la inundación del campo ("flood-field uniformity")], cuando el cristal se "inunda" con un flujo uniforme de radiaciones gama. Si uno de los fotomultiplicadores posee una ganancia ligeramente menor que la de sus vecinos, el área correspondiente aparecerá con menor sensibilidad en la imagen. Si el tubo falla, entonces el área correspondiente aparecerá sin sensibilidad en la imagen. Estas condiciones son inaceptables en la práctica clínica. Las ganancias de los tubos se hacen coincidir cuidadosamente antes de ser instalados en un instrumento nuevo. No obstante, los tubos se deterioran con una velocidad propia, por lo que es necesario hacer ligeros ajustes periódicos del voltaje de cada tubo para que sus ganancias vuelvan a coincidir. Esto se llama "sintonizar" la cabeza detectora y, usualmente, el representante del fabricante se encarga de efectuarla. La labor se acrecienta conforme mayor sea el número de fotomultiplicadores. Es necesario efectuar pruebas diarias para el control de la calidad, con el fin de alertar al usuario cuando se requiera este servicio de mantenimiento.

La amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM) del fotopico de la señal Z de la cámara de centelleo, es mayor que la de un detector con un solo tubo fotomultiplicador. Además, la amplitud del fotopico es muy dependiente del ajuste preciso de las ganancias de los fotomultiplicadores. Cada fotomultiplicador produce un fotopico único, y todos ellos deben coincidir cuando se suman para formar la señal Z. Sin embargo, esto ocurre rara vez debido a las diferencias pequeñas de las ganancias entre los fotomultiplicadores individuales. Los fotomultiplicadores con ganancias menores al promedio, contribuyen con información en el lado bajo del fotopico compuesto, mientras que los que tienen ganancias mayores que el promedio, contribuyen con información en el lado opuesto (Fig. 6-3). Para lograr una imagen uniforme cuando se inunda el campo, la amplitud de la ventana del PHA debe abarcar

IMAGEN DEL CAMPO INUNDADO

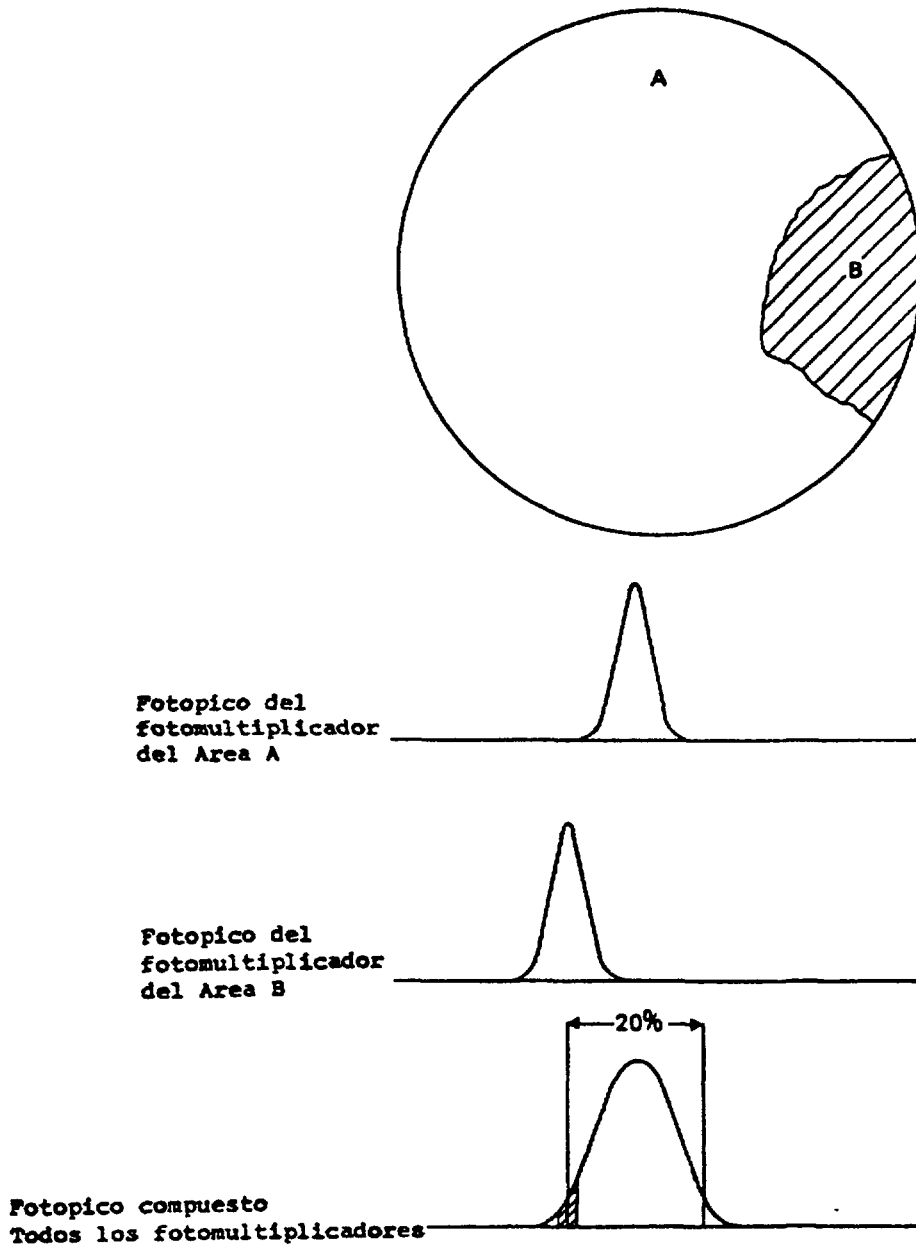


Fig. 6-3. Relación entre la ganancia de los fotomultiplicadores y la uniformidad del campo inundado. En la imagen del campo inundado, el área A aparece con una densidad de conteo uniforme. El área B muestra una densidad de conteo perceptiblemente menor. El espectro de la altura de los pulsos que se muestra arriba, manifiesta el fotopico proveniente de uno de los fotomultiplicadores que dominan al área A. El espectro de la altura de los pulsos que se muestra en medio, manifiesta el fotopico proveniente del fotomultiplicador que domina al centro del área B. El espectro de la altura de los pulsos que se muestra abajo, manifiesta al fotopico de la señal Z que se forma con la suma de los fotopicos provenientes de todos los fotomultiplicadores, enmarcado por una ventana de 20%. El área sombreada en este fotopico indica la contribución de los fotomultiplicadores que dominan al área B. Una fracción importante de los pulsos provenientes de esta región se encuentran debajo del nivel mínimo (umbral de la ventana) y son rechazados. Esta es la razón de la densidad de conteo menor en esta región.

lograr una imagen uniforme cuando se inunda el campo, la amplitud de la ventana del PHA debe abarcar las contribuciones de todos los fotomultiplicadores. Por esta razón, típicamente se utiliza una ventana de 20%. Esta, centrada en el fotopico de 140 keV del ^{99m}Tc , debe tener una amplitud aproximada de 30 keV y abarcar de 125 keV a 155 keV. una ventana de este tipo incluye una cantidad importante de radiaciones dispersas, provocadas por las interacciones fotónicas en el interior del paciente, mismas que degradan la resolución espacial y el contraste de la imagen. Las cámaras más modernas utilizan ventanas más angostas al aprovechar los circuitos para la corrección de la uniformidad que serán discutidos en la Sección 6.1.2.5. Si se desplaza la ventana hacia el lado alto del fotopico, la información contribuida por los fotomultiplicadores con ganancias menores será gradualmente eliminada y las áreas de la imagen que corresponden a estos tubos mostrarán una densidad de conteo menor. Si se angosta la ventana y se la hace permanecer en el centro del fotopico, las áreas correspondientes a los fotomultiplicadores con ganancias mayores y menores serán gradualmente eliminadas de la imagen. Es así, que la uniformidad del campo de visión es una función de la colocación adecuada de la ventana del PHA. Esto, únicamente se puede lograr mediante su calibración diaria. La uniformidad también es una función de la amplitud de la ventana y de la sintonización apropiada de todos los fotomultiplicadores (Fig. 6-3).

6.1.2.3. Circuitos para la aritmética de los pulsos

Los circuitos para las posiciones X y Y están separados, pero son idénticos. Consisten de amplificadores que, si se ajustan apropiadamente, aseguran una amplificación igual en ambas direcciones X y Y; es decir, que un objeto redondo, dará una imagen redonda. Una variación en un amplificador, causará que un objeto redondo produzca una imagen oval. Por esta razón, la medida de cualquier elemento de juicio que compare el objeto con la imagen debe efectuarse en ambas direcciones X y Y. Las relaciones entre el objeto y la imagen también se pueden afectar por la falta de linealidad en la señal Z. Esto es de consecuencia únicamente cuando se utilizan varias salidas del PHA para producir una imagen compuesta, como por ejemplo, en la centelleografía con ^{67}Ga . En este caso se pueden sumar los fotones de dos o tres energías diferentes, o se puede producir una imagen corregida, mediante la sustracción de los fotones de una energía de los fotones de otras energías. Si no existe linealidad en la señal Z cuando las señales X y Y se dividen entre ella (ver 6.1.1), entonces diferirán las amplificaciones espaciales para las diferentes señales Z. La superposición de varias imágenes resultará en una pérdida de resolución.

6.1.2.4. Circuitos sincronizadores de los pulsos

Las señales X y Y deben llegar al osciloscopio exactamente en la secuencia correcta. Estas señales, dilatadas en el tiempo para desplegar correctamente el destello, deben ser perfectamente planas durante el pulso que provoca el destello. Las señales X y Y que llegan tempranamente o en forma tardía en relación con este pulso, así como las señales que se inclinan y no son planas, hacen que los destellos aparezcan como líneas, aún cuando los controles del despliegue estén ajustados en forma apropiada. La observación cuidadosa de las imágenes clínicas y de las logradas durante las pruebas para el control de la calidad, pueden alertar al usuario cuando este problema se presenta.

La duración de los pulsos tiene un efecto importante sobre la capacidad de conteo de la cámara de centelleo. Los pulsos resultantes de cada centelleo deben ser procesados por los circuitos electrónicos de la cámara, independientemente de si el evento es seleccionado o no para su despliegue como consecuencia de la aceptación de su señal Z por el PHA. Durante este período de procesamiento, existe un tiempo - el tiempo de resolución de un par de pulsos, τ , que es determinado en gran parte por la duración de los pulsos. Durante este tiempo, los circuitos electrónicos de la cámara de centelleo son incapaces de responder a otros centelleos que ocurran en su cristal. La cámara se comporta como un sistema "paralizable" cuando la tasa de conteo es elevada. Es decir, que cada centelleo consecutivo, que ocurra dentro de este "tiempo muerto", lo extiende aún más. Así, si se incrementa la intensidad de la radiación gamma incidente y la tasa de conteo de entrada (la tasa de conteo que sería observable de no haber pérdidas de cuentas), entonces la tasa de conteo observada aumenta hasta un máximo y después decrece, conforme ocurre una proporción creciente de centelleos durante el tiempo muerto dilatado.

La medición de τ debe efectuarse correctamente bajo condiciones en las que las pérdidas de cuentas sean moderadas y no exista dispersión apreciable de las radiaciones. A partir de su valor en estas

condiciones, es posible deducir la relación que existe entre la tasa de conteo a la entrada y la tasa de conteo observada, y calcular, por ejemplo, la tasa de conteo a la entrada para una pérdida del 20% de las cuentas, $R_{.20\%}$, así como la tasa de conteo observada correspondiente, $C_{.20\%}$. Esta es una prueba para la aceptación útil, puesto que la $R_{.20\%}$ medida, cuando no existe radiación dispersa, es un índice de operación específico para muchos fabricantes de cámaras de centelleo.

Sin embargo, la $R_{.20\%}$ medida en ausencia de radiaciones dispersas no es relevante en las situaciones clínicas. Durante la centelleografía clínica, los centelleos provocados por la radiación dispersa de energía baja proveniente del paciente, pueden aumentar el valor efectivo de τ aunque ellos no aparecen en la imagen. Las cifras de $R_{.20\%}$ y de $C_{.20\%}$ son menores cuando existe radiación dispersa que cuando se miden en la ausencia de ella. En los estudios clínicos no se debe exceder la $C_{.20\%}$ medida en la presencia de dispersión. El operar la cámara de centelleo con las tasas de conteo observadas más altas, puede comprometer su resolución espacial y únicamente da pábulo a un aumento pequeño en la tasa de conteo observada si se aumenta la radiactividad administrada al paciente, incrementando su exposición a las radiaciones.

6.1.2.5. Circuitos para corregir la uniformidad

Se han descrito numerosos esquemas para mejorar la uniformidad del campo de visión, mediante el empleo de microprocesadores. Los primeros, se basaron en la suma o en la resta de cuentas a cada uno de los aproximadamente 4000 elementos (píxeles) que conforman una matriz de 64×64 . El número que se suma o se sustrae, se deriva de la sensibilidad del píxel en particular, en relación con el promedio de todos los píxeles de una imagen del campo inundado almacenada previamente en una memoria. Estos métodos introducen errores en la cuantificación en las regiones de interés de la imagen y se ven limitados por la incertidumbre estadística inherente a la cuenta de los datos.

Las cámaras de centelleo de diseño más moderno, utilizan procesos de varias etapas. Primero, corrigen las diferencias de la ganancia de los fotomultiplicadores mediante la aplicación de una corrección pequeña a cada señal Z, dependiendo de su localización específica X, Y, para que los fotopicos de todas las localizaciones coincidan con exactitud. Esto, produce un fotopico compuesto más angosto y permite el empleo de una ventana más angosta en el PHA. La segunda etapa consiste en la aplicación de una corrección pequeña a cada pulso X y Y, dependiendo de su localización específica, para eliminar las irregularidades en la linealidad espacial. Esta corrección se deriva con frecuencia del empleo de una imagen de una serie de fuentes radiactivas lineales, situadas en ambas direcciones X y Y y de la computación de las desviaciones de la imagen en relación con las líneas reales en la superficie del cristal. Una tercera etapa puede utilizar un proceso de adición o sustracción de cuentas como el ya descrito. La imagen final es uniforme hasta en el 5 al 6% y esencialmente está libre de distorsiones de la linealidad espacial.

Algunas cámaras cuentan con una fuente luminosa pulsátil, cuya luz pasa a cada fotomultiplicador a través de una fibra óptica, para que las ganancias se ajusten con una periodicidad de algunos milisegundos. Esta técnica se desarrolló para las cámaras para la tomografía por rotación, con el fin de corregir los cambios de la ganancia de los fotomultiplicadores que ocurren con las variaciones de la orientación de la cámara en relación con el campo magnético terrestre.

6.1.2.6. Dispositivos para el despliegue de las imágenes

Una cámara de centelleo puede equiparse con diversos tipos de dispositivos de despliegue, con el propósito de "visualizar" la concentración radiactiva tal y como es detectada por la cámara y de registrar su imagen en una película fotosensible. Ambos procesos requieren de un osciloscopio que produzca un destello en la pantalla de un tubo de rayos catódicos (cathode ray tube, CRT), en la misma posición definida por un sistema de coordenadas X-Y que el sitio en donde ocurrió la interacción original en el cristal detector.

Es posible la visualización inmediata de la imagen si se utiliza un osciloscopio de persistencia variable, en cuya pantalla los destellos permanecen visibles hasta la integración de una imagen. La

permanencia de los destellos en la pantalla es variable a través de un control de la "duración"; su brillantez se puede modificar por medio de un control para la "intensidad". Este dispositivo es útil para colocar al paciente y centrar adecuadamente el área de interés clínico en la pantalla del osciloscópio y de la imagen resultante. La calidad deficiente de las imágenes que aparecen en la pantalla del osciloscópio de persistencia variable impide su aprovechamiento mayor.

Las imágenes se documentan fotográficamente a partir de los destellos sumamente breves que se producen en la pantalla de un osciloscópio común, frente a la cual se monta y se enfoca una cámara fotográfica. La imagen fotográfica se logra abriendo el obturador de la cámara fotográfica durante un tiempo predeterminado o durante el período necesario para acumular un número preestablecido de destellos. Los controles para el ajuste del "foco" y del "astigmatismo" permiten agudizar los destellos, mientras que el control de la "intensidad" permite graduar la exposición de la película para cada procedimiento clínico que se realice. El ajuste adecuado de este control se determina inicialmente mediante la técnica de tentativas y errores. Este ajuste se debe anotar como una referencia para el futuro.

Se pueden emplear cámaras fotográficas que utilicen película Polaroid de revelado instantáneo, o rollos de película de 35 mm o 70 mm. La película Polaroid tiene la ventaja de no necesitar de equipo especial para su revelado y de permitir el análisis inmediato de las imágenes. Sin embargo, su costo es elevado y su gama de densidades es limitada, a la vez que tiene un contraste pobre. Los rollos de película poseen una gama de densidades más amplia y tienen la ventaja adicional de poder ser avanzados manualmente o mediante un mecanismo impulsado por un motor. El usuario de rollos de película debe tener la precaución de anotar cuidadosamente la identidad de cada imagen en el momento de su obtención, para prevenir confusiones posteriores.

Los dispositivos para el multiformato de imágenes pueden conectarse directamente a la salida de la cámara de centelleo, o a la salida de un procesador de imágenes. Estos dispositivos utilizan películas radiográficas (típicamente de 20 × 25 cm). Pueden ser programados por el operario para incluir un número variable de imágenes en la misma placa (p. ej.: 1, 2, 4, 9, etc.). Este factor contrarresta el costo elevado de la película. Las imágenes avanzan electrónicamente, de tal manera que el instrumento es compatible con los estudios de secuencias rápidas.

6.1.3. Fundamentos de los esquemas para verificar la operación de la cámara de centelleo

Durante el período de vida útil de una cámara de centelleo se requieren varios niveles de verificación de su desempeño. Inicialmente, los fabricantes ejecutan en la fábrica una serie de pruebas en cada cámara para determinar que sus características coincidan con las especificaciones publicadas. En los Estados Unidos, las pruebas en la fábrica se realizan de acuerdo con los protocolos desarrollados por la National Electrical Manufacturer's Association (NEMA), y los resultados en cada cámara se comparan, antes de autorizar su embarque, con las especificaciones publicadas. Los patrones de operación de la NEMA son reconocidos en todo el mundo, de tal manera que las especificaciones de un fabricante para una cámara nueva son directamente comparables con las de cualquier otro. La mayor parte de las pruebas involucradas son del tipo intrínseco. Es decir, son pruebas de la operación de la cámara misma, efectuadas sin colimador u otro accesorio, de tal manera que reflejan únicamente las características propias de la cámara, y no necesariamente su desempeño operativo bajo las condiciones usuales en la clínica.

El siguiente nivel de comprobación, corresponde a las pruebas para la aceptación de la cámara que realiza el usuario en forma independiente después de su instalación, con el objeto de determinar si su desempeño es acorde con las especificaciones del fabricante. Estas pruebas deben ser rigurosas y lo suficientemente similares a los protocolos de las NEMA para que sus resultados sean comparables. La American Association of Physicists in Medicine (AAPM) ha preparado dos publicaciones en las que se detallan los protocolos de las pruebas para la aceptación. La primera publicación describe los métodos que se pueden seguir con una cámara de centelleo con despliegue analógico; la segunda, los métodos para verificar la operación de una cámara de centelleo conectada a un procesador digital de imágenes. En ambos casos, las pruebas se diseñaron para producir resultados equivalentes a los patrones de operación de la NEMA. En el mismo momento en el que se efectúan las pruebas para la aceptación, es necesario

iniciar las pruebas de referencia que reflejan el desempeño operativo de la cámara de centelleo bajo las condiciones usuales en la clínica, mismas que se pueden repetir periódicamente como comprobaciones rutinarias. Estas pruebas frecuentemente califican la operación del sistema completo, con colimador y accesorios agregados, y son más adecuadas para que las realice el usuario. Varias organizaciones han desarrollado los protocolos para las pruebas de referencia. Entre ellas, se puede citar a la AAPM, a la United Kingdom Hospital Physicists' Association (HPA) y la International Electrotechnical Commission (IEC). Estas pruebas, así como algunas de las seguidas para la aceptación del instrumento, forman los fundamentos de las verificaciones rutinarias. Finalmente, es de importancia suma el inicio de las pruebas de la operación de la cámara, mismas que se deben ejecutar todos los días en los que se utilice este instrumento.

6.1.4. Características de operación

Únicamente las pruebas apropiadas pueden determinar si una cámara de centelleo opera como es debido. Este es el instrumento más complejo que se describe en este documento, y así los son igualmente los conceptos que describen su operación. A continuación, se identificarán los conceptos concernientes a las verificaciones para la aceptación y a las pruebas rutinarias, junto con el diseño principal y los factores operativos que los influyen.

6.1.4.1. Resolución espacial

La resolución espacial es una característica de la operación de una cámara de centelleo, que describe su capacidad para resolver como entidades distintas a dos fuentes radiactivas puntiformes o lineales separadas.

La resolución espacial se cuantifica convencionalmente, ya sea, mediante la amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM) de la respuesta a una fuente radiactiva lineal delgada, en el sentido perpendicular a la fuente, o como la separación mínima que se puede distinguir entre dos fuentes radiactivas. (Así, una amplitud o una separación pequeñas, corresponden a una resolución espacial buena o "alta"). La resolución espacial que manifiesta el detector sin el colimador, R_i , se reconoce como resolución intrínseca. El colimador aislado tiene una resolución espacial, R_c , la cual es mayor cuando la fuente radiactiva se encuentra en la superficie del colimador y se degrada conforme la fuente se aleja de éste. La resolución del sistema, R_s , dada por el conjunto del detector con el colimador montado, se puede estimar a partir de una fuente radiactiva colocada a una cierta distancia del colimador, a partir de la expresión:

$$R_s = \sqrt{R_i^2 + R_c^2}$$

En general, la resolución espacial intrínseca mejora con el aumento en el número de fotomultiplicadores para cristales de un mismo diámetro (lo que implica un diámetro menor para cada tubo), o con el incremento de la energía de los fotones gama incidentes, y con la disminución del espesor del cristal o de la guía de luz, de la amplitud de la ventana del PHA, de la proporción de fotones gama dispersos y de la tasa de conteo. La resolución del colimador mejora al aumentar el número o la longitud de sus perforaciones, o al reducir el diámetro de éstas o el espesor de los tabiques que las separan.

Los factores principales que degradan la resolución espacial intrínseca, son: las fallas de los componentes electrónicos, la sintonización inadecuada de las ganancias de los fotomultiplicadores, los defectos y el deterioro del cristal y las tasas de conteo elevadas. En algunas cámaras, el simple cambio a una modalidad con tasas de conteo elevadas es suficiente para reducir su resolución espacial. La resolución del sistema se afecta por la selección del colimador, y se degrada conforme se aleja la fuente radiactiva del colimador.

6.1.4.2. Resolución energética

La resolución energética es una característica de la operación de la cámara de centelleo, que describe su capacidad para distinguir entre dos fotones de energías distintas, en particular entre la radiación primaria y la dispersa. Se cuantifica convencionalmente como la amplitud total a la mitad de la altura máxima del fotopico, medida en unidades de energía y expresada como una fracción porcentual de la energía de la radiación gama (%FWHM). (Así, una %FWHM pequeña corresponde a una resolución energética buena o "alta".)

Los factores principales que degradan la resolución energética, son: la sintonización inadecuada de la ganancia de los fotomultiplicadores, las fallas de uno o de varios fotomultiplicadores, los defectos o el deterioro del cristal, la separación física del ensamble de fotomultiplicadores y la guía de luz en relación con el cristal, y las tasas de conteo elevadas.

6.1.4.3. Respuesta a la irradiación uniforme (uniformidad de la inundación del campo)

La respuesta a la irradiación uniforme (uniformidad de la inundación del campo), es una característica de la operación de una cámara de centelleo, que describe el grado de la uniformidad de la densidad de conteo en la imagen cuando el detector se "inunda" con un flujo espacialmente uniforme de fotones gama incidentes o, en forma alternativa, el grado de constancia de la tasa de conteo proveniente de una fuente radiactiva puntiforme colimada, cuando ésta se mueve sobre el campo de visión del detector.

La uniformidad de la inundación del campo se puede cuantificar como el grado de uniformidad que exhibe el detector mismo (uniformidad intrínseca), o por el que muestra el conjunto del detector con el colimador colocado (uniformidad del sistema). También puede cuantificarse en términos de la variación máxima de la tasa de conteo en todo el campo de visión (uniformidad integral), o como la tasa máxima del cambio de la densidad de conteo a través de una distancia definida (uniformidad diferencial). (Así, una variación o una tasa de cambio pequeñas, corresponden a una uniformidad buena o "alta").

Los factores principales que degradan a la uniformidad intrínseca, son: una sintonización inadecuada de las ganancias de los fotomultiplicadores, una falla de uno o de varios fotomultiplicadores, defectos en la linealidad espacial, defectos o deterioro del cristal, separación física entre el cristal y el ensamble de los fotomultiplicadores y la guía de luz, ajuste incorrecto de la posición o de la amplitud de la ventana del PHA, y las tasas de conteo elevadas. Otros factores adicionales que degradan la uniformidad del sistema, son los defectos y daños del colimador.

6.1.4.4. Distorsión espacial (linealidad espacial)

La distorsión espacial es una característica de operación de la cámara de centelleo que describe la magnitud de la distorsión espacial de la imagen en relación con el objeto. La linealidad espacial describe el grado de linealidad en la imagen de un objeto lineal.

La linealidad espacial se puede cuantificar como el desplazamiento espacial máximo a través del campo de visión, y se puede estimar mediante la inspección de la imagen de un objeto lineal. (Así, un desplazamiento pequeño, corresponde a una linealidad espacial buena o "alta").

La distorsión espacial y la uniformidad de la inundación del campo se relacionan estrechamente. La uniformidad es pobre en las áreas en las que ocurren desplazamientos espaciales graves. Los factores principales que causan la distorsión espacial, son los mismos que degradan a la uniformidad del campo inundado.

6.1.4.5. Operación de la tasa de conteo

La operación de la tasa de conteo de una cámara de centelleo, describe la falta de linealidad en las relaciones entre la tasa de conteo y la intensidad de la radiación gama incidente, así como los desplazamientos espaciales que ocurren en la imagen como consecuencia de una tasa de conteo elevada.

Se requieren varias medidas para caracterizar a la operación de la tasa de conteo. La operación intrínseca de la tasa de conteo con un flujo creciente de radiación gama incidente, se mide primero con la fuente radiactiva colocada de tal manera que la radiación dispersa no alcance al detector. Esto se puede lograr, suspendiendo la fuente radiactiva en el aire y alejando de ella a cualquier material dispersante (Fig. 6-4), o utilizando absorbedores de cobre para impedir el paso del componente disperso (Fig. 6-5).

El mismo procedimiento se vuelve a repetir, pero con la fuente radiactiva en el seno de un material dispersante cuidadosamente controlado. Posteriormente, se vuelve a repetir con el colimador montado y con todos los periféricos en funciones, como una medición sistémica. A partir de las gráficas resultantes, pueden determinarse la tasa de conteo para una pérdida del 20% de la cuentas y la tasa máxima de conteo bajo las condiciones respectivas de las pruebas. Como una alternativa, la operación de la tasa de conteo se puede caracterizar mediante la determinación del tiempo de resolución de un par de pulsos en una tasa de conteo específica. Finalmente, deben medirse la resolución espacial y la uniformidad del campo inundado con tasas de conteo elevadas diferentes.

El factor principal que degrada la operación de la tasa de conteo es la disminución de la relación entre los eventos observados y los eventos detectados. Esto puede suceder como consecuencia de una ventana muy angosta en el PHA, o de un incremento del componente disperso del flujo de fotones incidentes. En algunos casos, el acoplamiento de una cámara de centelleo a un computador digital puede afectar la operación de la tasa de conteo, especialmente si se emplean en la modalidad de "zoom" para magnificar la imagen de una región de interés.

6.1.4.6. Sensibilidad plana

La sensibilidad plana es una característica de operación de una cámara de centelleo, que describe la probabilidad de observar la radiación gama incidente al detector.

La sensibilidad plana se cuantifica convencionalmente, como la tasa de conteo por unidad de actividad para una fuente plana de diámetro definido, colocada a una distancia definida de la superficie expuesta de la cubierta del cristal (sensibilidad intrínseca) o a una distancia definida de la superficie expuesta del colimador (sensibilidad del sistema).

En general, la sensibilidad intrínseca se relaciona directamente con el espesor del cristal y con la amplitud de la ventana del PHA, y se relaciona en forma inversa con la energía fotónica. Además, la sensibilidad del sistema se relaciona directamente con la proporción que existe entre el área del cristal no cubierta por los tabiques del colimador y la superficie total del cristal, y se relaciona inversamente con el espesor del colimador.

Los factores principales que degradan la sensibilidad plana intrínseca, son: pérdida de cuentas debido a tasas elevadas de conteo, sintonización incorrecta de las ganancias de los fotomultiplicadores, fallas en uno o varios fotomultiplicadores, faltas de linealidad espacial, defectos o deterioro del cristal, separación física del cristal y del ensamble de los fotomultiplicadores y la guía de luz, y el ajuste incorrecto de la posición y de la amplitud de la ventana del PHA. Los factores adicionales que degradan la sensibilidad del sistema, son los defectos y los daños del colimador.

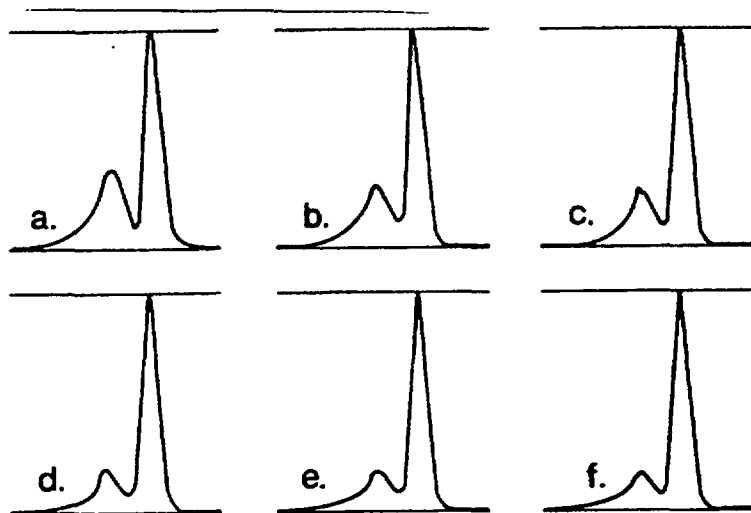


Fig. 6-4. Espectros de la radiación gama del $^{99}\text{Tc}^m$ logrados con el analizador multicanal de una cámara de centelleo Ohio-Nuclear.

- (a) Fuente abierta colocada sobre el piso.
- (b) Fuente abierta colocada en la pared de yeso.
- (c) Fuente abierta situada a 10 cm de la pared de yeso.
- (d) Fuente abierta colocada sobre un cojín de hule espuma, a 22 cm del suelo y a 36 cm de la pared de yeso.
- (e) Fuente abierta colocada sobre un cojín de hule espuma, 22 cm arriba de una mesa de madera situada bajo el quicio de una puerta abierta.
- (f) Fuente abierta suspendida con una cinta adhesiva del quicio de una puerta abierta. En todas las posiciones es evidente una dispersión significativa.

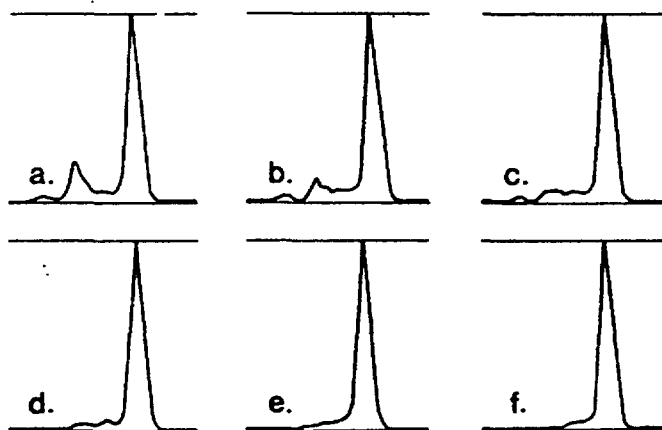


Fig. 6-5. Espectros de la radiación gama del $^{99}\text{Tc}^m$, logrados con el analizador multicanal de una cámara de centelleo Ohio-Nuclear, con absorbedores de cobre cubriendo a la fuente.

- (a) Sin absorbedor. (b) Con 1 absorbedor. (c) Con 2 absorbedores. (d) Con 3 absorbedores. (e) Con 4 absorbedores. (f) Con 5 absorbedores. El espesore de cada absorbedor de cobre es de 1.28 mm. La filtración de las radiaciones a través de 6mm o más de cobre produce un espectro libre de dispersión, el cual no se altera con espesores mayores de cobre. (Según Adams).

6.1.4.7. Filtración de las radiaciones a través de blindaje de la cabeza detectora

La filtración de radiaciones a través del blindaje de la cabeza detectora es una medida de la suficiencia del blindaje de plomo incorporado a la cabeza detectora para eliminar la radiación de fondo.

Esta filtración se evalúa midiendo las tasas de conteo que provocan fuentes emisoras de radiaciones gama de energías diferentes, colocadas en sitios distintos en torno de la cabeza detectora.

6.1.5. Consideraciones sobre las operaciones

6.1.5.1. Condiciones generales de la operación

En vista de la complejidad de las cámaras de centelleo, debe prestarse y cuidado muy especiales a sus operaciones. La adopción de las prácticas siguientes ayudará a mantener condiciones estables de operación.

1. Debe interrumpirse lo menos posible la fuente de alto voltaje para los fotomultiplicadores. Debe adaptarse un relevador a la fuente eléctrica, para que el voltaje operante no se aplique en su totalidad inmediatamente después de una interrupción de la corriente eléctrica. Es deseable intercalar un dispositivo automático para que al haber una interrupción de la energía eléctrica los tubos fotomultiplicadores adquieran el alto voltaje de una batería y se logre mantener una matriz para la corrección de la uniformidad (si se cuenta con los circuitos necesarios para efectuar esta corrección).
2. Los osciloscopios y demás positivos de despliegue deben apagarse durante la noche y durante los períodos más largos en los que no se utilice el instrumento. Se debe reducir la brillantez de los osciloscopios entre estudio y estudio para evitar el deterioro del fósforo, el cual puede ser una fuente de artefactos en las imágenes.
3. Cuando la cámara de centelleo permanezca fuera de uso, su cabeza detectora debe colocarse de tal manera que la superficie del cristal quede horizontal y dirigida hacia abajo. Esto ayuda a prevenir la separación entre el cristal y el ensamble de los fotomultiplicadores y la guía de luz.
4. El detector debe tener siempre adaptado un colimador para proteger al cristal contra posibles choques mecánicos y contra los cambios térmicos.
5. En cada ocasión en la que se cambie el colimador debe verificarse la ausencia de daños en la cabeza detectora, en el colimador y en su montaje.
6. Las cámaras fotográficas siempre deben estar en la posición focal correcta y ajustadas en forma segura a sus montajes.
7. Antes de insertar un paquete nuevo de película deben limpiarse los rollos propulsores de las cámaras Polaroid.
8. La temperatura del cuarto debe mantenerse sin cambios bruscos para evitar la fractura del cristal.
9. Deben evitarse las contaminaciones radiactivas de los colimadores y de la cabeza detectora. Es una práctica recomendable el cubrir la superficie de la cubierta del cristal o del colimador, con un pliego de plástico, antes de colocar sobre ellos algún material radiactivo.
10. Los dispositivos para el revelado de la película fotográfica deben estar siempre en condiciones óptimas de trabajo.
11. Se debe mantener una adherencia estricta a las prácticas de la seguridad radiológica.

6.1.5.2. Condiciones para las pruebas

Aquí se describen las condiciones específicas que deben mantenerse durante la ejecución de las pruebas para la aceptación, de referencia y rutinarias, para una cámara de centelleo.

1. No debe efectuarse ninguna modificación mecánica o eléctrica al instrumento antes de la prueba.
2. Antes de verificar cualquier prueba debe ajustarse el PHA para que la ventana adecuada quede centrada en el fotopico apropiado.
3. Deben retirarse las fuentes de radiación extrañas, incluyendo a los pacientes a los que se les haya administrado algún trazador radiactivo, para reducir a un mínimo los niveles de la radiación de fondo.
4. Salvo cuando se especifique lo contrario, las tasas de conteo durante las pruebas no deben exceder de 10 000 c/s en las cámaras fabricadas antes de 1978, y de 20 000 c/s en las cámaras más modernas.
5. En la bitácora del instrumento deben anotarse: el radionúclido, el colimador, el ajuste del instrumento, los parámetros de las imágenes y los resultados de la prueba. En lo posible, éstos deben acompañarse de las imágenes logradas durante las pruebas.
6. Durante las pruebas para la aceptación del instrumento debe estar presente un representante del fabricante.

6.1.5.3. Pruebas que se deben de efectuar

En todas las ocasiones en las que se utilice la cámara, deben efectuarse verificaciones simples de la operación de los montajes del colimador y de la cabeza detectora, de la calibración de la energía en el PHA, de la uniformidad del campo inundado, de la sensibilidad y de la tasa de conteo de fondo, así como las comprobaciones de las condiciones correctas de los osciloscopios, de los dispositivos de despliegue y del equipo para revelar la película. Además, semanalmente debe efectuarse el control regular de la calidad de su resolución espacial y de su linealidad espacial, en asociación con pruebas de la operación total del instrumento bajo condiciones clínicas simuladas. Trimestral o semestralmente, deben efectuarse las pruebas de los ajustes manual y automático de la ventana del PHA, de la uniformidad intrínseca y sistémica del campo inundado, de la resolución espacial y de la operación de la tasa de conteo. Si se utilizan simultáneamente las salidas de varios PHA para producir una imagen compuesta, como ocurre en la centelleografía con ^{67}Ga , cada seis meses debe verificarse la resolución espacial con la ventana múltiple. Las pruebas para la aceptación deben incluir también las comprobaciones de la sensibilidad plana del sistema y de la filtración de las radiaciones a través del blindaje de la cabeza detectora.

En el Apéndice II se presenta un ejemplo de una forma para registrar los resultados de las pruebas diarias de la operación y de las comprobaciones semanales rutinarias en la bitácora del instrumento.

Las pruebas se deben verificar en cada detector individual con sus circuitos electrónicos asociados en las cámaras de centelleo con dos cabezas detectoras.

6.1.5.4. Fuentes radiactivas y otros artículos necesarios

Varios procedimientos de prueba requieren de objetos numerosos, mismos que ahora describimos para evitar repeticiones.

1. Soluciones no selladas de radionúclidos (p.ej.: $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$) para las fuentes puntiformes, lineales o extendidas.

2. Fuentes extendidas con radionúclidos de vida media física larga, en la forma de una hoja extendida de un plástico rígido, que emitan radiaciones gama de energía similar a la de las radiaciones del radionúclido que se utilice en la clínica (p.ej.: fuente extendida de ^{57}Co (122 keV) para remplazar al $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV)).
3. Contenedores para fuentes radiactivas puntiformes. Las jeringas desechables de plástico de 1 ml pueden ser adecuadas para este propósito.
4. Un montaje para mantener la fuente radiactiva en su contenedor sobre el eje central del detector y a una distancia de su superficie que sea igual a cinco veces el diámetro del campo de visión útil (definido aquí por el círculo mayor que se pueda trazar dentro de la cara expuesta del cristal, a través del colimador, presumiendo una forma circular del cristal) (Fig. 6-6).
5. Máscara anular de plomo, con un espesor mínimo de 3 mm, para blindar el área del cristal que se encuentra fuera de su campo de visión útil (así definida) (Fig. 6-6).
6. Fantoma para la inundación uniforme del campo (fantoma de inundación, "flood phantom") (Fig. 6-7). Para llenarlo, se introduce con una jeringa el volumen apropiado de la solución del radionúclido con una concentración radiactiva definida. Después, con la misma jeringa se agrega agua hasta casi satisfacer el volumen interior del fantoma, pero dejando una burbuja de aire. Se insertan y se aprietan los tapones y se invierte el fantoma en varias ocasiones para mezclar su contenido, verificando que no existan fugas de líquido. Debe cuidarse de no introducir un volumen mayor de lo debido para no provocar el abombamiento de la región central del fantoma. El vaciamiento del fantoma después de su utilización se puede retrasar hasta que el radionúclido decaiga por completo. De hecho, si se utiliza regularmente el fantoma, únicamente se necesita vaciarlo parcialmente entre las pruebas. Empero, periódicamente debe vaciarse y lavarse con agua limpia y con una solución de hipoclorito de sodio para evitar el crecimiento de algas.
7. Fantomas para la resolución espacial, de diseño variado (Figs 6-8, 6-9 y 6-10). Estos, son fantomas de transmisión que se utilizan en conjunción con una fuente radiactiva puntiforme o extendida.
8. Fantoma para la resolución intrínseca (Fig. 6-11). Para llenarlo se utiliza un catéter de polietileno adaptado a una jeringa para introducir la solución del radionúclido, con una concentración radiactiva apropiada. La entrada o salida del catéter se controla con una pinza con tornillo.
9. Fantoma para la resolución del sistema (Fig. 6-12). Para llenarlo se utiliza una jeringa para introducir la solución del radionúclido con una concentración radiactiva apropiada en el catéter de polietileno, con la manipulación correspondiente de la pinza con tornillo.
10. Fantoma para la operación de la tasa de conteo del sistema ("fantoma de dispersión de dos fuentes") (Fig. 6-13). En cada uno de los dos agujeros se coloca un contenedor con la solución del radionúclido, con una concentración radiactiva adecuada. El nivel de la solución en los contenedores, debe estar aproximadamente 1 cm por debajo de la superficie superior del fantoma cuando ambas fuentes se encuentran en su agujero respectivo.
11. Fantoma para la sensibilidad plana. Puede ser adecuado un contenedor de plástico, circular y con el fondo plano, de 10 cm de diámetro y 1 cm de profundidad, en el que se puedan introducir 25 ml de una solución del radionúclido concerniente, con una actividad conocida.
12. Fantoma para la operación total (p.ej.: simulador tiroideo (Fig. 5-7) o simulador de una sección hepática (Fig. 5-8), con lesiones "frías" y/o "calientes", simuladas en varios tamaños. El procedimiento para llenarlo se describe en la Sección 5.3.14.

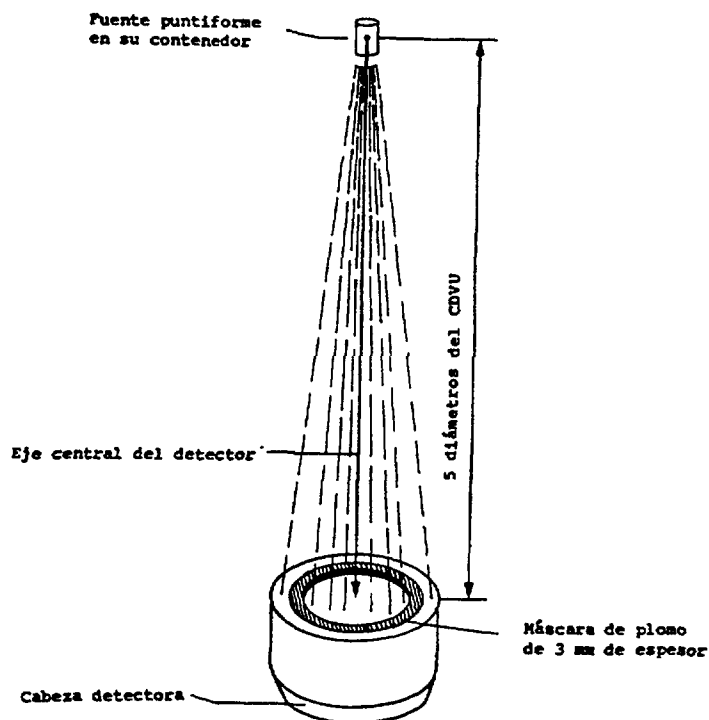


Fig. 6-6. Montaje de la fuente radiactiva puntiforme en su contenedor, sobre el eje central del detector, a una distancia de su superficie, igual a 5 veces el diámetro del campo de visión útil definido por la máscara de plomo.

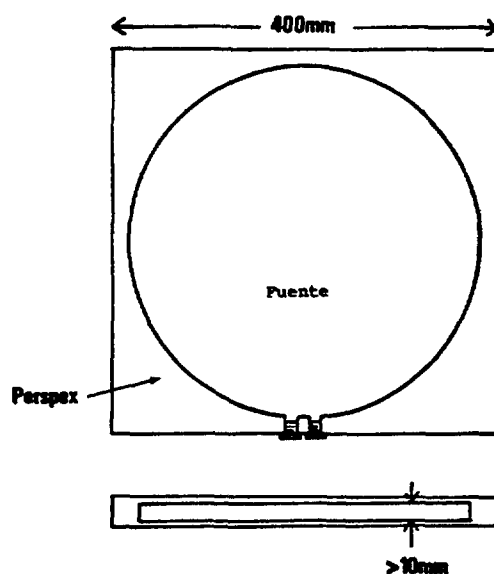


Fig. 6-7. Fantoma para la inundación del campo, elaborado en plástico (p. ej.: Lucita, Perspex). cuando se llena con una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o de $^{113}\text{In}^m$, se convierte en una fuente radiactiva extendida que puede inundar uniformemente al campo de visión de la cámara de centelleo. El diámetro del área radiactiva debe ser 5 cm mayor que el campo de visión útil de la cámara.

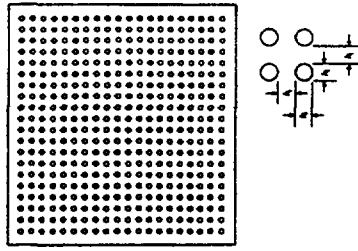
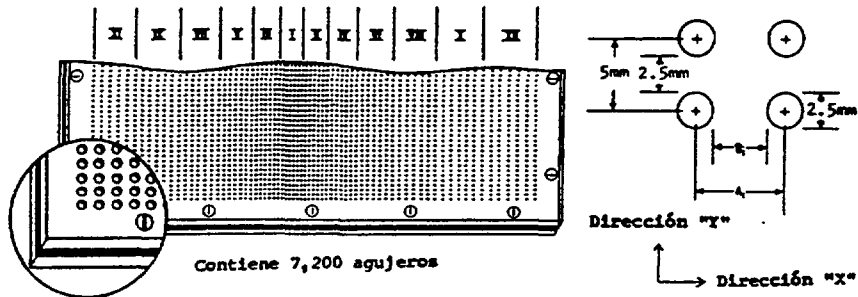


Fig. 6-8. Fantoma de transmisión con agujeros de acuerdo con un patrón ortogonal (OHTP). Consiste en una lámina de plomo de 3 mm de espesor, con agujeros distribuidos según un patrón ortogonal, cubierta por ambos lados por sendas láminas de plástico. El espaciamiento mínimo entre los agujeros, A_p , es igual al diámetro de estos últimos, A_p .



Sección esquemática del patrón de pruebas de la BRH. La separación entre el centro de un agujero a otro (A_i) y el espaciamiento mínimo de plomo entre ellos (B_j), varían en la dirección X, en grupos de 6 agujeros cada uno, de la manera siguiente:

Group	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
A_i (mm)	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	6.5	7.0	7.5	8.0	8.5	9.0	9.5
B_j (mm)	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	6.5	7.0

Fig. 6-9. Fantoma con agujeros gradualmente espaciados del Bureau of Radiological Health (BRH). Consiste en una lámina de plomo de 3 mm de espesor con un patrón variante de agujeros circulares, cubierta en ambos lados por sendas láminas de plástico.

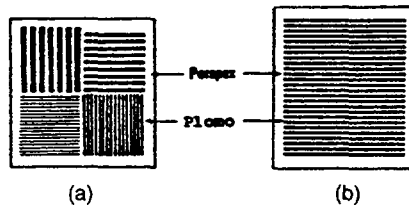


Fig. 6-10. Otros fantomas para comprobar la resolución espacial.
 (a) Fantoma de cuadrantes con barras.
 (b) Fantoma con líneas paralelas igualmente espaciadas.

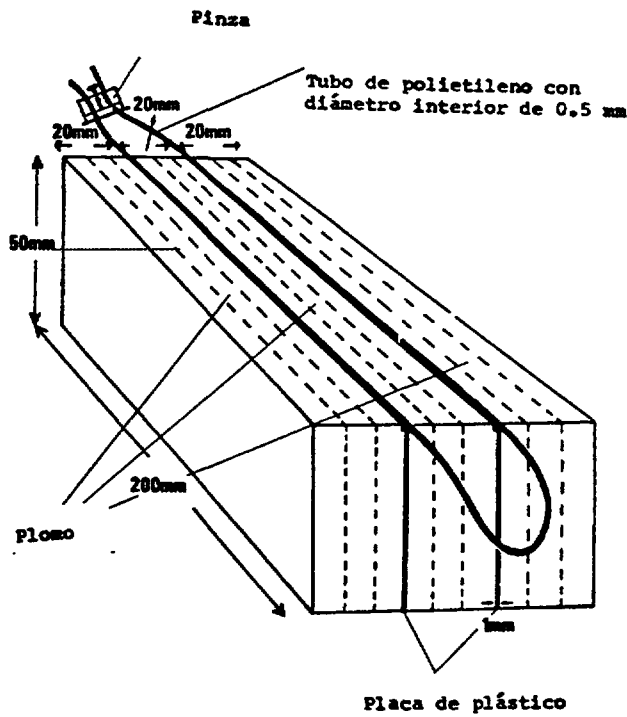


Fig. 6-11. Fantoma para comprobar la resolución intrínseca. Cuando se llena con una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ forma dos fuentes lineales paralelas colimadas. La solución radiactiva se encuentra contenida en un tubo de polietileno de 0.5 mm de diámetro interior, cerrado con una pinza de tornillo. La colimación de la fuente se logra con ladrillos de plomo separados por planchas de plástico.

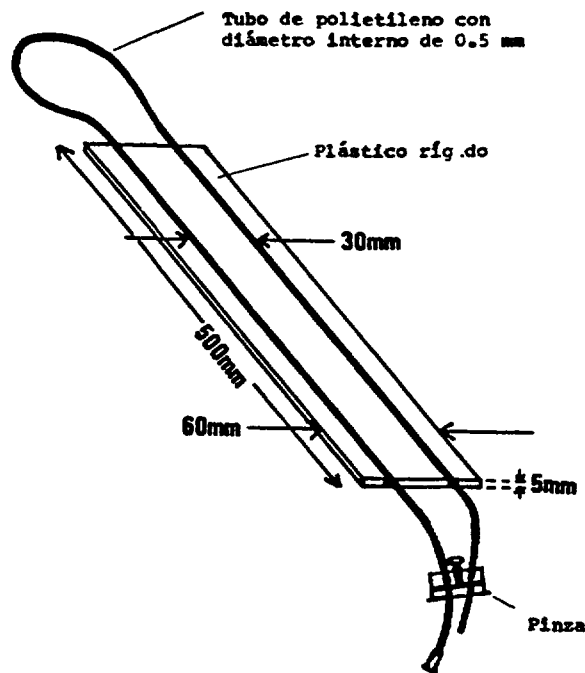


Fig. 6-12. Fantoma para comprobar la resolución del sistema. Cuando se llena con una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o de $^{113}\text{In}^m$ forma dos fuentes radiactivas lineales paralelas. La solución radiactiva se encuentra contenida en un tubo de polietileno de 0.5 mm de diámetro interior, cerrado con una pinza de tornillo y montado sobre una placa de plástico rígido (p.ej.: Lucita, Perspex).

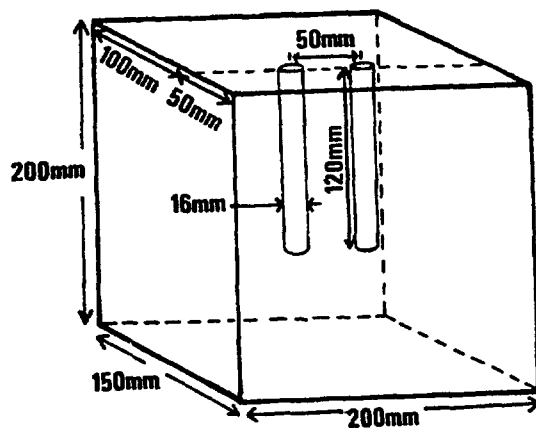


Fig. 6-13. Fantoma de dispersión de dos fuentes radiactivas, elaborado con un plástico con densidad equivalente a la de los tejidos (p. ej.: Lucita, Perspex). (Según Adams).

6.2. PROGRAMA DE LAS PRUEBAS

La Tabla 6-1 enlista las pruebas para el control de la calidad que se recomiendan para una cámara de centelleo, y sugiere las frecuencias para las repeticiones de las pruebas de referencia como verificaciones rutinarias. Las comprobaciones operacionales se deben efectuar cada día en el que se utilice el instrumento.

6.3. PRUEBAS PARA LA ACEPTACION Y DE REFERENCIA

6.3.1. Inspección física

Propósito de la prueba

Revisar una cámara de centelleo, su consola de control y sus dispositivos para el almacén y despliegue de los datos, en busca de daños causados durante su transporte o de fallas de diseño o producción.

Procedimiento

1. Cubierta del detector y ensamble del soporte: examinar la cubierta de aluminio que cubre al cristal de NaI(Tl) en busca de signos de abolladuras o perforaciones, y el sistema de soporte, en busca de partes flojas o de movimientos mecánicos difíciles.
2. Consola de control: revisar los interruptores, teclas y demás controles, en busca de perillas sueltas o rotas. Verificar que no haya perillas difíciles de mover o ruidosas, o interruptores atascados.
3. Dispositivo de despliegue de las imágenes: revisar las pantallas de despliegue, en busca de raspaduras, huellas dactilares, polvo o desechos.
4. Dispositivos para el registro de las imágenes: revisar la operación mecánica de los enrolladores o de los mecanismos de transferencia de la película. Si es posible, verificar que el movimiento sea suave y positivo. Limpiar los enrolladores y verificar que no existan raspaduras, huellas dactilares, polvo o desechos en los lentes de las cámaras.
5. Control manual: revisar el control manual de las operaciones mecánicas apropiadas, y confirmar que el cable tiene una tensión aceptable en su extensión máxima.

6. Colimadores: revisar los colimadores en busca de daños.
7. Conexiones eléctricas, fusibles y cables: buscar conectores flojos o rotos, cables perforados o dañados. Localizar todos los fusibles y los interruptores de los circuitos, para permitir una verificación rápida durante las fallas del equipo.
8. Dispositivos para el almacén y despliegue de los datos (si se cuenta con ellos): los pasos 2, 3 y 4, son aplicables.
9. Manuales de operación y de servicio: verificar que esté disponible toda la documentación apropiada, incluyendo las especificaciones para las operaciones.

Observaciones

Esta prueba debe verificarse como una prueba para la aceptación del instrumento. La inspección física debe llevarse a cabo inmediatamente después de la recepción del instrumento, para poder informar al proveedor de cualquier daño, deficiencia o falla antes de que expire el período de la garantía. En el caso de daños importantes, las pruebas para la aceptación del instrumento deben suspenderse hasta que éstos se rectifiquen. Si el daño se circunscribe a un componente aislado (p.ej.: un colimador), las pruebas para la aceptación pueden proseguirse una vez que se notifique el daño. Si no se cuenta con las especificaciones de las operaciones, éstas deben solicitarse al representante del fabricante antes de proseguir con las pruebas para la aceptación.

6.3.2. Prueba de los ajustes manuales y preestablecidos de la ventana del analizador de altura de pulsos

Propósito de la prueba

Verificar la correspondencia entre el dispositivo que preestablece la operación del PHA y sus ajustes manuales, para la obtención de imágenes clínicas con una cámara de centelleo y un radionúclido en particular.

Materiales

1. Fuentes radiactivas puntiformes (ver la Sección 6.1.5.4) integradas con los radionúclidos concernientes, con actividades cercanas a 3.7 MBq (100 μ Ci), en contenedores adecuados.
2. Montaje para las fuentes radiactivas puntiformes (ver la Sección 6.1.5.4)
3. Máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear la cabeza detectora y el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.

Para cada radionúclido en turno:

3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
4. Ajustar los controles manuales del PHA con los valores de calibración para el radionúclido concerniente, y con la amplitud de ventana que se emplea en la modalidad preestablecida correspondiente.

Tabla 6-1
Programa de pruebas para los sistemas de conteo
para la medición in vitro de las radiaciones gama

Número de la prueba	Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia de las pruebas rutinarias		
				Semanal	Trimestral	Semestral
Pruebas para la aceptación y de referencia						
6.3.1.	Inspección física	X				
6.3.2.	Prueba de los ajustes manuales y preestablecidos de la ventana del PHA		X			X
6.3.3.	Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado	X	X		X	
6.3.4.	Prueba de la uniformidad del campo inundado con las amplitudes de ventana disponibles en el PHA		X			X
6.3.5.	Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado con energías diferentes a 140 keV y 392 keV		X			X
6.3.6.	Prueba de la uniformidad del campo inundado del sistema		X			X
6.3.7.	Prueba de la resolución espacial intrínseca	X	X			X
6.3.8.	Prueba de la resolución espacial del sistema	X				
6.3.9.	Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo (Alternativa I)	X	X			X
6.3.10.	Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo (Alternativa II)	X	X			X
6.3.11.	Prueba de la tasa de conteo máxima	X	X			X
6.3.12.	Prueba de la operación de la tasa de conteo del sistema		X		X	
6.3.13.	Prueba de la sensibilidad plana de sistema	X				
6.3.14.	Prueba de la filtración a través del blindaje de la cabeza detectora	X				
6.3.15.	Pruebas de la resolución espacial y de la linealidad espacial		X		X	
6.3.16.	Prueba de la operación total		X		X	
6.3.17.	Prueba del registro espacial de ventanas múltiples	X	X			X

Tabla 6-1 (cont.)

Número de la prueba	Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia de las pruebas rutinarias		
				Semanal	Trimestral	Semestral
Verificaciones operacionales						
6.4.1.	Prueba de los montajes del detector y de su colimador					
6.4.2.	Prueba de la calibración de la energía					
6.4.3.	Prueba de la sensibilidad y de la uniformidad del campo inundado					
6.4.4.	Prueba de la tasa de conteo de fondo					
6.4.5.	Verificación del osciloscopio					
6.4.6.	Verificación del manejo y revelado de la película fotográfica					

5. Medir la tasa de conteo en la modalidad manual, acumulando 10 000 cuentas.
6. Cambiar a la modalidad preestablecida para el radionúclido concerniente. Medir otra vez la tasa de conteo, acumulando 10 000 cuentas.
7. Retirar la fuente radiactiva.
8. Después de repetir los pasos 3-7 con cada radionúclido en turno, retirar la máscara de plomo y colocar el colimador en la cabeza detectora.

Análisis de los datos

Calcular para cada radionúclido la variación porcentual de la tasa de conteo al cambiar de la modalidad manual a la preestablecida.

Observaciones

Esta prueba se planeó para ser ejecutada como una prueba de referencia en el momento de la aceptación del instrumento, y para repetirse semestralmente.

Si el fabricante no especifica las cifras del ajuste del PHA, particularmente las de la amplitud (ventana) para la modalidad preestablecida, éstas deben identificarse al efectuar las pruebas para la aceptación del instrumento, mediante los ajustes manuales que ofrecen las mismas tasas de conteo.

Los cambios de la posición de la ventana que la alejan del centro del fotopico y las variaciones de su amplitud, deterioran la calidad de las imágenes. Las ventanas preestablecidas pueden variar de posición y de amplitud con el transcurso del tiempo debido al deterioro normal de sus componentes electrónicos y de los defectos mecánicos que puedan influir sobre los ajustes del potenciómetro. Las ventanas ajustadas manualmente también pueden variar en una manera similar. Una ventana ajustada manualmente y que cambia de posición, puede ser centrada fácilmente en el fotopico, pero su amplitud no se restaura tan fácilmente. Un cambio, ya sea en la ventana preestablecida o en la ventana ajustada manualmente para un radionúclido en particular, puede conducir a variaciones de las tasas de conteo durante la prueba.

Interpretación de los resultados

La variaciones de la tasa de conteo al cambiar de los ajustes manuales al dispositivo que preestablece la función del PHA, pueden indicar un desajuste de este último. Sin embargo, si todos los

dispositivos que preestablecen alguna función parecen estar desajustados, la razón puede ser una calibración incorrecta del sistema en relación con la energía de las radiaciones. En tal caso, es necesario repetir la prueba 6.4.1: verificación de la calibración de la energía en el PHA.

Límites para la aceptación

Una discrepancia de más del 10% en las tasas de conteo amerita una investigación cuidadosa. Bajo tales circunstancias es preferible utilizar la modalidad de operación manual hasta que se efectúe la acción correctiva.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.3. Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado

Propósito de la prueba

Verificar la respuesta intrínseca de una cámara de centelleo, en toda la extensión de su campo de visión, a un flujo espacialmente uniforme de radiaciones gama incidentes.

Materiales

Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4), consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$, con una actividad de 10-20 MBq (0.3-0.5 mCi), en un contenedor adecuado, que ofrezca una tasa de conteo no mayor de 30 000 c/s al utilizar una ventana de 20% en el PHA.

Un montaje para la fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4).

Una máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear la cabeza detectora y el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
4. Centrar en el PHA una ventana de 20% sobre el fotopico (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía en el PHA).
5. Integrar una imagen analógica en el dispositivo de despliegue fotográfico, con la acumulación de 1.5×10^7 cuentas. También se debe integrar una imagen digital si se cuenta con un procesador digital de imágenes. En este caso, se debe utilizar una matriz de 64 x 64, con el diámetro de la imagen del campo inundado ajustado a 60 píxeles. El conteo mencionado resultará en 4000 cuentas en el pixel central.
6. Retirar la fuente radiactiva y la máscara de plomo. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

METODO 1: METODO DE LA IMAGEN ANALOGICA

Examinar visualmente la imagen en busca de variaciones de la brillantez o de la densidad.

METODO 2: METODO DE LA IMAGEN DIGITAL

1. Suavizar con el procesador los datos de la imagen, utilizando una función de suavizado de nueve puntos con el siguiente patrón de medidas:

1 2 1
2 4 2
1 2 1

2. Delinear la circunferencia "de la mitad de la altura del perfil radiactivo de la imagen", mediante la localización de los píxeles en torno del perfil que contengan un conteo igual a la mitad del conteo en el pixel central. Esto, puede requerir de la interpolación entre los píxeles adyacentes a la posición de la mitad de la altura. Después, definir el campo de visión útil (CDVU) en la imagen digital, como el contenido en el interior del círculo cuyo radio corresponda con el 95% del radio promedio de la mitad de la altura. Definir, similarmente, el campo de visión central (CDVC), como el incluido en el círculo cuyo radio es del 75% del radio promedio en la mitad de la altura (Fig. 6-14).
3. Determinar las cuentas máximas (Max) y mínimas (Min) en los píxeles incluidos dentro del CDVU. La uniformidad integral, UI, es dada por:

$$UI = 100 [(Max - Min) / (Max + Min)]$$

4. Determinar la diferencia máxima de cuentas entre cualquier grupo de 6 píxeles contiguos para cada fila o columna de píxeles, en las direcciones X y Y, que se encuentren incluidos dentro del CDVU y del CDVC. Determinar el valor más alto de esta diferencia máxima de conteo, en los grupos de filas y de columnas. La uniformidad diferencial, UD, es dada por:

$$UD = 100 [(Alto - Bajo) / (Alto + Bajo)]$$

donde Alto y Bajo, son las cuentas en los píxeles que ofrecen el valor más alto o más bajo de la diferencia máxima de conteo.

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación del instrumento y una prueba de referencia. Debe repetirse trimestralmente.

Los dos métodos, el analógico y el digital, deben efectuarse tanto con el circuito para la corrección de la uniformidad en funciones como con este circuito desconectado (cuando la cámara cuenta con él).

El método digital se puede realizar mediante un programa de cómputo apropiado para realizar automáticamente el análisis o, más laboriosamente, mediante un impreso de la distribución del conteo en cada pixel de la matriz de 64 × 64.

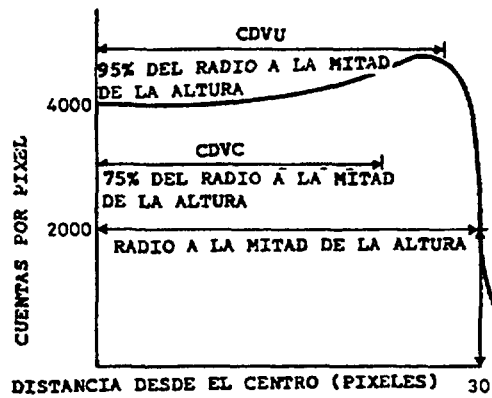


Fig. 6-14. Prueba 6.3.3: Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado. Definiciones del campo de visión útil (CDVU) y del campo de visión central (CDVC) a partir del perfil digital de las cuentas de la imagen intrínseca de la inundación del campo.

Interpretación de los resultados

METODO 1: METODO DE LA IMAGEN ANALOGICA

Durante las pruebas para la aceptación del instrumento, las imágenes resultantes deben compararse con las logradas en la fábrica o por el representante del fabricante durante la instalación de la cámara de centelleo.

Durante las verificaciones rutinarias, las imágenes logradas deben compararse con las de referencia.

METODO 2: METODO DE LA IMAGEN DIGITAL

Durante las pruebas para la aceptación, los valores de la uniformidad integral y diferencial en los campos de visión útil y central, deben compararse con los valores logrados por el fabricante en el peor de sus casos.

Durante las pruebas rutinarias, los valores deben compararse con las cifras de referencia.

En la mayoría de las cámaras de centelleo con circuito para corregir la uniformidad, ésta es más pobre cuando éste se desconecta, que cuando el circuito está en funciones. Esto no representa una función anómala. Se deben obtener imágenes de referencia no corregidas en el momento de aceptar el instrumento y después de sus reparaciones más importantes. También deben lograrse semanalmente para vigilar los defectos que puedan esconderse en las imágenes corregidas (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la uniformidad del campo inundado). Si estos defectos empeoran deben instituirse acciones para el mantenimiento correctivo, pues el dispositivo de corrección puede incapacitarse eventualmente y no producir una respuesta uniforme. Además, si el circuito para la uniformidad emplea procesos de adición o de sustracción de cuentas, el número de cuentas que se suman o se restan se convierte en una fracción importante del conteo total conforme la uniformidad no corregida empeora, y cualquier cuantificación que se base en las imágenes corregidas, como la de la fracción de expulsión ventricular, se verá afectada por errores de importancia creciente.

Límites para la aceptación

METODO 1: METODO DE LA IMAGEN ANALOGICA

No existen límites absolutos para la aceptación de los resultados de esta prueba. Si la imagen que se logra durante las pruebas para la aceptación del instrumento difiere de la que se obtuvo en la fábrica o durante la instalación, debe iniciarse la acción correctiva correspondiente a través del representante del fabricante.

Las imágenes resultantes de las pruebas rutinarias deben ser comparables con la imagen de referencia. Su forma debe ser redonda o hexagonal, según el caso, y su uniformidad debe ser la adecuada para las imágenes clínicas. Las irregularidades evidentes en la imagen demandan una acción correctiva.

METODO 2: METODO DE LA IMAGEN DIGITAL

Durante las pruebas para la aceptación, los valores de la uniformidad integral o diferencial que sean mayores en 10% o más, que la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, indican que debe iniciarse una acción correctiva inmediata a través del representante del fabricante.

Durante las pruebas rutinarias, un valor de 20% o más, por encima de la cifra de referencia, indica la necesidad de una acción correctiva.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.4. Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado, con las diferentes amplitudes de ventana disponibles en el PHA

Propósito de la prueba

Verifica la respuesta intrínseca a la inundación del campo con toda la gama de amplitudes disponibles para la ventana del PHA.

Materiales

Fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4) consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$ con una actividad de 10-20 MBq (0.3-0.5 mCi), en un contenedor adecuado, que ofrezca una tasa de conteo no mayor de 30 000 c/s con una ventana de 20% en el PHA.

Montaje para la fuente radiactiva (ver la Sección 6.1.5.4).

Máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear la cabeza detectora con el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
4. Centrar en el fotopico la ventana más angosta posible en el PHA (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía en el PHA).

5. Preestablecer un conteo de 10^6 cuentas en las cámaras de centelleo de campo de visión pequeño, o de 2×10^6 en las cámaras de campo de visión grande. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico.
6. Repetir los pasos 4 y 5, incrementando la amplitud de la ventana en escalones de 5%, hasta alcanzar la ventana más amplia posible. Verificar en cada ocasión que la ventana permanezca centrada en el fotopico.
7. Retirar la fuente radiactiva y la máscara de plomo. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

Análisis de los datos

Comparar visualmente las imágenes, anotando particularmente cualquier incremento de la brillantez o de la densidad al utilizar las ventanas más angostas del PHA (Fig. 6-15).

Observaciones

Esta prueba se planeó como una prueba de referencia en el momento de recibir el instrumento. Posteriormente, debe efectuarse semestralmente.

Si la cámara de centelleo cuenta con el circuito para corregir la uniformidad, esta prueba debe efectuarse tanto con este circuito en funciones, como con el circuito desconectado.

Es posible efectuar esta prueba en forma cuantitativa como se describe en la prueba 6.3.3: prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado. Sin embargo, la inspección cuidadosa de la imagen es suficiente, salvo cuando se desea ejecutar estudios clínicos cuantitativos con ventanas angostas del PHA.

Interpretación de los resultados

Una cámara de centelleo sin el circuito corrector de la uniformidad debiera mantener su uniformidad intrínseca del campo inundado en toda la gama de amplitudes de ventana disponible en el PHA. Si la uniformidad se degrada al angostar la ventana, debe indicarse una acción correctiva. La integridad del acoplamiento óptico entre el cristal de NaI(Tl) y el ensamble de los tubos fotomultiplicadores y la guía de luz, debe ser particularmente verificado por el representante del fabricante.

Una cámara de centelleo con el circuito corrector de la uniformidad en funciones también debe mantener su uniformidad intrínseca del campo inundado en toda la gama de amplitudes de ventana en el PHA. Debe iniciarse una acción correctiva cuando la uniformidad se degrada al angostar la ventana o cuando se desconecta el circuito corrector.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

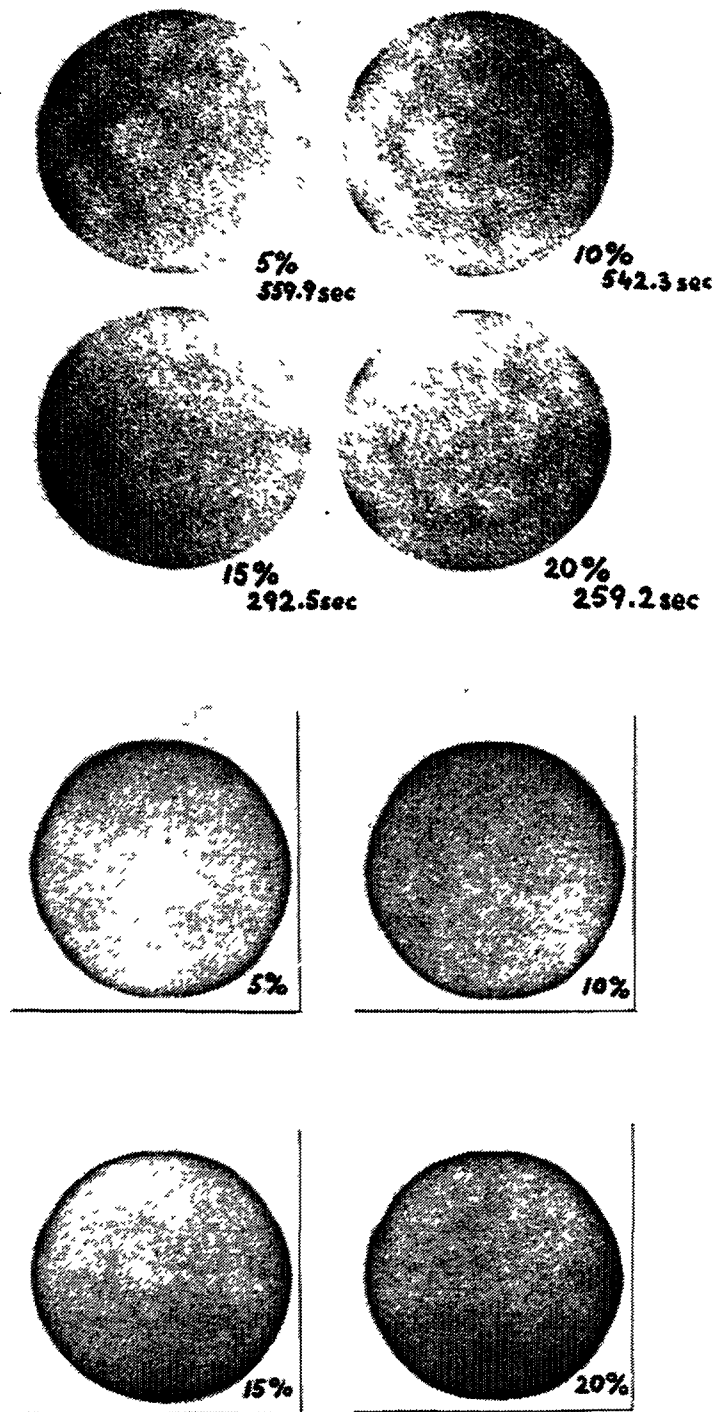


Fig. 6-15. Prueba 6.3.4: Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado, con las diferentes amplitudes de ventana disponibles en el analizador de altura de pulsos.

(a) Imágenes analógicas logradas durante las pruebas para la aceptación, manifestando irregularidades crecientes al angostar progresivamente la ventana, de 20% a 5%, manteniéndola centrada en el fotopico. Las investigaciones del representante del fabricante demostraron que la guía de luz se había separado del cristal durante las maniobras de transporte.

(b) Las imágenes digitales correspondientes logradas después del acoplamiento de la guía de luz con el cristal.

6.3.5. Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado a energías distintas de 140 keV ($^{99}\text{Tc}^m$) o 392 keV ($^{113}\text{In}^m$)

Propósito de la prueba

Verificar la respuesta intrínseca del campo inundado de una cámara de centelleo para todas las energías fotónicas apropiadas.

Materiales

Fuentes radiactivas puntiformes (ver la Sección 6.1.5.4) consistentes en soluciones de los radionúclidos empleados en el logro de imágenes clínicas, con una actividad de 10-20 MBq (0.3-0.5 mCi), en contenedores adecuados.

Montaje para la fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4).
Máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear la cabeza detectora con el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.

Para cada radionúclido en turno:

3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
4. Centrar en el fotopico la ventana que se utilice en la clínica (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
5. Obtener una imagen analógica mediante el dispositivo para el despliegue fotográfico, preestableciendo un conteo de 10^6 para las cámara de campo de visión pequeño. y de 2×10^6 para las cámaras de campo de visión grande.
6. Retirar la fuente radiactiva.
7. Después de repetir los pasos 3-6 para cada radionúclido en turno, retirar la máscara de plomo y colocar el colimador a la cabeza detectora.

Análisis de los datos

Comparar visualmente las imágenes, anotando en particular cualquier aumento de la brillantez o de la densidad con las energías fotónicas más altas o más bajas.

Observaciones

Esta prueba se planeó como prueba de referencia, para efectuarse en el momento de aceptar la cámara de centelleo. Posteriormente, debe llevarse a cabo semestralmente.

Si la cámara de centelleo cuenta con un circuito corrector de la uniformidad, esta prueba debe efectuarse tanto con este circuito en funciones, como con el circuito desconectado.

Es posible efectuar esta prueba en forma cuantitativa como se describe en la prueba 6.3.3: prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado. Sin embargo, la inspección cuidadosa de las imágenes es suficiente.

Es importante realizar esta prueba para asegurar que la uniformidad de la respuesta a la inundación del campo es independiente de la energía de los fotones incidentes. Sobre todo, es esencial para confirmar que la cámara cuenta con un circuito corrector de la uniformidad, el cual utiliza una sola imagen de referencia del campo inundado almacenada, para derivar la matriz de corrección para las imágenes que se logran con todas las energías fotónicas. Es importante hacer notar que esta imagen de referencia del campo inundado se debe adquirir con una fuente extendida y que incluye a la radiación dispersa. La prueba se puede modificar después con una configuración adecuada de la fuente para verificar la uniformidad con un colimador en posición.

Interpretación de los resultados

Una cámara de centelleo, tanto con el circuito corrector de la uniformidad en funciones como desconectado, debe mantener la uniformidad sistemática del campo inundado con todas las energías fotónicas apropiadas y con todos los circuitos útiles para la centelleografía clínica funcionando. De lo contrario, se debe iniciar una acción correctiva.

También se debe iniciar una acción correctiva cuando en una cámara de centelleo con circuito corrector de la uniformidad, la uniformidad del campo inundado del sistema varía al desconectar este circuito.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.6. Prueba de la uniformidad del campo inundado del sistema

Propósito de la prueba

Verificar la respuesta del sistema a la inundación del campo de una cámara de centelleo, con cada uno de los colimadores con agujeros múltiples que se utilicen en la rutina.

Materiales

Fantoma para inundación de campo (ver la Sección 6.1.5.4) conteniendo una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$ con una actividad de 74-185 MBq (2-5 mCi), o

Una fuente de inundación con ^{57}Co , con una actividad similar.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora el colimador que se planea probar. Colocar la cabeza detectora verticalmente y hacia arriba.
2. Colocar el fantoma o la fuente para inundación sobre la superficie externa del colimador.
3. Centrar en el fotopico la ventana del PHA que se utilice clínicamente (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, preestableciendo un conteo de 10^6 para las cámaras de campo chico, y de 2×10^6 para las cámaras de campo grande, permitiendo la función del circuito corrector de la uniformidad (si se cuenta con él).
5. Retirar el fantoma o la fuente para la inundación.

6. Repetir los pasos 1-5 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples que se utilicen rutinariamente.

Análisis de los datos

Examinar visualmente las imágenes, anotando particularmente cualquier aumento de la brillantez o de la densidad no aparente en la imagen adquirida durante la prueba 6.3.3: prueba de la uniformidad intrínseca de la inundación del campo.

Observaciones

Esta prueba se planeó como una prueba de referencia, para efectuarse en el momento de aceptar una cámara de centelleo. Posteriormente, debe llevarse a cabo semestralmente y cuando se sospeche algún daño en un colimador.

Es importante realizar esta prueba para asegurar que la respuesta a la inundación del campo permanece uniforme con todos los colimadores que se emplean. En particular, los colimadores para las radiaciones de energía baja se pueden dañar durante su transporte, pues sus tabiques de plomo son sumamente delgados y se pueden separar al sufrir un impacto. La separación de los tabiques aparece en las imágenes como líneas paralelas con una mayor intensidad de conteo (Fig. 6-16). Cuando un objeto choca contra la cara del colimador, las imágenes pueden mostrar un área de densidad de conteo reducida coincidente con el lugar en donde los tabiques se doblaron.

Al emplear un fantoma para inundación del campo es necesario verificar la mezcla completa de su contenido para que se convierta en una fuente uniforme de radiaciones. Si se sospecha que la mezcla no fue completa, se debe rotar 90° el fantoma y obtener una imagen nueva. La mezcla inadecuada se confirma si las irregularidades de la imagen cambian de posición con el fantoma.

Debe hacerse notar que algunos circuitos correctores de la uniformidad requieren de una imagen de inundación de referencia para cada colimador, en cuyo caso, es importante seguir cuidadosamente las recomendaciones del fabricante.

Interpretación de los resultados

Una cámara de centelleo debe mantener su uniformidad de respuesta a la inundación del campo, con todos los colimadores que se emplean y con todos los circuitos que se utilizan durante la centelleografía clínica en funciones. Si se observan variaciones de la uniformidad que no son aparentes en la imagen de la respuesta intrínseca a la inundación del campo, se hace necesario el reemplazo del colimador.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.7. Prueba de la resolución espacial intrínseca

Propósito de la prueba

Verificar la resolución espacial intrínseca de una cámara de centelleo, en términos de la amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM) de la dispersión de una línea.

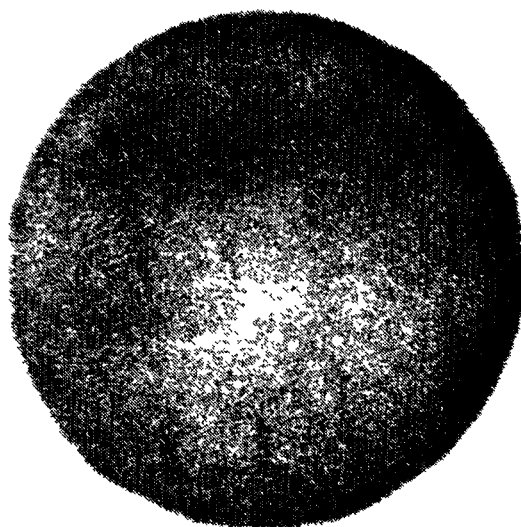


Fig. 6-16. Prueba 6.3.6: prueba de la uniformidad del campo inundado del sistema. Respuesta del sistema a la inundación del campo de una cámara decentelleo con un colimador de resolución alta para las radiaciones gama de energía de baja, dañado durante su transportación. Las líneas de densidad aumentada son el resultado de la separación de hileras de tabiques de plomo.

METODO 1: METODO DE LA IMAGEN ANALOGICA

Para seguirse en el caso de no contar con un procesador digital de imágenes.

Materiales

Fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4) consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad de 18.5-37 MBq (0.5-1.0 mCi), en un contenedor adecuado.

Fantoma de transmisión de cuadrantes con barras (ver la Sección 6.1.5.4).

Máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear ésta con el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Colocar la fuente puntiforme en su montaje.
4. Centrar en el fopico una ventana de 20% en el PHA (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
5. Colocar el fantoma de cuadrantes con barras, de tal manera que lo soporte la cubierta de la cabeza detectora y quede lo más cercano posible a la cubierta del cristal. Alinear correctamente las barras del fantoma con los ejes X y Y de la cara del detector.
6. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, preestableciendo un conteo de 10^6 para las cámaras de campo chico, y de 2×10^6 para las cámaras de campo grande.

7. Rotar 90° el fantoma de cuadrantes con barras y repetir el paso 6. Repetir este proceso, invirtiendo el fantoma, hasta que se hayan obtenido las imágenes de los cuatro grupos de barras en las direcciones X y Y, en cada una de las posiciones de los cuatro cuadrantes. Esto requiere 8 imágenes.
8. Retirar la fuente, su montaje, el fantoma de cuadrantes con barras y la máscara de plomo. Colocar el colimador en la cabeza detectora.
9. Medir cuidadosamente la amplitud, B, de las barras en el fantoma.

Análisis de los datos

1. Mediante la inspección visual de las imágenes, determinar la amplitud de las barras más angostas que pueda resolver la cámara de centelleo en las direcciones X y Y. Tomar nota de las áreas que muestren una resolución espacial pobre, las cuales pueden corresponder con la localización de un fototubo o pueden coincidir con el perímetro de la imagen.
2. Estimar las resoluciones espaciales intrínsecas en las direcciones X y Y, en términos de las amplitudes totales a la mitad de las alturas máximas (FWHM) de la dispersión de las líneas, de acuerdo con la relación:

$$\text{FWHM} = 1.75 B$$

donde B es la amplitud de la barra más angosta que puede resolver la cámara de centelleo.

3. Promediar los valores logrados en las direcciones X y Y.

Observaciones

Esta prueba debe efectuarse como una prueba para la aceptación y como una prueba de referencia. Posteriormente, debe llevarse a cabo semestralmente.

El fantoma de transmisión de cuadrantes con barras debe coincidir con la resolución espacial de la cámara de centelleo para que cuando menos un grupo de barras no sea resuelto. Los incrementos de la amplitud de las barras, de un cuadrante al otro, deben ser pequeños para que la resolución espacial pueda estimarse con exactitud razonable.

Esta prueba puede efectuarse con el fantoma de agujeros con espaciamiento gradual ("graded-spacing-hole phantom") del Bureau of Radiological Health (BRH), en lugar del fantoma de cuadrantes con barras. En tal caso, deben lograrse imágenes del fantoma en dos posiciones distintas, con una diferencia de 90° entre ellas, y determinarse los diámetros de los agujeros más chicos que pueda resolver la cámara de centelleo en ambas direcciones.

Interpretación de los resultados

Durante las pruebas para la aceptación del instrumento, los valores de la FWHM, en las direcciones X y Y, deben compararse con las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos.

Durante las pruebas rutinarias, los valores estimados se deben comparar con las cifras logradas durante las pruebas para la aceptación del instrumento.

Límites para la aceptación

Durante las pruebas para la aceptación, un valor de la FWHM que sea 20% o más, mayor que la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, comanda el inicio de una acción correctiva a través del representante del fabricante.

Durante las pruebas rutinarias, la acción correctiva debe iniciarse cuando el valor promedio de la FWHM se encuentra 20% o más, por arriba de la cifra de referencia, o si las áreas dentro del campo de visión útil muestran un empeoramiento importante de la resolución espacial.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

METODO 2: METODO DE LA IMAGEN DIGITAL

A seguir, cuando se cuenta con un procesador digital de imágenes.

Materiales

1. Fantoma para la resolución intrínseca (ver la Sección 6.1.5.4) conteniendo una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad de 37 MBq (1 mCi) en cada fuente lineal.
2. Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Colocar verticalmente a la cabeza detectora, con su cara hacia abajo.
2. Colocar el fantoma de resolución intrínseca, invertido, bajo la cabeza detectora, sobre un mecanismo elevador robusto que permita su elevación manual (Fig. 6-17). Elevar cuidadosamente el fantoma hasta que quede adyacente, pero sin tocar, a la superficie expuesta de la cubierta del cristal, con las fuentes lineales paralelas al eje de la X de la cara del detector espaciadas igualmente a lo largo del eje. Tener cuidado extremo en que ni el elevador ni el fantoma choquen accidentalmente con la cubierta del cristal, para que éste no sufra daño. Cubrir los tubos sobresalientes con un blindaje de plomo.
3. Centrar en el fotopico una ventana de 20% en el PHA (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Obtener una imagen digital con un conteo preestablecido de 2×10^6 en una matriz de 256×256 , o en una matriz de 128×128 en la modalidad de "zoom".
5. Colocar el fantoma de resolución intrínseca con las fuentes paralelas al eje de las Y de la cara del detector, espaciadas igualmente a lo largo de este eje. Repetir el paso 4.
6. Bajar cuidadosamente el fantoma. Retirar el fantoma y el mecanismo elevador. Colocar el colimador en la cabeza detectora.
7. Medir con exactitud el espaciamiento, E, de las fuentes lineales, en mm.

Análisis de los datos

1. Obtener un impreso de las cuentas en píxeles sucesivos, en una sección angosta, perpendicular al par de líneas, en la primera imagen digital. La sección puede tener una amplitud de hasta 3 píxeles (Fig. 6-18a).
2. Registrar los datos en una gráfica en papel con escalas lineales, que correlacione la cuenta total por número de pixel con el número de pixel. Trazar una curva suave a través de los puntos de datos (Fig. 6-18b).

3. En cada pico de la gráfica, trazar una línea horizontal a la mitad de la cuenta máxima y medir la amplitud total a la mitad de la altura máxima, A, en píxeles.
4. Trazar líneas verticales desde cada máximo hasta la abscisa y medir la separación, S, de los picos, en píxeles.
5. Calcular la amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM), para cada pico, en mm, según la relación:

$$FWHM = A E / S$$

6. Promediar los valores de la FWHM de los dos picos.
7. Repetir los pasos 1-6, en 3 o 4 secciones adicionales, elegidas en posiciones diferentes a lo largo de la línea. Promediar todos los valores de la FWHM.
8. Determinar, en forma similar, la amplitud total a la décima parte del máximo, ("Full Width at Tenth of Maximum", FWTM), repitiendo los pasos 1-7, pero trazando líneas horizontales a la altura que corresponda a un décimo de la cuenta máxima.
9. Repetir los pasos 1-8 en la segunda imagen para obtener los valores de la FWHM y de la FWTM para ambas direcciones X y Y.

Observaciones

Esta prueba debe efectuarse como una prueba para la aceptación y de referencia y repetirse semestralmente.

Se requiere de una matriz fina para asegurar que existan cuando menos 10 píxeles dentro de la FWHM.

La amplitud de la ranura del colimador de plomo no debe exceder de 1 mm. De lo contrario, los picos se amplían.

Es posible tomar secciones de amplitud mayor de 3 píxeles para incrementar las cuentas sucesivas en el perfil. Sin embargo, si se hace ésto, es necesario tener mucho cuidado en alinear con exactitud las fuentes para que las imágenes de las líneas sean paralelas a los ejes X o Y de la matriz de imagen. De lo contrario, los picos se amplían.

En los cálculos del FWHM y del FWTM se supone que la radiación de fondo es desdénable. De lo contrario la radiación de fondo causará valores erróneos para estos parámetros. Si la radiación de fondo resulta ser una fracción significativa de las cuentas en los perfiles, se deberán tomar medidas para reducirla antes de proceder con la prueba.

Interpretación de los resultados

Durante las pruebas para la aceptación del instrumento, los valores calculados de la FWHM en las direcciones X y Y deben compararse con las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos.

Durante las pruebas rutinarias los valores calculados deben compararse con las cifras de referencia.

En el caso de que la resolución parezca empeorar en secciones pequeñas de la función de la dispersión de las líneas dentro del campo de visión, es preferible seguir el Método 1, para determinar la extensión de la pérdida de resolución e iniciar las acciones correctivas en el caso de que ésta sea importante.

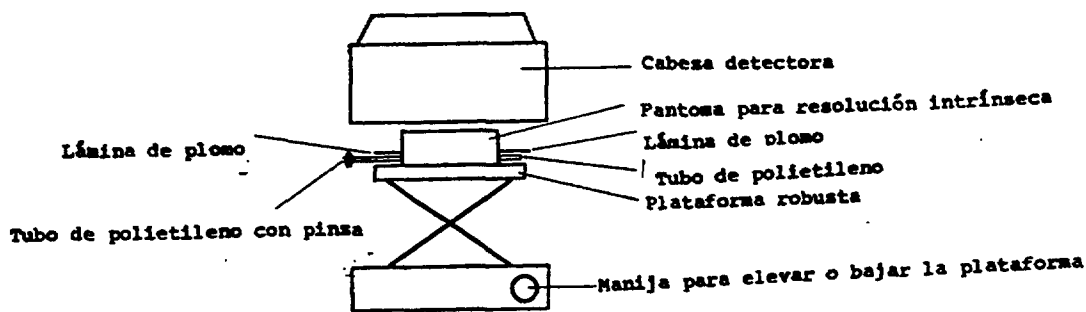


Fig. 6-17. Prueba 6.3.7: prueba de la resolución espacial intrínseca. Colocación del fantoma para comprobar la resolución intrínseca, con el detector dirigido verticalmente hacia abajo y el fantoma elevado cuidadosamente mediante un mecanismo elevador robusto.

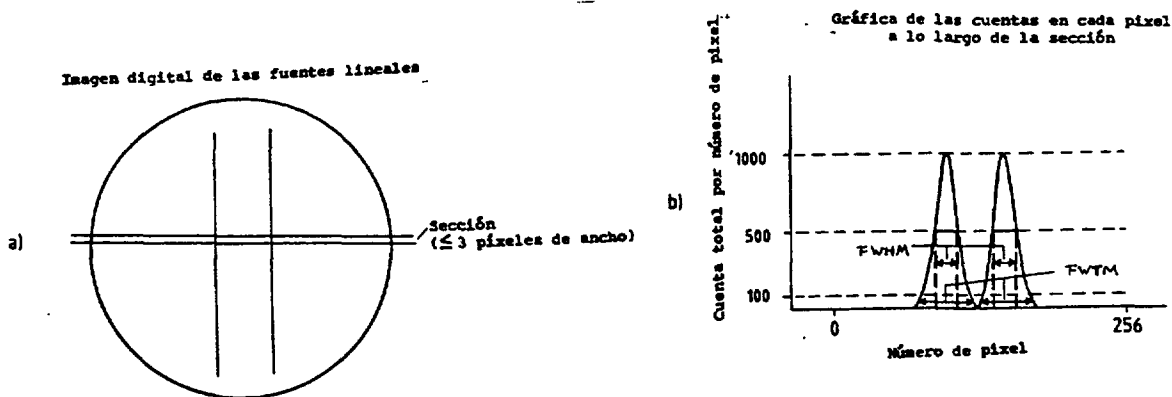


Fig. 6-18. Prueba 6.3.7: prueba de la resolución espacial intrínseca; prueba 6.3.8: prueba de la resolución espacial del sistema.

(a) Método para obtener un perfil de cuentas a través de un par de líneas en la imagen digital del fantoma de resolución intrínseca o del fantoma para la resolución del sistema, a partir del impreso de las cuentas en los píxeles sucesivos en una sección angosta perpendicular a las líneas.

(b) Perfil de las cuentas logrado en (a), mostrando la amplitud total a la mitad del máximo, FWHM, y la amplitud total a un décimo del máximo, FWTM.

Límites para la aceptación

Durante las pruebas para la aceptación, un valor de la FWHM o de la FWTM que sea mayor en 10% o más, que la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, indica la necesidad de iniciar las acciones correctivas necesarias a través del representante del fabricante.

Durante las pruebas rutinarias, se deben iniciar las acciones correctivas cuando el valor de la FWHM o de la FWTM sea mayor en 20%, o más, que la cifra de referencia, o si existen áreas dentro del campo de visión útil que muestren un deterioro importante de la resolución espacial.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.8. Prueba de la resolución espacial del sistema

Propósito de la prueba

Verificar la resolución espacial del sistema de una cámara de centelleo, en términos de la amplitud total a la mitad de la altura máxima, FWHM, de la dispersión de una línea.

METODO 1: METODO DE LA IMAGEN ANALOGICA

Para seguirse en el caso de que no se cuente con un procesador digital de imágenes.

Materiales

Fantoma para inundación de campo (ver la Sección 6.1.5.4) conteniendo una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad cercana a 185 MBq (5 mCi), o

Una fuente para inundación de campo con ^{57}Co , con una actividad similar.

Un fantoma de transmisión de cuadrantes con barras (ver la Sección 6.1.5.4) con amplitudes y espaciamientos de las barras aproximadamente de 4, 8, 12 y 16 mm.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora el colimador que se planea probar. Colocar la cabeza detectora verticalmente y hacia abajo.
2. Colocar el fantoma de cuadrantes con barras sobre la superficie del colimador, con sus barras cuidadosamente alineadas con los ejes X y Y de la cara del detector.
3. Colocar el fantoma o la fuente para inundación del campo sobre el fantoma con cuadrantes con barras.
4. Centrar el fotopico en una ventana de 20% en el PHA (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
5. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, con un conteo preestablecido de 2×10^6 para las cámaras de campo chico, y de 4×10^6 para las cámaras de campo grande.
6. Rotar 90° el fantoma de cuadrantes con barras y repetir el paso 5. Repetir este proceso, con inversión del fantoma, hasta completar las imágenes de los cuatro grupos de barras en las

direcciones X y Y, en cada una de las posiciones de los cuatro cuadrantes. Se requieren 8 imágenes.

7. Repetir los pasos 2-6, pero con el fantoma de cuadrantes con barras suspendido en el aire a una distancia de 10 cm de la superficie del colimador.
8. Repetir los pasos 1-6, pero con el fantoma de cuadrantes con barras a una distancia de 10 cm de la superficie del colimador, con un medio dispersor equivalente a los tejidos interpuesto entre el fantoma y el colimador.
9. Repetir los pasos 1-8 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples disponibles.
10. Retirar el fantoma de cuadrantes con barras y el fantoma o la fuente para la inundación del campo.
11. Medir con exactitud las amplitudes, B, de las barras del fantoma.

Análisis de los datos

1. Mediante la inspección visual de las imágenes, determinar la amplitud de las barras más angostas que pueda resolver la cámara de centelleo en las direcciones X y Y, con el fantoma situado en la cara del colimador, a una distancia de 10 cm de él, suspendido en el aire y con material dispersor interpuesto. Tomar nota de cualquier área de resolución espacial pobre que pueda corresponder con algún daño del colimador.
2. Estimar la resolución espacial del sistema en las direcciones X y Y para cada una de las condiciones de imagen, en términos de la amplitud total a la mitad de la altura máxima, FWHM, de la función de dispersión de la línea, de acuerdo con la relación:

$$\text{FWHM} = 1.75 B$$

donde B es la amplitud de las barras más angostas que puede resolver la cámara de centelleo.

3. Promediar los valores calculados en las direcciones X y Y.

Observaciones

Esta prueba es una prueba para la aceptación de los colimadores.

El fantoma de cuadrante con barras debe coincidir con la resolución espacial de la cámara de centelleo para que cuando menos un grupo de barras no sea resuelto por ella. Este fantoma se puede construir localmente con láminas de plomo que tengan un mínimo de 3 mm de espesor.

El medio dispersor equivalente a los tejidos se puede lograr con láminas de plástico (p. ej.: Perspex, Lucita) o pedacera de cartón. Otra alternativa, es emplear una caja de plástico o madera llena con arroz crudo.

Esta prueba también se puede efectuar con el fantoma de agujeros gradualmente espaciados del Bureau of Radiological Health (BRH), en lugar del fantoma de cuadrantes con barras. En tal caso, se deben lograr imágenes del fantoma en dos posiciones distintas, con una diferencia de 90° entre ellas, y se deben determinar los diámetros de los agujeros más chicos que pueda resolver la cámara de centelleo.

Interpretación de los resultados

Los valores estimados de la FWHM, con cada colimador, promediados a lo largo de los ejes X y Y, a una distancia de 10 cm del colimador, en el aire y con un dispersor interpuesto, deben compararse con las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos.

Los valores que se determinan en la superficie del colimador y a 10 cm de él, deben compararse con las cifras logradas con cada uno de los colimadores para radiaciones de energía baja disponibles. Los colimadores que muestren la amplitud mayor de la función de dispersión de una línea a 10 cm del colimador, deben reservarse para los estudios de los órganos superficiales y para los estudios dinámicos.

Límites para la aceptación

Si se obtiene un valor de la FWHM que sea mayor en 20% o más, que la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, debe verificarse que no exista algún daño en el colimador e iniciarse la acción necesaria para reemplazar colimador a través del representante del fabricante.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

METODO 2: METODO DE LA IMAGEN DIGITAL

Para seguirse en el caso de contar con un procesador digital de imágenes.

Materiales

Un fantoma para la resolución del sistema (ver la Sección 6.1.5.4) con una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$ con una actividad de 185 MBq (5 mCi) en cada fuente lineal.

Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora el colimador que se planea comprobar. Situar la cabeza detectora verticalmente y hacia arriba.
2. Colocar el fantoma para la resolución del sistema en la superficie del colimador, con las fuentes lineales paralelas al eje de las X de la cara del detector, espaciadas igualmente a lo largo de este eje.
3. Centrar el fotopico en una ventana de 20% en el PHA (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Obtener una imagen digital con un conteo preestablecido de 2×10^6 en una matriz de 128×128 .
5. Colocar el fantoma para la resolución del sistema en la superficie del colimador, con las fuentes lineales paralelas al eje de las Y de la cara del detector espaciadas igualmente a lo largo de este eje. Repetir el paso 4.
6. Repetir los pasos 2-5, pero con el fantoma suspendido en el aire a una distancia de 10 cm de la cara externa del colimador. Acumular los datos en una matriz de 64×64 .
7. Repetir los pasos 2-5, pero con el fantoma a 10 cm de la superficie externa del colimador y con un material dispersor equivalente a los tejidos interpuesto entre el colimador y el fantoma. Acumular los datos en una matriz de 64×64 .
8. Repetir los pasos 1-7 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples disponibles.
9. Retirar el fantoma.

10. Medir con exactitud el espaciamento, E, entre las fuentes lineales.

Análisis de los datos

1. Obtener un impreso de las cuentas acumuladas en píxeles sucesivos, en una sección angosta, perpendicular al par de líneas en la primera imagen digital. Esta sección puede tener una amplitud máxima de 3 píxeles (ver la Fig. 6-18a).
2. Registrar los datos en la forma de una gráfica con escalas lineales, que correlacione la cuenta total por número de pixel con el número de pixel. Trazar una curva suave a través de los puntos de datos (ver la Fig. 6-18b).
3. Trazar en cada pico de la gráfica una línea horizontal a la mitad de la cuenta máxima y medir la amplitud total a la mitad de la altura máxima, A, en píxeles.
4. Trazar líneas verticales desde cada máximo hasta la abscisa y medir la separación, S, en píxeles, que existe entre los picos.
5. Calcular la amplitud total a la mitad de la altura máxima, FWHM, para cada pico, en mm, de acuerdo con la relación:

$$FWHM = A E / S$$

6. Promediar los valores de la FWHM para cada pico.
7. Repetir los pasos 1-6 en 3 o 4 secciones adicionales, seleccionadas en posiciones diferentes a lo largo de las líneas. Promediar todos los valores de la FWHM.
8. Determinar en forma similar la amplitud total a la décima parte de la altura máxima, FWTM, mediante la repetición de los pasos 1-7, pero trazando una línea horizontal en la décima parte de la cuenta máxima.
9. Repetir los pasos 1-8 en la segunda imagen para obtener los valores de la FWHM y de la FWTM en ambas direcciones, X y Y.
10. Repetir los pasos 1-9 en las imágenes logradas con el fantoma a 10 cm del colimador, en el aire y con un material dispersor interpuesto.
11. Repetir los pasos 1-10 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples disponibles.

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación de los colimadores.

Es posible tomar una sección con una amplitud mayor de 3 píxeles con el fin de incrementar las cuentas sucesivas en el perfil. Sin embargo, si se hace esto debe cuidarse que la alineación de las fuentes sea exacta para que las imágenes de las líneas sean exactamente paralelas a los ejes X y Y de la matriz de imagen. De lo contrario, los picos se amplían.

El medio dispersor equivalente a los tejidos se puede integrar con capas de plástico (p. ej.: Perspex, Lucita) o pedacería de cartón. Como otra alternativa, es posible utilizar una caja de plástico o de madera llena de arroz crudo.

Interpretación de los resultados

Los valores calculados de la FWHM y de la FWTM, con cada colimador, promediados a los largo de las direcciones X y Y, a 10 cm del colimador, en el aire o con un medio dispersor interpuesto, deben compararse con las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos.

Los valores determinados en la superficie del colimador y a una distancia de 10 cm de ella deben compararse en cada grupo de colimadores disponibles. Los colimadores que muestren el mayor crecimiento de la amplitud de la función de dispersión de la línea en relación con la profundidad deben reservarse para los estudios de los órganos superficiales y para los estudios dinámicos.

Limites para la aceptación

Si se obtiene un valor de la FWHM o de la FWTM que se mayor en 10% o más, que la cifra determinada por el fabricante en el peor de sus casos con el colimador concerniente, indica la necesidad de iniciar la acción requerida para el reemplazo del colimador a través del representante del fabricante.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.9. Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo (Alternativa I)

Propósito de la prueba

Verificar la operación intrínseca de la tasa de conteo de una cámara de centelleo, en términos de su respuesta a un flujo creciente de radiación gama incidente.

Materiales

Una fuente de radiación gama, consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ en un frasco pequeño, colocado en un contenedor de plomo, abierto, con paredes y piso de 6 mm de espesor mínimo. La actividad inicial debe ser cercana a 18.5 MBq (500 μCi).

Quince absorbedores, numerados del 1 al 15, fabricados de una lámina de cobre de 0.25 cm de espesor, cada uno de ellos de 6 cm \times 6 cm.

Una máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Papel para gráficas con escalas lineales.

Parte I: Calibración de los absorbedores

Los absorbedores tienen que calibrarse primero de acuerdo con su poder de atenuación sobre las radiaciones gama del $^{99}\text{Tc}^m$. Esto, se puede lograr de la manera siguiente:

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Posicionar la cabeza detectora verticalmente y dirigida hacia abajo.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Colocar la fuente radiactiva en el eje central del detector a una distancia de 1.5 m de su superficie (Fig. 6-19).

4. Centrar el fotopico en una ventana de 20% en el PHA (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
5. Retirar la fuente radiactiva. Anotar las cuentas de fondo durante un tiempo preestablecido de 100 segundos. Anotar la tasa de conteo de fondo. Colocar nuevamente la fuente radiactiva en su posición.
6. Ajustar la actividad de la fuente para que la tasa de conteo observada sea de 1000-3000 c/s con los absorbedores 13-15 colocados sobre la fuente radiactiva en orden numérico, siendo el resto del absorbedor 13 el superior. (Estos absorbedores permanecerán en su lugar durante procedimiento, ofreciendo radiaciones transmitidas libres de dispersión) (ver la Fig. 6-5).
7. Con los absorbedores 13-15 en su lugar, anotar las cuentas que ocurren durante un tiempo preestablecido de 200 segundos. Anotar en una forma apropiada (Tabla 6-2) la hora exacta correspondiente al punto medio de la medición y la tasa neta de conteo, A_0 , corregida por el fondo.

Tabla 6-2

Identidad del absorbedor agregado	Hora	Tasa de conteo sin absorbedor agregado* (c/s)	Tasa de conteo con absorbedor agregado (c/s)	Factor de atenuación
-		(A_0)		
1		(A'_0)	(A_1)	$(f_1 = A_1/A'_0)$
2		(A''_0)	(A_2)	$(f_2 = A_2/A''_0)$
3		(A'''_0)	(A_3)	$(f_3 = A_3/A'''_0)$
4		"	"	"
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				

*Corregida por el decaimiento radioactivo a la hora de la medición relevante.

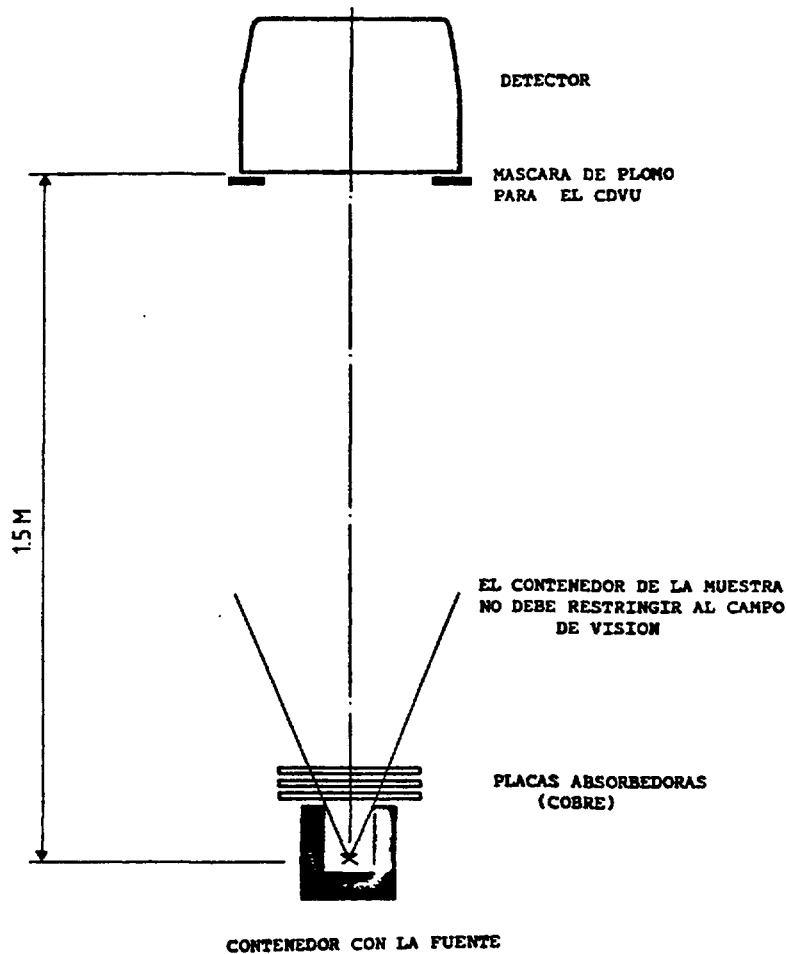


Fig. 6-19. Prueba 6.3.9: prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo (alternativa I). Colocación de la fuente radiactiva en relación con el detector.

Para cada absorbedor en turno, del 1 al 12:

8. Colocar el absorbedor 12 sobre el 13. Registrar las cuentas (reducidas por la atenuación causada por el absorbedor agregado) durante un tiempo preestablecido de 100 segundos. Anotar en la forma apropiada la hora exacta en el punto medio de la medición y la tasa de conteo correspondiente, A_1 , A_2 , A_3 ,..., corregida por el fondo. Retirar los absorbedores.

Análisis de los datos

1. Corregir el valor de A_0 que se midió en el paso 7 por el decaimiento radiactivo de la fuente a las horas correspondientes a los puntos medio de cada medición efectuada en el paso 8. Anotar en la forma las tasas de conteo corregidas A'_0 , A''_0 , A'''_0 ...
2. Calcular, para cada uno de los absorbedores 1 al 12, el factor de atenuación, f , dado por la relación de la tasa de conteo A_1 , A_2 , A_3 ... y el valor corregido correspondiente de A_0 , A'_0 , A''_0 , A'''_0 . Este factor es la relación que existe entre la radiación gama transmitida y el flujo incidente de radiación gama para el absorbedor concerniente. Anotar los valores de f en la forma. (Con absorbedores de cobre de 0.25 cm de espesor, estos valores deben ser cercanos a 0.6).
3. Calcular la media, \bar{f} , de los valores individuales de f , y examinar la dispersión de éstos en relación con la primera. Si la uniformidad del espesor de la lámina de cobre de la cual se fabricaron los

absorbedores es tal que ninguno de los valores individuales difiere de la media en más de 1%, el valor de la media de \bar{f} se puede utilizar en su lugar. De lo contrario, será necesario emplear las medidas individuales.

Parte 2: Determinación de la operación de la tasa de conteo

Si la prueba se inicia con la Parte I: calibración de los absorbedores, ella debe continuar como ahora se indica. Sin embargo, los absorbedores muy rara vez requieren de recalibración. Si existen absorbedores precalibrados disponibles, solamente se tienen que seguir los pasos 1-5 de la Parte I. La prueba se continúa entonces como ahora se indica.

Procedimiento

1. Aumentar la actividad de la fuente para que la tasa de conteo observada sea de 1000-3000 c/s con los absorbedores 1-15 colocados sobre la fuente radiactiva, en orden numérico y con el absorbedor 1 en la posición superior.
2. Con los absorbedores 1-15 colocados en su sitio, registrar las cuentas durante un tiempo preestablecido de 100 segundos. Anotar en una forma apropiada (Tabla 6-3) la hora exacta en el punto medio de la medición y la tasa neta de conteo observada, C_o , corregida por el fondo. (Con estas tasas de conteo bajas, la pérdida de cuentas debe ser nula, de ahí que la tasa del conteo que ingresa, R_o , y la tasa de conteo que se observa, C_o , deben ser iguales).
3. Retirar el absorbedor superior -absorbedor 1-, lo que incrementa el flujo de la radiación gama incidente y la tasa de conteo que ingresa, en proporción inversa al factor de atenuación del absorbedor que se retiró. Registrar las cuentas durante un tiempo preestablecido de 20 segundos. Anotar en la forma la hora exacta en el punto medio de la medición y la tasa neta de conteo, C_1 , corregida por el fondo.
4. Retirar el absorbedor 2. Registrar las cuentas durante un tiempo preestablecido de 20 segundos. Anotar en la forma la hora exacta en el punto medio de la medición y la tasa neta de conteo, $C_{1,2}$, corregida por el fondo.
5. Continuar de esta manera hasta que únicamente permanezcan sobre la fuente los absorbedores 13-15.
6. Retirar la fuente radiactiva y la máscara de plomo. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

Análisis de los datos

1. Corregir el valor de C_o , medido en el paso 2, por el decaimiento radiactivo a las horas correspondientes a los puntos medio de cada medición efectuada en los pasos 3-5. Anotar en la forma las tasas de conteo corregidas, C'_o , C''_o , C'''_o ... Esta corrección se puede omitir si el tiempo total entre los puntos medios de las mediciones del paso 2 y la medición final del paso 5 es menor de 10 minutos. En tal caso, se puede emplear el valor no corregido de C_o . (Debe hacerse notar que todos los puntos de la curva se calculan en base a C_o , por lo que su medición debe ser extremadamente exacta. También debe hacerse notar que si se aplican las correcciones por el decaimiento radiactivo, éstas deben efectuarse como se indica. En particular, no es permisible referir las tasas de conteo observadas en los pasos 3-5 a la hora de las mediciones del paso 2).
2. Se supone que la pérdida de cuentas es nula bajo las condiciones en las que se efectúan las mediciones en el paso 2, y se presume que los valores de C_o representan a las tasas de conteo que ingresan con todos los absorbedores colocados en su sitio. Calcular las tasas de conteo que ingresan, R_1 , $R_{1,2}$, $R_{1,3}$..., en las condiciones de cada una de las mediciones efectuadas en los pasos 3-5, mediante la división de los valores corregidos de C_o entre los factores de atenuación acumulativa correspondientes a los absorbedores retirados. (Así, la tasa de conteo que ingresa

después de retirar el absorbedor 1, es dada por C'_o / f_1 ; la tasa, después de retirar los absorbedores 1 y 2, es dada por $C''_o / f_1.f_2$; la tasa, después de retirar los absorbedores 1, 2 y 3, es dada por $C'''_o / f_1.f_2.f_3$, y, así, sucesivamente.) Si, como se indicó previamente, la dispersión de los valores individuales de f es suficientemente chica, en su lugar se puede emplear la media de \bar{f} ; entonces, los factores de atenuación se convierten en \bar{f} , \bar{f}^2 , \bar{f}^3 ... De lo contrario, es necesario utilizar los valores individuales. Anotar en la forma las tasas de conteo que ingresan.

3. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales que correlacione las tasas de conteo observadas, C , con las tasas de conteo que ingresan, R , (Fig. 6-20).
4. A partir de la gráfica, determinar los valores de C y de R para los cuales $C = 0.8 R$. Estos valores corresponden a una pérdida de cuentas de 20% y se representan por $C_{.20\%}$ y $R_{.20\%}$.
5. A partir de la gráfica, determinar la tasa de conteo máxima (observada).

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación y de referencia. Posteriormente, debe efectuarse semestralmente.

Si la cámara de centelleo cuenta con un circuito para tasas de conteo elevadas, esta prueba debe repetirse con este circuito en funciones. Si se cuenta con un procesador digital de imágenes, los datos de las tasas de conteo observadas también deben adquirirse con el procesador usando las cuentas de una región de interés que abarque a toda la imagen digital en las modalidades de tasas de conteo altas y bajas. Similarmente, si la cámara de centelleo cuenta con un **circuito** corrector de la uniformidad, la prueba, de ser posible, deberá efectuarse bajo todas las condiciones descritas, con este circuito en funciones y con este **circuito** desconectado.

Durante las pruebas para la aceptación, puede ser deseable una determinación más exacta de la operación con tasas de conteo elevadas. Esto se puede lograr aumentando el espesor total del absorbedor en pasos de 0.1 cm, en lugar de 0.25 cm; es decir, utilizando 10 absorbedores de 0.1 cm de espesor, en lugar de los cuatro absorbedores 8-12 de 0.25 cm de espesor. La calibración de los absorbedores más delgados se puede llevar a cabo en la forma descrita para los absorbedores de 0.25 cm de espesor. (Los valores correspondientes a f deben ser cercanos a 0.8).

Interpretación de los resultados

Durante las pruebas para la aceptación, la gráfica que correlaciona las tasas de conteo observadas con las tasas de conteo que ingresan se debe comparar con las especificaciones logradas por el fabricante en su peor caso, lo mismo que los valores de $R_{.20\%}$ en las modalidades con tasas de conteos bajas y altas.

Las cifras de las tasas de conteo máximas también deben tratarse en forma similar. En particular, deben investigarse los efectos que provocan los instrumentos periféricos, como el procesador digital de imágenes.

Durante las verificaciones rutinarias, los valores de $R_{.20\%}$, y los de la tasa de conteo máxima, deben compararse con las cifras de referencia.

Límites para la aceptación

Durante las verificaciones para la aceptación del instrumento, un valor de $R_{.20\%}$ que se encuentre 10% o más, por debajo de la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos indica que debe iniciarse alguna acción correctiva a través del representante del fabricante.

La adquisición de datos mediante un procesador digital puede causar alguna pérdida de cuentas y disminuir el valor de $R_{.20\%}$. Un valor de $R_{.20\%}$, obtenido con datos adquiridos a través de un procesador

digital, que sea 10% o menor que el valor correspondiente para la cámara de centelleo sola, debe indicar el inicio de una acción correctiva a través del representante del fabricante del procesador digital.

Tabla 6-3

Absorbedores retirados	Hora	Tasa de conteo observada con todos los absorbedores colocados* (c/s)	Tasa de conteo observada al quitar uno o más absorbedores (c/s)	Factor de atenuación acumulada	Tasa de conteo que ingresa (c/s)
-		(C_0)			$(R_0 = C_0)$
1		(C'_0)	(C_{1-1})	(f_1)	$(R_1 = C'_0/f_1)$
1-2		(C''_0)	(C_{1-2})	$(f_1 \cdot f_2)$	$(R_{1-2} = C''_0/f_1 \cdot f_2)$
1-3		(C'''_0)	(C_{1-3})	$(f_1 \cdot f_2 \cdot f_3)$	$(R_{1-3} = C'''_0/ f_1 \cdot f_2 \cdot f_3)$
1-4		"	"	"	"
1-5					
1-6					
1-7					
1-8					
1-9					
1-10					
1-11					
1-12					

*Corregida por el decaimiento radiactivo a la hora de la medición relevante.

Durante las comprobaciones rutinarias, un cambio de $\pm 20\%$ en el valor de $R_{-20\%}$ o de la tasa de conteo máxima en relación con las cifras de referencia, indica la necesidad de una acción correctiva.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

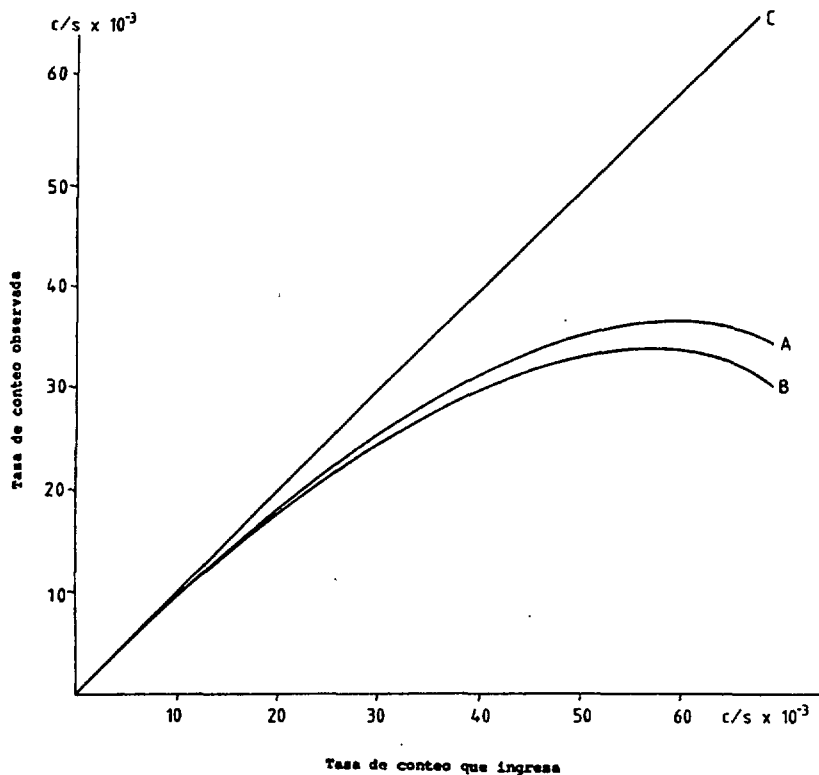


Fig. 6-20. Prueba 6.3.9: prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo (alternativa I). La gráfica correlaciona la tasa de conteo observada con la tasa de conteo que ingresa.
 A: Tasas de conteo observadas con la cámara de centelleo sola.
 B: Tasas de conteo observadas a través de un procesador digital de imágenes.
 C: Línea de identidad sin pérdida de cuentas.

6.3.10. Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo (Alternativa II)

Propósito de la prueba

Verificar la operación intrínseca en relación con la tasa de conteo de una cámara de centelleo, en términos de la tasa de conteo correspondiente a una pérdida de conteo de 20% (Método de las dos fuentes).

Materiales

Dos fuentes radiactivas puntiformes iguales, cada una consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad de 1.85 MBq (50 μCi), en contenedores adecuados. La tasa de conteo de ambas fuentes juntas, bajo las condiciones de la prueba, debe ser similar al valor de la tasa de conteo observada correspondiente a una pérdida de 20% de las cuentas según las especificaciones del fabricante. La diferencia entre la actividad de ambas fuentes debe ser menor de 10%.

Máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Situar la cabeza detectora horizontalmente.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.

3. Centrar el fotopico en una ventana de 20% en el PHA (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Suspender una fuente radiactiva en el aire, cerca del eje central del detector, a una distancia de éste de 1 m o más, y alejada de otros objetos para reducir al mínimo la dispersión de las radiaciones.
5. Preestablecer 10^6 cuentas. Anotar la tasa de conteo.
6. Suspender la segunda fuente a un lado de la primera, cuidando de que no interfieran entre sí con la superficie externa del detector. Registrar el conteo que producen las dos fuentes durante el mismo período de tiempo. Anotar la tasa de conteo.
7. Retirar la primera fuente. Registrar el conteo de la segunda durante el mismo período de tiempo. Anotar la tasa de conteo.
8. Retirar la segunda fuente. Registrar las cuentas de fondo durante el mismo tiempo. Anotar la tasa de conteo de fondo.
9. Repetir los pasos 5, 6 y 7, invirtiendo el orden de las fuentes.
10. Retirar las fuentes y la máscara de plomo. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

Análisis de los datos

1. Expresar los datos como las tasas de conteo netas (c/s), corregidas por el fondo.
2. Para cada grupo de datos, calcular el tiempo de resolución de un par de pulsos, τ , en segundos, mediante la relación:

$$\tau = \frac{2R_{12}}{(R_1 + R_2)^2} \ln \frac{(R_1 + R_2)}{R_{12}}$$

donde R_1 y R_2 son las tasas de conteo netas de la primera y de la segunda fuentes, y R_{12} es la tasa de conteo neta de las dos fuentes juntas, todas ellas en c/s. Promediar los dos valores de τ para obtener la media de $\bar{\tau}$.

3. Calcular la tasa de conteo que ingresa para una pérdida de 20%, $R_{-20\%}$, mediante la expresión:

$$R_{-20\%} = \frac{1}{\bar{\tau}} \ln \left(\frac{10}{8} \right) = \frac{0.2231}{\bar{\tau}}$$

4. Calcular la tasa de conteo observada para una pérdida de 20%, $C_{-20\%}$, a partir de la relación:

$$C_{-20\%} = 0.8 R_{-20\%}$$

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación y de referencia. Posteriormente, debe efectuarse semestralmente. Es posible efectuarla como una alternativa para la prueba 6.3.9: prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo, alternativa I, en cuyo caso se tiene que verificar también la prueba 6.3.11: prueba de la tasa de conteo máxima.

Si no se cuentan con las especificaciones del fabricante, la tasa de conteo de las dos fuentes radiactivas juntas debe ser cercana a 20 000 c/s para las cámaras de centelleo fabricadas después de 1978 y a 10 000 c/s para las más antiguas.

Debe mantenerse el mismo lapso de tiempo entre las tres mediciones en cada grupo de datos para eliminar el efecto del decaimiento radiactivo.

Una alternativa para la suspensión de las fuentes en el aire, es colocarlas a 1 m de distancia de la superficie del detector, con una lámina de cobre de 6 mm de espesor interpuesta entre el detector y las fuentes. Este método también disminuye la fracción de radiación dispersa (ver la Fig. 6-5).

Si la cámara de centelleo cuenta con un circuito para la modalidad de tasas de conteo elevadas, la prueba debe repetirse con este circuito en funciones. Si se cuenta con un procesador digital de imágenes, los datos de las tasas de conteo observadas también deben adquirirse con él, utilizando las cuentas de una región de interés que abarque a toda la imagen digital, en las modalidades de tasas de conteo bajas y altas. En forma similar, si la cámara cuenta con un circuito corrector de la uniformidad, la prueba debe efectuarse, en lo posible, en todas las configuraciones mencionadas, con y sin este circuito en funciones.

Interpretación de los resultados

Durante las comprobaciones para la aceptación del instrumento, los valores de $R_{-20\%}$ en las modalidades de tasas de conteo bajas y altas, deben compararse con las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos.

Durante las verificaciones rutinarias, los valores de $R_{-20\%}$, deben compararse con las cifras de referencia.

Límites para la aceptación

Durante las pruebas de aceptación, un valor de $R_{-20\%}$ que se encuentre 10% o más, por abajo de las cifras logradas por el fabricante en el peor de sus casos, indica la necesidad de iniciar una acción correctiva a través del representante del fabricante.

La adquisición de datos por un procesador digital puede provocar algunas pérdidas de cuentas y provocar valores menores de la $R_{-20\%}$. Un valor de $R_{-20\%}$ obtenido con un procesador digital, que sea 10% menor que el valor correspondiente para la cámara de centelleo sola, indica que debe iniciarse una acción correctiva a través del representante del fabricante del procesador digital.

Durante las verificaciones rutinarias, un cambio en el valor de $R_{-20\%}$ que sea mayor de $\pm 20\%$ en relación con las cifras de referencia, indica la necesidad de una medida correctiva inmediata.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.11. Prueba de la tasa de conteo máxima

Propósito de la prueba

Verificar la tasa de conteo máxima de una cámara de centelleo. Esta prueba debe realizarse siempre en forma conjunta con la prueba 6.3.10: prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo, alternativa II.

Materiales

- Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4) consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$ con una actividad cercana a 3.7 MBq (100 μCi), en un contenedor adecuado.
- Una máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).
- Un soporte móvil para la fuente radiactiva.

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora y colocar ésta en su posición horizontal.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Centrar el fotopico en una ventana de 20% en el PHA (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Colocar la fuente en un soporte móvil. Mover el soporte de tal manera que la fuente quede en el eje central del detector (Fig. 6-21). La fuente debe estar lejana a cualquier objeto que pueda dispersar a sus radiaciones.
5. Registrar las cuentas conforme se acerca la fuente a la superficie del detector. La tasa de conteo aumentará hasta un máximo, para luego decrecer. Anotar la tasa de conteo máxima.
6. Retirar la fuente, su soporte y la máscara de plomo. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación y de referencia. Posteriormente, debe efectuarse trimestralmente.

Si la cámara de centelleo cuenta con un circuito para la modalidad de tasas de conteo elevadas, la prueba debe repetirse con este circuito en funciones. Si se cuenta con un procesador digital, los datos de las tasas de conteo también deben de adquirirse con él, utilizando las cuentas en una región de interés que abarque a toda la imagen digital, en las modalidades para tasas de conteos altas y bajas. En forma similar, si la cámara tiene un circuito corrector de la uniformidad, la prueba debe efectuarse, en lo posible, en todas las configuraciones descritas, con y sin este circuitos en funciones.

Interpretación de los resultados

Durante las comprobaciones para la aceptación, el valor de la tasa de conteo máxima debe compararse con la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, con los mismos circuitos en funciones.

Este elemento de juicio es útil únicamente como una característica de la cámara de centelleo que es fácilmente medible en forma rutinaria. Durante la realización de estudios clínicos no es posible utilizar la tasa máxima de conteo (ver la prueba 6.3.12: prueba de la operación del sistema en relación con la tasa de conteo).

Límites para la aceptación

Durante las pruebas para la aceptación, cualquier valor de la tasa de conteo máxima que sea menor en 10%, o más, que la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, indica la necesidad de iniciar una acción correctiva a través del representante del fabricante.

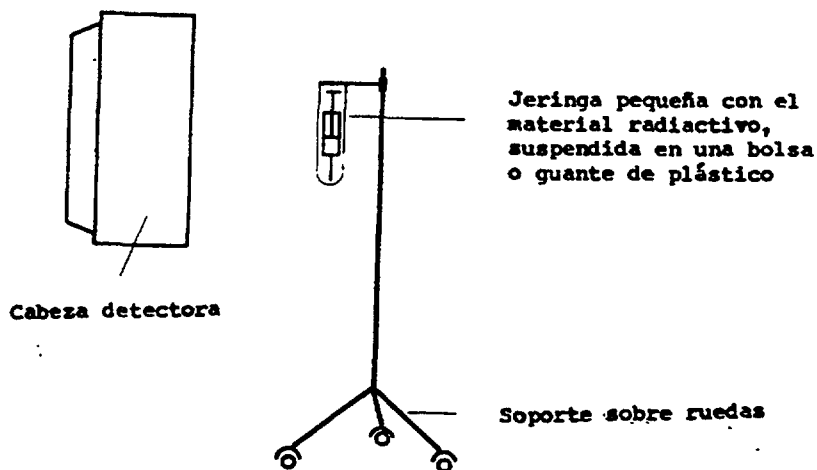


Fig. 6-21. Prueba 6.3.11: prueba de la tasa de conteo máxima. Colocación de la fuente radiactiva puntiforme en relación con el detector.

Durante las verificaciones rutinarias, un cambio en la tasa de conteo máxima, que se mayor de $\pm 20\%$ en relación con la cifra de referencia, indica la necesidad de una acción correctiva.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.12. Prueba de la operación del sistema en relación con la tasa de conteo

Propósito de la prueba

Verificar la operación del sistema de una cámara de centelleo en relación con las tasas de conteo, en términos de la tasa de conteo correspondiente a una pérdida del 20% de las cuentas con las fuentes radiactivas colocadas en un medio dispersor (método de dos fuentes radiactivas).

Materiales

Dos fuentes de radiación gama, cada una de ellas integrada con 5 ml de una solución de $^{99}\text{Tc}^m$, con una actividad de 74-259 MBq (2-7 mCi), en contenedores que se ajusten al tamaño de los agujeros del fantoma que se utilizará. La tasa de conteo de las dos fuentes juntas, en las condiciones de la prueba, debe ser similar a la tasa de conteo correspondiente a una pérdida del 20% de las cuentas, especificada por el fabricante o determinada por él en el peor de sus casos. La diferencia de la actividad entre ambas fuentes debe ser menor de 10%.

Un fantoma de dispersión para dos fuentes radiactivas (ver la Sección 6.1.5.4) o uno de diseño comparable.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora un colimador de agujeros paralelos, de sensibilidad alta para las radiaciones gama de energía baja. Siempre debe utilizarse el mismo colimador en esta prueba. Colocar la cabeza detectora en su posición horizontal.
2. Centrar el fotopico en la ventana del PHA que se utilice clínicamente (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).

3. Colocar el fantoma de dispersión para dos fuentes radiactivas en un soporte, de tal manera que quede en contacto con el centro de la superficie del colimador, con sus agujeros verticales y a una distancia de 50 mm de la misma.
4. Colocar una de las fuentes radiactivas en el fantoma. Preestablecer un conteo de 10^6 y anotar la tasa de conteo.
5. Colocar la segunda fuente en el fantoma. Registrar el conteo de ambas fuentes durante un lapso de tiempo igual. Anotar la tasa de conteo.
6. Retirar la primera fuente del fantoma. Registrar el conteo de la segunda fuente durante el mismo lapso de tiempo. Anotar la tasa de conteo.
7. Retirar la segunda fuente del fantoma. Registrar el conteo de fondo durante el mismo lapso de tiempo. Anotar la tasa de conteo de fondo.
8. Repetir los pasos 4, 5 y 6, invirtiendo el orden de las fuentes.
9. Retirar las fuentes, el fantoma y el soporte.

Análisis de los datos

1. Expresar todos los datos como tasas de conteo netas (c/s), corregidas por el fondo.
2. Para cada grupo de datos, calcular el tiempo de resolución efectivo de un par de pulsos, τ , en segundos, de acuerdo con la expresión:

$$\tau = \frac{2R_{12}}{(R_1 + R_2)^2} \ln \frac{(R_1 + R_2)}{R_{12}}$$

donde R_1 y R_2 , son las tasas de conteo netas, para la primera y la segunda fuentes, y R_{12} es la tasa de conteo neta para las dos fuentes juntas, todas ellas en c/s. Promediar los valores de τ para obtener $\bar{\tau}$.

3. Calcular la tasa de conteo que ingresa para una pérdida del 20% de las cuentas, $R_{-20\%}$, mediante la relación:

$$R_{-20\%} = \frac{1}{\bar{\tau}} \ln \left(\frac{10}{8} \right) = \frac{0.2231}{\bar{\tau}}$$

4. Calcular la tasa de conteo observada para una pérdida del 20% de las cuentas, $C_{-20\%}$, mediante la relación:

$$C_{-20\%} = 0.8 R_{-20\%}$$

Observaciones

Esta es una prueba de referencia que debe efectuarse al aceptar el instrumento. Posteriormente, debe repetirse trimestralmente.

Si no se cuenta con las especificaciones del fabricante, la tasa de conteo de las dos fuentes juntas debe ser aproximadamente de 20 000 c/s para las cámaras de centelleo fabricadas después de 1978, y de 10 000 c/s para las cámaras más antiguas.

Deben mantenerse los mismos lapsos de tiempo entre las tres mediciones, en cada grupo de datos, para eliminar los efectos del decaimiento radiactivo.

Si la cámara de centelleo cuenta con un circuito para la modalidad de tasas de conteo elevadas, la prueba debe repetirse con este circuito en funciones. Si se cuenta con un procesador digital de imágenes, los datos de las tasas de conteo observadas también se deben adquirir con él, utilizando las cuentas de una región de interés que abarque a toda la imagen digital en las modalidades para tasas de conteo altas y bajas. En forma similar, si la cámara de centelleo tiene un circuito corrector de la uniformidad, la prueba debe efectuarse, dentro de lo posible, en todas las configuraciones descritas, con y sin este circuito en funciones.

El fantoma de dispersión para dos fuentes radiactivas puede construirse localmente con materiales de densidad baja si no se cuenta con un fantoma de plástico (p. ej.: Lucita, Perspex). Una caja de plástico o de madera, llena de arroz crudo, puede ser adecuada.

Interpretación de los resultados

Los valores de $R_{-20\%}$ y de $C_{-20\%}$ deben ser menores que los valores intrínsecos estimados mediante la prueba 6.3.9: prueba de la operación intrínseca en relación con la tasa de conteo, alternativa I, o la prueba 6.3.10: prueba de la operación intrínseca en relación con la tasa de conteo, alternativa II, para las que deben existir especificaciones del fabricante.

Sin embargo, esta prueba es de valor práctico más directo, puesto que la $C_{-20\%}$ con dispersión no debe excederse en los estudios clínicos, especialmente en los estudios cuantitativos cardiológicos. Durante la fase del primer paso, el bolo de la radiactividad administrada al paciente permanece dentro del campo de visión. Su cantidad debe ser tal, que la tasa de conteo en esos momentos debe permanecer por debajo del límite de la $C_{-20\%}$ obtenida con los datos adquiridos con el procesador digital de imágenes.

Límites para la aceptación

Durante las verificaciones rutinarias, cualquier cambio en el valor de $C_{-20\%}$ que sea mayor de $\pm 20\%$ del valor de referencia, indica la necesidad de iniciar una acción correctiva.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.13. Prueba de la sensibilidad plana del sistema

Propósito de la prueba

Verificar la respuesta de la cámara de centelleo a una fuente radiactiva de actividad conocida.

Materiales

Un fantoma para la sensibilidad plana (ver la Sección 6.1.5.4) conteniendo una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o de ^{131}I con una actividad conocida con exactitud, que sea cercana a 37 MBq (1 mCi). La actividad debe determinarse con un calibrador de dosis, midiendo en una jeringa la actividad de la solución que se transferirá al fantoma y la dosis residual en la jeringa después de la transferencia, y substrayendo la segunda de la primera. También debe anotarse la hora exacta en el momento de medir la actividad. Se necesita un fantoma distinto para cada radionúclido que se emplee.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora un colimador de agujeros paralelos para radiaciones de energía baja. Colocar verticalmente la cabeza detectora, dirigida hacia arriba.
2. Cubrir la superficie del colimador con un pliego de plástico. Colocar el fantoma con la solución radiactiva sobre la superficie expuesta del colimador.
3. Centrar una ventana de 20% en el fotopico (ver la prueba: 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Preestablecer un conteo de 10 000 cuentas. Anotar la tasa de conteo y la hora exacta en el punto medio del período de conteo.
5. Retirar el fantoma y registrar el conteo de fondo durante un lapso igual. Anotar la tasa de conteo.
6. Repetir los pasos 1-5 con cada uno de los colimadores de agujeros múltiples para radiaciones de energías de 140-360 keV.
7. Repetir los pasos 1-6 con el fantoma que contiene ^{131}I , con todos los colimadores de agujeros múltiples para radiaciones de energías mayores de 360 keV.

Análisis de los datos

1. Expresar todos los datos como tasas de conteo netas (c/s), corregidas por el fondo.
2. Referir todas las tasas de conteo netas a la hora correspondiente a la determinación de la actividad, efectuando las correcciones necesarias en relación con el decaimiento radiactivo.
3. Calcular la sensibilidad plana de cada colimador en c/s por Bq.

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación de los colimadores.

La exactitud de los resultados se limita claramente por la exactitud con la que se determine la actividad del radionúclido, la cual, a su vez, depende de la exactitud del calibrador de dosis que se utilice. Si ésta se encuentra dentro de $\pm 5\%$, es suficiente para indicar si las sensibilidades de los diferentes colimadores son comparables con las especificaciones del fabricante.

Aún si la actividad no se puede determinar con exactitud, es posible evaluar la sensibilidad de los colimadores en relación con la sensibilidad de un colimador selecto. Las especificaciones del fabricante comúnmente se expresan en términos de la sensibilidad relativa, con la excepción de la de uno de los colimadores, para el que si se indica su sensibilidad absoluta.

La prueba es instructiva, pues ilustra la variación amplia de los tiempos que se requerirán en los estudios clínicos para lograr un conteo en particular con los colimadores diferentes.

Interpretación de los resultados

Durante las verificaciones para la aceptación, los valores de la sensibilidad de cada colimador deben compararse con el valor logrado por el fabricante en el peor de los casos, haciendo una concesión a la exactitud con la que se determine la actividad.

Límites para la aceptación

Si se obtiene un valor de la sensibilidad que sea 10% o más bajo que la cifra determinada por el fabricante con el colimador concerniente en el peor de sus casos, éste debe examinarse el colimador en busca de daños e iniciar las acciones encaminadas al reemplazo de éste a través del representante del fabricante.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.14. Prueba de la filtración de las radiaciones a través del blindaje de la cabeza detectora

Propósito de la prueba

Verificar que la cabeza detectora de una cámara de centelleo únicamente responde a la radiación incidente sobre el cristal después de pasar por el colimador.

Materiales

Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4), consistente en un pequeño volumen de una solución del radionúclido que emita la radiación gama de energía mayor de entre los que sean de uso común, con una actividad aproximada de 3.7 MBq (100 μ Ci), en un contenedor adecuado.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora un colimador apropiado para la energía de la radiación gama de la fuente radiactiva.
2. Centrar en el fotopico la ventana del PHA que se utilice clínicamente para el radionúclido concerniente (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
3. Colocar la fuente radiactiva, consecutivamente, en doce sitios diferentes, en torno del blindaje de la cabeza detectora, y registrar el conteo en cada sitio durante un tiempo preestablecido de 100 segundos (Fig. 6-22). Además, investigar los sitios de junta en el blindaje, los puntos de salida de los cables y otras regiones de blindaje menor.
4. Retirar la fuente radiactiva y medir el conteo de fondo, B, durante 100 segundos.

Análisis de los datos

Según el documento de la IEC sobre "Características y Condiciones de Prueba para Instrumentos para Imágenes con Radionúclidos" (IEC 789), la tasa de conteo que produce el detector debe medirse y presentarse como una fracción porcentual de la tasa de conteo que se obtiene cuando la fuente se coloca sobre el eje de un colimador específico, a 100 mm de su cara frontal. Se deben de anotar los valores máximos de filtración en los puntos de prueba. Se debe prestar atención especial a los valores de las filtraciones en las juntas del blindaje y, en forma muy particular, en la junta entre el colimador y el blindaje del detector.

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación.

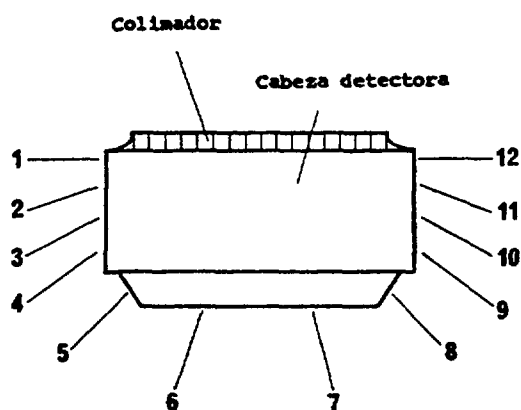


Fig. 6-22. Prueba 6.3.14: prueba de la filtración de las radiaciones a través del blindaje de la cabeza detectora. Doce sitios en torno del blindaje de la cabeza detectora, en los que se debe colocar la fuente radiactiva puntiforme para comprobar las filtraciones a través del blindaje.

Interpretación de los resultados y límites para su aceptación

Las cuentas medidas no deben exceder en ningún sitio al conteo de fondo por más de tres desviaciones patrón. Esta prueba debe repetirse cuando se registre cualquier resultado anormal, verificando que no existan fuentes de radiación vecinas, incluyendo a los pacientes a los que se les haya administrado alguna sustancia radiactiva, y que no existan contaminaciones radiactivas en el instrumento ni en su entorno. Si la anomalía persiste, deberá investigarse el grado de la filtración e iniciar las acciones correctivas a través del representante del fabricante.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.15. Pruebas de la resolución espacial y de la linealidad espacial

Propósito de la prueba

Verificar semanalmente la resolución espacial y la linealidad espacial de una cámara de centelleo.

METODO 1: METODO DE LA FUENTE EXTENDIDA

Para seguirse en el caso de contar con una fuente radiactiva extendida para la inundación del campo.

Materiales

Un fantoma de emisión extendido, para la inundación del campo (ver la Sección 6.1.5.4), con una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad cercana a 185 MBq (5 mCi), o

una fuente extendida de ^{57}Co , con una actividad similar.

Un fantoma de transmisión con agujeros distribuidos ortogonalmente (orthogonal hole test pattern, OHTP) (ver la Sección 6.1.5.4), coincidente con la resolución de la cámara. El diámetro óptimo de los agujeros y el espaciamiento mínimo entre ellos, e , es dado por la relación:

$$e = \text{FWHM} / 1.75$$

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora un colimador de agujeros paralelos de resolución alta para radiaciones de energía baja. Siempre debe utilizarse el mismo colimador al efectuar esta prueba. Colocar verticalmente la cabeza detectora, dirigida hacia arriba.
2. Colocar el fantoma OHTP sobre la superficie expuesta del colimador, cuidando en alinear su patrón con los ejes X y Y del detector.
3. Colocar el fantoma o la fuente para inundación del campo sobre el fantoma OHTP.
4. Centrar la ventana del PHA que se utilice clínicamente sobre el fotopico del radionúclido concerniente (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
5. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, con un conteo preestablecido de 10^6 .
6. Retirar el fantoma o la fuente para la inundación del campo y el fantoma OHTP.

Análisis de los datos

Examinar visualmente la imagen, anotando particularmente si se distinguen las imágenes de los agujeros y si éstos se encuentran separados por espacios oscuros en toda la superficie del campo, así como si existen desviaciones importantes de la linealidad en las direcciones X y Y.

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación y de referencia. Posteriormente, debe efectuarse semanalmente.

Esta prueba puede llevarse a cabo con el fantoma de agujeros gradualmente espaciados del Bureau of Radiological Health (BRH), con un fantoma de cuadrantes con barras o con un fantoma de líneas paralelas igualmente espaciadas, en lugar del fantoma OHTP. Este tiene la ventaja de permitir el examen simultáneo de ambas direcciones, X y Y, en todo el campo de visión. Sin embargo, tanto el diámetro de sus agujeros como el espaciamiento entre ellos, tienen que coincidir con la resolución espacial de la cámara de centelleo para que se pueda lograr una prueba crítica. Esto quiere decir que la selección del fantoma adecuado requiere del conocimiento previo de la resolución del instrumento (salvo que se cuente con un grupo de fantomas con agujeros de tamaños diferentes y espaciamientos distintos).

El fantoma con agujeros gradualmente espaciados de la BRH ofrece una estimación de la resolución, pero para un examen completo del campo de visión en sus direcciones X y Y deben tomarse imágenes con el fantoma en dos posiciones distintas, con una diferencia de 90° entre ellas. En forma similar, el fantoma de cuadrantes con barras también ofrece una estimación de la resolución, pero para examinar todo el campo de visión en sus dos direcciones X y Y deben tomarse imágenes del fantoma en 8 posiciones distintas.

En el caso de utilizar un fantoma de líneas paralelas igualmente espaciadas, la amplitud de sus barras y el espaciamiento entre ellas deben coincidir con la resolución de la cámara de centelleo para lograr una prueba crítica. Consecuentemente, como sucede con el fantoma OHTP, su selección requiere del conocimiento de la resolución del instrumento (salvo si se cuenta con una colección de fantomas con barras de amplitud diferente). Además, este fantoma requiere el logro de imágenes en dos posiciones distintas del mismo, con una diferencia de 90° entre ellas, para poder examinar todo el campo de visión en sus dos direcciones X y Y.

Interpretación de los resultados

La imagen que se logre durante esta prueba debe compararse con la imagen de referencia y con las adquiridas durante las pruebas recientes, para identificar cualquier cambio o tendencia de la resolución espacial o de la linealidad espacial.

Si se observa algún deterioro de la resolución en toda la imagen y se cuenta con un procesador digital de imágenes, debe efectuarse la prueba 6.3.7: prueba de la resolución espacial intrínseca, método 2, para cuantificar el cambio. Si el deterioro es parcial, entonces debe efectuarse la misma prueba en la región concerniente. Si no se cuenta con un procesador digital puede efectuarse la prueba 6.3.7: prueba de la resolución espacial intrínseca, método 1, para estimar el grado del cambio. Como otra alternativa para el mismo propósito, puede obtenerse una imagen del fantoma OHTP que siga en el orden creciente de los diámetros de los agujeros y del espaciamiento.

Es de esperarse que se presenten desviaciones pequeñas de la linealidad, particularmente con las cámaras de centelleo que carecen de circuitos correctores de la uniformidad. Sin embargo, su cuantificación puede ser difícil.

El deterioro de la resolución espacial o de la linealidad espacial indica la necesidad de una acción correctiva.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumentos si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

METODO 2: METODO DE LA FUENTE PUNTIFORME

Para seguirse en el caso de carecer de una fuente extendida para la inundación del campo.

Materiales

Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4), consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad de 37-111 MBq (1-3 mCi), en un contenedor adecuado.

Montaje para la fuente radiactiva (ver la Sección 6.1.5.4).

Un fantoma de transmisión con agujeros de acuerdo con un patrón ortogonal (OHTP) (ver la Sección 6.1.5.4) coincidente con la resolución espacial de la cámara de centelleo. El diámetro óptimo de los agujeros y el espaciamiento óptimo entre ellos, e , es dada por la expresión:

$$e = \text{FWHM} / 1.75$$

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear la cabeza detectora con el montaje de la fuente.
2. Colocar el fantoma OHTP de tal manera que lo soporte la cubierta de la cabeza detectora y que quede lo más cercano posible a la cubierta del cristal, cuidando de alinear las filas de agujeros del fantoma con los ejes X y Y de la superficie del detector.
3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
4. Centrar en el fotopico la ventana del PHA que se utilice clínicamente (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).

5. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, preestableciendo un conteo mínimo de 10^6 cuentas.
6. Retirar la fuente radiactiva y el fantoma. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

Análisis de los datos

El mismo que en el Método 1: Método de la fuente extendida.

Observaciones

Si se utiliza el $^{99}\text{Tc}^m$, el método de la fuente puntiforme tiene la ventaja de requerir actividades menores que el método de la fuente extendida. Además, dicho método no requiere de la transferencia del radionúclido al fantoma y expone al personal a una dosis menor de irradiación. Su desventaja consiste en que requiere retirar el colimador de la cabeza detectora, lo que aumenta las probabilidades de dañar el cristal. Cualquiera que sea el método que se elija, éste debe seguirse en forma consistente.

Interpretación de los resultados

La misma que en el Método 1: Método de la fuente extendida.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumentos si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.16. Prueba de la operación total

Propósito de la prueba

Verificar la operación de todos los componentes de la cámara de centelleo, incluyendo el dispositivo de despliegue y el procesador digital de imágenes, bajo condiciones que simulan la labor clínica.

Materiales

Un fantoma de operación total (ver la Sección 6.1.5.4), ya sea el simulador tiroideo conteniendo 7.4 MBq (200 μCi) de $^{99}\text{Tc}^m$ o 0.37 MBq (10 μCi) de ^{131}I , o el simulador de una sección hepática conteniendo 74 MBq (2 mCi) de $^{99}\text{Tc}^m$ o una actividad similar de $^{113}\text{In}^m$.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora el colimador usual para simular las condiciones clínicas.
2. Ajustar todos los controles con las cifras de calibración para el radionúclido concerniente.
3. Centrar en el fotopico la ventana del PHA usual en la clínica para el radionúclido concerniente (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Colocar el simulador de una manera reproducible en la cercanía de la superficie del colimador de acuerdo con las condiciones de simulación clínica.
5. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico siguiendo la técnica usual en el procedimiento clínico que se simula. Si se cuenta con un procesador digital de imágenes, obtener simultáneamente una imagen digital. Para la imagen analógica debe ajustarse la intensidad del despliegue para que la región más activa de la imagen casi sature al dispositivo de despliegue.

Análisis de los datos

Comparar visualmente las imágenes con las de referencia y las logradas en pruebas recientes, dando atención especial a la visibilidad de las lesiones simuladas.

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación y de referencia. Posteriormente, debe llevarse a cabo semanalmente.

La base de la prueba radica en la posibilidad o imposibilidad de la detección de las lesiones simuladas, en las imágenes que se adquieren a intervalos regulares y bajo condiciones idénticas. Cualquier deterioro de la operación se detecta más tempranamente en esta prueba que en las imágenes clínicas, debido a que la constancia de la forma del fantoma y de la posición y el tamaño de las lesiones simuladas permite la comparación directa de las imágenes. La selección del simulador y del radionúclido deben reflejar la carga de trabajo.

Interpretación de los resultados

La comparación de las imágenes logradas durante esta prueba, con las de referencia y con las obtenidas durante las pruebas recientes, no debe mostrar degradación de la operación y debe satisfacer los requerimientos clínicos, dentro de las capacidades del instrumento.

Debe prestarse atención especial a la visibilidad o invisibilidad de las lesiones simuladas más pequeñas, pues ello ofrece el criterio más sensible para evaluar la operación. En el caso de que ocurra algún cambio se hace necesario efectuar pruebas más específicas para identificar la causa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.3.17. Prueba del registro espacial de varias ventanas (en el caso de ser aplicable)

Propósito de la prueba

Verificar que las ganancias X y Y de cada PHA están ajustadas, para que las imágenes que se adquieren con energías fotónicas diferentes se superpongan cuando se emplean varios PHA en forma simultánea, en una modalidad aditiva o sustractiva.

Materiales

Una fuente radiactiva, consistente en un frasco pequeño conteniendo una solución de ^{67}Ga con 37 MBq (1 mCi), colocado en un contenedor de plomo de 6 mm de espesor, con una apertura circular de 3 mm de diámetro.

Procedimiento

METODO 1: METODO DE LA IMAGEN ANALOGICA

Para seguirse cuando se carece de un procesador digital de imágenes.

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Colocar la cabeza detectora en su posición horizontal. Situar una mesa directamente adyacente a la cabeza detectora para que sirva de soporte a la fuente radiactiva. Colocar la fuente radiactiva en la mesa.

2. Si la cámara de centelleo cuenta con dos PHA, centrar una ventana de 20% en cada uno de los fotopicos de 93 keV y de 296 keV. Si se cuenta con tres PHA, centrar dos ventanas como ya fue descrito y centrar una tercera, también de 20%, en el fotopico de 184 keV.
3. Ajustar la actividad de la fuente para que la tasa de conteo no exceda de 10 000 c/s en ninguno de los canales del PHA cuando la fuente se acerca a la superficie expuesta de la cubierta del cristal.
4. Colocar la fuente radiactiva en el eje X⁺ de la superficie del detector, a una distancia correspondiente al 75% de la que separa el centro del detector de su perímetro, tomando nota exacta de la posición de la fuente.
5. Obtener imágenes analógicas separadas a través de cada canal del PHA, con el dispositivo de despliegue fotográfico, acumulando 20 000 cuentas en cada una de ellas y utilizando el tamaño mayor posible de las imágenes. Ajustar el control de la intensidad para que las imágenes no se "abomben" como consecuencia de la sobreexposición de la película.
6. Repetir los pasos 4 y 5 con la fuente radiactiva colocada sobre el eje X⁻, a una distancia correspondiente al 75% de la que separa el centro del detector de su perímetro, y con la fuente colocada en posiciones similares en los ejes Y⁺ y Y⁻.
7. Retirar la fuente radiactiva. Medir con exactitud la distancia entre las dos posiciones X y las dos posiciones Y de la fuente.
8. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

METODO 2: METODO DE LA IMAGEN DIGITAL

Para seguirse cuando se posee un procesador digital de imágenes.

1. Seguir los pasos 1-4 del Método 1.
2. Adquirir imágenes digitales separadas a través de cada uno de los canales del PHA, con una matriz de 128 × 128, acumulando 10 000 cuentas en el pixel con conteo mayor.
3. Repetir el paso 4 del Método 1 y el paso 2 inmediato previo de este Método, con la fuente en posición sobre el eje X⁻, a una distancia correspondiente al 75% de la separación del centro a la periferia, y en posiciones similares en los ejes Y⁺ y Y⁻.
4. Retirar la fuente radiactiva. Medir con exactitud la distancia entre las dos posiciones X y las dos posiciones Y de la fuente.
5. Colocar el colimador en la cabeza detectora.
6. Obtener impresos de las cuentas en los píxeles sucesivos, en secciones a través de las posiciones X y Y de la fuente, en cada imagen.

Análisis de los datos

1. En el Método 1: Examinar en cada una de las cuatro posiciones de la fuente, si los sitios en los que aparece la fuente en las imágenes analógicas, obtenidas a través de los canales diferentes del PHA, coinciden cuando las fotografías se enciman con exactitud. En el Método 2: Verificar en cada una de las cuatro posiciones de la fuente, si las direcciones de los píxeles con los conteos mayores coinciden en las imágenes digitales logradas a través de los canales diferentes del AA.
2. En el caso de que no coincidan las localizaciones de la fuente o las direcciones de los píxeles con conteos mayores, se hace necesario determinar el grado de desplazamiento, en mm, en las

direcciones X y Y de cada imagen, utilizando las distancias medidas entre las posiciones de la fuente para derivar una escala o un factor de conversión, en mm/píxel, que relacione la distancia en la imagen con la distancia en el objeto.

Observaciones

Esta prueba es para la aceptación y de referencia. Posteriormente, debe efectuarse semestralmente. También se debe llevar a cabo cuando se observe una degradación de la calidad de las imágenes adquiridas con el uso simultáneo de varios PHA.

Interpretación de los resultados

Durante las pruebas de aceptación es preferible seguir el Método 2, y los valores de los desplazamientos de X y de Y deben compararse con los valores logrados por el fabricante en el peor de sus casos. El método analógico no es lo suficientemente exacto para determinar los desplazamientos pequeños, pero puede alertar al usuario de la cámara de centelleo en relación con desplazamientos mayores que puedan afectar el uso de la capacidad multicanal del PHA.

Durante las verificaciones rutinarias, los valores de los desplazamientos de X y de Y deben compararse con las cifras de referencia. La prueba debe efectuarse rutinariamente en el caso de que se utilice clínicamente la capacidad multicanal del PHA.

Límites para la aceptación

Durante las pruebas para la aceptación, cuando se utiliza el Método 2, cualquier valor del desplazamiento de X o de Y que sea mayor, en 10% o más, que la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, indica la necesidad de iniciar una acción correctiva a través del representante del fabricante.

Durante las verificaciones rutinarias con el Método 2, un cambio en el desplazamiento que sea mayor de $\pm 20\%$ en relación con la cifra de referencia, indica la necesidad de una acción correctiva.

Tanto en las pruebas para la aceptación, como en las verificaciones rutinarias con el Método 1, cualquier desplazamiento notorio que se observe, amerita una acción correctiva.

Mientras se corrigen estos problemas es posible proseguir con los estudios clínicos que utilizan un solo canal del PHA.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumentos si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

PRUEBA 6.4. VERIFICACIONES OPERATIVAS

6.4.1. Prueba de los montajes del detector y su colimador

Propósito de la prueba

Verificar los montajes del detector y del colimador de una cámara de centelleo.

Procedimiento

Revisar todos los montajes del detector y de los colimadores, y verificar que no existan daños mecánicos, dando atención especial a aquellos que puedan poner en peligro la seguridad de los pacientes y del personal. Comprobar que el mecanismo impulsor de la cabeza detectora funciona correctamente.

Interpretación de los resultados

Cualquier hallazgo anormal amerita el retiro temporal inmediato del instrumento de su empleo operativo mientras no se verifique la acción correctiva apropiada.

6.4.2. Prueba de la calibración de la energía

Propósito de la prueba

Centrar en el fotopico la ventana que se utiliza clínicamente en el PHA de una cámara de centelleo.

Materiales

Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4) consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$, de $^{113}\text{In}^m$, o de cualquier otro radionúclido de uso común en la clínica, con una actividad cercana a 37 MBq (1 mCi), en un contenedor adecuado, que ofrezca una tasa de conteo no mayor de 30 000 c/s al finalizar el procedimiento de la calibración.

Un montaje para la fuente radiactiva (Ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

METODO 1:

Se recomienda este método para las cámaras de centelleo que cuentan con un analizador multicanal (Multi Channel Analyser, MCA).

1. Sin retirar el colimador de la cabeza detectora, alinear ésta con el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
3. Ajustar el PHA para la energía de la radiación gama del radionúclido concerniente.
4. Centrar el fotopico en la ventana que se utiliza clínicamente en el PHA, utilizando para este propósito al despliegue del MCA.
5. Anotar todas las cifras de ajuste relevantes.

METODO 2:

Método alternativo para cámaras de centelleo que carezcan de MCA.

1. Sin retirar el colimador de la cabeza detectora, alinear ésta con el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
3. Ajustar el PHA a la energía de las radiaciones gama del radionúclido concerniente.
4. Proceder de acuerdo con las instrucciones del manual de operaciones.
5. Anotar las cifras de ajuste pertinentes.

METODO 3:

Método alterno para cámaras de centelleo sin MCA, cuando no existen instrucciones relevantes en el manual de operaciones.

1. Sin retirar el colimador de la cabeza detectora, alinear ésta con el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
3. Ajustar el PHA para la energía de la radiación gama del radionúclido concerniente.
4. Seleccionar la ventana del PHA que se utiliza en la clínica.
5. Aumentar en forma escalonada las cifras de ajuste en el control del alto voltaje a partir de una cifra inicial baja, efectuando un conteo en cada paso y anotando la tasa de conteo correspondiente. Determinar las cifras de ajuste en el control con las que se logra la tasa de conteo mayor.

Análisis de los datos

Registrar los resultados en la forma de una gráfica de control, con escalas lineales, diseñada para cubrir un período aproximado de tres meses, y que correlacione las cifras de ajuste en el control del alto voltaje o del PHA con las fechas. Si se observa algún cambio en relación con las cifras previas, el procedimiento debe repetirse en varias ocasiones sucesivas y, posteriormente, con cierta regularidad y frecuencia, para vigilar las posibles fluctuaciones a corto plazo.

Observaciones

Esta prueba puede efectuarse sin el colimador, siempre y cuando se utilice una fuente radiactiva puntiforme con 3.7 MBq (0.1 mCi) del radionúclido concerniente.

Interpretación de los resultados

Los ajustes del alto voltaje o del PHA deben compararse con las cifras de referencia y con los valores logrados en pruebas recientes para identificar cualquier cambio o tendencia.

Las fluctuaciones a corto plazo de los ajustes del alto voltaje o del PHA de una cámara de centelleo, pueden tener su origen en una fuente de alto poder inestable, en cambios de la temperatura o en fallas en los circuitos electrónicos. Las tendencias a largo plazo pueden indicar fallas en uno o en varios tubos fotomultiplicadores, deterioro del cristal o una separación física entre el cristal y el ensamble de los fotomultiplicadores y la guía de luz. Si ocurren fluctuaciones a corto plazo no debe usarse clínicamente la cámara de centelleo hasta no efectuar la acción correctiva. Sin embargo, si el cambio de los ajustes es lento es posible continuar con el uso de la cámara, siempre y cuando se verifique la calibración de la energía en el PHA antes de realizar cualquier estudio clínico.

Límites para la aceptación

Un cambio en los ajustes del alto voltaje o del PHA que sea mayor de $\pm 10\%$ de las cifras de referencia, amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.4.3. Prueba de la sensibilidad y de la uniformidad del campo inundado

Propósito de la prueba

Verificar la uniformidad de la inundación del campo y, coincidentalmente, la sensibilidad de una cámara de centelleo.

METODO 1: METODO DE LA FUENTE EXTENDIDA

Para seguirse cuando se cuenta con una fuente extendida para la inundación del campo.

Materiales

Fantoma extendido para la inundación del campo (ver la Sección 6.1.5.4), conteniendo una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o de $^{113}\text{In}^m$, con una actividad de 74 MBq (2 mCi) para las cámaras de campo chico, o de 185 MBq (5 mCi) para las de campo grande. La actividad debe determinarse exactamente con un calibrador de dosis. Medir la actividad de la dosis en una jeringa y la actividad residual después de transferirla al fantoma, restando la segunda de la primera. También debe anotarse la hora exacta en el momento de la determinación de la actividad, o

Una fuente extendida de ^{57}Co con actividad conocida.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora un colimador de agujeros paralelos para radiaciones gama de energía baja. El mismo colimador debe usarse consistentemente en esta prueba. Colocar la cabeza detectora verticalmente y dirigida hacia arriba.
2. Colocar el fantoma o la fuente extendida sobre la superficie del detector.
3. Centrar la ventana que se usa clínicamente sobre el fotopico (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, preestableciendo un conteo de 10^6 en las cámaras de campo chico, y de 2×10^6 en las de campo grande.
5. Anotar todos los elementos de juicio centelleográfico, incluyendo el conteo preestablecido, el tiempo de conteo y la hora exacta en el punto medio del conteo.
6. Retirar el fantoma o la fuente radiactivos.

Análisis de los datos

1. Analizar visualmente la imagen en busca de fallas en la uniformidad.
2. En el caso de utilizar un fantoma extendido, calcular la actividad de su contenido a la hora exacta en el punto medio del conteo y corregirlo por su decaimiento radiactivo desde el momento de la determinación de su actividad. En el caso de emplear una fuente radiactiva extendida, calcular la actividad de ésta mediante la corrección por su decaimiento radiactivo, en bases semanales.
3. Calcular la sensibilidad en c/s por Bq.

Observaciones

Esta prueba debe verificarse diariamente, para comprobar las condiciones de la cámara de centelleo para los estudios clínicos. Si la cámara tiene un circuito corrector de la uniformidad, la prueba debe efectuarse diariamente con este circuito en funciones. Sin embargo, al inicio de cada semana, debe efectuarse la prueba con este circuito desconectado, para vigilar los defectos que puedan esconderse en las imágenes corregidas, p.ej.: los causados por fallas incipientes de los fotomultiplicadores.

Debe hacerse notar que la amplitud de la ventana del PHA influye importantemente sobre la sensibilidad que se mide. Es por esto que la prueba siempre debe efectuarse con la misma amplitud de ventana.

Si se utiliza un fantoma extendido para la inundación del campo, debe verificarse siempre que la mezcla de su contenido sea adecuada, para asegurar una fuente uniformemente extendida. Si se sospecha que la mezcla es insuficiente, debe girarse el fantoma 90° y adquirir una imagen nueva. Se confirma la mezcla incompleta si las características de la falta de uniformidad se mueven en las imágenes en forma similar a como lo hace el fantoma.

Interpretación de los resultados

La imagen resultante debe compararse con las de referencia y con las logradas en pruebas recientes con el fin de identificar cualquier cambio o tendencia. El valor de la sensibilidad también debe compararse con las cifras de referencia y las logradas en las pruebas recientes.

No debe detectarse cambio alguno en la uniformidad. Si acaso se presentan fallas en la uniformidad, es posible tomar nota de ellas y continuar con los estudios clínicos. Esto dependerá de la naturaleza de las fallas. En cualquier caso, el intérprete de los resultados clínicos debe examinar las imágenes de la inundación del campo y tomar la responsabilidad para proseguir o suspender el trabajo clínico. Cualquier acto correctivo necesario debe iniciarse lo más pronto posible.

Los cambios de la sensibilidad pueden indicar una calibración incorrecta del PHA en relación con la energía de las radiaciones gama, o pueden ser el resultado de una resolución energética defectuosa o de una respuesta no uniforme a la inundación del campo.

Límites para la aceptación

Cualquier cambio detectable en la uniformidad del campo inundado amerita una investigación cuidadosa.

Un cambio de la sensibilidad que se mayor de $\pm 10\%$ de los valores de referencia también amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

METODO 2: METODO DE LA FUENTE RADIATIVA PUNTIFORME

Para seguirse en el caso de que no se cuente con una fuente extendida.

Materiales

Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4), consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o de $^{113}\text{In}^m$, con una actividad conocida, cercana a 18.5-37 MBq (0.5-1.0 mCi), en un contenedor adecuado. La actividad debe medirse con exactitud en un calibrador de dosis. También debe anotarse la hora exacta en el momento de la determinación de la actividad.

Un montaje para la fuente radiactiva (ver la Sección 6.1.5.4).

Una máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear ésta con el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Colocar la fuente radiactiva puntiforme en su montaje.

4. Centrar en el fotopico la ventana del PHA que se utilice clínicamente (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
5. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, con un conteo preestablecido de 10^6 cuentas para las cámaras de campo chico, y de 2×10^6 para las de campo grande.
6. Anotar todos los elementos de juicio centelleográfico, incluyendo el conteo preestablecido, el tiempo de conteo y la hora exacta en el punto medio del conteo.
7. Retirar la fuente radiactiva y su montaje. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

Análisis de los datos

1. Examinar visualmente la imagen en busca de fallas en la uniformidad.
2. Calcular la actividad de la fuente radiactiva a la hora correspondiente al punto medio del conteo. Corregir el dato por su decaimiento radiactivo desde que se midió la actividad.
3. Calcular la sensibilidad en c/s por Bq.

Observaciones

La prueba debe efectuarse diariamente para verificar las condiciones de la cámara de centelleo para los estudios clínicos. Si la cámara cuenta con un circuito corrector de la uniformidad, la prueba debe realizarse diariamente con este circuito en funciones, pero al principio de cada semana debe efectuarse la prueba con este circuito desconectado con el fin de vigilar aquellos defectos que puedan esconderse en las imágenes corregidas, p.ej.: los creados por las fallas incipientes de los fotomultiplicadores.

Debe hacerse notar que la amplitud de la ventana del PHA influye considerablemente sobre la sensibilidad que se mide. Por lo tanto, esta prueba debe efectuarse siempre con la misma amplitud de la ventana. Igualmente, debe mantenerse constante la distancia entre la fuente radiactiva y la superficie expuesta de la cubierta del cristal.

Si se utiliza $^{99}\text{Tc}^m$, este método tiene la ventaja de requerir una actividad menor que el Método 1: método de la fuente extendida. Además, no necesita de la transferencia de la solución radiactiva al fantoma y, por ello, expone al personal a una dosis de irradiación menor. Su desventaja radica en la necesidad de exponer al cristal de la cabeza detectora, con el riesgo consecuente de dañarlo. Cualquiera que sea el método elegido, éste debe realizarse consistentemente.

Interpretación de los resultados

La misma que para el Método 1: Método de la fuente extendida.

Límites para la aceptación

Los mismos que para el Método 1: Método de la fuente extendida.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.4.4. Prueba de la tasa de conteo de fondo

Propósito de la prueba

Verificar la tasa de conteo de fondo de una cámara de centelleo en las condiciones usuales en la rutina clínica y con un radionúclido en particular.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora el colimador que se utilizará. Colocar la cabeza detectora verticalmente y dirigida hacia abajo.
2. Ajustar la posición de la cabeza detectora para que quede en el centro de la camilla para los pacientes.
3. Ajustar todos los controles con las cifras de calibración para el radionúclido concerniente (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Effectuar un conteo durante un tiempo preestablecido de 100 segundos, sin una fuente radiactiva en la vecindad. Anotar la tasa de conteo de fondo.

Interpretación de los resultados

La tasa de conteo de fondo debe compararse con la cifra de referencia y con las logradas durante las pruebas recientes, con el fin de identificar cualquier cambio o tendencia.

Un aumento importante de la cifra de la tasa de conteo de fondo puede indicar una contaminación radiactiva del instrumento o de su entorno, o un aumento de la radiación ambiental proveniente de fuentes locales. También puede indicar la presencia de "ruido" electrónico. La contaminación radiactiva puede ser del instrumento mismo, particularmente de la superficie externa del colimador, de la camilla, del piso, del cubo de desperdicios y, aún, de la persona que realiza la prueba. Las fuentes locales de radiación incluyen a los pacientes a los que se les ha administrado alguna sustancia radiactiva.

Si se registra algún resultado anormal, la prueba debe repetirse después de verificar que no existan fuentes radiactivas en la vecindad o contaminaciones radiactivas en el instrumento o en su entorno. Si la contaminación logra detectarse, el área afectada debe limpiarse de inmediato. Los estudios clínicos pueden proseguir si el detector o su colimador no se encuentran directamente contaminados.

Una tasa de conteo de fondo injustificablemente alta, debe vigilarse durante varios días para determinar si disminuye con el decaimiento radiactivo del radionúclido causante, o si persiste. Si ocurre lo último, debe sospecharse una falla electrónica.

Límites para la aceptación

Una tasa de conteo de fondo que sea mayor de $\pm 20\%$ en relación con las cifra de referencia, amerita una investigación cuidadosa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumentos si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.4.5. Verificación del osciloscopio

Propósito de la prueba

Verificar el tamaño y la forma de los destellos en la pantalla del dispositivo de despliegue fotográfico de una cámara de centelleo.

Procedimiento

1. Colocar una fuente radiactiva puntiforme o una fuente radiactiva extendida, como en la prueba 6.4.3: prueba de la sensibilidad y de la uniformidad del campo inundado, y examinar visualmente los destellos transitorios que ocurren en la pantalla del osciloscopio.
2. Ajustar los controles del foco y del astigmatismo, hasta que los destellos sean pequeños y redondos.

Observaciones

Los destellos grandes y fuera de foco causan una disminución de la calidad de las imágenes.

Esta prueba no es aplicable si se utiliza un formateador de imágenes.

Interpretación de los resultados

La incapacidad de lograr destellos enfocados puede indicar una falla en el osciloscopio. Si los destellos aparecen como líneas, puede ser que los pulsos X y Y que producen los circuitos de la cámara de centelleo no sean planos, o que los circuitos que controlan el tiempo de duración de los pulsos estén mal ajustados. En cualquier caso, tal falla debe ser rectificadas de inmediato.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

6.4.6. Verificación del manejo y revelado de la película fotográfica

Propósito de la prueba

Verificar el manejo y el revelado adecuados de la película fotográfica que utiliza una cámara de centelleo.

Procedimiento

1. Revisar visualmente la imagen de la inundación del campo que se logró mediante la prueba 6.4.3: prueba de la sensibilidad y de la uniformidad del campo inundado, en busca de falta de claridad, fondo irregular, raspaduras, manchas, señales de descargas de electricidad estática, o cualquier otro defecto que pueda deberse al manejo inadecuado de la película o a la técnica inapropiada para su revelado.
2. Verificar la temperatura del líquido revelador de la película.

Observaciones

El cuarto de revelado debe estar libre de filtraciones de luz exterior y contar con luz de seguridad apropiada. La humedad debe ser lo suficientemente alta para prevenir las descargas de electricidad estática que suelen ocurrir al separar las películas de la caja o al cargar y descargar los bastidores.

Los reactivos para el revelado deben cambiarse regularmente y ser mantenidos a una temperatura controlada para asegurar una densidad consistente. La mezcla inadecuada de estos líquidos puede provocar raspaduras y manchas en la película.

Interpretación de los resultados

Cualquier incorrección en el manejo o en la técnica de revelado de la película, que sea evidente en ella, debe ser rectificadas de inmediato.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

7. SISTEMAS CAMARA-COMPUTADOR

7.1. INTRODUCCION

7.1.1. Principios básicos

El diseño de los sistemas cámara-computador permite la adquisición, el análisis digital y la visualización de las imágenes que genera una cámara de centelleo. Los componentes del computador de un sistema de este tipo son esencialmente los mismos que los de un computador de uso general: una unidad central de procesamiento (CPU), memoria y medios magnéticos de almacenamiento de información. Los circuitos adicionales para su aplicación en medicina nuclear consisten en un conversor analógico-digital (CAD), que convierte la señal analógica de la cámara en números digitales que pueden ser manipulados por el computador, y una pantalla para el despliegue de las imágenes.

La información analógica que produce la cámara consiste normalmente de tres señales: las señales X y Y indican la posición de la interacción del fotón en el cristal; la señal borrable indica que la energía resultante de la interacción cae dentro de la ventana de energía seleccionada en el analizador de altura de pulsos (PHA) para el radionúclido en uso. Algunos tipos de cámara proporcionan también la señal de energía para capturar tanto el espectro energético completo como las imágenes. Si la cámara es totalmente digital, la información de la imagen puede transmitirse directamente al computador a través de una interfase o conexión digital.

7.1.2. Componentes de un sistema cámara-computador

7.1.2.1. Entrada analógica

Las señales de baja potencia que produce la cámara se transmiten al computador a través de circuitos especiales de manejo de línea. El uso de estos manejadores de línea asegura que las señales no se distorsionen y protege los circuitos de la cámara de posibles daños debidos a la carga electrónica adicional. Los manejadores de línea también se pueden emplear para alterar los niveles de voltaje de las señales para que sean de la magnitud que requiere la interfase del computador. La mayoría de los sistemas poseen circuitos de "muestreo-y-retención" que retienen los valores de las señales de posición durante el lapso en que el computador procesa un evento detectado aunque la cámara borre las señales de la línea. Las fallas en estos circuitos pueden producir artefactos en la imagen digital, pero usualmente no afectan la operación analógica de la cámara. En el caso de que las señales analógicas y digitales difieran entre sí, como se ilustra en la Fig. 7-1, estos circuitos deben considerarse como los causantes posibles del problema.

7.1.2.2. Conversión analógica-digital

Las señales de posición X y Y se deben convertir a números digitales para su proceso por el computador. Existen numerosos tipos de conversores analógico-digitales (CAD) en los sistemas cámara-computador. El más común es el conversor por aproximaciones sucesivas, el cual realiza estimaciones secuenciales de los números que se requieren. A partir del bit o dígito binario que representa la mayor potencia de dos, el conversor activa al bit y convierte al número binario en una señal analógica mediante un conversor digital-analógico (CDA). La amplitud de esta señal analógica se compara con la amplitud de la señal ya convertida (Fig. 7-2). El bit se inactiva si la señal convertida es menor, pero se mantiene en acción si la señal es mayor. El CAD pasa sucesivamente por cada uno de los bits de la palabra digital y realiza este proceso en cada ocasión. Esto quiere decir que el proceso de conversión de una palabra digital de ocho bits (256 valores de posición) requiere ocho ciclos.

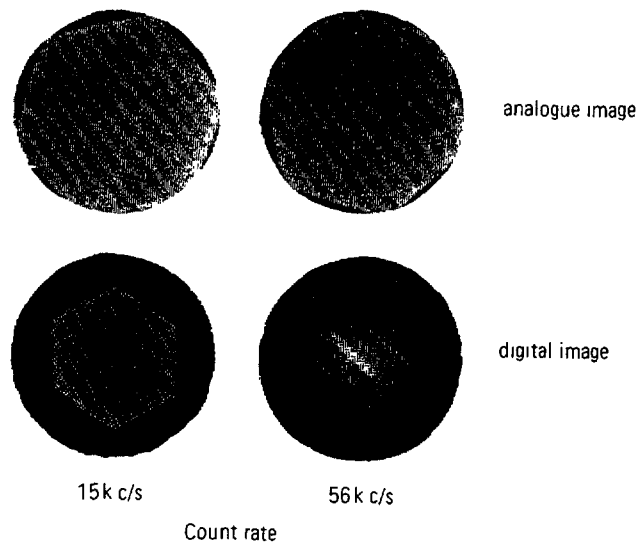


Fig.7-1. Efecto de una tasa de conteo elevada en una imagen digital y su comparación con la imagen analógica correspondiente.

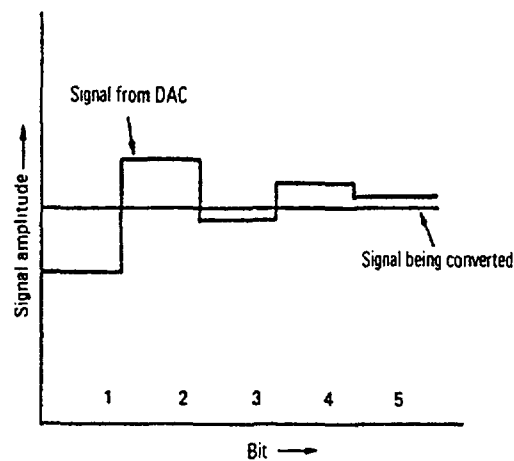


Fig.7-2. Aproximaciones sucesivas en la conversión analógica a digital. El número binario de la señal analógica en conversión, se aproxima sucesivamente en cada bit. En cada paso, la señal analógica que produce el conversor digital a analógico (CDA) se compara con la señal en conversión.

7.1.2.3. Procesamiento de datos

En el contexto de este documento, el procesador de datos incluye la CPU y la memoria del computador. La CPU es la sección del computador que se encarga de controlar la temporización y la operación de todo el sistema. También incluye la unidad de proceso aritmético que realiza los cálculos y toma las decisiones lógicas. En los computadores modernas los límites de la CPU no son tan definidos porque esta ha sido reemplazada por microprocesadores debidamente distribuidos.

Aunque esto es importante para el fabricante y para ciertos usuarios, no lo es para el entendimiento y la ejecución las pruebas de control de calidad que se discutirán en este texto.

La memoria del computador consiste en una serie de lugares de almacenamiento llamados "bins", en donde los datos se pueden guardar en la forma de "palabras" para su recuperación y manipulación posteriores. La memoria se caracteriza por el número de lugares de almacenamiento disponibles y por el tamaño del registro unitario de almacenamiento, llamado "palabra". La cantidad de estos lugares de almacenamiento determina la cantidad de datos y el tamaño de los programas que se pueden guardar en la memoria. El tamaño de la palabra de memoria determina la magnitud del número que se puede almacenar en la forma de un número binario en una localidad determinada. Algunos tamaños de palabra tienen nombres particulares. El más común es el "byte", el cual consiste en un grupo de ocho dígitos binarios o "bits".

En general, el tamaño de la palabra de memoria determina las cuentas que pueden ser acumuladas en una imagen digital. Algunos computadores permiten que el usuario elija el tamaño de palabra que empleará para la adquisición de la imagen. El uso de un elemento de almacenamiento de 8 bits permite la adquisición de hasta 255 cuentas por elemento de imagen o "pixel". El empleo de un elemento de almacenamiento de 16 bits permite guardar números hasta 65 535 o $\pm < 32\ 767$ por pixel, dependiendo del computador en particular. Los computadores pueden usar otros tamaños de palabra; al menos un fabricante usa elementos de almacenamiento de 10 bits, lo que limita el número de cuentas a 1023 por pixel.

El empleo de elementos de almacenamiento de 8 bits para las imágenes de la medicina nuclear puede ser una limitación y una fuente potencial de error. En procedimientos de imagen en los que el radiofármaco se concentra en una pequeña región anatómica, los pixeles correspondientes a esta región se saturan rápidamente. Dependiendo del computador en particular, esta podrá: 1) Parar la adquisición; 2) Continuar con la adquisición en las áreas no saturadas mientras mantiene el valor de 255 en los pixeles que se han saturado, en cuyo caso la información cuantitativa se distorsiona en forma grave; 3) Continuar con la cuenta y permitir que los pixeles saturados regresen al cero para volver a contar, en cuyo caso se pierden los múltiplos de 256 cuentas. Cada una de estas opciones puede causar distorsión de la información cuantitativa a menos que el sistema realice la corrección apropiada. Es importante que el usuario entienda el significado clínico de tales limitaciones y sepa escoja el modo apropiado de adquisición para el estudio clínico a realizar.

7.1.2.4. Formación de la imagen

El computador puede utilizar la salida del CAD en una de dos modalidades posibles para la adquisición de los datos: la modalidad de lista o la modalidad de cuadro. En la modalidad de lista (Fig.7-3), la información digital que representa las coordenadas de la interacción del fotón sobre el cristal se guarda en la memoria en la forma de un listado, de manera análoga a como lo hiciera una persona al anotar los mismos registros en forma numérica en una hoja de papel. En la modalidad de cuadro o histograma (Fig. 7-4) se utiliza la información digital para identificar la dirección de una localidad de memoria específica, correspondiente al lugar de la interacción. Como consecuencia, el contenido de esta localidad de memoria se incrementa en uno. Durante la adquisición, la modalidad de cuadro construye una imagen en un lugar determinado de la memoria llamado "buffer". La modalidad de lista, en cambio, simplemente genera una lista de las coordenadas de las interacciones. Los estudios dinámicos se efectúan en la modalidad de cuadro, guardando periódicamente las imágenes en disco y reiniciando la adquisición en la memoria. Una variante de la modalidad de cuadro es la adquisición sincronizada mediante el electrocardiograma (ECG), la cual se utiliza con frecuencia en los estudios cardíacos. En esta modalidad, la adquisición de los datos se sincroniza con el ECG del paciente, lo que permite generar una serie de cuadros, cada uno con la representación de una pequeña porción distinta del ciclo cardíaco, tal y como se ilustra en la Fig. 7-5.

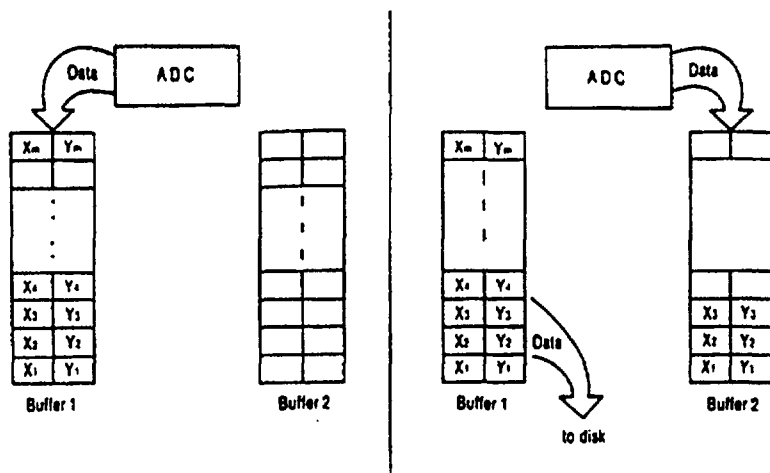


Fig.7-3. Adquisición en la modalidad de lista. Los datos digitales provenientes del conversor analógico-digital (CAD) se almacenan en la forma de una lista en un sector de la memoria (buffer) y luego se transfieren al disco para la construcción de una imagen.

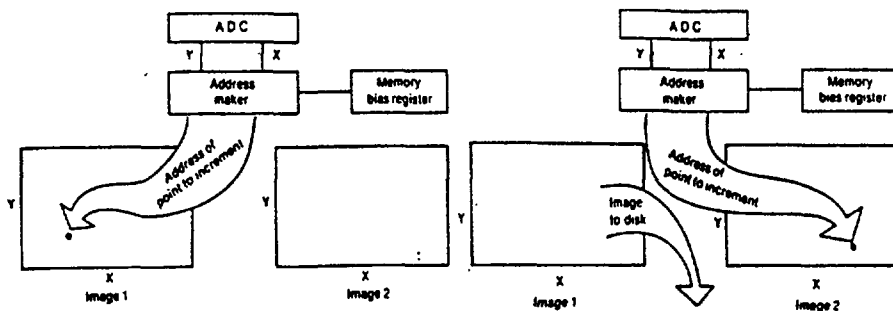


Fig.7-4. Adquisición en la modalidad de cuadro. Los datos digitales provenientes del conversor analógico-digital (CAD) se emplean directamente para construir una imagen en la memoria mediante incrementos sucesivos de lugares específicos de la misma. Los datos de la imagen se pueden transferir directamente al disco.

El número de los pixeles que componen la matriz de adquisición determina la capacidad del computador para mantener la resolución espacial provista por la cámara de centelleo. Una cámara con campo de visualización grande requiere una matriz también grande para poder proporcionar la misma resolución espacial en la imagen digital final. La elección del tamaño de matriz para un estudio clínico en particular debe basarse en los requerimientos analíticos del estudio. Un estudio que se realiza principalmente para percibir detalles finos en la imagen final requiere una matriz más fina que uno que se realiza simplemente para generar curvas de actividad contra el tiempo en regiones de interés de gran tamaño. Las relaciones entre el tamaño de la matriz y el campo de visión de la cámara se muestran en la Tabla 7-1, en la que las longitudes de los lados de los pixeles se expresan en mm.

Tabla 7-1

Relación entre el campo útil de visión de la cámara, el tamaño de la matriz y el tamaño del pixel

Campo de visión (cm)	Tamaño aproximado de un pixel (mm)			
	Matriz 32 × 32	Matriz 64 × 64	Matriz 128 × 128	Matriz 256 × 256
10	3.1	1.6	0.8	0.4
20	6.2	3.1	1.6	0.8
30	9.4	4.7	2.3	1.2
40	12.5	6.2	3.1	1.6

Aparte de la resolución espacial, la elección del tamaño de la matriz influye también en la cantidad esperada de cuentas por pixel. Para una imagen dada, el cambio de tamaño de matriz a la siguiente superior (por ejemplo, de 64 × 64 a 128 × 128) reduce las cuentas por pixel en un factor de cuatro, ya que la imagen se distribuye en un número de pixeles cuatro veces mayor. En ciertos casos puede ser conveniente el empleo de una matriz más fina, con un número mayor de pixeles, para prevenir la saturación de los pixeles.

7.1.2.5. Medios magnéticos de almacenamiento

El suministro de almacenamiento adicional al de la memoria central del computador es necesario por dos razones. La primera, es la necesidad de transmitir datos e información, como programas y sistemas operativos, a otros computadores. La segunda, es que los procedimientos de imagen de la medicina nuclear generan más datos que los que se pueden guardar en las memorias de los computadores comunes, razón por la cual los datos deben guardarse para su recuperación y análisis posteriores. El almacenamiento magnético se consigue por dos tipos de medios: el disco magnético y la cinta magnética. Se utilizan los discos cuando se requiere que el almacenamiento y la recuperación sean rápidos, mientras que las cintas se emplean más frecuentemente para almacenamientos a largo plazo y para el intercambio entre sistemas diferentes.

Los datos se graban en el disco por medio de una cabeza de lectura/grabación que pasa sobre la superficie del disco en pistas circulares prescritas, a la vez que crea pequeñas zonas de magnetización en el disco. La superficie del disco está dividida lógicamente en bloques, en los que el computador puede ubicar la información de la imagen y de los programas. El número y dimensión de los bloques de datos depende del diseño particular del disco. Los discos flexibles pequeños son llamados disquettes o "floppies" y pueden tener una capacidad total de 128 000 bytes, mientras que los discos grandes pueden tener una capacidad total de más de 300 millones de bytes. Las velocidades de transferencia pueden llegar a 250 000 bytes/segundo. Estas velocidades pueden ser necesarias en estudios con tasas de conteo elevadas, en los cuales las cuentas se graban en el disco durante la captura. Es importante entender que la unidad de disco moderna es un dispositivo electromecánico de precisión que debe cuidarse en forma apropiada. Sin un mantenimiento preventivo apropiado y sin un manejo cuidadoso la unidad de disco tendrá fallas mucho antes de lo previsto.

Las velocidades de transmisión para los sistemas de cinta son significativamente menores que las de los sistemas de disco. La cinta magnética se usa principalmente para el archivo de datos a plazo largo.

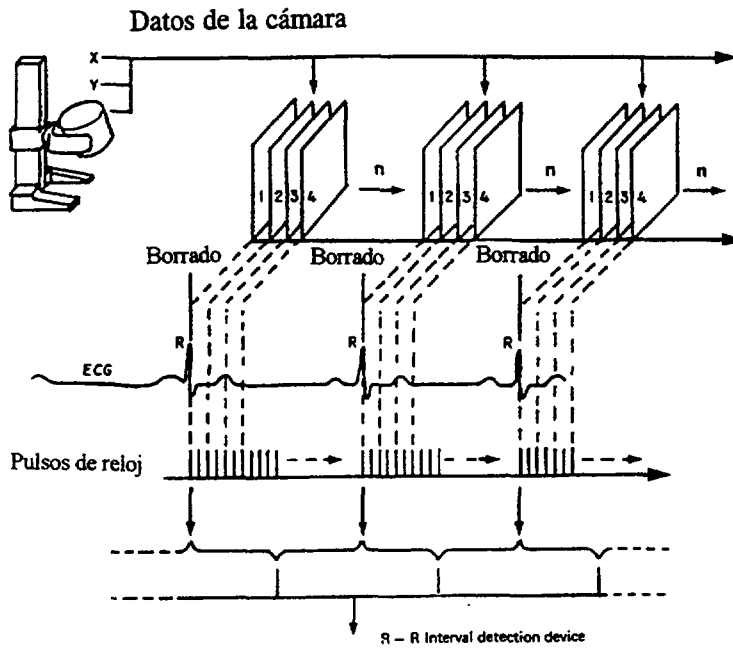


Fig. 7-5. Adquisición en sincronía con el ECG. Los datos digitales que se adquieren durante un gran número de ciclos cardíacos se usan conjuntamente con la onda R del electrocardiograma (ECG) para construir una serie de imágenes en la memoria. Cada una de estas imágenes resulta de la acumulación de datos durante un pequeño intervalo de ciclos sucesivos.

Las cintas magnéticas permiten, mediante un manejo apropiado de la información, transferir datos de un computador a otro. Esto no es posible mediante el empleo de discos, salvo cuando la transferencia se hace entre computadores similares.

7.1.2.6. Despliegue de la imagen

El despliegue de la imagen se presenta en la pantalla de un tubo de rayos catódicos, en donde la intensidad o el color en un punto determinado de la pantalla se relaciona con el número de cuentas presentes en el pixel correspondiente en la matriz. La mayoría de los sistemas de despliegue tienen memoria dedicada propia. Además, también se usa una pequeña memoria secundaria para representar la distribución de los niveles de conteo en la imagen al nivel de intensidad deseado. Esta representación se conoce indistintamente con los nombres de tabla de transformación, de colores o de apariencia. El uso de esta tabla hace posible modificar el contraste, el brillo o la escala de colores o de tonos de gris en el despliegue, sin alterar los datos que conforman la imagen.

7.1.2.7. Interacción del usuario

La interacción del usuario con el despliegue se logra mediante un dispositivo tal como un lápiz óptico, "joystick" o "ratón". El lápiz óptico es un puntero sensible a la luz que el usuario dirige a la parte seleccionada de la imagen. El "joystick" es un pequeño reóstato con forma de bastón que el usuario puede ajustar. El computador vigila continuamente la posición del joystick en ambas direcciones X y Y y coloca un cursor en el punto de la pantalla que es proporcional a las coordenadas de la posición indicada por el mismo. El ratón, en forma similar, ubica el cursor en el punto bajo su control en la pantalla. Estos dispositivos pueden usarse para indicar regiones de interés, puntos aislados o marcas anatómicas.

7.1.3. Características de operación

Solamente mediante pruebas apropiadas se puede determinar si el sistema cámara-computador opera como debiera hacerlo. El sistema es más complejo que cualquier otro descrito antes en este documento, como también lo es la explicación de los conceptos que describen su funcionamiento. Ahora se identificarán los conceptos concernientes a las pruebas de aceptación y de rutina, así como los principales factores de diseño y operación que influyen sobre ellos.

7.1.3.1. Resolución energética; repuesta a la irradiación uniforme (campo inundado); distorsión espacial (linealidad espacial)

La discusión sobre estos parámetros fue cubierta para una cámara de centelleo aislada en el capítulo 6 de este TECDOC, Secciones 6.1.4.2-6.1.4.4. Estos son aplicables igualmente al sistema combinado cámara-computador, por lo que nos permitimos remitir al lector a estas secciones.

7.1.3.2. Linealidad integral y diferencial del CAD

La linealidad del CAD es una característica de su funcionamiento que describe su capacidad de convertir con precisión una señal analógica de posición a una dirección digital.

Un sistema ideal debería dar una relación lineal entre la posición de la interacción en el cristal y la dirección correspondiente en la imagen digital (Fig. 7-6a). Esto debería cumplirse para ambas direcciones X y Y. Si la linealidad integral de un CAD es insuficiente, se produce una variación, a través de la imagen, de la relación entre la distancia en la superficie de la cámara y la distancia en la imagen digital. Es difícil detectar esta situación sin recurrir a medidas cuantitativas precisas .

En un sistema ideal todos los bins deberían ser de tamaño igual (Fig. 7-6b). En un CAD con poca linealidad diferencial el tamaño de los bins varía irregularmente sobre la imagen. Una disminución de la linealidad diferencial del CAD provoca la aparición de franjas y líneas en la imagen digital (Fig. 7-7). Este efecto usualmente ocurre en ambas direcciones X y Y y produce líneas horizontales y verticales (Fig.7-7b), pero en algunos casos solamente se afecta uno de los ejes (Fig.7-7a).

La calibración deficiente del amplificador analógico, o una falla en la cámara misma, son las causas principales de la degradación de la linealidad integral de un sistema cámara-computador. La falta de linealidad diferencial puede presentarse en un CAD como resultado de fuentes de poder defectuosas que permiten que las variaciones transitorias en el voltaje afecten el proceso de conversión. Otra causa posible de la falta de linealidad diferencial puede ser la ausencia de coincidencia en los circuitos de la parte analógica de la interfase cámara- computador.

7.1.3.3. Resolución espacial

La resolución espacial es una característica de la operación de una cámara de centelleo, que describe su capacidad para resolver como entidades distintas a dos fuentes de radiación puntiformes o lineales separadas.

La resolución espacial de una cámara aislada se discutió en la Sección 6.1.4.1. La resolución espacial del sistema cámara- computador se cuantifica convencionalmente, de la misma manera que para la cámara aislada, mediante la determinación de la amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM) a partir de la imagen digital de una fuente lineal y la interpolación lineal entre las cuentas de los pixeles (Ver Fig. 7-9a).

Un factor importante que puede modificar la resolución espacial de un sistema cámara-computador es el número de elementos digitales en la imagen. La resolución espacial se puede degradar al aumentar la superficie del campo de la cámara correspondiente a la imagen digital, sin incrementar paralelamente el tamaño de la matriz. (Ver Tabla 7-1). Esta es una característica operacional de los sistemas digitales y no debe considerarse como una falla del sistema. Aparte de estas consideraciones,

la resolución espacial del sistema cámara-computador depende de todos los factores mencionados en la Sección 6.1.4.1 en referencia a la cámara aislada.

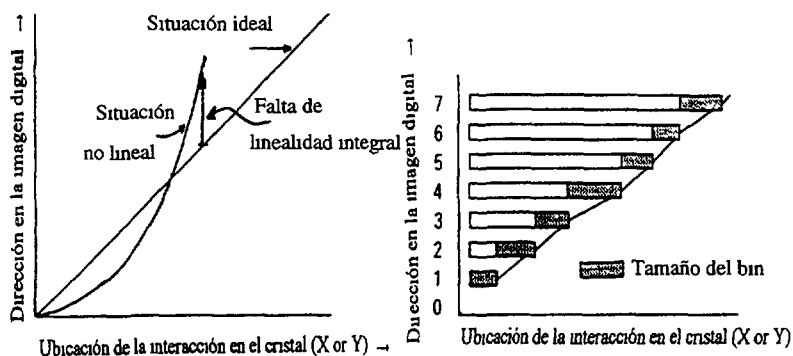


Fig. 7-6. (a) Ausencia de linealidad integral. La relación entre la distancia en la cara de detección de la cámara de centelleo y la distancia en la imagen digital varía a lo largo de la imagen. (b) Ausencia de linealidad diferencial. El tamaño de los bins varía de forma irregular sobre la imagen.

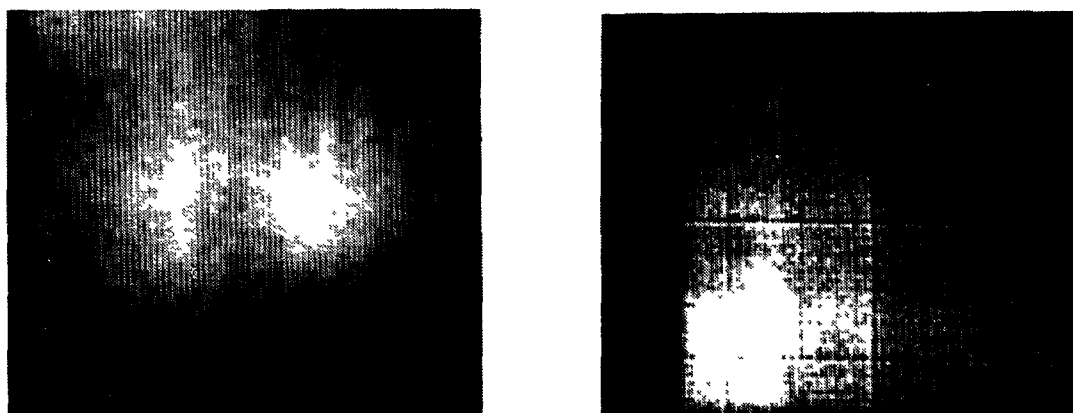


Fig. 7-7. Efectos que produce la falta de linealidad diferencial en los conversores analógico-digitales (CADs).

(a) Falta de linealidad únicamente en el eje X del CAD.

(b) Falta de linealidad en ambos ejes X y Y del CAD.

7.1.3.4. Operación de la tasa de conteo

La operación de la tasa de conteo de un sistema cámara-computador describe la relación entre la tasa de conteo observada y el número de fotones incidentes.

La complejidad del sistema cámara-computador y las características de su respuesta a la variación de la tasa de conteo impiden describir la respuesta a la tasa de conteo por medio de un parámetro único. El método usual de cuantificar la respuesta a la tasa de conteo del sistema es mediante la generación de una curva que relacione la tasa de conteo observada con la tasa de conteo entrante en el rango de tasas de conteo previsto en los estudios clínicos. Esta curva se puede generar en una

configuración libre de dispersión según las especificaciones del fabricante, o se puede generar en condiciones que simulan las características de la dispersión en el paciente. El primer método se puede seguir en las pruebas de aceptación, pero el segundo proporciona resultados de relevancia clínica mayor.

Los principales factores que degradan la respuesta a la tasa de conteo en un sistema cámara-computador son: la dilación en la conversión del CAD, los desajustes en los circuitos de muestreo-y-espera, el bajo rendimiento de la cámara y las demoras debidas al procesamiento de datos por el computador cuando el proceso se realiza en forma simultánea con la adquisición. En los sistemas capaces de realizar simultáneamente el análisis y la adquisición de datos, o cuando se adquieren datos provenientes de dos cámaras en forma simultánea, debe considerarse la posibilidad de que la degradación de la respuesta a la tasa de conteo se deba a demoras originadas por los programas de computación en uso, especialmente si las tasas de conteo son elevadas o si se utiliza la adquisición en la modalidad de cuadros a una frecuencia alta.

7.1.3.5. Exactitud temporal en la captura de datos

La exactitud temporal en la captura de datos de un sistema cámara-computador, describe la capacidad del sistema para fragmentar exactamente los datos en los segmentos temporales o cuadros seleccionados.

La exactitud temporal se puede cuantificar mediante la simulación de un estudio clínico y la comparación entre el tiempo aparente de cuadro -deducido del conteo en cada cuadro- y el tiempo por cuadro que se solicitó, así como por la comparación entre el tiempo aparente de captura -deducido de la suma de los tiempos por cuadro aparentes- con el tiempo de captura que se solicitó. Otra consideración de temporización es la capacidad del sistema para realizar apropiadamente un estudio sincrónico con el ECG y para dividir exactamente el ciclo cardíaco en el número de segmentos escogidos sin dilaciones o variaciones indeseadas en los tiempos de captura.

Los factores principales que perjudican la exactitud de la captura de datos de los estudios dinámicos que se realizan en la modalidad de adquisición por cuadros, son: las demoras en la respuesta del disco o en la respuesta de los programas en los sistemas que permiten adquisición y análisis simultáneos (o capturas simultáneas). Los factores principales en la degradación de la exactitud de los estudios sincrónicos con el ECG son las incertidumbres en la temporización de las señales generadas por el electrocardiógrafo y las demoras entre la generación de la señal electrocardiográfica y su recepción por el computador provocadas por componentes electrónicos interpuestos, como lo puede ser una grabadora de cinta que transmite la señal después de leerla en la grabación de la cinta, en lugar de pasarla directamente al computador.

7.1.4. Consideraciones operativas

7.1.4.1. Condiciones operativas en general

Es importante que el computador de un sistema cámara-computador se use en un ambiente apropiado. Las fallas en el suministro de energía y las fuentes de poder mal acondicionadas solo conducen a resultados clínicos inutilizables y a daños físicos en el equipo, el cual debe protegerse apropiadamente contra estos riesgos. El uso de transformadores aislados, relevadores (DOR) y varistores es imprescindible en los lugares donde la energía eléctrica tiene tendencias erráticas. Aunque no todos los fabricantes están de acuerdo en ello, generalmente es preferible apagar el computador durante la noche o cuando no está en uso, aunque la cámara asociada permanezca encendida.

Los rangos de temperatura y humedad en los que el computador puede operar son muy limitados y deben vigilarse cuidadosamente para que no se excedan. Temperaturas y humedades elevadas pueden provocar fallas muy costosas. Las especificaciones referentes a las condiciones ambientales aportadas por el fabricante deben cumplirse cuidadosamente.

7.1.4.2. Documentación

La complejidad y la versatilidad de un sistema cámara- computador hace imperativa la obtención de la documentación en el momento de la instalación. La documentación sobre los programas de computación ("el software") y sobre los circuitos ("el hardware") debe estar siempre disponible. Se recomienda enérgicamente que el comprador obtenga la documentación suficiente sobre el hardware para que un técnico competente en electrónica pueda efectuar reparaciones. Además, es muy deseable contar con dos copias completas de toda la documentación para que una de ellas se guarde en un lugar seguro y alejado del sistema mismo.

7.1.4.3. Mantenimiento preventivo

La habitación donde se instale el sistema cámara- computador deberá mantenerse escrupulosamente limpia. Los discos pueden dañarse si los niveles de polvo y de humo son elevados, aún a pesar de estar protegidos con filtros para el aire. Los filtros deben limpiarse a intervalos regulares. Los fabricantes también especifican la limpieza regular de los paquetes de discos, de sus cabezas y de las cabezas de las cintas magnéticas. Esta limpieza, aunque es muy recomendable, solo debe hacerla el personal entrenado debidamente. Una limpieza inapropiada de los discos puede resultar más dañina que la falta de limpieza. Un ingeniero calificado deberá efectuar a intervalos regulares el mantenimiento más especializado del computador.

7.1.4.4. Software

El software no viene instalado en el computador; por lo general, la acompaña en medios magnéticos. Estos medios magnéticos originales nunca deben usarse para trabajos de rutina del computador. El software original debe copiarse y guardarse en un lugar protegido lejos del computador mismo. La importancia de esta costumbre no puede sobreestimarse. Si el contenido de los medios magnéticos originales se destruye accidentalmente en ausencia de copias de respaldo, el sistema entero se inutilizará hasta que el fabricante provea de copias nuevas. Esto puede representar un costo significativo de tiempo y de dinero.

7.1.4.5. Mantenimiento de registros

Es esencial guardar siempre una bitácora junto al sistema. La ocurrencia de eventos inesperados debe registrarse en la bitácora con el mayor detalle posible. El usuario debe también tratar de determinar la causa de esos fenómenos inesperados. El análisis de fallas pequeñas, insignificantes y sin consecuencias, puede permitir la prevención de fallas mayores posteriores. También es útil saber dónde existen otros sistemas similares en operación (preferentemente antes de la compra) para solicitar el consejo de estos usuarios cuando se presenten problemas.

7.1.4.6. Condiciones de prueba

Se asume que las siguientes condiciones se mantienen durante las pruebas del funcionamiento de un sistema cámara-computador:

1. No deben realizarse modificaciones mecánicas o eléctricas al sistema antes de las pruebas.
2. El PHA debe ajustarse antes de llevar a cabo cualquier prueba, de manera tal que se pueda usar la ventana adecuada, centrada en el pico apropiado.
3. El nivel de la radiación de fondo debe reducirse a un mínimo mediante la remoción de fuentes radiactivas extrañas, incluyendo los pacientes a los que se les haya administrado un radiofármaco.
4. La tasa de conteo en cualquier prueba, salvo en los casos en que se especifique lo contrario, no deberá exceder de 10 000 c/s en cámaras fabricadas antes de 1978 y de 20 000 c/s en cámaras más nuevas.

5. Deberán anotarse los datos siguiente en la bitácora: el radionúclido usado, la configuración de la fuente, el colimador empleado, las condiciones de calibración del instrumento, los parámetros de las imágenes y los resultados de las pruebas. Cuando sea posible, estos datos deben acompañarse de las imágenes respectivas.
6. Un representante del fabricante del sistema deberá estar presente cuando se realicen las pruebas de aceptación.
7. La rotación de la imagen analógica mediante el uso de los controles de orientación de la cámara deberá producir la rotación correspondiente de la imagen digital.
8. La interfase entre la cámara y el computador deberá ajustarse de manera que el campo útil de la cámara que determina el colimador (sin "zoom" o magnificación) quede contenido enteramente en la imagen digital.
9. Los controles para el zoom y para el desplazamiento de la imagen deben estar desactivados.

7.1.4.7. Pruebas a realizar

Muchas de las pruebas para el sistema cámara-computador son similares a las de una cámara de centelleo aislada. La mayoría se refieren a la capacidad del computador de reproducir fielmente la información proveniente de la cámara. Estos sistemas están aún en evolución y es de esperarse el desarrollo futuro de pruebas adicionales o alternativas. Las pruebas que se describen en este capítulo proporcionan la evaluación básica del sistema en relación a las aplicaciones de la medicina nuclear y no representan una evaluación exhaustiva y completa del computador. Se asume que la operación del computador ha sido verificada por el fabricante mediante las pruebas rutinarias para la evaluación del hardware. Además, la distinción entre cámaras y computadores como piezas separadas de equipo se define cada vez menos, conforme la complejidad de las cámaras crece con la incorporación de circuitos electrónicos digitales. La mayoría de los sistemas, ya sean integrados o no, pueden verificarse por medio de los procedimientos descritos en este capítulo. Empero, para algunos sistemas puede ser necesario modificar estas pruebas.

Las pruebas aquí descritas se pueden clasificar en tres categorías:

1. Pruebas estáticas del sistema cámara computador.
2. Pruebas dinámicas (temporización) del sistema cámara-computador.
3. Pruebas del software para captura y procesamiento de datos.

No se incluyen las pruebas específicas del hardware del computador. Los fabricantes comúnmente sugieren los procedimientos detallados, así como los programas de prueba que se deben realizar cuando ocurren fallas. De esa manera se facilita la ubicación de la causa del problema y se está en condiciones de tomar rápidamente las medidas correctivas.

7.1.4.8. Fuentes de radiación y otros artículos requeridos

Además de los Artículos 1-8, descritos en el capítulo 6 de este TECDOC (Sección 6.1.5.4) para las pruebas de una cámara de centelleo aislada, se requiere un reloj cronómetro de buena calidad.

7.2. PROGRAMA DE LAS PRUEBAS

La Tabla 7-2 enlista las pruebas que se recomiendan para el control de la calidad de un sistema cámara-computador y sugiere la frecuencia de las pruebas de referencia en las verificaciones de rutina. Las pruebas operacionales deben efectuarse cada día en que se use el sistema.

Tabla 7-2

Programa de pruebas para el sistema cámara-computador

Prueba N°	Prueba	Aceptación	Referencia	Frecuencia de las pruebas de rutina		
				Semanal	Trimestral	Semestral
Pruebas para la aceptación y de referencia						
7.3.1.	Inspección física	A				
7.3.2.	Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado	A	R		T	
7.3.3.	Prueba de la resolución espacial intrínseca	A	R			M
7.3.4.	Prueba de la tasa de conteo intrínseca	A	R			M
7.3.5.	Pruebas de la linealidad y de la resolución espaciales	A	R			
7.3.6.	Prueba de la temporización básica del computador	A	R			M
7.3.7.	Prueba de temporización del computador en adquisición dinámica	A	R			M
7.3.8.	Prueba de adquisición sincrónica con el ECG	A	R			M
Pruebas operacionales						
7.4.1.	Pruebas de la sensibilidad y de la uniformidad del campo inundado				S	

7.3. PRUEBAS PARA LA ACEPTACION Y DE REFERENCIA

7.3.1. Inspección física

Propósito de esta prueba

Revisar el sistema cámara-computador para detectar daños sufridos durante su transporte y defectos de fabricación.

Procedimiento

1. Efectuar la inspección física de la cámara de centelleo como se describe en el capítulo 6 (6.3.1: Inspección física).
2. Revisar los botones selectores, los interruptores y otros controles y asegurar que no estén flojos ni presenten daño. Verificar que los controles operen fácilmente y que no sean ruidosos y que los interruptores accionen correctamente. Inspeccionar los teclados en busca de daños.
3. Dispositivos para el despliegue de imágenes: revisar las pantallas para la presentación de datos en búsqueda de posibles roturas, marcas de dedos, polvo u otros detritos.
4. Dispositivos de grabación de imágenes: Inspeccionar la operación mecánica de los rodamientos o mecanismo para el movimiento de la película. De ser posible, certificar que el movimiento es suave y efectivo. Verificar que las lentes de la cámara fotográfica no tengan roturas, marcas de dedos, polvo u otros detritos.
5. Conexiones eléctricas, fusibles y cables: verificar que no existan conectores flojos o rotos y que los cables no presenten daños o deterioros. Ubicar todos los fusibles e interruptores de circuito para permitir un control rápido en caso de falla del equipo.
6. Manuales de operación y para el servicio de mantenimiento: asegurar que toda la documentación necesaria esté disponible, incluyendo las especificaciones operativas del equipo.

Observaciones

Se pretende que esta prueba sea aplicada como prueba de aceptación.

La inspección física de los contenedores para el transporte del equipo debe efectuarse inmediatamente de haberse recibido el instrumento para informar al distribuidor de cualquier daño, falla o estropicio, antes de la expiración de la garantía. En la eventualidad de un daño mayor se deberán suspender las pruebas de aceptación hasta que se corrija el daño. De no disponerse de la documentación apropiada, ésta deberá reclamarse al representante del fabricante antes de proseguir con las pruebas de aceptación.

7.3.2. Prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado

Propósito de la prueba

Verificar la respuesta intrínseca combinada de un sistema cámara-computador en toda la extensión de su campo de visión, a un flujo espacialmente uniforme de radiación gama incidente.

Materiales

- Fuente puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4) con 10-20 MBq (0.3-0.5 mCi) de $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$ contenida en un recipiente adecuado, que proporcione una tasa de conteo no mayor de 30 000 c/s con 20% de ventana en el PHA.
- Un montaje para la fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4).
- Máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear la cabeza detectora y el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
4. Centrar en el PHA una ventana de 20% sobre el fotopico (Ver las observaciones de prueba 6.4.2.: Prueba de la calibración de la energía en el PHA).
5. Integrar una imagen analógica en el dispositivo de despliegue fotográfico de la cámara con 15×10^6 cuentas prestablecidas.
6. Capturar simultáneamente una imagen digital usando una matriz de 64×64 con la misma cantidad de cuentas prestablecidas. Esto resultará en un conteo aproximado de 4000 en el pixel central (sin embargo, vea las observaciones que se incluyen más adelante).
7. Registrar el tiempo de conteo de la cámara.
8. Retirar la fuente y la máscara de plomo. Colocar el colimador.

Análisis de los datos

1. Suavice la imagen digital una vez. De ser posible, use una función de suavizado de 9 puntos con el siguiente patrón de ponderación:

$$\begin{array}{ccc} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{array}$$

2. Delinear la circunferencia a media altura de la imagen ubicando los pixeles alrededor del contorno que contengan cuentas mayores o iguales que la mitad de las cuentas del pixel central. Determinar el campo visual útil (CVU) en la imagen digital, como el área comprendida en un círculo con un radio correspondiente al 95% de la media del radio de la circunferencia a la mitad de la altura. Definir, similarmente, el campo de visión central (CVC), como el área comprendida dentro de la circunferencia cuyo radio corresponda al 75% del radio medio de la circunferencia a la mitad de la altura (Fig. 7-8a).

En los casos de campos visuales no circulares se puede seguir el procedimiento siguiente (Fig. 7-8b).

- (a) Delimitar en el campo visual total el contorno del área que contenga los pixeles con cuentas iguales o mayores que las cuentas del pixel central.
 - (b) Ajustar al contorno así definido, la forma conocida del campo de visión.
 - (c) Reducir al 95% las dimensiones lineales de este contorno para determinar el CVU.
 - (d) Reducir las dimensiones lineales del mismo contorno al 75% para determinar el CVC.
3. Determinar las cuentas máximas (Máx) y mínimas (Min) en los pixeles comprendidos dentro del CVU y dentro del CVC. La uniformidad integral, UI, se puede calcular como:

$$UI = \frac{\text{Máx} - \text{Min}}{\text{Máx} + \text{Min}} \times 100$$

4. Obtener el número total de cuentas y el tiempo total de captura de la imagen almacenada en la memoria del computador.
5. Calcular el cociente entre la tasa de conteo del computador y la tasa de conteo de la cámara.

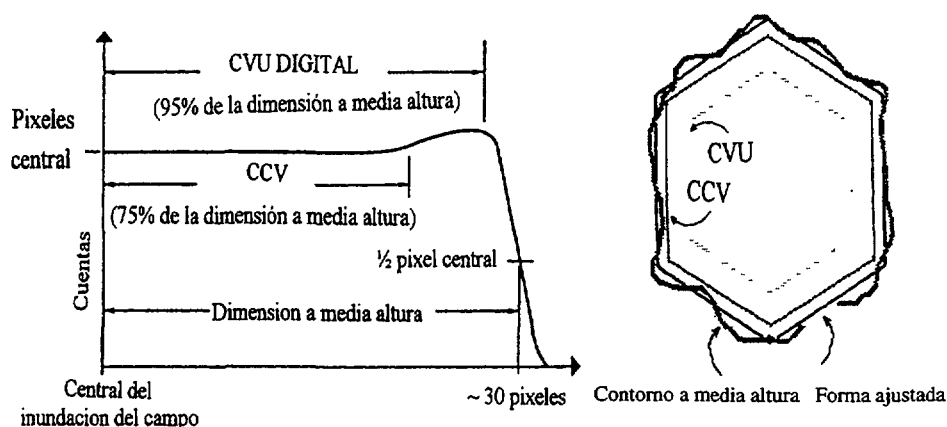


Fig. 7-8. Prueba 7.4.3: Prueba de la uniformidad intrínseca del campo.

- (a) Definiciones del campo visual útil (CVU) y del campo visual central (CVC) a partir del perfil digital de cuentas en una imagen intrínseca con inundación del campo. (Fig. 6-14).
- (b) Procedimiento para campos visuales no circulares.

Análisis adicional de datos con software especial

1. Generar un mapa que muestre el porcentaje de desviación de las cuentas de los pixeles individuales con respecto al valor medio dentro del CVU. Esto implica poner en cero todos los valores de cuentas de todos los pixeles fuera del CVU, calcular la media de las cuentas dentro del CVU, para luego restar a cada valor individual el valor medio calculado, dividir los resultados entre el valor medio calculado y multiplicar por 100.
2. Generación de un histograma del porcentaje de desviación.
3. Calcular el coeficiente de variación del porcentaje de desviación. Este es igual a la desviación estándar de las cuentas de los pixeles comprendidos dentro del CVU expresada como una fracción porcentual de la media.

4. Determinar para cada fila o columna de píxeles en las direcciones X y Y, dentro del CVU y del CVC, la diferencia máxima de conteo en 6 píxeles contiguos cualesquiera. Determinar el valor mayor de esta diferencia máxima de conteo en el conjunto de filas y columnas. La uniformidad diferencial, UD, es dada por la expresión siguiente:

$$UD = \frac{A - B}{A + B} \times 100$$

donde A y B son las cuentas en los píxeles que ofrecen los valores más alto y más bajo de la diferencia mayor de cuentas, respectivamente.

Observaciones

Se pretende que esta prueba se aplique como prueba de aceptación y referencia, así como con una periodicidad trimestral.

Como prueba de aceptación evalúa los comportamientos de ambos equipos, es decir, de la cámara y del computador.

Si las imágenes muestran anomalías graves, como artefactos visibles o manchas centrales calientes, los índices de uniformidad que se obtengan pueden carecer de sentido. Lo conducente es tomar medidas para que el personal de mantenimiento elimine los defectos antes de continuar con las pruebas.

En algunos sistemas no es posible capturar 4000 cuentas en un solo píxel. En esos casos, los parámetros de captura deben modificarse.

Interpretación de resultados

Es importante que la imagen digital que se adquiere durante esta prueba sea uniforme y libre de artefactos, porque la falta de uniformidad reduce la calidad de la imagen y distorsiona las medidas cuantitativas que se logren con el sistema. A partir de los resultados de esta prueba es posible identificar una variedad de fallas de tipo distinto.

Las imágenes analógica y digital deben compararse en forma cuidadosa. Cualquier diferencia que se observe entre ellas puede indicar una falla en el sistema cámara-computador, misma que deberá investigarse. También debe investigarse si la imagen digital no procesada contiene cuentas fuera del CVU de la cámara que puedan indicar la presencia de una fuente de "ruido" en el sistema. Esta imagen debe escudriñarse en conjunto con el mapa de la distribución del porcentaje de desviaciones en busca de evidencias de problemas en la uniformidad diferencial, como lo puede ser una mancha central "caliente", otras faltas de uniformidad o franjas horizontales o verticales. Aunque la causa más común de este tipo de franjas es una disfunción de la interfase entre la cámara y el computador, también pueden originarse en la cámara misma o en una interacción entre ambos instrumentos.

Los valores de las relaciones entre el tiempo de captura y la tasa de conteo para la cámara y el computador deben ser muy próximos a los valores obtenidos en determinaciones previas. Una desviación importante de estos valores puede indicar un mal funcionamiento del sistema que debe investigarse.

Si se dispone de software especial, deberán compararse las estimaciones de la uniformidad y de otros parámetros con los que se hayan obtenido en las pruebas de referencia efectuadas cuando el equipo funcionaba satisfactoriamente.

Durante las pruebas de aceptación, las estimaciones que se logren de la uniformidad y de los otros parámetros deben compararse con los valores de peor caso proporcionados por el fabricante. En las pruebas de rutina, estos parámetros deben compararse con los valores de referencia.

Los índices de uniformidad pueden carecer de sentido si las imágenes muestran grandes anomalías. Dado el caso, deben tomarse las medidas necesarias para identificar y corregir los defectos mediante la intervención del personal de mantenimiento. La primera acción debe consistir en la rotación de la imagen analógica y repetir la prueba. Si la falta de uniformidad también rota, el problema puede radicar en la cámara (o en la fuente plana de emisión). Si la ubicación de la falta de uniformidad se mantiene sin cambiar de posición, el problema puede deberse a la interfase entre la cámara y el computador o al computador mismo.

Límites de aceptación

Durante las pruebas de aceptación, un valor de la uniformidad integral o diferencial que esté por encima del valor de peor caso suministrado por el fabricante indica la necesidad de una medida correctiva por parte del representante del fabricante.

En las pruebas de rutina, un valor de 20% o más sobre el valor de referencia indicará la necesidad de efectuar una acción de seguimiento.

La relación entre la tasa de conteo del computador y la tasa de conteo de la cámara debe ser muy cercana a la unidad. Un valor mayor puede indicar la presencia de una fuente de "ruido" en el sistema. Un valor significativamente menor (ej. 0.90), puede indicar un procesamiento de datos excesivamente lento. Cualquiera de estas situaciones debe investigarse.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

7.3.3. Prueba de la resolución espacial intrínseca

Propósito de la prueba

Verificar la resolución espacial intrínseca combinada de un sistema cámara-computador en términos de la amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM) y de la amplitud total a un décimo de la altura máxima (FWTM).

Materiales

- Fantoma para la resolución intrínseca (ver la Sección 6.1.5.4) conteniendo una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad aproximada de 37 MBq (1 mCi) en cada fuente lineal.
- Papel para gráficas con escalas lineales.

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Colocar verticalmente a la cabeza detectora, con su cara sensible hacia abajo.

2. Colocar el fantoma de resolución intrínseca (ver el Capítulo 6: Fig. 6-11), invertido, bajo la cabeza detectora, sobre un mecanismo de elevación robusto que permita su elevación manual (ver Fig. 6-17). Elevar cuidadosamente el fantoma hasta que quede adyacente, pero sin tocar, a la superficie expuesta de la cubierta del cristal, con las fuentes lineales paralelas al eje de la X de la cara del detector espaciadas igualmente a lo largo del eje. Tener cuidado extremo en que ni el elevador ni el fantoma choquen accidentalmente con la cubierta del cristal para que éste no sufra daño. Cubrir los tubos sobresalientes con un blindaje de plomo.
3. Centrar en el fopico una ventana de 20% en el PHA (ver la prueba 6.4.2: prueba de calibración de la energía).
4. Capturar una imagen digital usando la matriz más fina disponible (p.ej. 256×256), en la modalidad de zoom de ser posible. Si el sistema lo permite, obtener un máximo de alrededor de 10 000 cuentas en los picos de las imágenes de las líneas, cuidando de no saturar los pixeles.
5. Colocar el fantoma de resolución intrínseca con las fuentes lineales paralelas al eje de las Y de la cara del detector e igualmente espaciadas alrededor de este eje. Repetir el paso 4.
6. Bajar cuidadosamente el fantoma. Retirar el fantoma y el mecanismo elevador. Colocar el colimador en la cabeza detectora.
7. Medir con exactitud la separación, D, de las fuentes lineales y expresar la medida en mm.

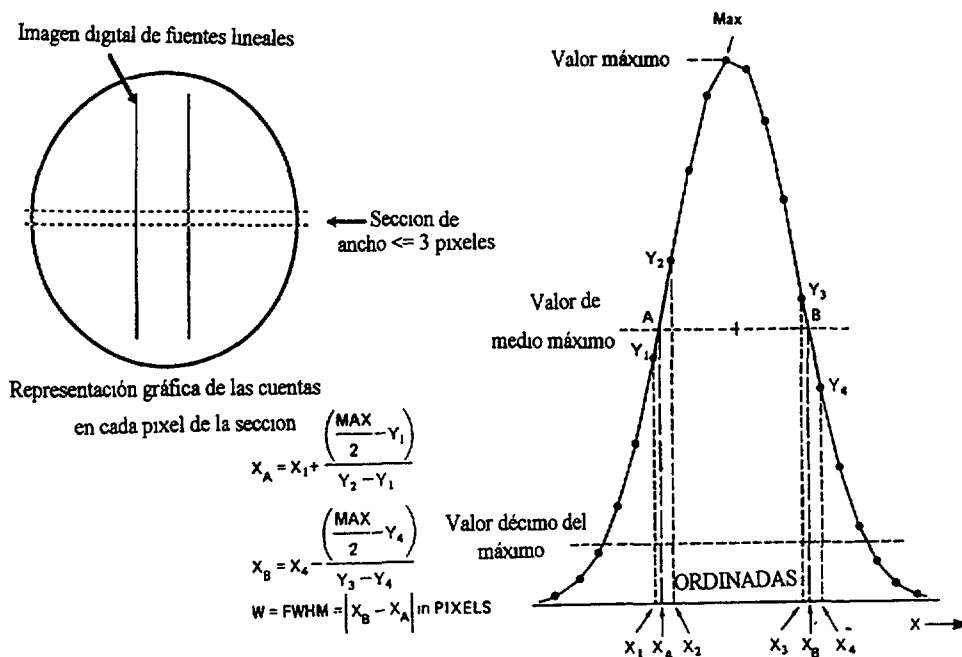


Fig. 7-9. Prueba 7.3.3: Prueba de la resolución espacial intrínseca.

(a) Método para obtener el perfil de cuentas a través del par de líneas en la imagen digital del fantoma de resolución intrínseca, a partir de un listado de las cuentas en píxeles sucesivos en una sección estrecha perpendicular a las líneas (Fig. 6-18a).

(b) Perfil obtenido en (a), arriba, mostrando la amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM) y la amplitud total a la décima de la altura máxima (FWTM). (Fig. 6-18b).

Análisis de los datos

1. Obtener un impreso de las cuentas en pixeles sucesivos en una sección angosta, perpendicular al par de líneas, en la primer imagen digital. Si el máximo de cuentas por pixel es menor de 10 000 se puede ensanchar la sección hasta cubrir 3 pixeles (Fig. 7-9a).
2. Correlacionar en una gráfica en papel con escalas lineales los datos del conteo total por pixel con el número de pixel.
3. Determinar la separación, S, de los picos, expresada en pixeles.
4. Mediante la interpolación lineal entre pixeles adyacentes, calcular en cada pico la amplitud total a la mitad de la altura máxima del pico, W, expresada en pixeles, utilizando como máximo el pixel con el número de cuentas más elevado (Fig. 7.9b).
5. Calcular la amplitud total a la mitad de la altura máxima del pico, FWHM, para cada pico, expresada en mm, según la fórmula:

$$FWHM = \frac{W \times D}{S}$$

6. Calcular el promedio del FWTM para ambos picos.
7. Repetir los pasos 1-6 para 3 o 4 secciones adicionales, escogidas en diferentes lugares a lo largo de la línea. Calcular el promedio de todos los valores obtenidos de FWHM.
8. Calcular, en forma similar, la amplitud total a la décima de la altura máxima del pico, FWTM, repitiendo los pasos 1-7 pero al décimo del máximo de cuentas obtenidas.
9. Repetir los pasos 1-8 en la segunda imagen obtenida para determinar los valores del FWHM y del FWTM en ambas direcciones X y Y.

Observaciones

Se pretende que esta prueba se realice como prueba de aceptación y de referencia y se repita a intervalos de seis meses.

Se requiere una matriz digital fina para asegurar que al menos hayan 4 pixeles dentro del FWTM.

El ancho de las hendiduras del colimador de plomo no debe exceder de 1 mm para evitar el ensanchamiento de los picos.

Es posible obtener una sección de más de tres pixeles de ancho para incrementar las cuentas sucesivas en el perfil. Sin embargo, en ese caso es necesario tomar el cuidado de alinear las fuentes con exactitud para que las imágenes de las líneas sean exactamente paralelas a los ejes X y Y de la matriz de imagen. Si no se toma este cuidado se producirá un ensanchamiento de los picos.

Se supone que la radiación del fondo es desdeñable en el cálculo del FWHM y del FWTM. Un nivel importante de radiación de fondo conduce a valores erróneos de estos parámetros. Si las cuentas de fondo representan una fracción significativa de los perfiles de cuentas, se hace necesario tomar las medidas pertinentes para reducirlas antes proseguir con la prueba.

Cuando la altura máxima del perfil es menor de 1000 no es posible determinar el FWTM con certeza.

Interpretación de los resultados

En la prueba de aceptación, los valores del FWTM que se calculen en los eje X y Y deben compararse con los valores del peor caso que suministre el fabricante.

Los valores que se calculen durante las pruebas de rutina deben compararse con los valores de referencia.

Si los resultados de esta prueba no son consistentes con los de la prueba 6.3.7 (prueba de resolución espacial intrínseca, Método 1), es posible que la discrepancia se deba a una disfunción del computador o de la interfase entre la cámara y el computador.

Límites de aceptación

En la prueba de aceptación, un valor del FWHM o del FWTM que esté sobre el valor de peor caso proporcionado por el fabricante debe implicar la intervención de su representante para tomar las medidas correctivas.

En las pruebas de rutina, se deberán tomar medidas de seguimiento si el valor del FWHM o del FWTM es 20% mayor que el valor de referencia.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

7.3.4. Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo

Propósito de la prueba

Verificar la operación intrínseca de la tasa de conteo de un sistema cámara-computador en términos de su respuesta a un flujo creciente de radiación gama incidente.

Materiales

- Una fuente de radiación gama, consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ en un frasco pequeño, colocado en un contenedor de plomo, abierto, con paredes y piso de 6 mm de espesor mínimo. La actividad inicial deberá ser cercana a 10 MBq (300 μCi).
- Quince absorbedores, numerados del 1 al 15, fabricados de una lámina de cobre de 0.25 cm de espesor, cada uno de ellos de 6 cm \times 6 cm.
- Una máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).
- Papel para gráficos con escalas lineales.

PARTE 1: CALIBRACIÓN DE LOS ABSORBEDORES

Los absorbedores tienen que calibrarse primero de acuerdo con su poder de atenuación sobre las radiaciones gama del $^{99}\text{Tc}^m$. Esto se puede lograr de la manera siguiente:

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Posicionar la cabeza detectora verticalmente y dirigida hacia abajo.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Colocar la fuente radiactiva en el eje central del detector a una distancia de 1.5 m de su superficie (Fig. 6-19).
4. Centrar el fotopico en una ventana de 20% en el PHA (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
5. Retirar la fuente radiactiva. Anotar las cuentas de fondo durante un tiempo preestablecido de 100 segundos. Anotar la tasa de conteo de fondo. Colocar nuevamente la fuente radiactiva en su posición.
6. Ajustar la actividad de la fuente para que la tasa de conteo observada sea de 1000-3000 c/s con los absorbedores 13-15 colocados sobre la fuente radiactiva en orden numérico, siendo el absorbedor 13 el superior. (Estos absorbedores permanecerán en su lugar durante el resto del procedimiento, ofreciendo radiaciones transmitidas libres de dispersión.) (Ver la Fig. 6-5.)

Tabla 7-3

Calibración de los absorbedores

Identificación del absorbedor interpuesto	Hora	Tasa de conteo sin absorbedor interpuesto (c/s)*	Tasa de conteo con absorbedor interpuesto (c/s)*	Factor de atenuación
		(A ₀)	-----	-----
1		(A ₀ ')	(A ₁)	(f ₁ = A ₁ /A ₀ ')
2		(A ₀ '')	(A ₂)	(f ₂ = A ₂ /A ₀ '')
3		(A ₀ ''')	(A ₃)	(f ₃ = A ₃ /A ₀ ''')
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				

* Corregidas por decaimiento a la hora de la medida pertinente.

7. Con los absorbedores 13-15 en su lugar, anotar las cuentas que ocurren durante un tiempo preestablecido de 200 segundos. Anotar en una forma apropiada (Tabla 7-3) la hora exacta correspondiente al punto medio de la medición y la tasa neta de conteo, A_0 , corregida por el fondo.

Para cada absorbedor en turno, del 1 al 12:

8. Colocar el absorbedor 12 sobre el 13. Registrar las cuentas (reducidas por la atenuación causada por el absorbedor agregado) durante un tiempo preestablecido de 100 segundos. Anotar en la forma apropiada la hora exacta en el punto medio de la medición y la tasa de conteo correspondiente, A_1, A_2, A_3, \dots , corregida por el fondo. Retirar los absorbedores.

Análisis de los datos

1. Corregir el valor de A_0 que se midió en el paso 7 por el decaimiento radiactivo de la fuente a las horas correspondientes a los puntos medio de cada medición efectuada en el paso 8. Anotar en la forma las tasas de conteo corregidas $A_0', A_0'', A_0''' \dots$
2. Calcular, para cada uno de los absorbedores 1 al 12, el factor de atenuación, f , dado por la relación de la tasa de conteo A_1, A_2, A_3, \dots y el valor corregido correspondiente de A_0, A_0', A_0'', A_0''' . Este factor es la relación que existe entre la radiación gama transmitida y el flujo incidente de radiación gama para el absorbedor concerniente. Anotar los valores de f en la forma. (Con absorbedores de cobre de 0.25 cm de espesor, estos valores deben ser cercanos a 0.6).
3. Calcular la media, f , de los valores individuales de f , y examinar la dispersión de éstos en relación con la primera. Si la uniformidad del espesor de la lámina de cobre de la cual se fabricaron los absorbedores es tal que ninguno de los valores individuales difiere de la media en más de 1%, el valor de la media de f se puede utilizar en su lugar. De lo contrario, será necesario emplear las medidas individuales.

PARTE 2: DETERMINACION DE LA OPERACION DE LA TASA DE CONTEO

Si la prueba se inicia con la Parte 1: calibración de los absorbedores, ella debe continuar como ahora se indica. Sin embargo, los absorbedores muy rara vez requieren de recalibración. Si existen absorbedores precalibrados disponibles, solamente se tienen que seguir los pasos 1-4 de la Parte 1. La prueba se continúa entonces como ahora se indica.

Procedimiento

1. Retirar la fuente. Determinar la tasa de conteo de fondo (BKG) mediante la adquisición de una imagen digital para un tiempo de captura de 100 segundos.
2. Colocar la fuente. Aumentar su actividad para que la tasa de conteo observada sea de 1000-3000 c/s con los absorbedores 1-15 colocados sobre la fuente radiactiva, en orden numérico y con el absorbedor 1 en la posición superior.
3. Con los absorbedores 1-15 colocados en su sitio, capturar una imagen digital durante un tiempo preestablecido de 100 segundos. Anotar en un formulario apropiado (Tabla 7-4) la hora exacta en el punto medio de la medición y la tasa neta de conteo, C_0 , obtenida de las cuentas totales, corregidas por el fondo.

(Con estas tasas de conteo bajas, la pérdida de cuentas debe ser nula, de ahí que la tasa del conteo que ingresa, R_0 , y la tasa de conteo que se observa, C_0 , deben ser iguales).

4. Retirar el absorbedor superior - absorbedor 1 -, lo que incrementa el flujo de la radiación gama incidente y la tasa de conteo que ingresa, en proporción inversa al factor de atenuación del absorbedor que se retiró. Capturar la imagen digital durante un tiempo preestablecido de 20 segundos y registrar el conteo. Anotar en el forma la hora exacta en el punto medio de la medición y la tasa neta de conteo, C_1 , corregida por el fondo.
5. Retirar el absorbedor 2. Registrar las cuentas durante un tiempo preestablecido de 20 segundos. Anotar en la forma la hora exacta en el punto medio de la medición y la tasa neta de conteo, $C_{1,2}$, corregida por el fondo.
6. Continuar de esta manera hasta que únicamente permanezcan sobre la fuente los absorbedores 13-15.
7. Repetir los pasos 1-6 usando captura en modo lista. (Las limitaciones en la capacidad de almacenamiento pueden determinar tiempos de captura menores.)
8. Retirar la fuente radiactiva y la máscara de plomo. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

Tabla 7-4

Operación de la tasa de conteo

Láminas absorbentes retiradas	Hora	Tasa de conteo observada CON absorbedor (c/s)*	Tasa de conteo sin uno o más absorbedores*	Factor de atenuación acumulativo	Tasa de conteo de ingreso (c/s)
		(C_0)	-----	-----	$(R_0 = C_0)$
1		(C_0')	(C_1)	(f_1)	$(R_1 = C_0' / f_1)$
1-2		(C_0'')	$(C_{1,2})$	$(f_1 f_2)$	$(R_{1,2} = C_0'' / f_1 f_2)$
1-3		(C_0''')	$(C_{1,3})$	$(f_1 f_2 f_3)$	$(R_{1,3} = C_0''' / f_1 f_2 f_3)$
1-4		-----			
1-5		-----			
1-6		-----			
1-7					
1-8					
1-9					
1-10					
1-11					
1-12					

* Corregida por decaimiento a la hora de la medida pertinente.

Análisis de los datos

1. Corregir el valor de C_0 , medido en el paso 2, por el decaimiento radiactivo a las horas correspondientes a los puntos medio de cada medición efectuada en los pasos 3-5. Anotar en la forma las tasas de conteo corregidas, C_0' , C_0'' , C_0''' ... Esta corrección se puede omitir si el tiempo total entre los puntos medios de las mediciones del paso 2 y la medición final del paso 5 es menor de 10 minutos. En tal caso, se puede emplear el valor no corregido de C_0 . (Debe hacerse notar que todos los puntos de la curva se calculan en base a C_0 , por lo que su medición debe ser extremadamente exacta. También debe hacerse notar que si se aplican las correcciones por el decaimiento radiactivo, éstas deben efectuarse como se indica. En particular, no es permisible referir las tasas de conteo observadas en los pasos 3-5 a la hora de las mediciones del paso 2).
2. Se supone que la pérdida de cuentas es nula bajo las condiciones en las que se efectúan las mediciones en el paso 2, y se presume que los valores de C_0 representan las tasas de conteo que ingresan con todos los absorbedores colocados en su sitio. Calcular las tasas de conteo que ingresan, R_1 , $R_{1,2}$, $R_{1,3}$..., en las condiciones de cada una de las mediciones efectuadas en los pasos 3-5, mediante la división de los valores corregidos de C_0 entre los factores de atenuación acumulativa correspondientes a los absorbedores retirados. (Así, la tasa de conteo que ingresa después de retirar el absorbedor 1, es dada por C_0'/f_1 ; la tasa, después de retirar los absorbedores 1 y 2, es dada por $C_0'' / (f_1 \cdot f_2)$; la tasa, después de retirar los absorbedores 1, 2 y 3, es dada por $C_0''' / (f_1 \cdot f_2 \cdot f_3)$, y, así, sucesivamente). Si, como se indicó previamente, la dispersión de los valores individuales de f es suficientemente chica, en su lugar se puede emplear la media de f ; entonces, los factores de atenuación se convierten en f , f_2 , f_3 ... De lo contrario, es necesario utilizar los valores individuales. Anotar en la forma las tasas de conteo que ingresan.
3. Registrar los resultados en la forma de una gráfica con escalas lineales que correlacione las tasas de conteo observadas, C , con las tasas de conteo que ingresan, R (Fig.7-10).
4. A partir de la gráfica determinar los valores de $C_{-20\%}$ y $R_{-20\%}$ que corresponden al punto de la curva para el cual la tasa de conteo observada C , es el 80% de la tasa de conteo de ingreso R . Estos valores corresponden a una de pérdida de cuentas de 20%.

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación y de referencia. Posteriormente debe efectuarse en términos semestrales. Esta prueba debe ser precedida de la prueba 7.3.6: prueba de temporización básica del computador, debido a la importancia de corregir su operación de temporización.

Si la cámara está equipada con un circuito de alta capacidad de conteo, repetir la prueba con este circuito habilitado. Similarmente, si la cámara de centelleo cuenta con un circuito corrector de la uniformidad, la prueba, de ser posible, deberá efectuarse con este circuito en funciones y con este circuito desconectado.

Durante las pruebas para la aceptación puede ser deseable una determinación más exacta de la operación con tasas de conteo elevadas. Esto se puede lograr aumentando el espesor total del absorbedor en pasos de 0.1 cm, en lugar de 0.25 cm; es decir, utilizando 10 absorbedores de 0.1 cm de espesor, en lugar de los cuatro absorbedores 8-12 de 0.25 cm de espesor. La calibración de los absorbedores más delgados se puede llevar a cabo en la forma descrita para los absorbedores de 0.25 cm de espesor. (Los valores correspondientes a f deben ser cercanos a 0.8.)

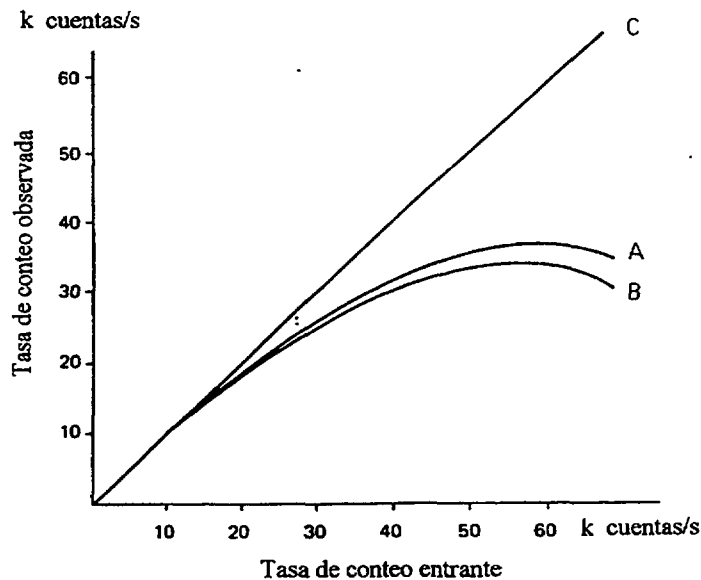


Fig. 7-10. Prueba 7.3.4: Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo. Gráfica de tasa de conteo observada contra tasa de conteo de ingreso (Fig. 6-20):

- (a) Tasa de conteo observada obtenida con una cámara de centelleo (curva A).
- (b) Tasa de conteo observada obtenida con procesador de imagen digital (curva B).
- (c) Línea de ausencia de pérdida de conteo (curva C).

El requerimiento más importante es que la curva de operación de tasa de conteo para el sistema combinado sea lo más parecida posible a la curva de la cámara de centelleo funcionando sola. La mayoría de los modos de adquisición de cuadros tienen una capacidad de conteo considerablemente mayor a la de las cámaras por lo que cualquier pérdida de conteo adicional debería ser despreciada. Sin embargo, debido a limitaciones en la velocidad de transferencia del disco, durante el modo de captura por lista la tasa de conteo máxima puede ser algo menor que la de la cámara de centelleo funcionando sola.

La capacidad de operación de algunos sistemas trabajando a tasas de conteo cercanas a la tasa máxima puede ser impredecible debido a la ineficiencia de sus computadores.

Interpretación de resultados

Durante las pruebas para la aceptación, la gráfica que correlaciona las tasas de conteo observadas con las tasas de conteo que ingresan se debe comparar con las especificaciones logradas por el fabricante en su peor caso, lo mismo que los valores de $R_{20\%}$ en las modalidades con tasas de conteos bajas y altas. Las cifras de las tasas de conteo máximas también deben tratarse en forma similar. En particular, deben investigarse los efectos que provocan los instrumentos periféricos, como el procesador digital de imágenes.

Tener en consideración cualquier apartamiento de la capacidad de operación durante las verificaciones de aceptación. En caso de existir en el modo de captura por cuadros una pérdida de conteo significativa ($> 5\%$), informar a la persona que realiza el servicio del equipo para que lo examine. No se pueden dar reglas en lo que respecta a la tasa de conteo máxima, pero tener en cuenta cualquier alteración de este valor.

Durante las verificaciones rutinarias, los valores de $R_{20\%}$ deben compararse con las cifras de referencia.

Límites de aceptación

No se debe permitir diferencia apreciable entre las curvas de operación de tasa de conteo del sistema cámara-computador y de la cámara de centelleo en el intervalo de uso clínico, es decir debajo de 20% de pérdida de conteo. Puede tolerarse la diferencia mencionada en el caso de tasa de conteo elevada.

Durante las verificaciones para la aceptación del instrumento, un valor de $R_{-20\%}$ que se encuentre 10% o más por debajo de la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos, indica que debe iniciarse alguna acción correctiva a través del representante del fabricante.

Durante las comprobaciones rutinarias, un cambio de 20% en el valor de $R_{-20\%}$ o de la tasa de conteo máxima en relación con las cifras de referencia, indica la necesidad de una acción correctiva.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

7.3.5. Pruebas de la linealidad espacial y de la resolución espacial

Propósito de la prueba

Comprobar semanalmente la ausencia de distorsión espacial y verificar la resolución espacial del sistema cámara-computador.

Materiales

- Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4), consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad de 37-111 MBq (1-3 mCi), en un contenedor adecuado.
- Montaje para la fuente radiactiva (ver la Sección 6.1.5.4).
- Un fantoma de transmisión con agujeros de acuerdo con un patrón ortogonal (OHTP). Elegir el más grueso disponible (p.ej.: diámetro de los orificios y espacio entre estos 4.8 mm).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear la cabeza detectora con el montaje de la fuente.
2. Colocar el fantoma OHTP de tal manera que lo soporte la cubierta de la cabeza detectora y que quede lo más cercano posible a la cubierta del cristal, cuidando de alinear las filas de agujeros del fantoma con los ejes X y Y de la superficie del detector.
3. Colocar la fuente radiactiva en su montaje.
4. Centrar en el fotopico la ventana del PHA que se utilice clínicamente (ver las observaciones de la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
5. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico preestableciendo un conteo mínimo de 10^6 cuentas.
6. Capturar también una imagen digital usando la matriz más fina que pueda disponer (por ejemplo la de 256×256), con un límite de cuentas prefijado de 5×10^6 , sin aumento.

7. Retirar la fuente radiactiva y el fantoma. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

Análisis de los datos

Método A: No requiere programas de computación especiales

1. Observar sobre el campo de visión total de las imágenes analógica y digital si los orificios individuales son distintos y separados entre sí por espacios oscuros. También verificar si hay desviaciones significativas de la linealidad en las direcciones X y Y del campo.
2. Colocar, como ayuda visual, una marca horizontal lineal, tal y como se usa para la generación de perfiles. Determinar si la separación de las filas de orificios con respecto a la marca es constante mediante la verificación de las distancias necesarias para alinear la marca con las filas consecutivas. Repetir este procedimiento con una marca vertical para analizar la desviación de las columnas de orificios.

Método B: Requiere programa de computación especial

1. Verificar que los centros de las imágenes de los orificios individuales estén distribuidos regularmente.
2. Estimar la resolución espacial sobre el campo de visión.
3. Estimar la variación en sensibilidad de fuente puntiforme sobre el campo de visión.

Observaciones

Esta es una prueba para la aceptación y de referencia. Posteriormente, debe efectuarse semanalmente.

Elegir el diámetro de los orificios y el espacio comprendido entre ellos de manera que las imágenes de los orificios individuales se separen con claridad. El fantoma OHTP usado en esta prueba no es el mismo que el usado para una cámara de centelleo sola en la prueba 6.3.15: pruebas de la resolución espacial y de la linealidad espacial.

Interpretación de los resultados

Los resultados de esta prueba deben compararse con los resultados de referencia y con los resultados de las pruebas recientes, para identificar cualquier cambio y tendencia de la resolución espacial o de la linealidad espacial.

Ambas imágenes deben conservar la linealidad en todo el campo de visión y el patrón de orificios no puede presentar distorsiones locales. Las imágenes de todos los orificios deben ser idénticas, sin variación local. Es difícil obtener valores numéricos de las desviaciones si no se cuenta con un programa especial.

Las variaciones en la posición de las imágenes de los orificios pueden ser una consecuencia de la distorsión espacial en la cámara de centelleo o en el sistema total. La causa de esta distorsión se puede aislar si se hace rotar la imagen analógica mediante las teclas de la orientación en la consola de la cámara de centelleo. Si la distorsión rota, entonces el problema radica en la cámara; si la distorsión no cambia de posición, entonces el problema está en la interfase entre la cámara y el computador o en el computador mismo.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumentos si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

7.3.6. Prueba básica de temporización del computador

Propósito de la prueba

Verificar las funciones básicas de temporización del computador en un sistema cámara-computador.

Materiales

- Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4) consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad de 10 MBq (0.3 mCi) en un contenedor adecuado. Se pueden usar en esta prueba, una fuente y un recipiente como los usados en la 7.3.4: prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo.
- Un cronómetro.

Procedimiento

1. Si es posible, poner el reloj de tiempo real del computador en la hora exacta.
2. Retirar el colimador de la cabeza detectora.
3. Colocar la fuente radiactiva puntiforme frente al campo útil de la cámara, de manera de producir aproximadamente una tasa de conteo de 5000 c/s.
4. Preparar el equipo para una adquisición estática de 100 segundos.
5. Iniciar la adquisición y disparar el cronómetro simultáneamente.
6. Anotar el tiempo indicado en el cronómetro al final de la adquisición.
7. Anotar el tiempo de captura como se indica en el computador.
8. Anotar la hora de inicio y de finalización si hay acceso al reloj de tiempo real del computador, o calcular el tiempo transcurrido según indica el computador.
9. Repetir los pasos 3-8 con la fuente ubicada de manera de producir una tasa de conteo de aproximadamente 40 000 c/s.
10. Retirar la fuente. Colocar el colimador.
11. De ser posible, anotar el tiempo dado por el computador algunas horas después.

Análisis de los datos

Comparar el tiempo seleccionado de captura con los tiempos indicados por el cronómetro y el indicado por el computador. Anotar si hay alguna diferencia. También verificar si hay alguna diferencia entre la hora exacta y la hora que da el computador.

Observaciones

Se pretende que esta prueba sea aplicada como prueba de referencia y de aceptación y se repita a intervalos de seis meses.

Esta prueba se aplica solo a sistemas cámara - computador en los cuales la captura de datos se controla por el computador, en forma independiente de las operaciones de arranque y parada de la

cámara (start/stop). El reloj usado para controlar el tiempo de captura puede ser distinto del reloj que indica el tiempo real, pero verificar el funcionamiento de ambos, cada uno en su función específica.

Interpretación de los resultados

Cualquier diferencia mayor que la apreciación del cronómetro (por ej.: 0.1 segundo) es considerada significativa. Si se encuentra una diferencia de este orden, será necesario repetir el procedimiento. La presencia de un gran error sistemático puede ser debida a la diferencia entre 50 Hz y 60 Hz (frecuencia de la corriente eléctrica).

Límites de aceptación

Una diferencia en los tiempos de 1% o más en cualquiera de ambas tasas de conteo puede indicar una falla que deberá ser investigada.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

7.3.7. Prueba de temporización del computador en adquisición dinámica

Propósito de la prueba

Verificar que las funciones de temporización del computador de un sistema cámara-computador son adecuadas para una adquisición dinámica.

Materiales

- Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4) consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad de 111 MBq (3 mCi) en un contenedor adecuado. Se pueden usar en esta prueba, una fuente y un recipiente como los usados en la 7.3.4: prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo.
- Un cronómetro.

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora.
2. Colocar la fuente radiactiva puntiforme frente al campo útil de visión de la cámara de centelleo, de manera de producir aproximadamente una tasa de conteo de 20 000 c/s.
3. Adquirir en el computador durante 20 segundos una imagen estática simple sin aumento.
4. Cargar un protocolo de adquisición dinámico para un gran número de cuadros con el menor tiempo por cuadro permitido por el sistema (por ej.: 100 cuadros de 0.2 segundos cada uno, con un tiempo total de adquisición de 20 segundos).
5. Iniciar la adquisición y disparar el cronómetro simultáneamente.
6. Anotar el tiempo transcurrido que indica el cronómetro hasta el final de la captura.
7. Repetir los pasos 5-7 durante la prueba de aceptación para cada formato de adquisición disponible (por ej. 32 × 32 palabra, 64 × 64 byte, 64 × 64 palabra). Si es posible, incluir también el modo lista.

8. Retirar la fuente y colocar el colimador.

Análisis de los datos

1. Determinar las cuentas totales de la imagen estática: C_s .
2. Determinar las cuentas en cada cuadro del estudio dinámico: C_f .
3. Aplicar la prueba de X^2 (chi cuadrado) a los valores de C_f para determinar si la variación del número de cuentas es debida al azar simplemente. En la aplicación de esta prueba utilizar la tabla de X^2 para un límite de confianza de 95% para el tamaño de muestra y número de grados de libertad correspondiente. (Ver Capítulo 3 de este TECDOC: Sección 3.3.6.)
4. Calcular para cada cuadro el tiempo aparente de cuadro, T_f , mediante la siguiente fórmula:

$$T_f = \frac{C_f}{C_s} \times T_s$$

donde T_s = tiempo de captura de la imagen estática (20 segundos).

5. Calcular la media del conjunto de los valores de tiempo aparente de cuadro.
6. Calcular el tiempo aparente de captura para el estudio dinámico como la suma de los tiempos aparentes de cuadro. Calcular el tiempo requerido de captura como la suma de los tiempos requeridos por cada cuadro.

Observaciones

En un sistema ideal, el tiempo requerido de captura, el tiempo transcurrido ya mencionado (6.) y el tiempo aparente de captura deben ser iguales.

Hay dos tipos de errores de temporización. Se puede perder tiempo entre cuadros (Fig. 7-11a), en cuyo caso el tiempo transcurrido excede al tiempo requerido de captura. Algunas veces los tiempos individuales por cuadro pueden diferir sistemáticamente del tiempo requerido por cuadro, lo que se pone en evidencia al calcular los valores. En este caso, el tiempo aparente de captura difiere del tiempo requerido de captura (Fig. 7-11b).

Las fluctuaciones aleatorias en los tiempos por cuadro implican un valor de X^2 inaceptablemente grande.

La actividad en la fuente, el tamaño de la matriz y el tiempo de captura deben ser tales que no se produzca saturación en la imagen.

Interpretación de los resultados

La variación excesiva en los tiempos aparentes de cuadro puede indicar un mal funcionamiento en la interfase cámara-computador o en la cámara de centelleo (por ejemplo inestabilidad de la ventana del PHA). En este caso, antes de seguir con los otros controles, verificar la cámara de centelleo cuidadosamente para asegurar su funcionamiento satisfactorio.

Si se obtienen resultados anómalos es deseable repetir la prueba para tasas de conteos altas y bajas (por ej. 40 000 y 5000 c/s).

Límites de aceptación

El tiempo perdido entre cuadros no deberá ser mayor del 5% del tiempo menor de cuadro; similarmente, el tiempo perdido por cuadro no puede superar el 5%.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

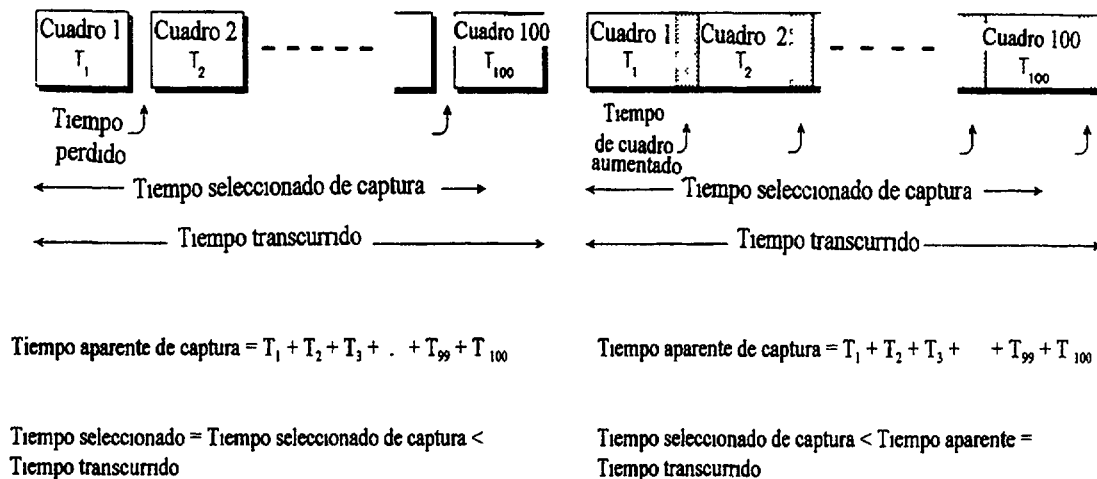


Fig. 7-11. Errores de temporización del computador. (a) Pérdida de tiempo entre cuadros. (b) Aumento del tiempo individual de cuadros.

7.3.8. Prueba de la adquisición sincrónica con el ECG

Propósito de la prueba

Verificar si el sistema cámara-computador usado en una adquisición sincronizada por ECG, es capaz de responder adecuadamente a la señal del equipo de ECG.

Materiales

- Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4), consistente en una solución de $^{99}Tc^m$ con una actividad de aproximadamente 111 MBq (3 mCi), en un contenedor adecuado.

En esta prueba se pueden emplear una fuente y un recipiente como los usados en la 7.3.4: Prueba de la operación intrínseca de la tasa de conteo.

- Un electrocardiógrafo ECG.

Procedimiento

1. Colocar la fuente radiactiva puntiforme frente al campo útil de visión de la cámara de centelleo.

2. Conectar a un voluntario normal los electrodos del ECG. El voluntario debe estar distendido durante la prueba. No se le inyecta sustancia radiactiva alguna.
3. Comenzar una adquisición sincronizada usando un protocolo clínico normal, ya sea en función del tiempo de captura, de las cuentas o del número de latidos cardíacos.
4. En la prueba de aceptación, repetir el estudio con el voluntario moviendo un brazo ocasionalmente, de manera de producir picos en el ECG para verificar el funcionamiento del sistema de rechazo de latidos.
5. Repetir los pasos 1-4 en el modo de captura sincronizada si se dispone de él.
6. Retirar la fuente puntiforme. Desconectar los electrodos del ECG del voluntario.

Análisis de los datos

1. Marcar una región de interés que incluya la imagen de la fuente puntiforme y generar la curva de actividad contra tiempo.
2. Calcular la media y la desviación máxima con respecto a ésta, de los puntos comprendidos en las primeras tres cuartas partes de la curva de actividad contra tiempo.

Observaciones

Se pretende que esta prueba sea aplicada como prueba de referencia y de aceptación y se repita a intervalos semestrales.

Es importante que el ECG sincronice correctamente y que la curva de actividad contra tiempo resulte sin distorsiones. Puede haber un retardo significativo entre la ocurrencia de la onda R y el sincronismo del computador debido a un ajuste de señal inadecuado o por la presencia de circuitos electrónicos entre el ECG y el computador. La porción de la curva que representa el fin de sístole puede estar corrida debido a un sincronismo inapropiado. Se han desarrollado varios fantasmas sofisticados para verificar tanto la forma de la curva de la actividad contra el tiempo como la temporización correcta en la detección de la onda R. Para verificar la integridad del sistema de captura de datos puede ser útil un simulador de ECG. La prueba propuesta aquí es simple y básica, ya que solo verifica si el sistema puede responder al ECG del paciente. No es una prueba completa, pero es adecuada cuando el resto de los circuitos y programas funcionan de acuerdo a las especificaciones.

Algunos sistemas pueden mostrar una disminución de cuentas al final de la curva de actividad contra tiempo debido a las variaciones a lo largo del ciclo cardíaco del sujeto.

Interpretación de los resultados

Verificar adecuadamente la curva de actividad contra tiempo y observar la estabilidad de las cuentas sobre las primeras tres cuartas partes de la curva.

Cualquier desviación de la línea horizontal en la curva de actividad contra tiempo es de significación, especialmente en las primeras tres cuartas partes de la curva.

Límites de aceptación

Los límites aceptables de variación son tres veces la desviación estándar del error aleatorio de conteo (la raíz cuadrada de la media de las cuentas) evaluado sobre las primeras tres cuartas partes de la curva de actividad contra tiempo.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

7.4. CONTROL DE CALIDAD OPERACIONAL

7.4.1. Prueba de la sensibilidad y de la uniformidad del campo inundado

Propósito de la prueba

Verificar la uniformidad de la inundación del campo inundado y, coincidentalmente, la sensibilidad de un sistema cámara-computador.

METODO A: METODO DE LA FUENTE EXTENDIDA

Para seguirse cuando se cuenta con una fuente extendida para la inundación del campo.

Materiales

- Fantoma extendido para la inundación del campo (ver la Sección 6.1.5.4), conteniendo una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o de $^{113}\text{In}^m$, con una actividad de 74 MBq (2 mCi) para las cámaras de campo chico, o de 185 MBq (5 mCi) para las de campo grande, o
- Una fuente extendida de ^{57}Co con actividad conocida.

Procedimiento

1. Colocar en la cabeza detectora un colimador de agujeros paralelos para radiaciones gama de energía baja. El mismo colimador debe usarse consistentemente en esta prueba. Colocar la cabeza detectora verticalmente y dirigida hacia arriba.
2. Colocar el fantoma o la fuente extendida sobre la superficie del colimador.
3. Centrar, sobre el fotopico, la ventana del PHA que se usa clínicamente (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
4. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, preestableciendo un conteo de 10^6 en las cámaras de campo chico, y de 2×10^6 en las de campo grande.
5. Capturar simultáneamente una imagen digital usando una matriz de 64×64 , con la misma cantidad preseleccionada de cuentas totales.
6. Anotar todos los elementos de juicio centellográfico, incluyendo el conteo preestablecido, el tiempo de captura para la cámara y el computador y la hora de la adquisición.
7. Retirar el fantoma o la fuente radiactivos.

METODO B: METODO DE LA FUENTE RADIATIVA PUNTIFORME

Para seguirse en el caso de que no se cuente con una fuente extendida.

Materiales

Una fuente radiactiva puntiforme (ver la Sección 6.1.5.4), consistente en una solución de $^{99}\text{Tc}^m$ o de $^{113}\text{In}^m$, con una actividad conocida, cercana a 18.5-37 MBq (0.5-1.0 mCi), en un contenedor adecuado.

Un montaje para la fuente radiactiva (ver la Sección 6.1.5.4).
Una máscara de plomo (ver la Sección 6.1.5.4).

Procedimiento

1. Retirar el colimador de la cabeza detectora. Alinear ésta con el montaje de la fuente radiactiva.
2. Colocar centralmente la máscara de plomo sobre la cubierta del cristal.
3. Colocar la fuente radiactiva puntiforme en su montaje.
4. Centrar en el fotopico la ventana del PHA que se utilice clínicamente (ver la prueba 6.4.2: prueba de la calibración de la energía).
5. Obtener una imagen analógica con el dispositivo de despliegue fotográfico, con un conteo preestablecido de 10^6 cuentas para las cámaras de campo chico, y de $2 \times f_0$ para las de campo grande.
6. Capturar simultáneamente una imagen digital en una matriz de 64×64 con la misma cantidad preseleccionada de cuentas totales.
7. Anotar todos los elementos de juicio centelleográfico, incluyendo el conteo preestablecido, el tiempo de captura de la cámara de centelleo y del computador, el tiempo de conteo y la hora exacta.
8. Retirar la fuente radiactiva y su montaje. Colocar el colimador en la cabeza detectora.

Análisis de los datos

METODO A: ESTE METODO NO REQUIERE UN PROGRAMA DE COMPUTACION ESPECIAL

1. Examinar visualmente las imágenes en busca de defectos en la uniformidad.
2. Usar el programa de regiones de interés (ROI) para determinar la media de cuentas por pixel en el campo central de visión de la imagen digital, como se define en la prueba 7.3.2: prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado.
3. Ajustar el dispositivo de despliegue digital para mostrar el intervalo de tasas de conteo:

$$\text{MEDIA} \pm 2 \sqrt{\text{MEDIA}}$$

sobre toda la escala de intensidades. Observar la imagen digital, buscar artefactos y partes no uniformes que no se hayan visto previamente Y comparar con la imagen analógica.

4. Calcular la actividad de la fuente radiactiva a la hora de la medida si se usó un fantoma de campo plano rellenable o una fuente puntiforme de $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$. En el caso de usar la fuente plana de ^{57}Co , corregir su actividad por decaimiento semanal.
5. Calcular la sensibilidad en c/s por unidad de actividad.

METODO B: ESTE METODO USA UN PROGRAMA DE COMPUTACION ESPECIAL

1. Calcular las uniformidades integral y diferencial de las imágenes digitales como en la prueba 7.3.2: prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado.

2. Comparar la imagen digital con la imagen de referencia más reciente, normalizar ambas imágenes a la misma tasa de conteo y obtener la imagen diferencial.
3. Dibujar un perfil horizontal que pase por el centro de la imagen digital.
4. Generar una imagen (con las mismas dimensiones) que muestre el porcentaje de desviación correspondiente a cada pixel individual con respecto a la media de las cuentas dentro del campo útil de visión, tal y como se definió en la prueba 7.3.2: prueba de la uniformidad intrínseca del campo inundado. Lo que implica poner en cero los valores de cuentas correspondientes a los pixeles que están fuera del campo útil y determinar la media de las cuentas dentro del campo útil, restar el valor de la media al valor de cuentas en cada pixel individual, y dividir entre el valor de la media y multiplicar por 100.
5. Generar un histograma de los porcentajes de desviaciones.
6. Calcular el coeficiente de variación del porcentaje de desviaciones con respecto a la media. Esto corresponde a la desviación estandar de las cuentas por pixel dentro del campo útil expresada como un porcentaje de la media.
7. Si usa un fantoma rellenable de campo plano o una fuente radiactiva puntiforme de $^{99}\text{Tc}^m$ o $^{113}\text{In}^m$, calcular la actividad a la hora de la adquisición corrigiendo por decaimiento radiactivo con respecto a la hora de la determinación de la actividad. En caso de haber usado un fantoma de campo plano de ^{57}Co , calcular la actividad de la fuente corrigiendo por decaimiento semanal.
8. Calcular la sensibilidad en c/s por unidad de actividad.

Observaciones

La prueba debe efectuarse diariamente para verificar las condiciones del sistema cámara-computador para los estudios clínicos. Si el sistema cuenta con un circuito corrector de uniformidad la prueba debe realizarse diariamente con el circuito en funciones. Pero, de ser posible, al principio de cada semana, esta prueba también debe efectuarse con este circuito desconectado con el fin de verificar si hay defectos que puedan esconderse en las imágenes corregidas, por ej.: los creados por las fallas incipientes de los fotomultiplicadores.

Debe hacerse notar que la amplitud de la ventana del PHA influye considerablemente sobre la sensibilidad que se mide. Por lo tanto, esta prueba debe efectuarse siempre con la misma amplitud de la ventana. Igualmente, debe mantenerse constante la distancia entre la fuente radiactiva y la superficie expuesta de la cubierta del cristal.

Si se usa un fantoma de campo extendido rellenable deberá verificarse que su contenido esté debidamente mezclado para que constituya una fuente radiactiva uniforme. Si se sospecha que la mezcla no es suficiente, el fantoma deberá rotarse 90 grados y deberá adquirirse una nueva imagen. Se confirma que el contenido del fantoma no es homogéneo porque las formas de no homogéneas en la imagen cambian de posición al rotar el fantoma.

Interpretación de los resultados

Es importante que la imagen digital que se adquiera en esta prueba sea uniforme y libre de artefactos, puesto que las zonas de no uniformes pueden reducir la calidad de la imagen y distorsionar las medidas cuantitativas que se efectúen con el sistema. Los resultados permiten identificar diferentes tipos de fallas.

Comparar cuidadosamente las imágenes analógicas y digitales. Una diferencia observable entre ambas puede indicar una falla en el sistema cámara-computador y deberá investigarse. Observar la

imagen digital sin procesar en busca de cuentas fuera del campo útil de visión. El hallazgo de cuentas en el sitio mencionado puede indicar la presencia de "ruido" en el sistema. Si se dispone de la imagen que representa el mapa de porcentaje de desviación, inspeccionarla conjuntamente con la imagen digital sin procesar para determinar si tienen: una mancha caliente central, otras faltas de uniformidad, o rayas horizontales o verticales que evidencien problemas en la linealidad diferencial.

La imagen de las diferencias constituye un indicador muy sensible a los cambios en las ganancias horizontales o verticales, y a los desajustes y cambios en la uniformidad del campo.

Las diferencias significativas entre los tiempos de captura y las tasas de conteo de la cámara y el computador evidencian un mal funcionamiento en el sistema y deben investigarse.

Comparar el valor de la uniformidad y de los otros parámetros obtenidos con los valores de la prueba de referencia, logrados cuando el sistema funcionaba satisfactoriamente.

Si las imágenes muestran grandes anomalías, los valores de obtenidos de la uniformidad no tienen mayor sentido, en cuyo caso deben tomarse medidas para identificar las fallas y hacerlas corregir por el personal de mantenimiento. La primer acción deberá ser rotar la imagen analógica y repetir la prueba. Si la zona de no uniformidad gira, entonces el problema puede radicar en la cámara (o en la fuente plana). Si la zona de no uniformidad permanece sin cambio de posición, entonces el problema puede estar en la interfase entre la cámara y el computador o en el computador mismo.

Límites de aceptación

Si los valores de los índices de uniformidad son 1.5 veces mayores que los valores de referencia correspondientes, deberá asumirse que existe un problema. La tasa de conteo del computador deberá estar en el entorno de 10% de la tasa de conteo de la cámara. Si la tasa de conteo del computador es significativamente mayor que la tasa de conteo de la cámara puede indicar la presencia de una "fuente de ruido" en el sistema. Si hay una disminución significativa puede indicar que hay un procesamiento excesivamente lento de los datos. Cualquiera de las dos situaciones deberá investigarse.

Conclusiones

Registre los resultados, ya sea que confirmen o no una capacidad funcional aceptable. En caso negativo, indique que sean tomadas medidas de seguimiento.

7.5. COMENTARIOS DE CONTROL DE CALIDAD DE SOFTWARE

El software del sistema cámara-computador está más integrado al sistema total que el propio hardware y debe controlarse en forma especial para asegurar el funcionamiento correcto. Este tipo de control debe incluir pruebas de aceptación y de rutina.

Debido a que el software disponible para tales sistemas cambia rápidamente, no es posible definir un conjunto de protocolos que permitan al usuario probar su propio software. El potencial de un sistema para producir errores es prácticamente ilimitado y siempre hay que tener la precaución de asegurar que los resultados sean razonablemente correctos. Las directivas siguientes pueden ser útiles para limitar los errores del operador y para verificar si el sistema se comporta adecuadamente.

Si las verificaciones básicas del sistema producen resultados satisfactorios y si las pruebas de temporización del computador cuando trabaja en los modos de adquisición dinámica y sincronizada por el ECG son también satisfactorias, se pueden aplicar las siguientes pruebas para verificar la aritmética del equipo en la manipulación de los datos.

En general, hay tres tipos de datos que sirven para validar los programas para los sistemas cámara-computador:

1. los datos clínicos validados,
2. los datos generados por modelos físicos (fantomas) y
3. los datos de simulaciones matemáticas.

Con cada uno de los tres se pueden verificar los valores resultantes de algún procedimiento analítico mediante su comparación con los resultados esperados. Este tipo de prueba es especialmente útil cuando se comienza a usar una nueva versión de software, puesto que permite comparar los valores obtenidos previamente contra los valores logrados con la versión nueva.

Los resultados clínicos validados se refieren a los valores encontrados en un paciente y que han sido procesados por diferentes instituciones reputadas para servir como valores esperados cuando se analizan los datos. Se precisa disponer de información clínica de otras fuentes para verificar dichos valores esperados. Se pueden generar también datos apropiados a partir de fantomas diseñados cuidadosamente para simular ciertos aspectos de los estudios en pacientes.

Es recomendable obtener conjuntos de datos clínicos de referencia para cada procedimiento clínico que se use comúnmente. Estos pueden ser resultados clínicos validados, producidos por otros laboratorios, o resultados de estudios clínicos realizados en la misma institución para servir como valores de referencia. Cada vez que se modifique el software en forma significativa, el software "nuevo" puede probarse con estos valores de referencia. Deberá haber al menos un caso normal y uno anormal para cada procedimiento.

Los datos obtenidos de simulaciones matemáticas son datos conocidos con una distribución estadística de ruido generada por un computador. Por ejemplo, para probar el software de manipulación de matrices se puede emplear un programa que genere una matriz de 64×64 con valores de 1 a 4096. Se pueden simular condiciones más complejas a partir de modelos fisiológicos para probar software específicos como el de estudios cardíacos. Es muy recomendable disponer de un programa que genere adquisiciones tomográficas simuladas para comprobar el software de procesamiento tomográfico.

Del mismo modo, deberá someterse a prueba el protocolo de análisis para cada procedimiento clínico. Es útil que un representante del fabricante esté presente durante la ejecución de las pruebas. Cualquier diferencia con la documentación deberá hacerse notar. Los programas deben ser probados con un conjunto de datos validados clínicamente y los resultados deben ser verificados. En caso de encontrar diferencias, se hace necesario determinar las razones que las producen.

En caso de poder incluir programas escritos por el usuario, hay que verificar la disponibilidad de la documentación correspondiente. Durante la prueba de aceptación, un programa simple, como lo puede ser el programa para extraer una línea de una matriz y guardarla como un perfil, puede ser escrito con la guía del representante de la fábrica.

No es posible una evaluación completa del software sin la disponibilidad de la documentación respectiva. Es importante asegurarse que un conjunto completo de documentación esté disponible para el software en uso y que sea actualizado a medida que sea necesario. Los errores, incluyendo los errores de la documentación, deben ser anotados en la bitácora a medida que se vayan encontrando.

8. SISTEMAS DE TOMOGRAFIA POR EMISION DE FOTON UNICO (SPECT) MEDIANTE CAMARAS DE CENTELLEO ROTACIONALES

8.1. INTRODUCCIÓN

El tipo mas común de sistemas de tomografía por emisión de fotón único (SPECT) se compone de una cámara de centelleo convencional montada sobre un armazón especial, conectada a un computador apropiado, como se ilustra en la Fig. 8.1. La Fig. 8.2 muestra un diagrama de uno de estos sistemas y sus varios ejes, en particular, el eje de rotación (ver 8.1.2-#2, más abajo). Las imagen logradas mediante la SPECT tiene un número de ventajas potenciales con respecto a la imagen plana de la medicina nuclear convencional. Sin embargo, requieren una atención especial, pues los sistemas de SPECT no producen resultados adecuados a menos que se tenga un gran cuidado en la puesta a punto y en el funcionamiento de la cámara de centelleo y de las otras partes que componen el sistema. Existen además ciertos requerimientos adicionales para los sistemas con cabeza doble (o múltiple).

Existen varias publicaciones introductorias en el tema de SPECT, entre las cuales se recomienda la publicación IPSM (Williams 1985).

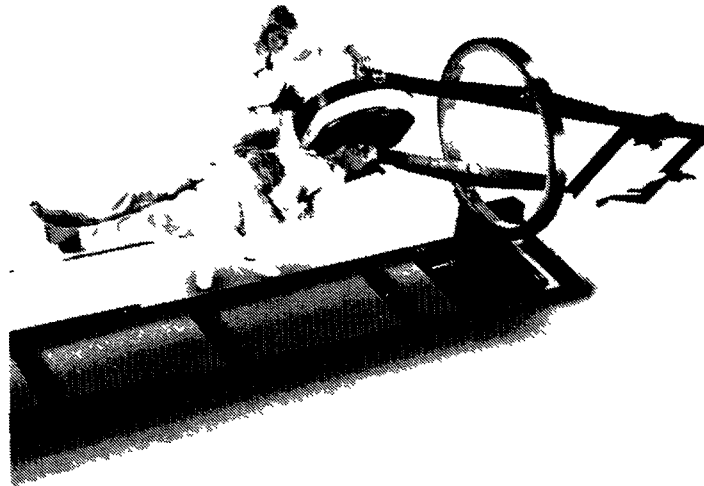


Fig. 8.1. Sistema de SPECT típico.

8.1.1. Principios básicos

El principio básico utilizado por el sistema SPECT se basa en el concepto de una cámara rotacional y requiere de la adquisición de una serie de imágenes planas a medida que la cámara gira 180 ó 360 alrededor del paciente. Estas imágenes planas, o imágenes de proyección, se utilizan para crear imágenes del corte transaxial mediante un filtrado de retroproyección de los datos dentro del plano transaxial. Cada columna de pixeles a lo largo de la imagen de proyección genera una línea de proyección, la cual corresponde a un perfil de conteo para un valor Y común en la imagen. Los conteos en estas líneas de proyección pueden ser retroproyectadas en el ángulo apropiado a lo largo del plano transaxial, lo cual dará como resultado una aproximación de primer orden de los datos que dieron origen al conjunto de imágenes proyectadas.

Con el fin de mejorar esta imagen es necesario aplicar un filtro además de la retroproyección. Este filtro, al aplicarse a la línea de proyección en el dominio espacial, tiene un máximo central con lóbulos negativos a los lados. Esto corresponde a un filtro de rampa en el dominio de la frecuencia. Si se tuviesen datos perfectos (libres de ruido) obtenidos mediante imágenes adquiridas a través de un número infinito de proyecciones, este filtro de rampa daría una reconstrucción perfecta en el corte to-

mográfico. Desafortunadamente, el número de imágenes que pueden adquirirse es limitado y los datos, lejos de ser perfectos, se encuentran limitados por la estadística de Poisson. Como resultado de lo anterior, cuando se utilizan datos reales es necesario aplicar una función de ventana al filtro utilizado para modificar la retroproyección. Debe también realizarse una corrección por atenuación en la imagen reconstruida. Si esto no se realiza, los datos en el centro de un objeto aparecerán como si se hubiesen adquirido con una sensibilidad menor en relación con la periferia. Adicionalmente los datos no serán cuantitativamente precisos.

Normalmente se utiliza un computador digital para realizar el filtrado, la retroproyección y la corrección por atenuación de los datos de SPECT. Los datos originales se almacenan como una serie de imágenes de proyección y, dependiendo de los comandos del operador, pueden ser reconstruidos para dar uno o varios cortes transaxiales luego de un filtrado apropiado. Una vez que los cortes transaxiales han sido creados, es posible utilizar los mismos datos para crear cortes sagitales, coronales u oblicuos a través del objeto, principalmente mediante el reordenamiento de los datos.

Debido a la interdependencia que existe entre el funcionamiento de la cámara de centelleo, su movimiento y el algoritmo de reconstrucción, es posible reconstruir imágenes transaxiales que están lejos de ser óptimas. Aunque es fácil descubrir degradaciones en imágenes planas obtenidas en una cámara de centelleo mal ajustada o que presenta un mal funcionamiento, no sucede igual en el caso de SPECT, donde es muy posible producir imágenes de baja calidad o con artificios sin que esta situación sea debidamente detectada.

Este capítulo da detalles de algunos procedimientos básicos para revisar tales sistemas, a pesar de no ser exhaustivo. Adicionalmente al entendimiento de cómo utilizar una cámara de centelleo, se asume que el usuario de un sistema de SPECT está familiarizado con el uso del computador. Algunas de las pruebas de control de calidad descritas aquí requieren de una mayor experiencia que la requerida para aquellas pruebas descritas en capítulos anteriores. Como ayuda, se incluye una sección en la cual se dan las definiciones de algunos términos especiales.

8.1.2. Algunos términos especiales

Se definirán en esta sección algunos términos especiales para aclarar la descripción de las pruebas.

1. El **plano del detector** es la superficie frontal de la cámara de centelleo. Se considera usualmente como la superficie frontal del cristal y no como la superficie frontal del colimador. El eje X se define como se ilustra en la Fig. 8-2, perpendicular al eje de rotación, con el eje Y paralelo al eje de rotación.
2. El **eje de rotación** es el eje alrededor del cual gira la cámara de centelleo (Fig. 8-2). Usualmente, en una buena aproximación, el eje de rotación es horizontal (pero no necesariamente). Adicionalmente, la línea que puede trazarse a lo largo del eje central de la camilla no siempre es paralela al eje de rotación. El eje de rotación define el centro de rotación (un punto) como la intersección entre el eje de rotación (una línea) y una línea perpendicular al plano del detector trazada desde su centro cuando el detector se encuentra paralelo al eje. El corrimiento del centro de rotación existe cuando la línea perpendicular al plano de rotación trazada desde su centro no intercepta el eje de rotación. Esta es la distancia mínima entre el eje y la perpendicular para un ángulo de rotación específico (ver Fig. 8-2), pero en algunas circunstancias puede variar a medida que la cámara de centelleo gira.
3. La **posición de reposo** es la posición en la cual el sistema retorna, por lo general de manera automática, a su posición inicial y donde el ángulo de rotación se toma como cero.
4. El **ángulo de rotación** es el ángulo medido entre la línea perpendicular al plano de rotación trazada desde su centro cuando la cámara de centelleo se encuentra en una posición dada y la

misma línea cuando la cámara de centelleo se encuentra en la posición de reposo, normalmente en posición horizontal. Esto se ilustra en la Fig. 8-2.

5. El **ángulo de balanceo** es el ángulo medido entre el plano del detector y el eje de rotación, medido a lo largo del eje de rotación, como se ilustra en la Fig. 8-3. Normalmente debe ser igual a 0° cuando el sistema ha sido puesto a punto de manera correcta, y permanece igual a 0 para todos los ángulos de rotación. Es necesario revisar el ángulo de balanceo antes de cada adquisición tomográfica.

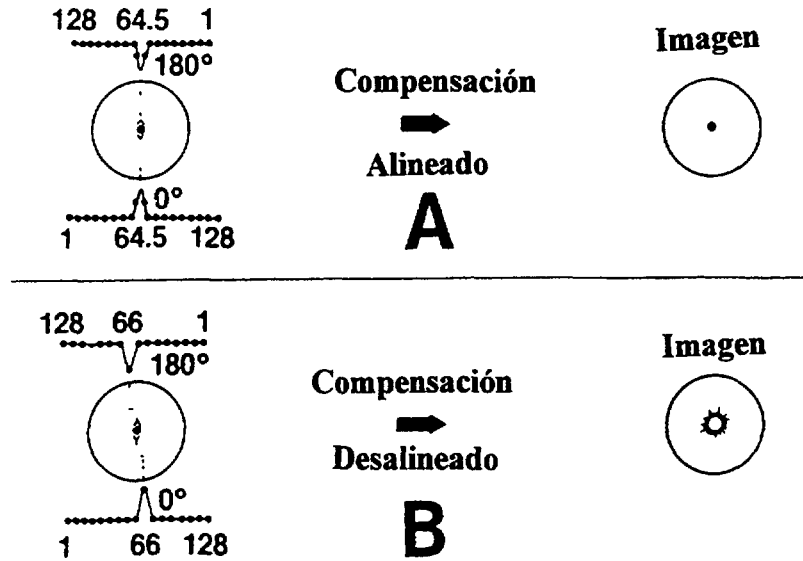


Fig. 8-2. Diagrama de un sistema SPECT que muestra el eje de rotación y el eje de rotación desalineado.

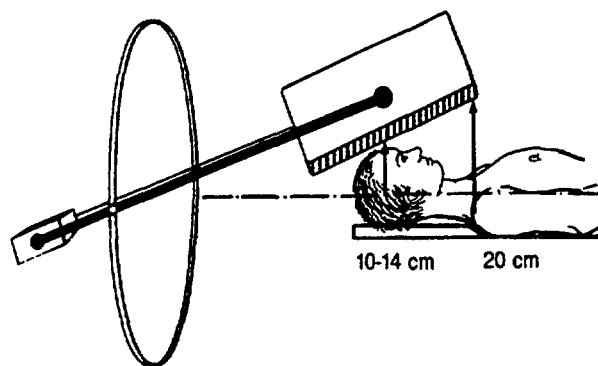


Fig. 8-3. Diagrama que muestra el ángulo de balanceo.

6. Una **imagen de proyección** es una imagen plana convencional obtenida para un ángulo de rotación específico. Es una matriz de tamaño $n \times n$, siendo típicamente de 64×64 ó de 128×128 . Una línea de proyección se define como una línea en la imagen de proyección en la que el conjunto de píxeles tiene un valor Y común. Se trata en realidad de un perfil horizontal a lo largo de la matriz de proyección, como se ilustra en la Fig. 8-4.
7. **Adquisición tomográfica** es el proceso mediante el cual se adquiere el conjunto de todas las imágenes de proyección para cada una de las posiciones angulares dentro del ángulo de rotación total, el cual normalmente es de 180° ó 360° .

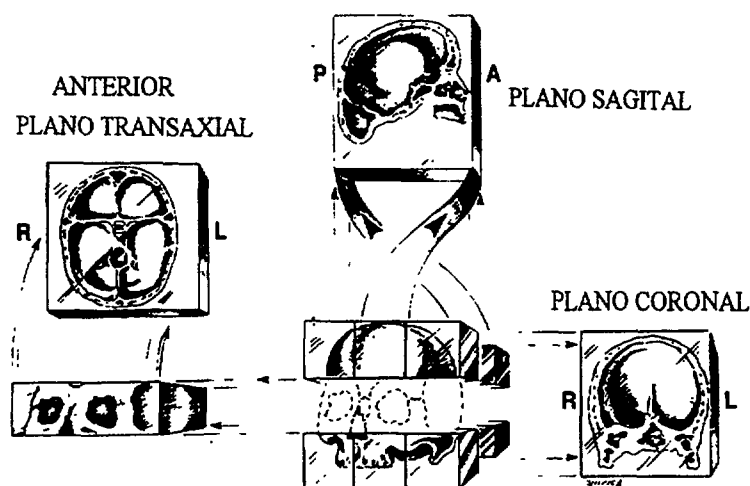


Fig. 8-4. Diagrama que muestra las imágenes de proyección y la relación entre líneas de proyección y la imagen reconstruida.

8. El **plano transaxial** es el plano perpendicular al eje de rotación que intersecta el plano del detector a lo largo de una línea, correspondiente a una línea de proyección particular.
9. El **plano sagital** es el plano paralelo al eje de rotación y que atraviesa al paciente en el sentido anterior-posterior.
10. El **plano coronal** es el plano paralelo al eje de rotación y que atraviesa al paciente de derecha a izquierda. Los planos transaxial, sagital y coronal son todos ortogonales, tal como se ilustra en la Fig. 8-5.
11. **Planos oblicuos** son los planos construidos a partir de los planos transaxial, sagital y/o coronal y que forman un ángulo con respecto a uno o a una combinación de estos planos.
12. Una imagen llamada **sinograma** puede generarse escogiendo algún valor máximo y mínimo de Y para el conjunto de imágenes de proyección. Las líneas de proyección así definidas en cada imagen pueden entonces sumarse para generar una única línea de datos para cada imagen de proyección. Estas líneas se colocan luego en orden sucesivo dentro de una nueva matriz. Cada línea es colocada en una posición correspondiente al ángulo en el cual ha sido obtenida. Generalmente esta imagen es llamada sinograma y se ilustra en la Fig. 8-6. El término sinograma se deriva del hecho de que una fuente puntiforme colocada fuera del eje se proyectará en el conjunto de perfiles de proyección usados para crear esta nueva matriz en la forma de una curva sinusoidal.

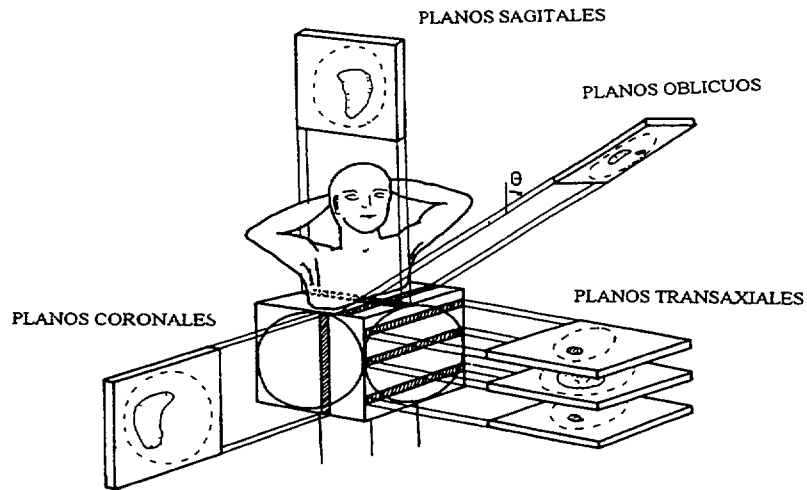


Fig. 8-5. Planos transaxial, sagital y coronal.



Fig. 8-6. Ejemplo de sinograma.

13. Luego de la reconstrucción de un conjunto de sinogramas (cada uno correspondiente a un corte transaxial) se define un eje paralelo al eje de rotación (perpendicular al plano de corte) llamado comúnmente eje Z. Este eje es paralelo al eje Y de la columna de imágenes de proyección, como se indica en la Fig. 8-7. Por lo tanto es importante diferenciar los ejes X e Y en la columna de imágenes de proyección, y los ejes X e Y en un corte transaxial reconstruido.
14. El **ancho de reconstrucción** es el número de píxeles a lo largo del eje Y de la columna de imágenes de proyección, los cuales han sido sumados antes de la reconstrucción de un corte transaxial único. Mientras que el ancho de reconstrucción es un número de píxeles, el ancho de corte es la resolución efectiva en mm de un corte transaxial a lo largo del eje Z (ver #13 mas arriba). Una definición acertada del ancho de corte es el ancho total a la mitad del máximo de un perfil generado por una fuente radiactiva puntiforme a lo largo del eje Z.
15. Durante la adquisición de **paso y disparo** (step and shoot) la cámara se mueve hasta algún ángulo de rotación, se detiene, adquiere una imagen de proyección, y luego gira hasta la siguiente posición angular. Durante la rotación continua el sistema no se detiene y las imágenes de proyección se forman normalmente a través de los pequeños incrementos angulares mientras la cámara gira. Para la adquisición de paso y disparo se requieren incrementos angulares uniformes mientras que para la rotación continua se requiere que el sistema mantenga una velocidad angular uniforme o que corrija los intervalos de adquisición debidos a las variaciones de velocidad.

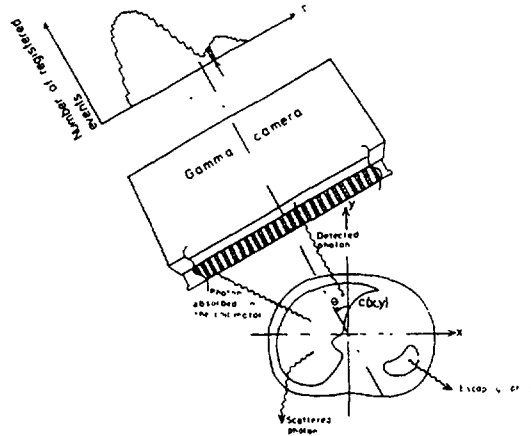


Fig. 8-7. Diagrama que muestra los ejes en el plano de adquisición de datos y en el plano transaxial reconstruido.

16. El **incremento angular** para un sistema de paso y disparo es la diferencia en el ángulo de rotación para posiciones sucesivas de la imagen de proyección. El número total de ángulos o vistas es el número total de posiciones angulares para el cual se obtienen las imágenes de proyección. El ángulo total de rotación es el ángulo a través del cual gira el sistema cuando se colectan datos, y por lo general es igual a 360 aunque algunas veces, en tomografía cardíaca, se utilizan 180. La cámara puede girar en el sentido de las manecillas del reloj o en sentido contrario cuando se observa el sistema a lo largo del eje de rotación hacia el armazón.
17. El **radio de rotación** es la distancia perpendicular entre el plano del detector (la superficie frontal del cristal) y el eje de rotación y debe ser constante para la llamada órbita circular. Para propósitos prácticos a menudo es necesario medir esta distancia desde la cara frontal del colimador y corregir por el ancho del colimador.
18. Una **órbita no circular**, como una órbita elíptica, se obtiene moviendo durante la rotación el cabezal, la camilla, el armazón, o una combinación de las anteriores, de tal manera que el plano del detector no se encuentre siempre a una distancia constante del eje de rotación, pero realice otro tipo de órbita bien definida, tal como una elipse (Ver Fig. 8-8) De este modo se intenta reducir la distancia entre el detector y el paciente y mejorar la resolución espacial en el plano tomográfico.

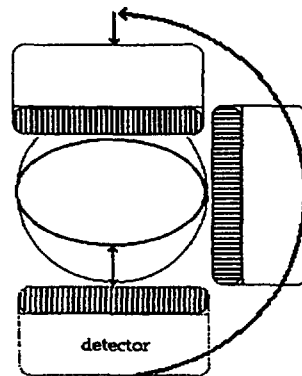


Fig. 8-8. Órbitas circular y no circular.

19. El tipo más común de reconstrucción es la **retroproyección filtrada**. El filtro de reconstrucción se refiere al filtro que se emplea antes de la retroproyección de los datos en este tipo de reconstrucción. El filtro de rampa es el filtro más agudo que puede emplearse normalmente e implica que no debe realizarse otro tipo de suavizado durante la reconstrucción. Se pueden emplear diferentes tipos de filtros (funciones ventana), tales como el filtro de Shepp-Logan, el filtro de Hamming, el filtro de Hann, el filtro de Butterworth, etc. En general, estos son filtros de suavizado que se aplican en forma adicional al filtro de rampa. Sin embargo, se pueden utilizar otros métodos de reconstrucción tales como A R T, Entropía máxima, etc. Al lector interesado se le recomienda consultar la lista de referencia que se ofrece al final del capítulo.
20. La **corrección por atenuación** es la parte del proceso de reconstrucción donde se restauran aquellos conteos (eventos) que se asumen perdidos debido a la atenuación dentro del objeto. Esta corrección debe realizarse antes, durante, o después de la operación de reconstrucción principal, y requiere del conocimiento de la distribución de la actividad dentro del órgano y de la distribución del tejido atenuador, por ejemplo, de la superficie externa del paciente (el contorno corporal). Los métodos para determinar el contorno corporal del paciente dependen del sistema particular que se use; marcas externas, un estudio de transmisión, o mediante una ventana de adquisición adicional para baja energía con el fin de detectar los eventos dispersos.
21. Algunos sistemas también realizan una **corrección de dispersión** para eliminar los efectos que resultan de los fotones dispersos que registra la ventana del fotopico. Algunas veces esta corrección de dispersión se realiza sólo mediante programas, con la captura de datos a partir de una ventana de energía más baja, o con una ventana de energía asimétrica.
22. El **coeficiente de corrección de atenuación** es el valor usado en el proceso de corrección por atenuación. Depende del sistema y en particular del tipo de corrección de dispersión que se utilice.
23. **Reconstrucción de destello en abanico** es el procedimiento de reconstrucción modificado que se emplea cuando se utiliza un colimador convergente en lugar de un colimador de agujeros paralelos. Existen varios tipos de colimadores convergentes que pueden utilizarse, en particular el colimador de destello en abanico y el colimador en cono. El uso de estas técnicas requiere de un considerable cuidado extra en la puesta a punto del sistema SPECT y de su software asociado.
24. El **efecto de volumen parcial** es la pérdida de señal (normalmente observada como una pérdida de contraste) que ocurre cuando un objeto a detectar o medir no ocupa completamente el corte que está siendo reconstruido. Este efecto debe diferenciarse del efecto de la función de punto extendido (PSF) el cual también da como resultado una pérdida de señal para objetos que son pequeños o comparables en tamaño con la resolución del sistema.

8.1.3. Los componentes del sistema

Los dos componentes principales del sistema son una cámara de centelleo convencional y un computador conectados a través de una interfase. Además, se debe tener:

1. **Camilla para paciente.** Las camillas tomográficas normalmente se diseñan en forma especial, y difieren considerablemente de las camillas convencionales. Son mucho más angostas, de tal forma que la cámara pueda girar en radios de rotación pequeños y están construidas en material especial para minimizar la atenuación. Estas camillas se diseñan de manera tal que su eje longitudinal pueda alinearse con el eje de rotación. Finalmente, la longitud de la camilla y su posición horizontal (moviendo la camilla verticalmente) pueden controlarse manual o mecánicamente mediante un motor controlado. Existe también un soporte para la cabeza del paciente que permite reducir el radio de rotación del detector y colocar la cabeza del paciente en el ángulo deseado, de tal forma que el detector pueda pasar lo más cerca posible del paciente durante la realización de los estudios cerebrales.

2. **Almacén.** Los almacenes tomográficos están diseñados para girar el (los) cabezal(es) alrededor del paciente. A menudo, son mecánicamente sólidos y en muchos casos se mueven bajo el control de un microprocesador conectado mediante una interfase al computador principal. Este controlador puede estar conformado solo por un control de giro o por un sistema mucho más complejo que funcione más o menos en forma autónoma.
3. **Controlador de rotación.** Este instrumento controla la rotación de la cámara alrededor del eje de rotación. Normalmente está conectado al computador principal a través de una interfase. Para un sistema de paso y disparo esta interfase controla el incremento angular entre cada par de imágenes de proyección sucesivas; en el caso de un sistema de rotación continua, esta interfase controla la velocidad del giro. A menudo también permite el retorno de la cámara a su posición de reposo. Algunas veces este controlador también comanda la posición lateral del almacén y/o de la camilla, y cualquier otro movimiento mecánico bajo control del sistema.
4. **Instrumentos de seguridad del paciente y de parada de emergencia.** Todos los sistemas tomográficos tienen (o deben tener) un botón de parada de emergencia que detiene algún movimiento que pudiera lesionar al paciente. Además, algunos sistemas poseen un instrumento de protección del paciente, tal como un sensor de presión sobre la cara del colimador, para interrumpir el movimiento cuando el sistema toca la camilla o el paciente.
5. **Instrumentos de lectura de la posición.** Estos son instrumentos en los cuales se muestran la posición angular, el radio de rotación, etc. Dichos instrumentos varían considerablemente de un sistema a otro. En particular, muchos sistemas poseen algunos métodos para determinar el balanceo de la cabeza, como puede ser un nivel colocado en el cabezal de la cámara. Estos instrumentos de lectura de posición no son confiables en lo referente a la exactitud, especialmente respecto al centrado del sistema. Adicionalmente, existen instrumentos para posicionamiento del paciente, particularmente en la puesta a punto del ángulo y de la posición de la cabeza del paciente.

8.1.4. Características del funcionamiento

Muchas de las características del funcionamiento de un sistema SPECT son similares o idénticas a aquellas descritas en capítulos previos, y no serán discutidas nuevamente. Se pueden definir una serie de parámetros que describen el funcionamiento convencional de una cámara de centelleo, por ejemplo:

- | | | |
|----|--------------------------------|------------------------|
| 1. | Resolución en energía | (ver Sección 6.1.4.2). |
| 2. | Uniformidad de campo | (ver Sección 6.1.4.3). |
| 3. | Distorsión espacial | (ver Sección 6.1.4.4). |
| 4. | Linealidad CAD diferencial | (ver Sección 7.1.3.2). |
| 5. | Linealidad CAD integral | (ver Sección 7.1.3.2). |
| 6. | Resolución espacial | (ver Sección 6.1.4.1). |
| 7. | Respuesta de la tasa de conteo | (ver Sección 6.1.4.5). |

En muchos casos un sistema tomográfico es mucho más sensible al funcionamiento deficiente con respecto a estos parámetros que en el caso de las cámaras de centelleo convencionales. Esto se aplica particularmente a la baja uniformidad, tal como se discutirá en la sección sobre uniformidad tomográfica (ver Sección 8.1.4.3). La resolución de la energía de las radiaciones también es de importancia especial. Una baja resolución puede causar pérdida de contraste (ver Sección 8.1.4.2).

Además, en tomografía muchas de las características de funcionamiento no tienen un valor único. Por ejemplo, la resolución espacial tomográfica (ver Sección 8.1.4.4) varía en función de la posición dentro de un corte transaxial. También varía en forma considerable en función del radio de rotación (Tal como se define en 8.1.2-#17), y con la técnica de reconstrucción que se siga.

Adicionalmente a los parámetros descritos para el funcionamiento convencional (para una cámara), se debe definir otra serie de parámetros para describir el funcionamiento tomográfico. Esta serie incluye:

1. Ancho de corte
2. Contraste tomográfico
3. Uniformidad tomográfica
4. Resolución tomográfica
5. Linealidad de la respuesta tomográfica
6. Exactitud cuantitativa
7. Precisión de la determinación del centro de rotación
8. Sensibilidad - corte y volumen

8.1.4.1. Ancho de corte

El ancho de corte un corte transaxial se define como el Ancho Total a la Mitad del Máximo (ver Sección 6.3.7), medido a partir de la respuesta del sistema a lo largo de una línea paralela al eje de rotación hasta una fuente radiactiva puntiforme colocada a una distancia radial conocida del centro de rotación. Este ancho no es constante con respecto a la posición dentro del corte transaxial. Los valores importantes son el ancho de corte en el centro (o sea a lo largo del eje de rotación) y el ancho de corte a una distancia radial conocida, por ejemplo a 10 cm, del eje de rotación.

La importancia del ancho de corte radica en que describe la resolución del sistema a lo largo del eje Z para esa reconstrucción. Para un ancho de reconstrucción menor a 3 píxeles, el ancho de corte es típicamente similar a la resolución espacial convencional de la cámara de centelleo a una profundidad correspondiente en tejido.

El ancho de reconstrucción (ver 8.1.2-#13) es un poco diferente. Este es el número de líneas de proyección usadas para reconstruir un corte transaxial. La resolución Z del sistema no corresponde al tamaño de un pixel multiplicado por el ancho de reconstrucción utilizado en la reconstrucción. Por ejemplo, si el tamaño del pixel es de 3 mm, y el ancho de reconstrucción es de 1 pixel, el ancho de corte puede bien ser del orden de 10 a 20 mm. Sin embargo, cuando el ancho de reconstrucción se hace mas grande, por ejemplo mayor a 6 para píxeles de 3mm, este ancho de reconstrucción empieza a dominar y determinará el ancho de corte. Por lo tanto, el ancho de corte depende del ancho de reconstrucción. Convencionalmente, el ancho de corte se mide para un ancho de reconstrucción de 1 pixel, de forma tal que sea prácticamente independiente del ancho de reconstrucción (ver Fig. 8-4).

Variaciones en el ancho de corte debidas a selecciones diferentes del ancho de reconstrucción producirán variaciones en la respuesta observada del sistema (contenidos de pixel en la imagen reconstruida), y pueden causar dificultades considerables para la cuantificación.

8.1.4.2. Contraste tomográfico

El contraste tomográfico es un indicador importante de lo bien que un sistema funciona en relación con la detección de lesiones pequeñas. Su definición es como sigue: coloque una esfera decon tamaño conocido dentro de un volumen que contenga una concentración de actividad uniforme. Después de la reconstrucción, haga una determinación del valor* (V_{bgd}) de píxeles en la imagen reconstruida en las vecindades de la esfera pero fuera de la región correspondiente a la misma. Haga también una determinación del valor de píxeles dentro de la región correspondiente a la esfera (V_{sph}). El contraste para este tamaño de lesión se debe calcular a partir de la expresión:

* El valor de un pixel NO es un valor de conteo sino un número generado por el algoritmo de reconstrucción que representa el conteo que se podría esperar que diera origen al valor del conteo en los perfiles a partir de los cuales es reconstruida la sección.

$$\text{Contraste} = \frac{|V_{\text{sph}} - V_{\text{bgd}}|}{V_{\text{sph}} + V_{\text{bgd}}}$$

Existen muchas otras definiciones posibles y han sido utilizadas. Sin embargo, el concepto fundamental consiste en determinar la habilidad del sistema para detectar un cambio conocido en la concentración de actividad para un tamaño de objeto (esférico) conocido. En particular, el contraste depende en gran medida del tamaño de la lesión usado para su determinación.

El contraste tomográfico es importante debido a que determina la capacidad de detectar lesiones pequeñas. Este parámetro se afecta por la acción de diferentes propiedades del sistema, en particular por la resolución de la energía, la contribución de la dispersión y el filtro de reconstrucción. El contraste tomográfico decrece a medida que el tamaño del objeto es del orden, o menor que, la resolución espacial del sistema, o cuando el objeto llena solo parcialmente el corte de reconstrucción. Estos efectos se llaman efecto PSF y efecto de volumen parcial, respectivamente (ver 8.1.2- #24).

8.1.4.3. Uniformidad tomográfica

La uniformidad tomográfica es la uniformidad de la reconstrucción de un corte a través de una distribución de actividad uniforme. Hasta el presente no existe consenso acerca de hasta donde el número, o parámetro, correspondiente al índice de uniformidad NEMA para imágenes planas puede determinarse para una imagen tomográfica, aunque ha habido propuestas para extender las definiciones NEMA para la uniformidad integral e diferencial (ver 6.1.4.3) y aplicarlas al conjunto completo de imágenes de proyección.

Las lagunas en la uniformidad tomográfica pueden ser observadas (para una órbita circular) como artificios circulares o anillos centrados en el punto correspondiente al centro de rotación del sistema, como se ilustra en la Fig. 8-9. En los estudios clínicos pueden observarse anillos incompletos (cuñas, etc.) que pueden dar la impresión errónea de distribuciones anormales de la actividad.

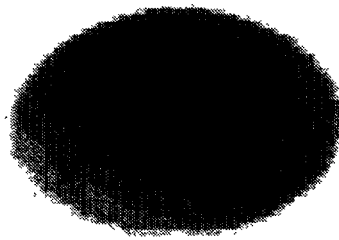


Fig. 8-9. Artificios circulares en un fantoma de uniformidad.

Un método para determinar la no uniformidad tomográfica consiste en hacer una determinación del 'contraste' de un artificio circular (anillo) en relación al fondo uniforme con respecto al cual se observa; por ejemplo, mediante la grafica de un perfil y la determinación de la profundidad o la altura de la "muesca" creada por el artificio en el perfil.

La no uniformidad plana se amplifica en forma considerable por el proceso de reconstrucción tomográfica. Esta amplificación es inversamente proporcional a la distancia medida desde el eje de

rotación. La Fig. 8-11 muestra la no uniformidad tomográfica en función de la uniformidad plana y de la distancia medida desde el eje de rotación. Se observa que cerca del eje de rotación la no uniformidad tomográfica puede ser varias veces mayor que la no uniformidad plana.

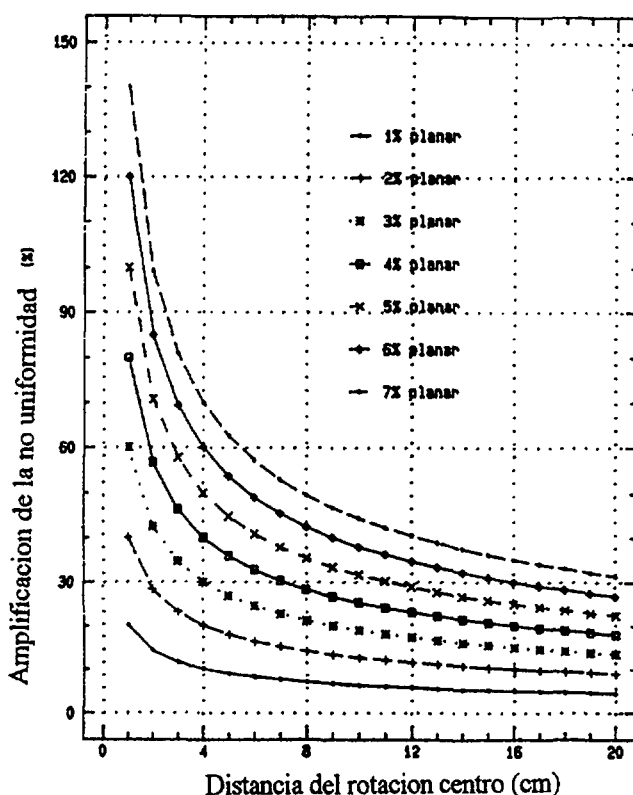


Fig. 8-11. Amplificación de la no uniformidad con respecto a la distancia radial.

8.1.4.4. Resolución tomográfica

La resolución tomográfica se define en términos del ancho total a la mitad del máximo (FWHM) de la función de respuesta de una fuente radiactiva puntiforme luego de la reconstrucción de un corte transaxial. En la imagen reconstruida se mide de una manera similar a aquella descrita en la Sección 6.3.7 (ver también la Fig. 6-18).

La resolución tomográfica determina la calidad de la imagen, tal y como ocurre en todos los tipos de imagen. Sin embargo, en tomografía se observan a menudo funciones de respuesta no simétricas. La resolución también se afecta por la posición (distancia desde el eje de rotación dentro del plano de corte). Por lo tanto, la resolución tomográfica resulta ser no isotrópica y varía considerablemente en función de la posición dentro del corte tomográfico. También variará considerablemente en función del colimador que se emplee (de resolución Alta o uno de propósito general), del tipo de adquisición, del radio de rotación, y del tipo órbita (circular o no circular). La resolución tomográfica observada dependerá también del filtro de reconstrucción. Empeorará a medida que el filtro se haga más angosto. Las pruebas recomendadas aquí sugieren la utilización de un filtro de rampa o, si se carece de éste, de un filtro lo más angosto posible.

8.1.4.5. Linealidad de la determinación de actividad

Cuando una serie de diferentes objetos con concentración de actividad individual conocida se colocan simultáneamente dentro del sistema tomográfico, los valores observados de pixel de reconstrucción para cada objeto pueden graficarse en función de las concentraciones de actividad conocidas. Idealmente, esta gráfica debe dar como resultado una línea recta. La determinación de la linealidad del sistema se obtiene a partir de esta gráfica. Debe observarse que este tipo de gráfica NO permite hacer una determinación de la exactitud cuantitativa del sistema.

La linealidad es un componente de la calibración del sistema cuando se utiliza para cuantificación. La dispersión y la atenuación pueden causar desviaciones considerables de la respuesta lineal. La linealidad del sistema es importante debido a que permite la comparación de los valores observados en diferentes regiones después de la reconstrucción tomográfica, por ejemplo, cuando se comparan diferentes regiones de interés dentro del cerebro en el estudio del flujo sanguíneo cerebral.

Se debe tener cuidado especial al determinar la linealidad del sistema ya que su 'respuesta' puede depender en gran medida de la posición. Por ejemplo, el uso de un fantoma circular simétrico puede dar resultados erróneos que sugieren que el sistema es mucho más lineal que cuando se utiliza un fantoma no simétrico.

8.1.4.6. Exactitud cuantitativa del sistema

La exactitud cuantitativa del sistema está descrita por el error en la determinación en términos absolutos de la concentración de actividad en alguna posición de la imagen reconstruida, o sea en Bq/ml . El valor determinado por el sistema se compara con el valor actual en algún punto dentro del objeto. Este error debe diferenciarse de la precisión del sistema, el cual se asocia con la capacidad de reproducir un valor determinado. La linealidad del sistema es una medida de la exactitud relativa de estas determinaciones. Si el sistema es lineal, la razón determinada es igual a la razón verdadera, y al realizar una gráfica de la actividad verdadera en función de la actividad determinada (dentro de un cierto rango) se debe obtener una línea recta. Sin embargo, el hecho de que un sistema sea lineal no garantiza que sea exacto ni preciso.

La exactitud cuantitativa se afecta por la dispersión, la atenuación, el filtro de reconstrucción utilizado, las variaciones en los anchos de corte, el volumen parcial y los efectos PSF (ver 8.1.2-#24), etc. Por lo tanto, las determinaciones de actividad realizadas para estudiar la exactitud cuantitativa deben llevarse a cabo en una variedad de configuraciones diferentes, por ejemplo, objetos de tamaño diverso, posiciones diferentes dentro del objeto, cantidades distintas de material dispersivo, etc.

8.1.4.7. Precisión de la determinación del eje de rotación

La línea perpendicular al centro del detector que atraviesa el eje de rotación debe pasar por el centro (el eje central) de la imagen de proyección. Para cualquier línea de proyección dada en la imagen de proyección, puede medirse la distancia entre su punto central y el punto correspondiente a la intersección con la línea perpendicular al centro de rotación verdadero (ver Fig. 8-2). Esta distancia se conoce como corrimiento del centro de rotación, puede determinarse en función del ángulo de rotación, y su puesta a punto en el sistema tomográfico es bastante crítica.

Errores en la determinación del centro de rotación pueden causar pérdida de resolución, y, en casos extremos, puede hacer que fuentes puntiformes aparezcan reconstruidos como anillos (Fig. 8-12).

A pesar de que no es importante que el centro de rotación se encuentre exactamente en el centro de la imagen, este corrimiento (el error en el centro de rotación) debe ser tenido en cuenta por el software de reconstrucción. De hecho, el error en la determinación del centro de rotación puede variar en alguna medida cuando el sistema gira; este no es un valor único sino una función del ángulo de rotación. Muy pocos sistemas incluyen métodos para corregir estos efectos de segundo orden. Sin embargo, cuando se examina uno de estos sistemas puede ser imposible determinar la exactitud en el

corrimiento del centro de rotación mediante la prueba 8.3.3, y debe utilizarse en su lugar la prueba 8.3.5 para confirmar la exactitud en la corrección de centrado examinando su efecto sobre la resolución tomográfica del sistema.

Se aplica un razonamiento similar para órbitas no circulares. Con el fin de realizar una reconstrucción, el sistema necesita saber en qué posición se encuentra el detector para un cierto ángulo, aunque pueda variar de una manera mas compleja que en el caso de órbitas circulares.

Para grandes corrimientos del centro de rotación se reducirá el campo de visión tomográfico.

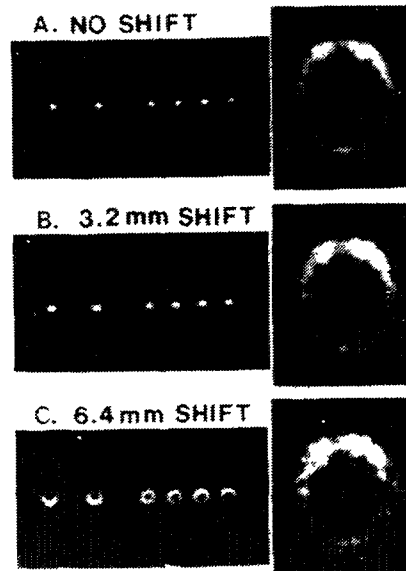


Fig. 8.12. Reconstrucción de puntos en anillos con un corrimiento del centro de rotación grande.

8.1.5. Consideraciones operacionales

En general, las condiciones de operación son similares a aquellas descritas en los capítulos precedentes, en particular en lo que respecta a la temperatura, humedad, etc. Sin embargo, se requiere gran cuidado con respecto al funcionamiento mecánico del sistema para asegurar que el equipo posee todas las seguridades en lo referente al paciente. Las partes mecánicas tales como la camilla, los instrumentos para asegurar colimadores, los contrapesos, etc, deben inspeccionarse regularmente.

Se deben revisar en forma regular aquellos puntos en los cuales existan dispositivos especiales de seguridad para el paciente con el fin de asegurarse que se encuentran funcionando de manera correcta.

La documentación es esencial para cualquier tipo de sistema complejo y debe seguirse la guía sugerida anteriormente. El mantenimiento preventivo del sistema mecánico, del hardware y del software del computador son muy importantes y se deben seguir las especificaciones indicadas por el fabricante a este respecto.

El registro de los errores es tan importante como el sistema cámara-computador y deben registrarse en el libro de bitácora todos los eventos inesperados.

8.1.5.1. Condiciones para las pruebas

Las condiciones operacionales que se deben utilizar en las pruebas se basan en las siguientes recomendaciones.

1. Se deben seguir las recomendaciones dadas para cámaras de centelleo (ver Sección 6.1.5.2).

2. Se deben seguir las recomendaciones dadas para cámaras de centelleo con computador (ver Sección 7.1.4.6).
3. El plano del detector debe ser paralelo al eje de rotación, o sea el ángulo de balanceo debe ser igual a cero, o tan cercano a cero como sea posible.
4. Se debe conocer el radio de rotación (para una órbita circular) para cada prueba tomográfica descrita en este documento.
5. La puesta a punto de la ventana de energía debe realizarse de manera exacta, y se deben utilizar las condiciones estándar recomendadas por el fabricante.
6. La puesta a punto del sistema en lo que respecta a la uniformidad es especialmente crítica. Por lo tanto, **estas pruebas deben realizarse aplicando la corrección de uniformidad recomendada por el fabricante del sistema.**

Esta condición normalmente significa que se debe utilizar la corrección de uniformidad por hardware y por software (donde se recomiende). Se recomienda que la matriz de corrección de uniformidad se establezca bajo las mismas condiciones de energía, dispersión, etc., que para el caso del estudio tomográfico. Usualmente se recomienda coleccionar un mayor conteo que aquel coleccionado en el caso de una imagen convencional, típicamente 30M cuentas, usando el mismo colimador con el mismo radionúclido y la misma ventana de energía a utilizarse en estudios tomográficos. **No es adecuado tomar una imagen de campo inundado.** Se recomienda una fuente rellenable de campo homogéneo lo suficientemente delgada para producir dispersión y lo suficientemente uniforme para evitar errores debidos a la no uniformidad de la fuente. La guía dada por el fabricante puede algunas veces presentar confusiones a este respecto. Las variaciones en un pequeño porcentaje debidas al sobrellenado o al llenado insuficiente no tendrán un efecto perceptible sobre las imágenes clínicas corregidas usando la matriz de corrección que resulte, debido a que las variaciones tendrán un contenido de frecuencia espacial muy bajo. Sin embargo, si se va a cuantificar, es un requerimiento que la fuente emisora de campo inundado tenga un espesor uniforme a lo largo de toda su superficie.

Existen algunos requisitos especiales para adquisiciones tomográficas. Cuando se especifica en estas pruebas que para la adquisición tomográfica debe usarse el tamaño de matriz mas fina disponible, se debe emplear el tamaño de matriz más grande disponible en el sistema para asegurar que los datos acumulados quepan en el disco y que puedan reconstruirse posteriormente. Típicamente esto excluye el uso de matrices de 256×256 en muchos sistemas, y de 128×128 en algunos otros, debido a que en muchos casos, dichos datos no pueden reconstruirse.

Antes de realizar las pruebas tomográficas, el sistema debe ser puesto a punto en la forma en que el fabricante lo recomienda. Esto tiene particular importancia en lo que respecta al ajuste de los CAD, por ejemplo, en el control de ganancia y del centrado. Su importancia crece en los sistemas de cabeza múltiple.

8.1.5.2. Pruebas a realizarse

En el momento de instalar el sistema se debe tener cuidado especial de asegurar un buen funcionamiento mecánico y eléctrico. Las siguientes pruebas componen el conjunto mínimo de pruebas que deben llevarse a cabo, además de aquellas que se especifican en los Capítulos 6 y 7.

1. Inspección mecánica del sistema SPECT (Sección 8.3.1).
2. Prueba de determinación del tamaño absoluto del pixel (Sección 8.3.2).
3. Prueba del corrimiento del centro de rotación y alineación de ejes (Sección 8.3.3).
4. Prueba de uniformidad tomográfica (Sección 8.3.4).
5. Prueba de la resolución tomográfica en aire (Sección 8.3.5).

6. Prueba de la resolución tomográfica con dispersión (Sección 8.3.6).
7. Prueba del ancho de corte en el centro de corte (Sección 8.3.7).
8. Prueba de las variaciones en sensibilidad y uniformidad con la rotación del sistema (Sección 8.3.8).
9. Prueba del funcionamiento total (Sección 8.3.9).
10. Verificación del funcionamiento rutinario y corrimiento del centro de rotación (Sección 8.4.1).

8.1.5.3. Materiales y fuentes de radiación requeridos

Adicionalmente a los materiales y a las fuentes de radiación descritos en la Sección 6.1.5.4 se requieren algunos fantomas adicionales. Estos son:

1. Fantoma de uniformidad tomográfica. Este es un cilindro que puede llenarse con una concentración uniforme de actividad (la cual debe mezclarse uniformemente). El tamaño típico de este fantoma debe tener una sección transversal circular con un radio de 10 cm y una longitud mínima de 10 cm.
2. Fuente puntiforme tomográfica. Esta es una fuente puntiforme convencional contenida preferiblemente dentro de una esfera de 2 mm, la cual puede ser colocada en varios puntos del campo de visión del sistema.

La forma más sencilla de obtener una fuente puntiforme precisa es utilizar una jeringa fina de 1ml en la que volumen de actividad está contenido en menos de 0.5 ml. Es importante que la longitud del líquido dentro de la jeringa (y no de la aguja) sea lo más pequeña posible. La actividad total de la fuente no es crítica pero deberá ser del orden de 37 MBq (1 mCi). Esto requiere que el $^{99}\text{Tc}^m$ sea de actividad específica alta para lograr dicha concentración. Es común que cuando se llena una jeringa dicha actividad se deje en la aguja, lo que trae como resultado la presencia de una segunda fuente secundaria (aunque pequeña). Esto no afecta a los resultados de la prueba de resolución dada en 8.3.5, pero es probable que afecte los resultados de la prueba del grosor del corte dada en 8.3.7. La presencia de dicha fuente secundaria se puede observar mediante la inspección de cualquiera de las imágenes originales (las primeras). Si se observa esto, cambie la aguja por una nueva o selle la punta de la aguja.

3. Fantoma de resolución. Este es un fantoma con atenuación uniforme, por ejemplo el fantoma de uniformidad o, alternativamente, un disco de lucita dentro del cual se pueda colocar la fuente radiactiva puntiforme. Se puede también utilizar un fantoma que posea un disco de material dispersivo de 10 cm de radio y 5 cm de espesor, con una serie de agujeros de 1 mm de diámetro a diferentes distancias radiales del centro, como se ilustra en la Fig. 8-14. Adicionalmente, se requiere que tenga uno de estos agujeros en su centro. También es posible suspender el fantoma en el aire, en el centro de rotación, como se ilustra en la Fig. 8-15.
4. Fantoma de funcionamiento total. Este es un fantoma que posee patrones de forma conocida, y esferas de tamaño conocido, que puede ser llenado con una concentración de actividad conocida o con agua sin actividad. Existen varios fantomas de funcionamiento total comerciales. Por ejemplo los llamados fantomas de Carlson y los fantomas de Jaszczak. Este último se ilustra en la Fig. 8-16. Estos poseen diferentes objetos de prueba que pueden insertarse dentro del fantoma con el fin de ser detectados y resueltos. De igual forma es posible construir localmente fantomas similares.
5. Un fantoma rellenable (convencional) para campo inundado, como se ilustra en la Fig. 8.17 para examinar la uniformidad de campo plano y para poner a punto las matrices de corrección de uniformidad.

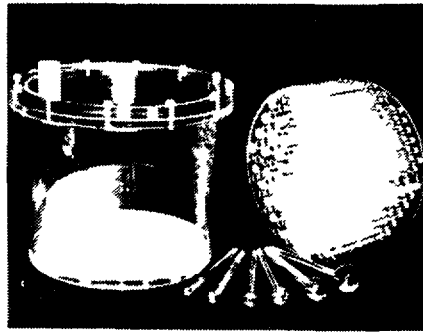


Fig. 8-14. Fantoma de resolución.

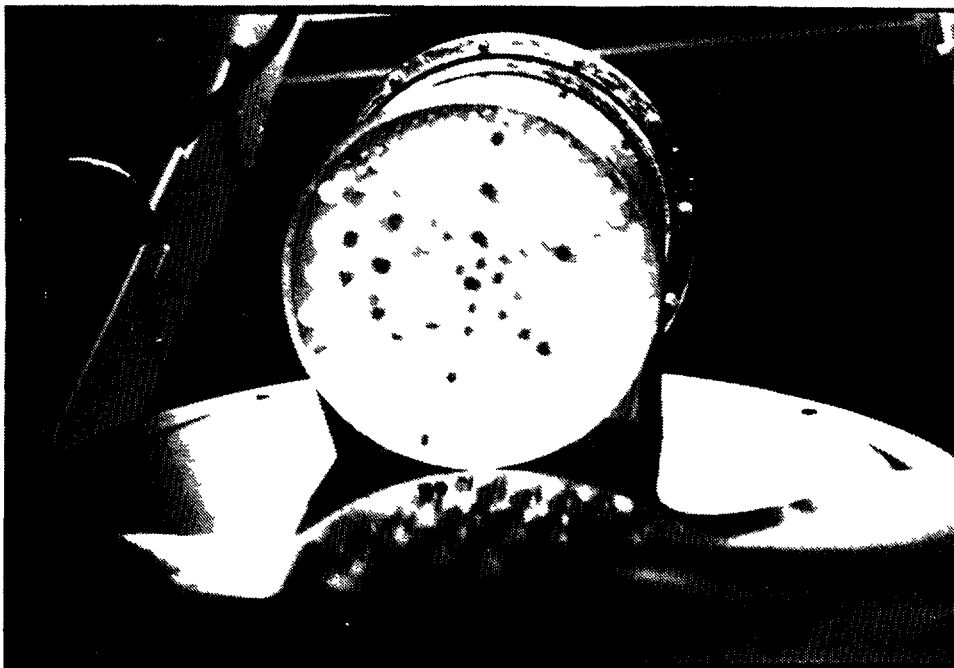


Fig. 8-15. Como sostener un fantoma en el aire en un sistema SPECT.

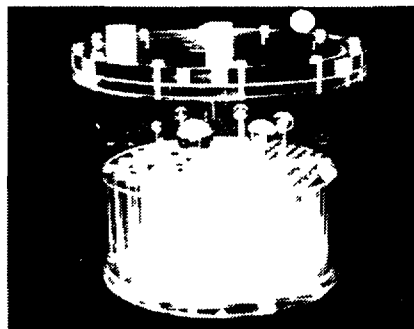


Fig. 8-16. Fantoma de Jaszczak.

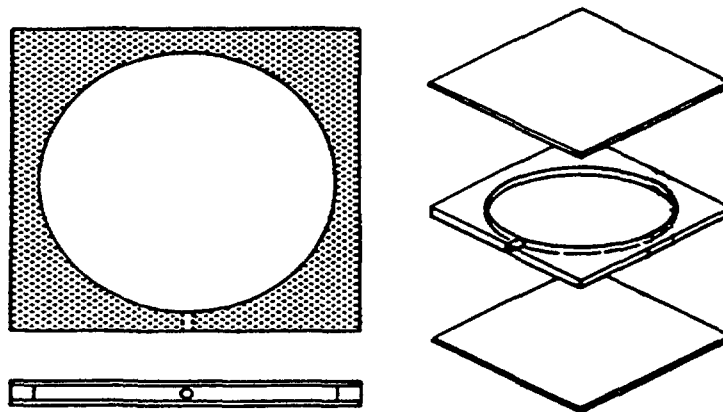


Fig. 8.17. Fuente rellenable uniforme para campo inundado.

En general, los fantomas deben llenarse de tal forma que se asegure una buena mezcla del contenido. Esto es particularmente importante para fantomas que posean secciones uniformes. Este procedimiento se debe realizar dejando un espacio libre después del llenado con agua, de tal forma que cuando se adicione la actividad el fantoma pueda ser 'agitado' para asegurar una buena mezcla antes de adicionar la porción de agua faltante. Alternativamente, se puede mezclar el agua y la actividad externamente y llenar el fantoma con la mezcla radiactiva. Este último procedimiento se debe realizar teniendo en cuenta todas las seguridades requeridas para la protección radiológica. Algunas veces es útil diluir la concentración de actividad mediante una tinta con el fin de tener una indicación visual de la distribución de actividad. Esto es especialmente útil cuando se llena el fantoma de resolución descrito en el numeral 3. Se debe tener especial cuidado para no derramar actividad en el momento de llenado. En particular, los fantomas deben ser impermeables. Asegúrese de esto antes de colocar el fantoma en el sistema tomográfico pues puede suceder que el detector se contamine o sufra algún daño.

Véase el Anexo IIIc.

8.2. DIAGRAMA DE LAS PRUEBAS

La frecuencia con la cual se deben realizar las pruebas depende en forma crítica de la rapidez con la cual el sistema cambie. Muchos sistemas son bastante estables y únicamente requieren de la realización de las pruebas en forma ocasional. Otros sistemas no son tan estables y se observan cambios considerables de día en día, o aún (en sistemas muy inestables) cambios de hora en hora! Estos sistemas no son adecuados para el examen tomográfico. Se debe determinar entonces la estabilidad del sistema con el fin de establecer la frecuencia con la cual se deben realizar las pruebas.

8.3. PRUEBAS PARA LA ACEPTACION Y DE REFERENCIA

8.3.1. Inspección física y mecánica del sistema SPECT

Propósito

Examinar el funcionamiento mecánico del sistema y su capacidad para rotar la cámara de centelleo de una manera adecuada para SPECT.

Materiales

Un nivel de burbuja, un conjunto de reglas precisas de varias longitudes y un cronómetro. Algunos fabricantes proporcionan el equipo para pruebas exactas, por ejemplo un laser, etc., mediante

Tabla 8-1

Listado de pruebas de control de calidad para sistemas SPECT

Estas pruebas de aceptación se deben realizar en el momento de recepción o después de cualquier cambio o reparación del sistema

Prueba	Aceptación A	Diaria D	Semanal W	Mensual M	Semestral S
Pruebas para la aceptación y de referencia					A D W M S
8.3.1. Inspección física y mecánica del sistema SPECT	A				S
8.3.2. Prueba de determinación del tamaño absoluto del pixel	A			M	
8.3.3. Prueba de corrimiento del centro de rotación y de alineación del eje Y con el eje de rotación			W		
8.3.4. Prueba de uniformidad tomográfica de la cámara	A		W		
8.3.5. Prueba de resolución tomográfica en aire	A			M	
8.3.6. Prueba de resolución tomográfica con dispersión	A			M	
8.3.7. Prueba de espesor del corte en el centro de este corte	A				S
8.3.8. Prueba de las variaciones de sensibilidad y uniformidad con la rotación del sistema	A				S
8.3.9. Prueba del funcionamiento total	A		W		
Verificaciones operacionales					
8.4.1. Verificación del funcionamiento rutinario y corrimiento del centro de rotación					D

el cual se puede revisar en forma precisa la instalación mecánica, aunque normalmente solo sea en el momento de la instalación.

Procedimiento

1. Examine el sistema buscando daños (ver Sección 6.3.1).
2. Girar la cámara de centelleo. Examinar la velocidad constante, la vibración, la presencia de ruidos mecánicos, y el hecho de que se detenga correctamente al final de la rotación. Examinar la rotación en el sentido de las manecillas del reloj y en sentido contrario. Particularmente, utilizar el cronómetro para examinar si la velocidad de rotación cambia en función de la posición angular. Los motores deben trabajar más fuertemente para subir el cabezal y menos fuertemente cuando bajan dicho cabezal. Asegúrese de que el(los) cabezal(es) tiene(n) el(los) contrapeso(s) adecuado(s) para los diferentes colimadores disponibles.

3. Revisar si el sistema regresa a su 'posición de reposo' de manera precisa y exacta.
4. Para un sistema de paso y disparo, revisar que se utilice el número correcto de ángulos, para cada posible incremento angular que pueda ser seleccionado.
5. Revisar que el(los) cabezal(es) está(n) mecánicamente centrado(s) con respecto al eje de rotación, dentro de las especificaciones del fabricante. Típicamente no debe tener una desviación mayor a 1 cm ya que resulta difícil la corrección electrónica del corrimiento del centro de rotación mas allá de este límite. Si los errores se tienen en cuenta mediante el software de reconstrucción, y si estos errores son consistentes, pueden aceptarse errores mayores a 1 cm, siempre y cuando la prueba de resolución tomográfica produzca resultados aceptables (ver prueba 8.3.5).
6. Revisar que el eje Y de el(los) cabezal(es) se encuentre paralelo al eje de rotación. Esto puede ser difícil de medirse mecánicamente sin equipo especial y el fabricante debe realizar esta medida en el momento de aceptación del equipo. La prueba para centrado dada en 8.3.3 puede dar información acerca de la alineación del eje Y y el eje de rotación.
7. Revisar que el eje longitudinal de la camilla se encuentre razonablemente paralelo al eje de rotación y centrado con respecto a la rotación. Esto puede revisarse midiendo la distancia de la camilla al cabezal cuando este se encuentra a 90° y luego a 270° . Estas distancias no deben tener una diferencia mayor a 1 cm. Estos parámetros deben medirse también en dos posiciones extremas de la camilla, lo cual confirmará que ésta se encuentra razonablemente paralela al eje de rotación.
8. Revisar que cualquier lectura de la posición del cabezal, por ejemplo el ángulo, o la distancia al eje de rotación, son precisos, midiendo los correspondientes ángulos, distancias, etc. El radio de rotación es mas fácilmente medible tomando una medida desde el cabezal hasta un punto fijo por ejemplo, sobre la camilla, rotando el cabezal 180° , repitiendo la medida, y dividiendo la suma de las distancias entre dos.
9. Revisar que el armazón se encuentra en posición vertical. Esto se puede realizar colocando un nivel de burbuja sobre el colimador a 0° y 180° a lo largo del eje Y. La lectura debe ser igual en ambos casos. Si no es así, el fabricante debe corregir esta situación. Esto es importante durante el ajuste del ángulo de inclinación, cuando se utiliza un nivel de burbuja. Errores en el ajuste de la verticalidad del armazón se reflejarán en la prueba de centrado (prueba 8.3.3).
10. En sistemas diseñados para mantener el cabezal paralelo al eje de rotación cuando aquel se mueve en diferentes radios de rotación, revisar la inclinación del cabezal colocando un nivel de burbuja sobre la cara del colimador cuando el cabezal se encuentra en la parte inferior y mover el cabezal hacia adentro y hacia afuera (con respecto al eje de rotación).
11. Para un sistema que utilice un nivel de burbuja sobre la superficie posterior de la cámara, revisar que la cara del colimador se encuentre paralela a la superficie posterior de la cámara. Colocar un nivel de burbuja sobre el colimador con el cabezal en la parte inferior y comparar con el nivel en la superficie posterior de la cámara.
12. Revisar visualmente los colimadores buscando daños y distorsiones. La prueba de centrado (8.3.3) dará malos resultados si los agujeros del colimador no se encuentran perpendiculares al eje de rotación. Esto es particularmente importante para colimadores de agujeros inclinados. Otros tipos de daño en los colimadores pueden ser detectados mediante la prueba 8.3.4 (véase el Anexo IIIb).
13. Revisar que funcionan el botón de parada de emergencia y cualquier otro instrumento de seguridad para el paciente.

14. Para órbitas no circulares, revisar que el sistema realiza los movimientos mecánicos en forma correcta para diferentes órbitas seleccionadas. Si se requieren pruebas más detalladas, estas estarán indicadas en la documentación entregada por el fabricante.
15. Revisar que los cables no se encuentren aprisionados o sean dañados cuando el sistema gira.

Análisis de los datos

Ninguno.

Observaciones

Es importante observar que el sistema realiza movimientos mecánicos sin vibración. Muchos problemas pueden detectarse mediante ruidos generados por el sistema, o mediante la observación del tiempo que toma el sistema para rotar de una posición a otra.

El radio de rotación indicado en un dispositivo de despliegue puede indicar la distancia del eje de rotación a la cara del colimador, o a la cara del cristal. Examine cual es esta distancia en su caso específico.

Interpretación de los resultados

Si un sistema SPECT no se ajusta mecánicamente con cuidado, no será capaz de obtener buenas imágenes tomográficas. Las tolerancias permitidas son mucho menores que en el caso de las cámaras de centelleo convencionales. Muchos de los errores que resultan de problemas mecánicos se verán de una manera más obvia durante la realización de la prueba de centrado (8.3.3) descrita posteriormente.

Límites de aceptación

Con el fin de poder realizar buenos estudios de SPECT, la(s) posición(es) del (de los) cabezal(es) debe(n) ser tal(es) que el corrimiento del centro de rotación sea menor a 2mm. Sin embargo, cuando existe un software adecuado o métodos de centrado electrónico, el corrimiento del centro de rotación debe ser menor a 1 cm y debe ser reproducible con una desviación menor a 1mm.

Conclusión

Registrar si los resultados obtenidos confirman o no un funcionamiento aceptable del equipo. En caso negativo, indicar las acciones a seguir. Si la precisión mecánica no se encuentra dentro del rango de tolerancia, y no puede corregirse mediante el software, el sistema no puede ser utilizado para SPECT.

8.3.2. Prueba de determinación del tamaño absoluto del pixel

Propósito

Determinar el tamaño absoluto del pixel en la matriz usada para la reconstrucción tomográfica.

Materiales

Esta prueba debe realizarse para todas las energías y todos los colimadores utilizados en la práctica, y calculada para todos los tamaños de matriz y todas las condiciones tomográficas de zoom.

El método A utiliza una pequeña fuente radiactiva puntiforme de $^{99}\text{Tc}^m$ o ^{57}Co .

El método B utiliza dos de estas fuentes.

Procedimiento

Método A. Usando una fuente radiactiva puntiforme.

1. Colocar la fuente puntiforme sobre la cara de la cámara a lo largo del eje X, aproximadamente a 5 cm del borde del campo de visión.
2. Colocar los comandos para que el sistema realice una adquisición estática convencional con un conteo de 50K usando el tamaño de matriz más fino posible, por ejemplo 256 × 256. Asegurar de que no se utiliza el zoom.
3. Realizar la adquisición de una imagen plana.
4. Mover horizontalmente la fuente puntiforme a una posición que diste 5 cm del otro borde del campo de visión, con una precisión de 1mm.
5. Repetir la adquisición.

Método B. Usando dos fuentes puntiformes

1. Colocar dos fuentes puntiformes como se indica en los numerales 2 y 4.
2. Adquirir una imagen plana usando el tamaño de matriz mas fino posible.

Para ambos métodos:

6. Repetir el proceso completo colocando las fuentes radiactivas puntiformes a lo largo del eje Y.
7. Repetir el proceso para todas las condiciones tomográficas de zoom utilizadas en la práctica.
8. Repetir el proceso para todos los otros radionúclidos y colimadores utilizados en la práctica, por ejemplo ²⁰¹Tl y ¹³¹I.

Análisis de los datos

El análisis de los datos requiere el cálculo del centro de gravedad de una fuente radiactiva puntiforme a lo largo de las direcciones X e Y para cada imagen de proyección cruda. El centro de gravedad en X se determina calculando:

$$COGX = \frac{\sum_{i=i_1}^{i_2} \sum_{j=j_1}^{j_2} i \cdot \text{MATRIZ}(i,j)}{\sum_{i=i_1}^{i_2} \sum_{j=j_1}^{j_2} \text{MATRIZ}(i,j)}$$

a lo largo de un perfil de espesor j_1 a j_2 y ancho i_1 a i_2 bordeando la fuente puntiforme, donde i es el índice de la matriz a lo largo del eje X y j es el índice a lo largo del eje Y.

El centro de gravedad a lo largo del eje Y se obtiene de manera similar calculando:

$$\text{COGX} = \frac{\sum_{j=j_1}^{j_2} \sum_{i=i_1}^{i_2} j \cdot \text{MATRIZ}(i,j)}{\sum_{j=j_1}^{j_2} \sum_{i=i_1}^{i_2} \text{MATRIZ}(i,j)}$$

donde i es el índice a lo largo del eje X y j es el índice en la dirección Y.

Los valores COGX y COGY deben determinarse para una fracción de pixel.

1. Calcular el centro de gravedad de la(s) fuente(s) puntiforme(s) para cada imagen.

Se deben obtener cuatro centros de gravedad. Estos son:

(x_1, y_1) y (x_2, y_2) para las dos posiciones a lo largo del eje X
 (x_3, y_3) y (x_4, y_4) para las dos posiciones a lo largo del eje Y.

2. Para cada par de observaciones, calcular las distancias entre la posición de cada uno de los pares de fuentes puntiforme utilizando:

$$\text{Distancia X} = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}$$

$$\text{Distancia Y} = \sqrt{(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2}$$

Para el desplazamiento horizontal (procedimiento #4) $(y_1 - y_2)$ debe ser pequeño, de igual forma que $(x_3 - x_4)$ para el desplazamiento vertical (procedimiento #6).

3. Calcular el tamaño del pixel dividiendo la distancia entre las fuentes puntiformes en mm entre la correspondiente distancia en pixeles. Esto da el tamaño en mm del pixel usado con el fin de realizar esta medida.
4. Multiplicar el valor obtenido en 3 por un factor apropiado, de tal forma que corresponda con el tamaño de la matriz y con el tamaño del pixel usados en tomografía - por ejemplo, por un factor de 4 si los datos fueron adquiridos en 256×256 pero donde se usará una matriz de 64×64 en el estudio tomográfico.

Observaciones

El tamaño de pixel se requiere para la reconstrucción tomográfica - por ejemplo para el algoritmo de corrección de atenuación.

La colocación de las fuentes puntiformes debe realizarse cuidadosamente y la distancia entre las posiciones primera y segunda de la fuente puntiforme (o entre las posiciones de las 2 fuentes puntiformes) debe ser precisa en menos de 1mm.

Los tamaños de pixel en las direcciones X e Y no necesariamente deben ser las mismas.

Interpretación de los resultados

Es necesario conocer el tamaño absoluto del pixel, en milímetros, con el fin de determinar la resolución, aplicar la corrección por atenuación y realizar determinaciones cuantitativas del tamaño de los órganos.

Compare los tamaños de pixel en X e Y.

Limites de aceptación

La diferencia entre los valores en X e Y no debe sobrepasar el 5%.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

8.3.3. Prueba de corrimiento del centro de rotación (CoR) y de alineación de ejes

Propósito

Revisar el corrimiento del centro de rotación, la alineación del eje Y de la cámara y la inclinación del cabezal con respecto al eje de rotación.

Materiales

Una fuente radiactiva puntiforme pequeña de $^{99}\text{Tc}^m$, junto con algún método para suspender la fuente en el aire dentro del campo de visión, por ejemplo usando un regla larga como se ilustra en la Figura 8-19. Los mandos del sistema de computador deben colocarse como lo indica el fabricante de acuerdo a lo especificado en el paso 3, teniendo en cuenta los comentarios dados en la Sección 8.1.5.1.

Procedimiento

1. Utilizar un nivel de burbuja, asegurar que la cámara se encuentra bien alineada, de tal forma que el cabezal se encuentra paralelo con el eje de rotación y no esté inclinado (Ver observaciones mas adelante).
2. Suspender la fuente puntiforme en el aire a una distancia no mayor de 2 cm del eje de rotación y no mayor de 2 cm del centro del campo de visión.
3. Realizar una adquisición tomográfica normal utilizando el tamaño de matriz digital mas pequeño posible, colectando alrededor de 10K cuentas en cada posición angular. Para esta prueba es adecuado realizar una adquisición con 32 ángulos sobre 360.
4. Repetir los pasos 2 y 3 con la fuente radiactiva puntiforme colocada a una distancia radial aproximada de 10 cm del centro de rotación.
5. Repetir los pasos 1-4, colocando la fuente puntiforme a lo largo del eje de rotación, pero lo más lejos posible del corte central, por ejemplo a 5 cm del borde del campo de visión en la dirección Y positiva. Es importante asegurarse que la fuente se encuentre siempre dentro del campo de visión durante toda la adquisición tomográfica.
6. Repetir el paso 5 con la fuente puntiforme cerca del borde del campo de visión en la dirección opuesta.
Tome nota de que como una alternativa, si cuenta con el software adecuado puede utilizar tres fuentes radiactivas puntiformes y efectuar una medición en el punto central (pasos 2, 5 y 6).
7. Realizar los pasos 1-6 para la rotación en sentido opuesto (si el sistema puede adquirir datos en el sentido de las manecillas del reloj y en el sentido inverso).

Análisis de los datos

De igual forma a como se hace durante la reconstrucción, muchos paquetes de software tratan al centro de rotación como $N/2 + 0.5$ (donde el pixel en un extremo es llamado 1 y el pixel en el extremo opuesto es N). Si esto no es cierto, los cálculos dados más adelante deben ser convertidos en

el cuadro de referencia usado por el software disponible. (Por ejemplo, una convención alternativa es llamar al pixel en un extremo como 0 y al pixel del extremo opuesto como N-1. En este caso el centro de rotación será simplemente $(N-1)/2 + 0.5$) El objetivo de esta prueba es el de obtener el centro de gravedad de la imagen dada por la fuente radiactiva puntiforme, de ángulo en ángulo, y por lo tanto determinar la posición del centro de rotación.

Calcular el centro de gravedad de la fuente puntiforme para cada imagen, usando el método dado en la sección de análisis de datos de la prueba descrita en 8.3.2.

Los valores de COGX y COGY deben ser calculados para una fracción de pixel.

Existen dos métodos para analizar los resultados. Para implementar estos dos métodos se puede requerir de software especial. Muchos sistemas tomográficos proporcionan un programa para realizar uno u otro de los cálculos dados mas adelante.

Método A:

1. El corrimiento desde el centro de rotación debe calcularse como sigue. Si X_0 es el valor del centro de gravedad en la dirección X (COGX) a 0, y X_{180} es el valor a 180°, entonces, si N es el número de pixeles a través de la imagen (por ejemplo 64, 128 ó 256 dependiendo de si los datos fueron capturados en 64×64 , 128×128 , ó 256×256 respectivamente), el corrimiento desde el centro de rotación, R_0 estará dado por:

$$R_0 = (N + 1 - X_0 - X_{180}) / 2$$

2. Este valor debe ser calculado para cada par de ángulos Θ separados en 180° para generar un conjunto de valores $R(\Theta)$.

Método B:

1. El centro de gravedad de la posición X puede graficarse en función del ángulo sobre el ángulo total de rotación, o sea 360°.
2. Se puede asignar a esta curva una función seno, $A + B \sin(\Theta + \phi)$, donde es Θ el ángulo de rotación y A, B y ϕ son constantes de ajuste.
3. El valor de A debe compararse con el valor esperado del centro de la matriz (normalmente $(N + 1)/2$ como se ha descrito anteriormente). La diferencia entre la constante A y el centro de rotación es el corrimiento promedio. Matemáticamente, este valor debe ser idéntico al calculado mediante el método A.
4. La función de ajuste seno deber substraerse de la curva observada para obtener los residuos. Esto indica la variación del centro de rotación en función del ángulo de rotación. $R(\Theta)$ está dado por estos residuos graficados en función del ángulo Θ .

Para ambos métodos

5. El valor de $R(\Theta)$ debe graficarse como función de un ángulo.
6. Deben calcularse el valor promedio de $R(\Theta)$, su desviación estándar, y su desviación máxima del valor promedio.
7. El centro de gravedad de la fuente puntiforme a lo largo del eje Y debe calcularse usando el mismo método (para cada cabezal) y debe registrarse para cada posición angular. Un truco que puede usarse con algún software para obtener la gráfica de las variaciones en el eje Y, es el de rotar cada una de las columnas de matrices de datos en 90° y usar el mismo software que se utiliza para calcular la variación del eje X.

- Convertir a milímetros los valores así determinados usando el tamaño de pixel conocido para la cámara, como fue determinado en 8.3.2, para el correspondiente tamaño de matriz.

En particular, el paso 7 debe realizarse separadamente para cada cabezal en sistemas de cabezal múltiple, ya que es muy importante verificar que coincidan las ganancias y los corrimientos de todos los cabezales a lo largo del eje Y.

Todos estos cálculos son idénticos para la adquisición normal realizada con las fuentes bien centradas, para la adquisición en el sentido de las manecillas del reloj y en sentido inverso, y para las otras varias posiciones de la fuente radiactiva puntiforme fuera del corte central.

Observaciones

Un sistema SPECT debe centrarse en forma muy exacta si no se desea una degradación de la resolución; esta prueba ha sido diseñada para asegurar que la imagen reconstruida no sufrirá degradación por esta causa.

Cada milímetro de pérdida en la precisión del centrado, sea mecánico, electrónico, dentro del cabezal o en la interfase, degradará considerablemente la resolución de la imagen reconstruida.

Aunque los dos métodos de análisis dan el mismo valor para el corrimiento promedio promediado sobre vistas opuestas, el segundo método da una mejor indicación de las variaciones en el corrimiento como función del ángulo de rotación.

Una buena táctica a emplearse cuando se observan problemas en sistemas de cabeza múltiple, es tratar cada cabezal separadamente como si fuera un sistema de cabeza simple. Por ejemplo, con un sistema de cabeza dual, obtenga datos para cada cabezal a lo largo de los 360°, y aplique el análisis de datos separadamente para cada cabezal.

Como se ha dicho anteriormente (ver Sección 8.1.4.7), el corrimiento del centro de rotación puede no ser constante con respecto al ángulo. Estos efectos de segundo orden pueden ser observados en la gráfica de variaciones con respecto al ángulo, los cuales deben ser pequeños. Sin embargo pueden ser ignorados si son tenidos en cuenta por el software de reconstrucción, bajo el supuesto de que son reproducibles. En este caso, la prueba de centrado debe repetirse con el fin de asegurar su reproducibilidad.

Interpretación de los resultados

La interpretación de los resultados dependerá de la extensión con la cual el hardware y el software del sistema tomográfico corrigen errores en el centrado y, por lo tanto, de los resultados de la prueba 8.3.5, prueba de resolución tomográfica en aire. Si el resultado de la prueba 8.3.5 no es satisfactorio, la explicación más lógica es la imprecisión en el centrado del sistema. El resultado de estas pruebas debe entonces considerarse en conjunto.

Si el corrimiento del centro de rotación en X usado por el sistema durante la reconstrucción es accesible, debe compararse con aquel calculado usando la presente prueba. Para aquellos sistemas que no realizan una corrección del corrimiento del centro de rotación durante la reconstrucción, el valor calculado mediante esta prueba debe tender a cero.

La curva de los corrimientos desarrollada en el método B debe ser razonablemente suave y plana. Los corrimientos en los puntos de inicio y final deben ser bastante cercanos. Si existen fluctuaciones considerables, medidas a través de la desviación estándar del corrimiento, en particular si no son reproducibles, darán como resultado un sistema que realiza un muy bajo desempeño clínico.

La gráfica del centro de gravedad a lo largo del eje Y para una fuente radialmente distante del eje central, da una buena indicación de la inclinación del cabezal o de la posible inclinación de los

agujeros del colimador. Si el cabezal no está inclinado, el corrimiento del eje Y debe ser independiente del ángulo de rotación y la gráfica debe ser plana. Es importante entender que solamente cuando el armazón que soporta el (los) cabezal(es) se encuentra perfectamente vertical dará como resultado un eje de rotación perfectamente horizontal. Por lo tanto, el simple hecho de alinear el(los) cabezal(es) mediante nivel de burbuja no asegurará que la superficie del detector sea paralela al eje de rotación (ver prueba 8.3.1 paso 9 del procedimiento) sino que, de igual forma, se debe asegurar que el eje de rotación también se encuentra en posición horizontal.

Con un sistema de cabezal múltiple es importante que los valores de los corrimientos del eje X sean los mismos cuando se miden para cada cabezal, a menos que el software de reconstrucción lo tome específicamente en cuenta. Adicionalmente, los valores de los centros de gravedad en la dirección Y deben ser los mismos para cada cabezal en cada posición angular. Por lo tanto, las gráficas para cada cabezal deben ser comparadas o, si los resultados de un cabezal son graficados como continuación de los resultados de otro cabezal, los datos deben ser continuos, por ejemplo, la gráfica del centro de rotación en el eje Y debe ser plana sobre todo el rango de todos los ángulos considerados.

El corrimiento del centro de rotación debe ser independiente de la posición de la fuente puntiforme dentro del campo de visión. Si no ocurre así puede ser una indicación de que el eje Y no se encuentra alineado con el eje de rotación.

Limites de aceptación

El valor promedio del corrimiento del centro de rotación debe ser menor a 2 mm, o de lo contrario debe ser corregido.

Los corrimientos del centro de rotación calculados en el centro y en los bordes del campo de visión no deben diferir en más de 2mm uno de otro.

Para sistemas de cabezal múltiple, la posición del eje $Y=0$, al igual que la ganancia en Y, debe ser igual para cada cabezal.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

8.3.4. Prueba de uniformidad tomográfica del sistema

Propósito

Examinar la uniformidad tomográfica de un sistema de cámara de centelleo SPECT y revisar el procedimiento de formación del contorno del cuerpo.

Materiales

El fantoma de uniformidad tomográfica debe llenarse con $^{99}\text{Tc}^m$ con una actividad de 200-400 MBq, asegurándose que se encuentre bien mezclado.

Procedimiento

Este procedimiento debe realizarse después de haber realizado la prueba de uniformidad descrita en 7.4.1.

1. Asegurar que todos los procedimientos de calibración de la corrección de uniformidad de la cámara han sido realizados adecuadamente.

2. Colocar el fantoma con su centro a una distancia no mayor a 2 cm del eje de rotación.
3. Asegurar que el eje central del fantoma se encuentra paralelo con el eje de rotación.
4. Colocar los parámetros para una adquisición tomográfica usando un tamaño de matriz normal (por ejemplo, 64×64) y el número de ángulos utilizados clínicamente, usando una órbita circular.
5. Realizar una adquisición tomográfica estándar, adquiriendo un total de 1 millón de cuentas por corte. Esto típicamente corresponde a un total de 15 millones de cuentas para un fantoma de 10 cm de largo o de 240 mil cuentas por posición angular para una adquisición de 64 ángulos.
6. Realizar la corrección de uniformidad aconsejada por el fabricante.
7. Reconstruir los datos con un filtro de rampa (o sharpest).
8. Realizar, donde sea posible, una corrección de atenuación y de dispersión, particularmente, obteniendo el contorno del fantoma usando el método aconsejado por el fabricante.

Análisis de los datos

1. Inspeccionar las imágenes de los cortes transaxiales del fantoma en varias posiciones.
2. Colocar un perfil de 5 píxeles de ancho en el centro de la imagen (normalmente en el punto que corresponde al centro de rotación). Calcular la profundidad o el peso de cualquier artefacto que corresponda a artefactos circulares (anillos) midiendo su contraste con respecto a la actividad circundante, como se define en la Sección 8.1.4.2.
3. Identificar el mínimo o máximo valor correspondiente a la localización de un artefacto de anillo tal como se observa en la imagen reconstruida. Registrar este valor como $C_{\min/\max}$.
4. Registrar los dos valores a lo largo del perfil de la fuente uniforme justo debajo de los bordes del artefacto identificado en el paso 3, llamándolos C_1 y C_2 .
5. Calcular $C_{\text{prom}} = (C_1 + C_2)/2$
6. Haga una determinación del contraste:

$$(C_{\min/\max} - C_{\text{prom}})/(C_{\min/\max} + C_{\text{prom}})$$
7. Repetir el procedimiento para todas las otras secciones transaxiales en el fantoma, y obtener el valor absoluto máximo del contraste.
8. Para un corte central, determinar el valor central realizando un promedio sobre 5 píxeles (aproximadamente 3 cm para una matriz de 64×64) sobre el perfil correspondiente al centro del fantoma, o usar una región de interés de 5×5 píxeles para determinar este valor.
9. Determinar el valor del borde promediando sobre 3 cm del perfil centrado a una distancia de 2 cm del borde observado (valor del 50%).
10. De ser posible, medir el tamaño del contorno del cuerpo, en píxeles, en las direcciones horizontal y vertical, y convertir estos valores a distancias en mm.

Observaciones

La uniformidad de un sistema de cámara de centelleo SPET giratoria debe ser tan buena como sea posible, ya que cualquier falta de uniformidad se amplifica con el proceso de reconstrucción tomográfica.

La uniformidad del campo plano de una cámara de centelleo cuando se utiliza en SPECT debe ser mejor que el 4%. Esto es muy difícil de alcanzar. Sin embargo, si el índice de uniformidad integral NEMA es mayor que el 6% después de la corrección de uniformidad, es claro que la cámara requiere de atención y debe ser calibrada. Compare los valores medidos con aquellos obtenidos para la uniformidad de campo plano convencional en el momento de la aceptación. En particular, aquellas variaciones en la uniformidad de campo plano que se encuentren cerca o en la frontera del eje Y son especialmente importantes y los límites de aceptación deben ser mucho más estrictos.

Todos los cortes transaxiales reconstruidos que atraviesan el fantoma deben inspeccionarse en busca de artificios circulares (anillos), excepto aquellos que se encuentren dentro de 2 píxeles del borde del fantoma. Es útil marcar el punto central de la imagen, por ejemplo marcando un perfil horizontal y vertical a lo largo del centro del corte tomográfico. Siempre los artificios son círculos centrados en este punto (para una órbita circular). Todos los artificios visibles son significativos, como se ilustra en la Fig. 8-20. Los valores medidos del contraste, tales como aquellos dados anteriormente, son variables, y se advierte que se debe hacer más de un estimativo de la amplitud del artificio circular. No sumar un conjunto de cortes transaxiales o suavizar los datos, ya que esto puede provocar la desaparición de los artificios circulares.

Si el sistema no está bien centrado (ver prueba 8.3.3) los artificios circulares no serán visibles debido a que su efecto ha sido 'borrado'. Cuando se realiza la corrección de atenuación, el valor típico del factor de corrección de atenuación para el ^{99m}Tc es de 0.12 cm^{-1} antes de realizarse la corrección por dispersión.

Interpretación de los resultados

Anillos concéntricos gruesos muy espaciados indican usualmente variaciones en la uniformidad de la cámara de centelleo. Anillos delgados, generalmente muy cercanos entre sí, indican errores en la interfase cámara-computador, o de la parte digital de cualquier hardware de corrección de uniformidad. Una mancha angosta fría o caliente puede observarse exactamente en el punto correspondiente al centro de rotación y es debida a un problema en la uniformidad a lo largo de la proyección del eje de rotación. Una falta de uniformidad del 1% en el centro de rotación se amplifica hasta llegar a ser del 20% después de la reconstrucción.

Límites de aceptación

El contraste medido utilizando un perfil entre cualquier artificio anular y el fondo uniforme no debe exceder el 10%. La diferencia entre el valor central y el valor del borde no debe exceder el 10%. Si no ocurre así, revisar primero el contorno del cuerpo y revisar luego el coeficiente de corrección de atenuación y el tamaño de píxel usados (ver Sección 8.3.2).

Las direcciones horizontal y vertical medidas en el contorno del cuerpo no deben ser mayores a 1 cm de las dimensiones reales del fantoma si se ha usado una corrección de atenuación utilizando el contorno del cuerpo.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

8.3.5. Prueba de resolución tomográfica en aire

Propósito

Medir la resolución tomográfica del sistema en aire, y asegurar que el proceso de reconstrucción no se degrada debido a la adquisición tomográfica o a la reconstrucción.

Materiales

Una pequeña fuente radiactiva puntiforme de $^{99}\text{Tc}^m$ similar a la utilizada para la prueba de centrado.

Procedimiento

1. Colocar la fuente puntiforme en el aire a una distancia no mayor a 1 cm del centro de rotación, cerca del centro del campo de visión.
2. Utilizar un radio de rotación aproximado de 15 cm, o si no es factible, lo mas pequeño posible. Usar una órbita de rotación circular.
3. Realizar una adquisición tomográfica utilizando el tamaño de matriz y el número de ángulos usados clínicamente, adquiriendo aproximadamente 10K cuentas por toma.
4. Reconstruir los datos con un filtro de rampa o el filtro más angosto que permita el sistema.
5. Repetir esta prueba durante la aceptación y a intervalos semestrales con la fuente puntiforme sobre el eje de rotación pero cerca del borde del campo de visión (cerca de $+Y_{\max}$ y a $-Y_{\max}$), como se indica para la prueba del centro de rotación (8.3.3-#5 del procedimiento).
6. Realizar una adquisición estática normal en la posición de reposo, usando la misma matriz, zoom, colimador y calibración de energía utilizados en la adquisición tomográfica.
7. Repetir los pasos 1 a 6 con la fuente puntiforme colocada a una distancia aproximada del eje de 8 cm.

Análisis de los datos

1. Reconstruir los datos.
2. Dibujar un perfil a través de la imagen de la fuente puntiforme en la imagen reconstruida y calcular el FWHM en las direcciones horizontal y vertical, tal como se describe en la Sección 6.3.7.
3. Medir el FWHM en las direcciones horizontal y vertical en la imagen estática obtenida en la posición de reposo.

Observaciones

No debe existir una diferencia significativa entre los FWHM medidos en los perfiles horizontal y vertical de la reconstrucción en aire cuando se utiliza una órbita circular. Pueden existir diferencias para órbitas no circulares cuando existe dispersión o cuando la fuente se encuentra alejada del eje de rotación.

La interpretación de los resultados no cambia cuando se utiliza un radio de rotación mayor al recomendado, pero se incrementarán los valores absolutos del FWHM para las imágenes plana y tomográfica.

Interpretación de los resultados

Esta es una prueba bastante útil para asegurarse de que el sistema ha sido centrado de manera precisa (ver los comentarios en 8.1.4.7), que el software de adquisición y reconstrucción está funcionando correctamente, y que se puede obtener un funcionamiento adecuado. Cualquier error en el centrado o debido a la vibración, etc., dará como resultado una pérdida en la resolución tomográfica con relación a la resolución plana. Si se utiliza para la reconstrucción otro tipo de filtro diferente al de rampa existirá alguna degradación en la resolución tomográfica cuando se compara con la resolución plana.

Calibrar los controles del monitor de tal forma que se tenga un nivel de corte muy bajo, de tal manera que solo se observe el fondo. La imagen de reconstrucción de la fuente puntiforme debe tener una forma circular y, particularmente, no debe tener la forma de una coma. Es probable que se presenten rayas radiando simétricamente provenientes de la fuente puntiforme pero no deberá haber las llamadas direcciones preferidas, en las que lugares en los cuales algunas rayas aparecen más intensas que otras. Puede haber un "contorno" alrededor de la imagen pero no deberá ser mucho más significativo que la amplitud de las rayas. Verificar la amplitud de las rayas como porcentaje del valor en el centro de la fuente puntiforme. Un ejemplo de una imagen aceptable, y una imagen no satisfactoria se presenta en la Fig. 8-21.

No debe existir diferencia (excepto para el campo de visión) entre los resultados obtenidos con la fuente puntiforme en el corte central y los logrados con la fuente puntiforme cercana al borde del campo de visión.



Fig. 8-21. Imágenes tomográficas de una fuente puntiforme con un nivel bajo de corte máximo.

Limites de aceptación

Dependiendo del colimador, del filtro de reconstrucción, y del radio de rotación, pueden obtenerse diferentes valores del FWHM. Si el FWHM medido en la imagen plana es de 12 mm (un valor típico) entonces el FWHM en la tomografía no debe ser mayor a 13.2 mm (o sea 12 mm + 10%) cuando se utiliza un filtro de rampa. La diferencia entre la resolución de la imagen plana y la resolución tomográfica no debe ser mayor a 2mm o a 10% (de la resolución plana). Si es mayor existe una alta probabilidad de que el sistema se encuentre mal centrado y debe referirse a la prueba 8.3.3. Si después de revisar el centrado se obtiene que el FWHM sigue siendo pobre, entonces puede ser debido a vibraciones o a otro tipo de error similar y el sistema debe ser ajustado. Si se ha utilizado otro tipo de filtro diferente a uno angosto (tipo rampa), la resolución tomográfica será peor que aquella predicha en esta prueba.

La amplitud de las "rayas" alrededor de la imagen no debe exceder el 10% del valor en el centro de la fuente puntiforme.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

8.3.6. Prueba de la resolución tomográfica con dispersión

Propósito

Revisar la resolución tomográfica del sistema bajo condiciones clínicas, o sea, con un radio de rotación real y con la presencia de dispersión, para obtener un indicativo de la resolución que se tiene clínicamente.

Materiales

Utilizar el fantoma de resolución (o uno equivalente) descrito en la Sección 8.1.5.3-#3. Colocar la fuente puntiforme en el centro del fantoma. Por ejemplo, en el fantoma descrito, llenar el agujero central con una actividad específica alta de $^{99}\text{Tc}^m$, de tal forma que se encuentre totalmente lleno y que contenga una actividad aproximada de 20 MBq.

Procedimiento

1. Colocar el centro del fantoma a una distancia no mayor de 2 cm del centro de rotación y cerca al centro del campo de visión.
2. Utilizar un radio de rotación aproximado de 15 cm o, si no es factible, lo mas pequeño posible. Usar una órbita de rotación circular.
3. Realizar una tomografía bajo condiciones clínicas normales usando el tamaño de matriz y el número de ángulos usuales y capturando aproximadamente 10K cuentas por ángulo.
4. Reconstruir los datos con un filtro de rampa o el filtro mas angosto que permita el sistema.
5. Si es posible, realizar una corrección por atenuación.
6. Mover el fantoma de tal forma que su centro se encuentre alejado 5 cm del eje de rotación y repetir los pasos 3-5 usando un radio de rotación mayor.

Análisis de los datos

1. Dibujar perfiles horizontales y verticales a través de la imagen reconstruida de la fuente puntiforme.
2. Medir el FWHM en los perfiles horizontal y vertical.
3. Medir el valor máximo del fondo en el borde de la imagen (dentro del área reconstruida) como porcentaje del valor central.

Observaciones

La resolución obtenida es muy dependiente del radio de rotación utilizado.

Puede existir una diferencia considerable entre la resolución medida en aire y en condiciones de dispersión. Algunas veces esto puede ser causado por problemas asociados con la ventana de energía.

Interpretación de los resultados

Inspeccionar la imagen con un valor de corte máximo bajo como se describe en la prueba 8.3.5. Con un valor de corte bajo la fuente puntiforme debe aparecer razonablemente circular y no elíptica. No debe existir diferencia apreciable entre los valores FWHM horizontal y vertical para la fuente puntiforme central y debe existir una pequeña diferencia para fuentes puntiformes en el centro de rotación y cuando se presente corrimiento.

Limites de aceptación

La resolución espacial (FWHM) bajo condiciones de dispersión para la gran mayoría de sistemas disponibles no debe ser superior a 16 mm cuando se tiene un radio de rotación de 15 cm. Si la resolución es superior a este valor, o si existe cambio entre el valor obtenido en el momento de la aceptación y aquel obtenido en la prueba semestral, indicará que el sistema se encuentra funcionando incorrectamente.

Si la prueba de resolución en aire da buenos resultados, mientras que la presente prueba proporcionó resultados bajos, se debe revisar la ventana de energía puesto que puede ser la causa de dicha degradación.

La radiación de fondo del borde del área reconstruida debe ser inferior al 10% del valor del pico correspondiente a la fuente puntiforme reconstruida.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

8.3.7. Prueba del ancho del corte en el centro del corte

Propósito

Estudiar el ancho del corte tomográfico en el centro del campo de visión. Asegurar que la resolución a lo largo del eje tomográfico Z se encuentra dentro de los límites aceptables.

Materiales

Una pequeña fuente radiactiva puntiforme de $^{99}\text{Tc}^m$, tal como la utilizada en la prueba de centrado (8.3.3).

Procedimiento

Los datos adquiridos en esta prueba son los mismos que aquellos obtenidos en la prueba de resolución tomográfica en aire - prueba 8.3.5. Solamente difiere el análisis de los datos y se puede utilizar aquí el mismo grupo de datos obtenidos inicialmente.

1. Colocar la fuente puntiforme en el aire a una distancia no mayor de 1 cm del centro de rotación, cerca del centro del campo de visión.
2. Utilizar un radio de rotación aproximado de 15 cm o, si no es factible, lo más pequeño posible. Usar una órbita de rotación circular.
3. Realizar una adquisición tomográfica utilizando el tamaño de matriz y el número de ángulos usados clínicamente y capturando aproximadamente 10K cuentas por ángulo.
4. Reconstruir los datos utilizando un filtro de rampa o el filtro más angosto que permita el sistema. No sumar los cortes transaxiales puesto que se requiere un ancho de corte de un solo pixel.

Análisis de los datos

1. Graficar los perfiles de la imagen de la fuente puntiforme reconstruida, tanto horizontalmente como verticalmente, en aquellos cortes en los cuales aparece la fuente puntiforme. Localizar el corte en el cual se vea más clara la fuente puntiforme y localizar el pixel en el que se observe

el máximo número de cuentas. Tener presentes las coordenadas (X,Y) de este pixel, y este valor máximo.

2. Registrar el número de cuentas en esta misma posición del pixel (X,Y) para todos los cortes adyacentes entre sí e incluyendo el corte en el cual se encontró el máximo valor; de esta forma se incluyen todos los cortes que tienen un número de cuentas de más del 5% del valor máximo. Generar un perfil de la fuente puntiforme a lo largo del eje Z utilizando estos valores.
3. Calcular el FWHM del perfil por el método dado en la Sección 6.3.7 y convertirlo a milímetros utilizando el tamaño del pixel que se determinó en la prueba 8.3.2.

Método alternativo

Graficar la integral de todos los conteos de todos los cortes en los cuales se visualice la fuente puntiforme contra la posición del corte. Esta gráfica da como resultado la función de respuesta lineal de la fuente, para la fuente puntiforme cuyo FWHM pueda ser calculado como se explicó anteriormente. Este FWHM NO será el mismo FWHM que se calculó anteriormente en 3 pero se podrá utilizar como una medida del grosor del corte.

Observaciones

Es muy importante que la fuente puntiforme sea pequeña y que se emplee una única fuente puntiforme. Es algo común que al llenarse una jeringa se deje actividad en la aguja utilizada para llenar la jeringa, lo que traerá como resultado la presencia de una segunda fuente puntiforme (aunque pequeña). A pesar de que esto no afecta los resultados que se obtuvieron en la prueba de resolución dada en 8.3.5, es muy probable que afecte los resultados dados aquí. La presencia de dicha fuente secundaria se puede observar por la inspección de cualquiera de las imágenes originales proyectadas (las primeras). Si se observa esto, cambiar la aguja por una limpia o por una cápsula transparente.

Interpretación de los resultados

El FWHM del grosor del corte (medido aquí en el aire) deberá ser el mismo que para la resolución tomográfica normal en el aire para la distancia que corresponde al radio de rotación.

Limites de aceptación

El grosor del corte en el centro deberá estar dentro del 10% de la resolución tomográfica como se determinó en la prueba 8.3.5.

8.3.8. Prueba de la variación de la uniformidad de la sensibilidad con el angulo

Propósito

Esto se hace para determinar las variaciones de la sensibilidad del sistema como función de la posición angular del detector.

Materiales

Sujetar a la cara del colimador una fuente de campo inundado de cerca de 185 MBq de $^{99}\text{Tc}^m$ de tal forma que se pueda rotar el sistema. Un disco de ^{57}Co sólo es apropiado si la uniformidad de la fuente es mejor del $\pm 2\%$.

Procedimiento

1. Sujetar firmemente la fuente de campo inundado a la cámara de centelleo de tal forma que esta no pueda correrse cuando el sistema rote.

2. Realizar una adquisición tomográfica con por lo menos 1M cuentas por ángulo para el tamaño normal de matriz utilizado.
3. Para un sistema de adquisición de datos por rotaciones continuas, registrar el tiempo de rotación total. Repetir la prueba tanto para rotaciones rápidas como para rotaciones lentas, por ejemplo, con tiempos de rotación totales de 4 y 30 minutos.
4. Repetir lo mismo para la segunda cabeza y para las otras, si existen.

Análisis de los datos

1. Encontrar el número de cuentas totales adquiridas en cada ángulo. Si el tiempo de recolección es significativo, por ejemplo 60 minutos para el $^{99}\text{Tc}^m$, hacer la corrección del decaimiento del isótopo utilizado.
2. Calcular la media, la desviación estándar y la desviación máxima de la media de los conteos en las imágenes planas para el campo de visión útil (UFOV), como se describió en la Sección 7.3.2.
3. Realizar los mismos cálculos para un campo de visión central (CFOV), como se describió en la Sección 7.3.2.
4. Si existe el software adecuado, calcular la integral de uniformidad NEMA para cada posición angular como se describió en la Sección 6.3.3 o 7.3.2. Si está disponible un software adecuado sería útil hacer una comparación de cada vista sobre la base de pixel-por-pixel.
5. Si se trata de un sistema de rotación continua realizar el análisis para una velocidad de rotación rápida y lenta.
6. Si la velocidad de rotación (o tiempo por adquisición) puede medirse independientemente, deberá ser registrada.

Observaciones

Pueden causarse variaciones en la uniformidad y sensibilidad como función del ángulo por falta de un blindaje magnético, por cambios de temperatura, o por problemas mecánicos (rotaciones continuas).

Interpretación de los resultados

Algunos sistemas presentan variaciones considerables en la sensibilidad y uniformidad como función del ángulo, probablemente como resultado de la influencia del campo magnético de la tierra. Estas variaciones pueden causar diferencias considerables en la uniformidad, etc., como funciones del ángulo, pero se pueden eliminar mediante un buen blindaje magnético de los fotomultiplicadores, una apropiada corrección de energía, o ambas cosas. Una fuente alternativa de variación en la sensibilidad y uniformidad con el ángulo resulta de los cambios de temperatura dentro de la cabeza como función del ángulo.

Verificar las desviaciones de la media para el número total de conteos y la región central de interés.

Limites de aceptación

La variación de la sensibilidad deberá ser menor del $\pm 1\%$ con respecto al valor de la media. Si es mayor que este valor es porque el sistema no está trabajando satisfactoriamente. Sin embargo puede ser posible realizar una corrección apropiada por software.

Los resultados obtenidos para rotaciones continuas deberán ser muy similares para ambas velocidades de rotación. En particular, notar si hay un incremento aparente en el tiempo de conteo que corresponda con un incremento en el número de cuentas adquiridas para esos ángulos cuando está subiendo la cabeza de la cámara, en comparación con los mismos ángulos cuando la cabeza está descendiendo.

Conclusion

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

8.3.9. Verificación de operación total

Propósito

Verificar que el sistema esté funcionando adecuadamente en condiciones similares a aquellas utilizadas en la práctica clínica. Estimar el contraste de objetos de tamaño conocido.

Materiales

Un fantoma de operación total, por ejemplo el de Jaszczak, el de Carlson u otro fantoma similar como se describió en la Sección 8.1.5.3-#4. Este deberá tener por lo menos una región con actividad uniforme y una región con "lesiones" frías. También es deseable tener algún estimativo de la resolución. La actividad contenida en el fantoma deberá ser de un valor cercano a 370 MBq de $^{99}\text{Tc}^m$.

Procedimiento

1. Montar el fantoma de operación total, colocarlo sobre la cama y con mucho cuidado ir alineándolo hasta que quede paralelo al eje de rotación.
2. Obtener un tomograma utilizando el tiempo de adquisición recomendado para el fantoma. Por ejemplo, para el de Jaszczak esto sería como si se tomara un total de cerca de 100M cuentas.
3. Reconstruir los tomogramas usando el filtro, la corrección de atenuación y la corrección de uniformidad recomendadas para el fantoma. Se recomienda para el fantoma Jaszczak una rampa o el filtro más abrupto.
4. Durante la prueba de aceptación, repetir estas verificaciones para todas las formas posibles de la adquisición tomográfica, por ejemplo para un número diferente de ángulos, diferentes tamaños de matrices, etc.

Análisis de los datos

1. Colocar un perfil a través de la imagen en la región uniforme del fantoma, medir el radio de cuentas en el centro al número de cuentas en el borde. Se puede obtener un estimado para el coeficiente de atenuación lineal partiendo de este radio usando:

$$\mu = [\ln(\text{cuentas en el borde}/\text{cuentas en el centro})]/\text{radio} \text{ (cm}^{-1}\text{)}$$

y luego utilizando el valor de μ en el cálculo de la corrección de la atenuación. Medir también la amplitud en porcentaje para cualquier artefacto como se describió en la prueba de uniformidad tomográfica (8.3.4).

2. Utilizando los perfiles apropiados o las regiones de interés, medir el contraste de algunas lesiones esféricas pequeñas que sean visualizadas exitosamente (Ver Sección 8.1.4.2). Registrar los valores de aceptación y comparar los valores cuando la prueba se realiza de forma rutinaria.

Observaciones

Se han diseñado diferentes fantasmas de operación total para diferentes propósitos. En particular, algunos fantasmas, como el de Jaszczak, se han diseñado para probar los límites de funcionamiento del sistema y deben usarse con el mayor número de cuentas posible en circunstancias que definitivamente no son clínicas.

Se han diseñado otros fantasmas para simular la situación clínica y se utilizan apropiadamente con un número mucho menor de cuentas. Además, normalmente éstos no se reconstruyen con un filtro rampa.

El primer tipo de fantoma es mucho más difícil de visualizar y probablemente es una mejor prueba del funcionamiento del sistema. Sin embargo, esto requiere mucho más tiempo para dar imagen. El último tipo de fantoma podría no dar una buena indicación de si el sistema está funcionando perfectamente, pero puede dar una buena indicación de cómo está funcionando el sistema clínicamente.

Interpretación de los resultados

Las imágenes deben inspeccionarse cuidadosamente en busca de artefactos y debe señalarse cuando esto ocurra. Si se utiliza la corrección de atenuación deberá investigarse el resultado en términos de la planicie de la reconstrucción, mirando un perfil a través de la sección uniforme. Debe señalarse la forma de las lesiones detectadas y su número.

En general, la calidad de la imagen se deberá estimar visualmente y se deberá señalar el contraste de las lesiones detectadas. En la Figura 8-23 se muestra un ejemplo de una imagen buena y una mala.

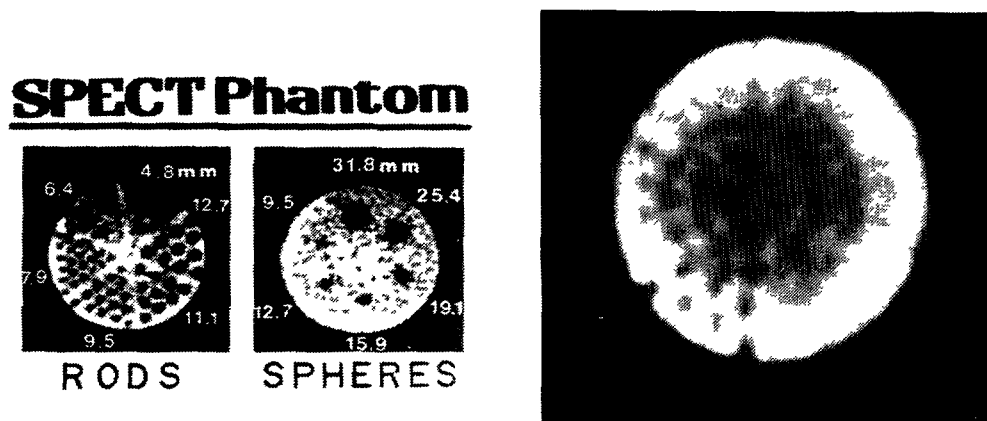


Fig. 8-23. Imágenes de Jaszczak (buena vs. mala). Dibujaas por A. Todd-Pokropek, Departamento de Física Médica, Universidad College London, Londres WC1E 6BT.

Limites de aceptación

Dicho fantoma es una prueba muy buena para un sistema tomográfico. Los diferentes sistemas darán resultados muy diferentes. La presencia de artefactos circulares es una buena indicación de problemas asociados con la uniformidad. Una pobre detección de las lesiones puede estar asociada con problemas de centrado o con problemas relacionados con la ventana de energía. Cuando se emplea la corrección de atenuación el perfil uniforme no deberá variar por más del 10% del valor de la media dentro del fantoma.

Cualquier degradación del funcionamiento entre la prueba de aceptación y las pruebas de rutina es significativa y es necesario investigarla realizando otras pruebas más específicas.

Una comparación de las imágenes con las imágenes de referencia y con aquellas obtenidas en ocasiones recientes no debería mostrar ninguna degradación en su representación y debería satisfacer los requerimientos clínicos dentro de las capacidades del instrumento.

Se debe poner especial atención con respecto a la visibilidad de las lesiones simuladas más pequeñas debido a que esto provee un criterio por el cual se puede estimar el funcionamiento. Si se presentara un cambio evidente al utilizar el radio de rotación estándar y otros parámetros de adquisición, se deberán realizar pruebas más específicas para averiguar su causa.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

8.4. PRUEBAS RUTINARIAS DE OPERACIÓN

8.4.1. Verificación de la rutina de funcionamiento y del corrimiento del centro de rotación

Propósito

Determinar si un sistema SPECT funciona apropiadamente y asegurar que el centro de rotación del corrimiento es mínimo.

Materiales

Una fuente radiactiva puntiforme de $^{99}\text{Tc}^m$, junto con algún método para suspenderla en el aire dentro del campo de visión, por ejemplo con una regla larga como se usó en la prueba 8.3.3 y como se ilustró en la Fig 8-19.

Procedimiento

1. Asegurarse, mediante un nivel de burbuja, de que la cámara está alineada adecuadamente de tal forma que la cabeza esté paralela al eje de rotación, esto es, que la cabeza no esté inclinada.
2. Suspender la fuente radiactiva puntiforme en el aire cerca de 10 cm del eje de rotación y dentro de aproximadamente 2 cm del centro del campo de visión.
3. Realizar una adquisición tomográfica normal utilizando el tamaño normal de matriz digital usado para la tomografía, adquiriendo cerca de 10K cuentas en cada posición angular. Una adquisición consistente de 32 ángulos sobre 360° es adecuada para esta prueba.
4. Reconstruir los datos, usando ya sea un filtro rampa o el filtro más angosto que permita el sistema.

Análisis de los datos

1. Si es posible, generar una gráfica de la posición de la fuente puntiforme en función del ángulo de rotación usando el método descrito en 8.3.3. Calcular el error por corrimiento del centro de rotación usando el método descrito en 8.3.3.
2. Si es posible, rotar los primeros datos 90° y construir una gráfica similar que muestre la variación en la posición de la fuente puntiforme a lo largo del eje Y graficado contra el ángulo de rotación.

Observaciones

Esta prueba es esencialmente una versión simplificada de la versión de la prueba 8.3.3. El propósito principal de la prueba realmente es solo asegurar que el sistema puede adquirir y reconstruir datos. Por esta razón es una rutina muy buena de verificación del sistema.

Un sistema SPECT debe centrarse en forma precisa para que no se degrade la resolución. Esta prueba está diseñada para verificar que la imagen reconstruida no sufra degradación como resultado de esta causa.

Cualquier milímetro de imprecisión en el centrado, ya sea mecánico, electrónico, dentro de la cabeza de la cámara o en la interfase, degradará la resolución en una cantidad mayor en la imagen reconstruida.

Interpretación de los resultados

Inspeccionar visualmente el resultado de la reconstrucción de los datos, fijándose en particular en si el resultado de la reconstrucción es redondo. Ajustar el máximo nivel de corte para que sea bajo e inspeccionar la imagen como se describió en la prueba 8.3.5.

La fuente puntiforme reconstruida deberá dar un imagen redonda de tamaño mínimo que no esté elongada ni en la dirección X ni en la Y.

Si está disponible la gráfica de los puntos de la posición como función del ángulo, el que está en la dirección X deberá dar una onda sinusal mientras que el que está en la dirección Y resultará en una línea recta.

Alternativamente, si está disponible la gráfica de los puntos de error por corrimiento como función del ángulo, ésta deberá ser plana para ambas direcciones.

Limites de aceptación

Si no hay software disponible para la corrección del error por corrimiento, la desviación máxima en el corrimiento deberá ser menor de 2 mm.

Cualquier cambio detectable en la resolución de la imagen reconstruida necesitará ser investigada posteriormente. En particular, si esta prueba presenta degradación observable se debe realizar la prueba 8.3.3 de centrado total.

Conclusión

Anotar en la bitácora del instrumento si los resultados de esta prueba confirman o descartan una operación aceptable. Indicar la acción a seguir en el caso de que no la confirmen.

Anexo I

PASOS SUGERIDOS EN LA IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD Y MANTENIMIENTO PARA LOS INSTRUMENTOS EN MEDICINA NUCLEAR

1. Hacer un inventario de todos los instrumentos y accesorios disponibles en el laboratorio, fijándose en cualquiera de los posibles fabricantes, número del modelo, número de serie, número en el inventario de la institución, fecha de compra, precio y el representante más cercano responsable del mantenimiento y reparación.
2. Recopilar en un archivo centralizado los documentos originales para todos los instrumentos y accesorios y, de ser posible, hacer copias de las secciones necesarias para uso general. Incluir:
 - (a) Manuales de instrucciones,
 - (b) Manuales de mantenimiento,
 - (c) Listas de los componentes de repuesto,
 - (d) Tablas de posibles daños,
 - (e) Diagramas circuitales.
3. Designar una persona que sea responsable de todas las actividades de la seguridad en la calidad y el mantenimiento en el laboratorio.
4. Designar una persona que sea responsable de la rutina del control de calidad y la recopilación de datos para cada instrumento particular.
5. Formular una descripción escrita claramente de las tareas para las personas nominadas en los pasos 3 y 4.
6. Formular los procedimientos de control de calidad y del simple mantenimiento preventivo que se llevarán a cabo en cada instrumento por medio del personal operativo. Especificar para cada procedimiento la persona que realizará la tarea y la frecuencia con la cual esto se llevará a cabo. Después especificar la persona que revisará los resultados y tomará las decisiones concernientes al estado operativo de los instrumentos.
7. Formular la prueba y los procedimientos de mantenimiento que se llevarán a cabo en cada instrumento por el personal de mantenimiento. Especificar para cada procedimiento la persona que realizará la tarea y la frecuencia con que esto se llevará a cabo. La misma persona que se especificó en el paso 6 deberá revisar los resultados y tomar las decisiones concernientes al estado operativo del instrumento.
8. Establecer un libro de registro para cada instrumento. Incluir en el libro de registro los resultados de todas las pruebas de instalación, aceptación, referencia y rutina. Incluir también los registros de mantenimiento. Organizar la recopilación de los resultados de las pruebas diseñando formatos claros y concisos.
9. Construir diagramas de flujo para el personal operativo, resaltando los pasos acertados de los procesos para la realización de los procedimientos del control de calidad y el simple mantenimiento preventivo, la revisión de los resultados, las decisiones alternativas con respecto al estado del instrumento, los pasos a seguir para obtener servicios de mantenimiento cuando se presente el evento de fallas en el instrumento.
10. Construir diagramas de flujo para el personal de mantenimiento, resaltando los pasos acertados de los procedimientos para la realización del mantenimiento preventivo y reparación, incluyendo la obtención de los elementos de repuesto.

11. Formular las instrucciones que tienen que ver con la limpieza dentro del laboratorio.
12. Formular una política de acondicionamiento de energía, incluyendo las instrucciones que debe seguir el personal de laboratorio en el evento de una falla de energía.
13. Formular las políticas y procedimientos que tienen que ver con el uso de aire acondicionado, deshumecedores y ventiladores.
14. Formular las políticas y procedimientos que tienen que ver con el cuidado diario y control de calidad del equipo de procesamiento de película.
15. Formular las políticas y procedimientos que tienen que ver con las prácticas de seguridad y protección de la radiación para el personal y los pacientes.
16. Formular un flujo para política de los pacientes en que se deba considerar los transientes y los niveles de radiación conocidos.
17. Procurar los elementos necesarios para las pruebas de la implementación de los procedimientos de control de calidad.
18. Procurar las herramientas necesarias para la implementación de los procedimientos de mantenimiento preventivo.
19. Revisar las políticas administrativas y presupuestales para asegurar las asignaciones para los elementos de reemplazo del control de calidad y mantenimiento preventivo, al igual que para los instrumentos a ser reparados y la obtención de los elementos de repuesto que serán reaprovisionados.

Anexo II

CONTROL DE CALIDAD DE LA CAMARA DE CENTELLEO

(Incluir por favor las imágenes por detrás de la hoja)

Instrumento _____ Fecha _____ Hora _____
Colimador _____ Ajuste de la Orientación _____

RADIONUCLIDO _____ (identificar)

Fantoma líquido _____ Hoja Fuente _____ Fuente Puntiforme _____ (marcar uno)
Actividad _____ mCi Energía Gama _____ keV

AJUSTE DE LOS INSTRUMENTOS

Pico automático _____ Pico manual _____ (marcar uno)
Ajuste del fotopico (ganancia, "línea central" o presente _____ Ventana _____ %
Si hay múltiples PHAs, por favor identifique 1 _____ 2 _____ 3 _____
Verificación del punto de foco en el CRT (si está asequible) SI _____ N/D _____ (verificarlo por favor)
Formato de la pantalla: transparencia _____ polaroid _____ análoga _____ digital _____ (verificar si es aplicable)

PARÁMETROS DE LA IMAGEN

Prueba de la uniformidad del campo N/D Prueba de la resolución espacial

Fantoma usado _____
Intensidad del CRT _____
Ajuste del conteo _____ x 10^3 _____ x 10^3
Tiempo (en segundos) _____ s _____ s
Antecedentes del conteo _____ c/s

EVALUACIÓN

Cálculo de la consistencia del fotopico _____ % de cambio (sólo es aplicable para ajustes manuales)
Cálculo de la sensibilidad de la adquisición de datos del campo uniforme _____ c/s/mCi

Antecedentes de aceptación si o no _____

¿La imagen aparece simétrica en su expansión? _____
¿La imagen aparece uniforme en su expansión? _____
Si no, ¿la uniformidad es aceptable clínicamente? _____
¿Resolución del patrón más pequeño? _____ cm. ¿El patrón está deforme? _____ Si lo está, la distorsión está localizada? _____

Otros comentarios (cualquier circunstancia notoria que requiera atención)

_____, Tecnólogo
_____, Revisor

Anexo IIIa

VERIFICACION DE LA HIDRATACION DEL CENTELLEADOR

Por razones económicas, la venta de cámaras renovadas se incrementó durante los 10 años pasados. Para la protección de los usuarios, se ha vuelto importante la evaluación de que los envases de los centelleadores viejos estén herméticamente cerrados al aire, por lo que esto se debe incluir en las pruebas de aceptación. El problema no es específico para ningún modelo de cámara, sino para el proceso utilizado en el momento de la fabricación del cristal fuente.

El aire, en los laboratorios, siempre contiene alguna cantidad de agua. A través de un envase dañado, la hidratación del cristal comienza eventualmente. Primero aparecen puntos blancos, los cuales se vuelven amarillos después. Los puntos son delgados y su área total es pequeña al comienzo, pero pueden afectar lentamente al centelleador completo. La propiedad óptica del cristal hidratado es diferente a la del no hidratado. Los puntos hidratados absorben y dispersan la luz de una forma diferente, causando una pérdida en el número de fotones detectables provenientes de los eventos de centelleo. El resultado es una respuesta lumínica no homogénea para la energía gama de los fotones dada, con una distribución geométrica variable en el cristal.

Los defectos de hidratación podrían ser detectados por la técnica de imagen con corte de pico de acuerdo a S. Keszthelyi- Landori, en Radiología 1986; 158:823-826, mover una ventana del 15% en la dirección de las energías más bajas hasta que la lectura de la escala alcance la mitad del valor sobre el pico, luego reducir la ventana al 10%. Ajustar la exposición a un millón de cuentas. Antes de la prueba, conmutar a apagado (off) el circuito corrector de la uniformidad. No deberá haber ningún punto energético en la imagen.

De acuerdo con S.J. Lukes y otros, en Radiología 1983; 146:237-239, deben introducirse pruebas mensuales para el seguimiento de los artefactos inducidos por hidratación.

Anexo IIIb

VERIFICACION DE LA ANGULACION DEL COLIMADOR

La calidad de un colimador afecta directamente la calidad de los datos que recibe una cámara. Se ha asumido que en un colimador con orificio paralelo, todos los canales son perpendiculares a la superficie del colimador. Debido a dificultades técnicas encontradas en varias de las fases de los procedimientos de fabricación y las tensiones mecánicas durante el uso, existen variaciones de la inclinación del canal y esto conlleva directamente a errores de proyección del muestreo de los datos.

En las imágenes de SPECT, la pérdida de resolución regional es proporcional a la magnitud de las inclinaciones del canal regional y la distancia entre el objeto de interés y la cara del colimador. Por ejemplo, una inclinación del canal de 1 grado puede introducir un error de proyección de 3.5 mm y una retroproyección a una distancia de 20 cm. Bajo ciertas circunstancias este error puede doblarse a 7 mm cuando se utiliza la vista opuesta en la reconstrucción de la imagen.

E. Busemann-Sokole da un método en El Diario de Medicina Nuclear 1987; 28:1592-1598, para la medición de la angulación. Cuando se mide una fuente puntiforme radiactiva en 2 posiciones, separadas por (D) exactamente perpendiculares a la cara del colimador, las imágenes se superponen cuando los orificios del colimador se encuentran perfectamente ortogonales con el plano del detector. Si hay una angulación pequeña, entonces las imágenes estarán separadas por una pequeña distancia (d). La angulación del orificio (α) entonces está dada por la relación:

$$\alpha = \arctg (d/D)$$

El valor de α mide el orificio de angulación del colimador sobre una pequeña area local del colimador.

Wei Chang y otros, en El Diario de Medicina Nuclear 1988; 29:676-683, dan la descripción de una bandeja sostenedora rectilínea de precisión con muchas ranuras paralelas, para sostener bandejas con nueve fuentes puntiformes a distancias fijas de la base.

Anexo IIIc

EL FANTOMA PARA LA VERIFICACION DE LA HOMOGENEIDAD

El control de calidad de las cámaras de centelleo y la reducción de artefactos de los estudios de SPECT requieren un fantoma emite para probar y registrar la homogeneidad del sistema de imagen. Las mediciones de homogeneidad utilizando las recomendaciones NEMA son fáciles de realizar, pero debido a que la fuente puntiforme está en el aire, ni el efecto de dispersión ni el del colimador se toman en consideración. Usando el estándar IEC, se incluyen tanto el efecto de dispersión como el del colimador. La desventaja del fantoma de homogeneidad IEC es su peso (ca. 23 kg).

K. Jordan y H. Newiger en el Diario Europeo de Medicina Nuclear 1987; 13:227-330 ofrecen los detalles de diseño de un fantoma uniforme, hecho de perspex (polimetil metacrilato), teniendo una distribución de actividad homogénea y un espectro de emisión como la de un paciente. El fantoma Jordan consiste en 3 partes: dos láminas separadas de perspex para la simulación de la dispersión debajo y encima de la cubeta y la cubeta, el fantoma real. Para construir el fantoma uno necesita cuatro láminas de perspex de 450 mm × 450 mm × 25 mm y una de 450 mm × 450 mm × 20 mm con un orificio de 410 mm en el centro. El orificio contiene el líquido radioactivo luego de que las placas superior e inferior son revestidas con cemento en la lámina de 20 mm de grosor. Se debe proveer una trampa por fuera del campo de visión para atrapar las burbujas de aire después del llenado.

BIBLIOGRAFIA

- AAPM 1 Scintillation Camera Acceptance Testing and Performance Evaluation, AAPM Report No. 6, American Association of Physicists in Medicine, 1980
- AAPM 2 Computer-Aided Scintillation Camera Acceptance Testing, AAPM Report No. 9, American Association of Physicists in Medicine, 1982
- ANSI 1 Calibration and Usage of "Dose Calibrator" Ionization Chambers for the Assay of Radionuclides, American National Standards Inc. ANSI N42-13-1978
- BRH 1 Workshop Manual for Quality Control of Scintillation Cameras in Nuclear Medicine, HEW Publication (FDA) 76-8039, U.S. Bureau of Radiological Health, 1976
- BRH 2 Quality Control for Scintillation Cameras, HEW Publication (FDA) 76-8046, U.S. Bureau of Radiological Health, 1976
- BRH 3 Measurements of the Performance Parameters of Gamma Cameras. Part I, HEW Publication (FDA) 78-8049, U.S. Bureau of Radiological Health, 1978
- BRH 4 Workshop Manual for the Quality Assurance of Rectilinear Scanners in Nuclear Medicine (draft), U.S. Bureau of Radiological Health, 1978
- BRH 5 Measurements of the Performance Parameters of Gamma Cameras. Part II (draft), U.S. Bureau of Radiological Health, 1979
- BRH 6 Workshop Manual for Radiopharmaceutical Quality Control and Radionuclide Handling (draft), U.S. Bureau of Radiological Health, 1979
- HPA 1 The Theory, Specification and Testing of Anger Type Gamma Cameras, Topic Group Report - 27, Radionuclide Topic Group, The Hospital Physicists' Association, London, 1978
- HPA 2 Quality Control of Nuclear Medicine Instrumentation, Proceedings of a meeting held at the Middlesex Hospital Medical School, London, 22nd February 1983, R.F. Mould (Ed.), CRS-38, The Hospital Physicists' Association, London, 1983
- IAEA 1 Medical Radionuclide Imaging 1980, Proceedings of a symposium organized by IAEA in co-operation with WHO, Heidelberg, Federal Republic of Germany, 1-5 September 1980, Vol. II, Session 5, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1981
- IEC 1 Characteristics and Test Conditions of Radionuclide Imaging Devices, Report 62C, International Electrotechnical Commission, Geneva, 1979
- NEMA 1 Performance Measurements of Scintillation Cameras, Standards Publication No. NU1-1980, National Electrical Manufacturers' Association, Washington, 1980

- WHO 1 **Quality Assurance in Nuclear Medicine, A Guide Prepared Following a Workshop held in Heidelberg, Federal Republic of Germany, 17-21 November 1980, World Health Organization, Geneva, 1982**
- Rhodes, 1977 **Quality Control in Nuclear Medicine: Radiopharmaceuticals, Instrumentation and In Vitro Assays, B.A. Rhodes (Ed.), Mosby, St. Louis, 1977**
- Rollo, 1977 **Nuclear Medicine Physics, Instrumentation and Agents, F.D. Rollo (Ed.), Mosby, St. Louis, 1977**
- Sorenson and **Physics in Nuclear Medicine, J.A. Sorenson and M.E. Phelps, Phelps, 1980 Grune & Stratton, New York, 1980**
- Croft BY: Single-Photon Emission Computed Tomography. Year Book Medical Publishers, Chicago, 1986**
- Eisner RL: Principles of instrumentation in SPECT; J Nucl Med Tech, 13:23, 1985**
- Ell PJ and Holman BL (Eds): Computed Emission Tomography. The Universities Press Ltd., Belfast, 1982**
- Emission Computed Tomography: The Single Photon Approach. HHS Publication FDA 81-8177. US Dept of Health and Human Sevices/PHS/FDA/BRH. 1981**
- English RJ and Brown SE: SPECT Single-Photon Emission Computed Tomography: A Primer. Soc. Nucl. Med., NY, 1986.**
- Esser PD (Editor): Emission Computed Tomography: Current Trends. Society of Nuclear Medicine, New York, 1983**
- Greer K et al: Quality control in SPECT; J Nucl Med Tech, 13:76, 1985**
- Greer KL, Coleman RE, Jaszczak RJ: SPECT: A practical guide for users. J Nucl Med Tech 11:55, 1983**
- Harkness BA, et al: SPECT: Quality control procedures and artifact identification. J Nucl Med Tech 11:55, 1983**
- Jarritt PH, Cullum ID: Quality control of single photon emission tomographic systems. In: Quality Control of Nuclear Medicine Instrumentation, Ed: RF Mould. Hospital Physicists' Association (CRS-38), London, 1983**
- Single Photon Emission Computed Tomography and Other Selected Topics, Proceedings of 10th Annual Symposium, Society of Nuclear Medicine Computer Council, Society of Nuclear Medicine, NY, 1980**
- Soussaline C: The single-photon tomograph. In Radionuclide Imaging. Ed: DE Kuhl, Pergamon Press, Paris, 1982**
- Williams ED (Ed): An Introduction to Emission Computed Tomography. Institute of Physical Sciences in Medicine, (Report #44), London, 1985**

Availability of documents:

AAPM Available on order from AAPM Headquarters, 335 East 45th Street, New York, N.Y. 10017, United States of America

BRH Available on order from Superintendent of Documents, U.S. Government Printing Office, Washington D.C. 20402, United States of America

HPA Available on order from The Hospital Physicists' Association, 47 Belgrave Square, London, SW1X 8QX, United Kingdom

IAEA Available on order from International Atomic Energy Agency, Wagramerstrasse 5, P.O.Box 100, A-1400 Vienna, Austria

IEC Available from International Electrotechnical Commission, 1, rue de Varembé, Geneva, Switzerland

NEMA Available on order from National Electrical Manufacturers' Association, 2101 L Street, N.W., Washington D.C. 20037, United States of America

WHO Available on order from World Health Organization, Distribution and Sales Service, 1121 Geneva 27, Switzerland