

Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear



PROCOLO NACIONAL DEL CONTROL DE CALIDAD EN LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE MEDICINA NUCLEAR
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Año 1999

Autor:

Comisión Nacional. Miembros del Comité de Redacción.

Coordinadora:

Marina Tellez de Cepeda. Sociedad Española de Protección Radiológica.
Hospital Universitario La Paz. Madrid.

Miembros:

Raquel Barquero. Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid
Ana Blanes. Sociedad Española de Medicina Nuclear
José Miguel Delgado. Sociedad Española de Física Médica
Natividad Ferrer. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid
Josep M.^a Martí. Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona
Rafael Puchal. Ciudad Sanitaria y Universitaria Bellvitge (Barcelona)
M.^a Luisa Ramírez. Sociedad Española de Medicina Nuclear
Javier Luis Simón. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla

Agradecimientos:

José Javier Celeiro. Clínica Puerta de Hierro. Madrid

Juan Ciudad. Hospital Clínico. Valencia

Ángel Crespo. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid

Carmen Escalada. Clínica Puerta de Hierro. Madrid

María Luisa España. Hospital Universitario La Princesa. Madrid

Cristina González. Hospital General de Asturias. Oviedo

Ángel Gracia. Hospital Universitario La Princesa. Madrid

María Arrate Guisasola. Instituto Oncológico. San Sebastián

Asunción Jordán. S.C.I. Madrid

Luis Miguel M. Curto. Hospital Universitario La Paz. Madrid

Rafael Plaza. Hospital Universitario La Paz. Madrid

Alejandro Prensa. Hospital Universitario San Carlos. Madrid

César Rodríguez. Hospital 12 Octubre. Madrid

José María Sastre. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid

Carmen M. Virgala. Hospital Juan XXIII. Tarragona

© Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear
y Sociedad Española de Protección Radiológica, 1999

I.S.B.N.: 84-88518-48-X

D.L.: HU-203-1999

Impresión: Ediciones La Val de Onsera. Huesca
Printed in Spain - Impreso en España

PREFACIO

El acusado avance tecnológico que durante décadas se ha producido en el área de la Medicina Nuclear ha ido haciendo cada vez más evidente la fuerte dependencia que el desarrollo y los resultados de la especialidad tienen con respecto a la calidad del equipamiento que emplea. Una parte sustancial del trabajo del Médico Nuclear está asociada al análisis de imágenes. Pero la obtención de imágenes de valor diagnóstico se sustenta en una compleja cadena de elementos que culminan en su presentación final en un monitor o en otro tipo de soporte. Es vital que cada eslabón de la cadena cumpla su cometido, que la calidad de cada elemento sea la necesaria para hacer óptimo el resultado final sobre el que el médico elabora su análisis, a la vez que garantice que las dosis de radiación impartidas a pacientes y recibidas por los profesionales sean tan bajas como sea posible.

Hace ya casi ocho años, las tres sociedades científicas que respaldan el presente texto acordaron unir sus esfuerzos con un objetivo preciso: producir un documento que sirviera de guía a sus socios y a otros profesionales a la hora de abordar el control de calidad del equipamiento utilizado en Medicina Nuclear. Para ello era preciso analizar una abundante pero dispersa documentación y unificar criterios entre los diferentes sectores implicados en el proceso.

Con el objetivo citado, las Sociedades Españolas de Física Médica (SEFM), de Medicina Nuclear (SEMN) y de Protección Radiológica (SEPR), crearon un grupo de trabajo común con el encargo de llevar a cabo la elaboración de un protocolo español donde se recogieran las pruebas y parámetros más significativos para el control periódico del equipamiento que interviene en los procedimientos de medicina nuclear «in vivo». En septiembre de 1995 dicho grupo produjo un primer borrador de protocolo y requirió los oportunos comentarios. Su posterior análisis y toma en consideración ha permitido un mejor ajuste del texto a la realidad de las instalaciones y de los profesionales que las utilizan.

El resultado de la labor ejecutada por el grupo de trabajo se recoge finalmente en el documento que ahora ve la luz, en un momento especialmente oportuno. Efectivamente, a lo largo de estos años se ha producido en el ámbito internacional un notable crecimiento del interés por la calidad y por la protección del paciente en las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes. Este documento está en sintonía con la reciente normativa europea y española: el 19 de diciembre de 1997, se publicó en el BOE el Real Decreto 1841/1997, por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear, que transpone a la legislación española parte de las disposiciones contenidas en la Directiva Europea 97/43/EURATOM, relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas. El R.D. contempla los diversos aspectos de la garantía de calidad en Medicina Nuclear, entre los que se incluye el control de calidad de los equipos. Basta recordar que, en su artículo 13, dicho Real Decreto señala que los programas de control de calidad del equipamiento se ajustarán a protocolos establecidos para tal fin, aceptados y refrendados por sociedades científicas competentes.

Desde luego, un protocolo de control de calidad debe ser un documento vivo. La sociedades que lo respaldan permanecerán atentas a los cambios que se produzcan en el desarrollo tecnológico y en la evolución de las propias instalaciones; también serán sensi-

bles a las ideas y a las críticas que su aplicación pueda suscitar. A esta primera edición deberán seguir otras, enriquecidas con los comentarios y aportaciones de todos aquellos que decidan aplicar el protocolo en su trabajo cotidiano, comentarios y aportaciones a los que siempre estarán atentas las sociedades que avalan este documento.

Este documento debe entenderse como una guía orientativa. Cada Servicio de Medicina Nuclear debe adaptar los procedimientos a su propio equipo y elaborar su propio libro de los mismos.

En cualquier caso, para las tres sociedades científicas implicadas, este excepcional documento, fruto del trabajo de varios años, es un paso más en su vocación de servicio a la sociedad.

Deseamos agradecer y manifestar nuestra admiración a todo el grupo de trabajo por su esfuerzo, por su ilusión y por su entrega desinteresada.

B. Ballester Moll
Presidente de la SEFM

J. Martín Comín
Presidente de la SEMN

X. Ortega Aramburu
Presidente de la SEPR

ÍNDICE

Prefacio	7
Generalidades	13
1. Introducción	15
2. Estructura del protocolo	18
3. Organización de un programa de control de calidad	19
4. Mantenimiento	20
5. Registros	21
6. Material necesario	21
7. Documentación utilizada	21
Capítulo I. Detectores en medicina nuclear	23
1. Calibradores de dosis	25
1.1. Introducción	25
1.2. Utilización de cámaras de ionización como calibradores de dosis.	25
1.3. Respuesta a fuentes utilizadas en Medicina Nuclear	27
1.4. Parámetros de calidad	30
1.5. Utilización de detectores Geiger-Müller como calibradores de dosis	31
2. Pruebas para calibradores de dosis	32
2.1. Introducción	32
2.2. Control de calidad en calibradores de dosis	33
2.3. Listado general de material	33
2.4. Especificaciones de compra	33
Pruebas de calibradores	35
3. El detector de centelleo. Contadores	52
3.1. Introducción	52
3.2. Cristal de centelleo INa(Tl)	53
3.3. Tubo fotomultiplicador	56
3.4. Unidad electrónica de procesamiento del impulso	57
3.5. Análisis espectral de altura de impulsos	62
3.6. Utilización de centelleadores como contadores en laboratorios de Medicina Nuclear	65
3.7. Parámetros de calidad	68
4. Pruebas para contadores gamma	69
4.1. Listado general de material	69
4.2. Especificaciones de compra	69
Pruebas de contadores	71

Bibliografía	96
Capítulo II. Gammacámaras	97
1. Principio de funcionamiento y componentes	99
1.1. Gammacámara Anger	99
1.2. Sistema de detección (Detector)	101
1.3. Colimadores	102
1.4. Estativo mecánico de colocación (Gantry). Mesa de exploración.	103
1.5. Consola de operación y control	106
1.6. Sistema de procesamiento de datos	107
1.7. Periféricos	107
1.8. Accesorios	107
2. Análisis de la imagen	107
2.1. Parámetros de calidad	110
3. Pruebas para gammacámaras	124
3.1. Introducción	124
3.2. Control de calidad en gammagrafía planar.	125
3.3. Listado general de material	126
3.4. Especificaciones de compra	126
Pruebas	129
4. Bibliografía	161
Capítulo III. Tomografía de emisión de fotón único (SPECT)	163
1. Introducción	165
2. El proceso tomográfico	165
2.1. Filtros	167
2.2. Parámetros de adquisición	168
2.3. Parámetros de reconstrucción tomográfica	169
3. Instrumentación	170
4. Parámetros de calidad en un SPECT	170
5. Pruebas para un sistema SPECT	171
5.1. Lista de pruebas	171
5.2. Listado general de material	172
Pruebas	173
6. Bibliografía	209
Capítulo IV. Procesamiento de datos	211
1. Adquisición de datos	213
1.1. Digitalización	213
1.2. Formación de matrices	213
1.3. Tipos de adquisición	215

2. Elaboración de estudios	219
2.1. Herramientas comunes	219
2.2. Tratamientos específicos	220
3. Visualización	221
4. Archivos de estudios	221
5. Comunicación	221
6. Hardware	222
7. Pruebas para procesamiento de datos	223
7.1. Introducción	223
7.2. Adquisición de un equipo de proceso de datos	223
Pruebas	225
8. Bibliografía	241
Capítulo V. Aspectos médicos en el control de calidad en Medicina Nuclear	243
1. Introducción. Importancia del control de calidad en Medicina Nuclear	245
2. Factores que intervienen en el proceso de formación de la imagen en Medicina Nuclear	245
3. Repercusión clínica del control de calidad en gammacámara planar	247
A. Estudios morfológicos	247
B. Estudios dinámicos funcionales	248
4. Repercusión clínica del control de calidad en SPECT	251
Factores que influyen sobre la calidad de la imagen final	252
5. Maniqués clínicos	256
6. Bibliografía	257
Capítulo VI. Dosimetría de pacientes	261
1. Introducción	263
2. Modelo dosimétrico. Formulación	264
2.1. Cálculo de la dosis absorbida	265
2.2. Cálculo de la actividad acumulada	266
3. Dosis media por unidad de actividad acumulada	269
4. Metrología de parámetros físicos y biológicos	270
5. Estimación de incertidumbres	271
TABLAS. Dosis absorbida por unidad de actividad administrada (mGy/MBq)	272
7. Bibliografía	314
Capítulo VII. Los radio nucleidos en Medicina Nuclear	315
1. Generalidades	317
2. Producción de radionucleidos	317
3. Tablas	319
4. Bibliografía	366

GENERALIDADES

1. INTRODUCCIÓN

El desarrollo de la instrumentación junto a la aparición de nuevos radiofármacos y técnicas, que viene ocurriendo sistemáticamente en la última década así como sus perspectivas de futuro, juegan un papel importante en la posición que la Medicina Nuclear ocupa dentro de la medicina clínica.

La creciente complejidad de los equipos y de los sistemas de procesamiento de datos hace imprescindible mantener una vigilancia exhaustiva sobre las características operativas o de desempeño de los sistemas instalados de manera que los procesos médicos sean lo más preciso posible y se minimicen los errores por funcionamiento incorrecto o uso inadecuado de la instrumentación.

La implantación efectiva de los principios básicos de la radioprotección a la utilización de Radiaciones ionizantes con fines médicos, (actualizados en la Publicación n.º 60 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica) se va haciendo cada vez más patente debido a su incorporación a las legislaciones y a la sensibilización de los profesionales y del público.

Diversas organizaciones internacionales desarrollan programas de Garantía de Calidad y de Protección Radiológica con el fin de que los procedimientos médicos con radiaciones se ejecuten con la máxima precisión y con la mínima dosis en el paciente compatible con los propósitos de diagnóstico o terapia, es decir cumpliendo el principio de OPTIMIZACIÓN.

La O.M.S. ha tenido una gran importancia en la introducción de programas de Garantía de Calidad en el área de diagnóstico con radiaciones, publicando sus recomendaciones en 1982 bajo el título «Quality Assurance in Diagnostic Radiology» y «Quality Assurance in Nuclear Medicine» y estableciendo unos objetivos que son:

- La mejora en la calidad de la información diagnóstica.
- El uso de la mínima cantidad de radiofármaco necesaria para obtener la información deseada.
- El empleo efectivo de los recursos disponibles.

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), dispone de una división de Ciencias de la Vida en la que se tratan los usos médicos de las técnicas nucleares, en colaboración con la OMS y en cuya sección de Medicina Nuclear se desarrollan y actualizan programas de garantía de calidad.

Asimismo el OIEA en su reciente publicación «International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources», en el capítulo dedicado a usos médicos alude entre otros, a la necesidad de:

- Optimizar y tener en cuenta niveles de referencia para las exposiciones médicas con calidad de imagen aceptable.
- Selección del radiofármaco óptimo y su actividad.
- Obtención de imagen y procesado apropiado.
- Implantar programas de Garantía de Calidad en los que se incluyan medidas de parámetros físicos de generadores y equipos de imagen.
- Tomar en consideración los niveles de referencia para las actividades de radiofármacos administrados.

- Diseño de equipos con facilidad de detección de fallos.
- Necesidad de tomar todas las medidas razonables para prevenir la aparición de fallos o errores (adiestramiento del personal, programas de garantía de calidad, protocolos de calibración etc.).

En la actualidad se están implantando paulatinamente procedimientos de inspección de la calidad en diferentes hospitales y clínicas, que se encuentran en distintas fases, en función de sus posibilidades e interés.

En España, el Real Decreto 1132/1990, estableció que todos los servicios de Medicina Nuclear deberán ser objeto de vigilancia en cuanto a criterios de control de calidad para garantizar la Protección Radiológica del paciente. Por otro lado las exigencias comunitarias requieren la adaptación a nuevas directivas con la consiguiente selección de criterios comunes. Para su desarrollo se ha publicado el RD 1841/97.

De acuerdo con esta realidad y con el auspicio de la Sociedad Española de Protección Radiológica, la Sociedad Española de Física Médica y la Sociedad Española de Medicina Nuclear se promovió la creación de un Protocolo Nacional de Control de Calidad en Instrumentación en Medicina Nuclear, igual que se había hecho con otros campos de diagnóstico y terapia con radiaciones ionizantes.

A pesar de la existencia de un número importante de documentos, suficientemente avales, realizados por diversas organizaciones científicas en múltiples países, se consideró necesaria la disponibilidad de uno propio que aglutinase en él diferentes aspectos relativos a la instrumentación con relación expresa a los aspectos médicos y a la dosis al paciente.

Por ello los objetivos de este protocolo son la elaboración de un documento guía, de uso común tomando como referencia diferentes procedimientos actualizados, efectuando una selección y optimización de criterios, a fin de potenciar el control de calidad en instrumentación en Medicina Nuclear que permita cumplir con los objetivos de la OMS indicados anteriormente.

Como es bien conocido la Garantía de Calidad indica proximidad con un resultado libre de errores y artefactos.

AENOR la define como «el conjunto de acciones planificadas y sistemáticas que son necesarias para proporcionar una confianza de que un determinado producto, servicio o instalación, satisfará las exigencias de calidad establecidas».— La garantía de calidad puede referirse a la totalidad o a una parte del sistema.

El conjunto de medidas específicas y técnicas realizadas con el fin de controlar que un determinado aspecto de un proceso sea satisfactorio, se denomina «Control de Calidad».

La Garantía de Calidad en Medicina Nuclear, debe cubrir todos los aspectos de la práctica clínica, es decir: Solicitud de procedimientos clínicos, preparación y dispensa de radiofármacos, plan de protección radiológica y calidad de imagen, mantenimiento, análisis e interpretación de resultados, realización de informes, archivo, etc. Cada uno de estos aspectos requiere una diferente evaluación de la calidad y los correspondientes procedimientos de control.

En este protocolo quedará excluido todo aquello relacionado con los procedimientos clínicos, control de calidad de radiofármacos, sistemas de realización de informes, documentación y archivos, etc., que debe ser objeto de evaluación por otros grupos de trabajo.

Un plan de garantía de calidad en lo referente a la instrumentación debe comenzar por la **PLANIFICACIÓN DE LAS NECESIDADES**, esto es, adecuar la complejidad del sistema nuclear al tipo y número de exploraciones que vayan a realizarse, de manera que se optimicen los recursos disponibles. Una vez conocidas las necesidades, la **SELECCIÓN Y ADQUISICIÓN** del equipo implica una revisión exhaustiva de las características que las satisfacen y de aquellas que ofrecen las diferentes opciones del mercado. Deberá tenerse además en cuenta niveles de confianza y seguridad en el manejo, la compatibilidad con otra instrumentación y la facilidad, buen nivel técnico y costo del mantenimiento.

La elaboración de programas de comparación de características y el establecimiento de las condiciones de aceptación del equipo, una vez instalado, deben realizarse en esta etapa del proceso. Para ello se deberá disponer de información técnica completa del sistema básico y opciones, que incluya datos sobre ubicación y conexión, naturaleza y duración de la garantía, técnica disponibilidad de manuales, accesorios, maniqués y fuentes para verificación, entrenamiento del personal y mantenimiento.

Tiene una importancia especial lo referente a espacio físico disponible así como necesidades de red (voltaje, frecuencia y tierra) y climáticas (temperatura, humedad, ausencia de polvo, etc.) que en muchos casos pueden presentar problemas complejos a la hora de la instalación.

Una vez adquirido e instalado el equipamiento, debe evaluarse, a través de las pruebas de aceptación, que se cumplen las condiciones especificadas en la oferta, dentro de los márgenes establecidos y por tanto que el equipo está **LISTO PARA USO CLÍNICO** y puede establecerse el inicio del período de garantía correspondiente.

Un aspecto de suma importancia en el aseguramiento de la calidad de los procesos diagnósticos es la **CAPACITACIÓN DEL PERSONAL** en la instrumentación específica que va a manejar en cada momento. La lectura detallada de los manuales de operación, que deberán estar disponibles en español, así como el adiestramiento por parte de personal experimentado en el sistema, aseguran la correcta utilización del mismo en las condiciones óptimas de desempeño para las que fue diseñado y evitan vicios operativos que son muy difíciles de eliminar posteriormente, con el consiguiente deterioro de la calidad.

Con el sistema en **FUNCIONAMIENTO** las pruebas de control de calidad de referencia y constancia, aseguran la operatividad del equipo, que será retroalimentada a través del **PROGRAMA DE MANTENIMIENTO** con el que deben restablecerse las condiciones de referencia para aquellos parámetros que presentasen algún tipo de desviación.

Una vez verificado que las características de desempeño de la instrumentación son adecuadas, deberán establecerse los mecanismos de control para que la obtención de las imágenes y los diferentes programas de cuantificación de los procesos fisiopatológicos en estudio, se realicen con la mínima dosis para el paciente y con la mayor información diagnóstica.

Probablemente los procedimientos nucleares son los que mas versatilidad permiten al usuario permitiéndole variar las condiciones tanto de adquisición, como de procesamiento de imágenes. Este procesamiento es con frecuencia de gran complejidad, con un aporte matemático que no es simple en muchos casos por lo que un uso indiscriminado o incorrecto puede tergiversar cierta información diagnóstica.

Por ello la realización **SISTEMÁTICA** de controles de calidad que aseguren que una imagen, una vez procesada, es válida para uso clínico, será en el futuro de especial importancia, a pesar de la aparente seguridad con que se presentan en el mercado las bondades de los procesamientos que cada fabricante ofrece.

Últimamente existen algunos programas comunitarios para optimizar la transferencia de información procesada por diferentes sistemas y la obtención de bases de datos de calidad controlada para las pruebas de control de calidad de programas clínicos.

Los dos aspectos de la calidad: dosis al paciente y producción de resultados diagnósticos deben ser ponderados en su justa medida dentro del programa, ya que puede resultar más peligroso un mal diagnóstico por una mala adquisición y procesamiento de imágenes, que un exceso en las dosis al paciente.

2. ESTRUCTURA DEL PROTOCOLO

El protocolo consta en sus cuatro primeros capítulos de una parte de aspectos teóricos y otra de manual de procedimientos.

En la primera parte se trata de proporcionar una información básica detallada que resume de una manera simple los principios físicos de la instrumentación, así como los aspectos teóricos sobre el análisis de la calidad de imagen.

También incluye un capítulo dedicado a la dosimetría del paciente, otro dedicado a aspectos médicos de control de calidad y el último recoge las características físicas de los radionucleidos utilizados en Medicina Nuclear.

Esta recopilación de información permitirá limitar el Manual de Procedimiento estrictamente a las pruebas, sin tener que detallar las consideraciones sobre las que están basadas.

Estas pruebas se desarrollan en los siguientes equipos.

- Calibradores de Dosis.
- Contadores Gamma.
- Gammagrafia Planar.
- SPECT
- Procesadores de Datos.

En cada prueba se han considerado los siguientes apartados:

PROPÓSITO. Donde se refiere el objetivo que se pretende con la realización de la prueba.

PARÁMETROS. Donde se definen los parámetros que cuantifican aspectos de la prueba.

TIPO. Las pruebas se han clasificado de acuerdo a la necesidad de su realización en:

- Aceptación.
- Referencia.
- Constancia.

MATERIAL. Corresponde al necesario para la realización de la prueba específica, (maniqués, fuentes etc.,) que constan en el detalle inicial de cada capítulo.

PROCEDIMIENTO. Descripción de los pasos a realizar para obtener la información necesaria para la evaluación de la prueba.

ANÁLISIS DE DATOS. Se detalla bien cálculos o presentación de resultados que permitan obtener los parámetros que valoren la prueba.

PERIODICIDAD. Se refiere al tiempo que se estima debe transcurrir entre la realización de una prueba y su repetición.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN. Cuando existan, establecen un criterio que, de no cumplirse, debe implicar una intervención del programa de mantenimiento o la no aceptación de un sistema o componente.

SECUENCIA. Con ello se pretende informar al lector de algunas pruebas que para ser realizadas debe tenerse la seguridad de que otras hayan sido establecidas ó superadas positivamente con anterioridad.

OBSERVACIONES. Se detallan algunos aspectos específicos de cada uno de los apartados anteriores complementando la información.

Se entiende por **PRUEBAS DE ACEPTACIÓN** aquellas que deben realizarse cuando el equipo es entregado por el proveedor, bien sea de forma total o parcial y por sustitución o adquisición de algún componente u opción del sistema.

Deben realizarse inmediatamente después de la instalación y antes de que el equipo sea utilizado con fines clínicos (según RD 1841/97). Deben ser realizados por el suministrador en presencia de un representante autorizado del servicio (el responsable del programa de control de calidad) y de un representante del proveedor. Generalmente estas pruebas implican el inicio de un período de garantía.

Las **PRUEBAS DE REFERENCIA**, serán aquellas que llevan consigo la medida exhaustiva de algunos parámetros determinados por el procedimiento más completo de que se disponga y que como su nombre indica permitan establecer un nivel de comparación para evaluar el funcionamiento de sistema. Las pruebas de referencia pueden coincidir en ocasiones, parcial o totalmente, con las de aceptación, pero en general, no están asociados con el inicio de períodos de garantía, sin embargo deben ser obligatorias después de determinadas reparaciones del equipo motivadas por un desajuste de los parámetros de funcionamiento.

Las **PRUEBAS DE CONSTANCIA** tienen como finalidad el seguimiento continuado de las condiciones de funcionamiento del sistema. Para ello se compararán los parámetros medidos con los establecidos en las pruebas de referencia. Normalmente se trata de pruebas no complejas y realizables en un tiempo razonablemente corto, pero que son claves en los protocolos.

Algunas pruebas pueden ser de varios tipos y como tal son destacadas en el apartado correspondiente.

La diferencia en su clasificación estaría en relación con el motivo de la prueba que se realice.

3. ORGANIZACIÓN DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD

Un programa de control de calidad, debe ser una parte integrante del trabajo del servicio de Medicina Nuclear, hecho que debe ser entendido como tal, tanto por el médico responsable, como por el resto de los componentes del mismo.

El médico especialista en Medicina Nuclear, como responsable final del diagnóstico y del uso optimizado de radiaciones en el paciente, está obligado a velar para que en su servicio se fije y ejecute, un adecuado programa de control de calidad.

Dicho programa requiere:

- Protocolos y registros específicos
- Definición clara de responsabilidades:
 - a) Un responsable del seguimiento, evaluación y ejecución de pruebas complejas.
 - b) Responsables de la realización rutinaria.
- Soporte administrativo
- Recursos humanos y técnicos
- Evaluación de resultados.

Capacidad de poner en marcha acciones correctoras si se necesitan, para restablecer de forma rápida las correctas condiciones de uso de los equipos, ya que el mejor programa de control de calidad es el que funciona.

En su realización intervienen: Especialistas en Medicina Nuclear (médicos y técnicos), técnicos de mantenimiento y especialistas en Radiofísica. Entre ellos debe haber un alto grado de comunicación, debiendo existir sesiones de revisión tanto para el aspecto de los equipos como para el programa total que incluye controles en:

- La instrumentación.
- La imagen: Adquisición y procesamiento.
- Aspectos médicos.
- Dosimetría de pacientes.

En el real decreto 1132/1990 y su desarrollo específico en el RD 1841/97, se incluye la figura del especialista en Radiofísica, cuyas misiones en relación con el tema de este protocolo serían:

- Colaborar en la elaboración y revisión de la documentación técnica para la adquisición y selección de equipos.
- Participar y evaluar las pruebas de aceptación y de referencia.
- Valorar las pruebas de constancia.
- Hacer el oportuno seguimiento del programa de mantenimiento tanto preventivo como corrector.
- Colaborar en la obtención y procesamiento de la imagen de nuevas técnicas, modificación de las existentes y en las situaciones que sugieran un trabajo en equipo.

Diversas asociaciones científicas internacionales tales como la European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP) la Asociación Americana de Física Médica AAPM y otras, resaltan la figura del experto en Radiofísica, indicando el porcentaje de dedicación, según el tipo de servicio y el número de equipos y la complejidad de las pruebas que realizan, pudiéndose justificar su figura a tiempo completo o parcial según los casos.

4. MANTENIMIENTO

El programa de mantenimiento preventivo y correctivo ha de ser complementario del de control de calidad. Los primeros colocan al equipo en buena situación de funcionamiento pero no garantizan la constancia de la misma, que si puede ser verificada por el

segundo. A este respecto es de gran importancia la interconexión entre las personas implicadas en ambos programas.

El mantenimiento preventivo es vital por lo que implica en limpieza, lubricación, reemplazo de componentes de corta duración y detección de fallos incipientes.

5. REGISTROS

Es necesario mantener un libro o fichero de registros para cada equipo donde queden archivados los resultados de las pruebas de aceptación, referencia y constancia así como datos relevantes del mantenimiento preventivo de los fallos y de su reparación.

La toma de datos para registro debe ser realizada en formato sencillo, fácil de rellenar, pero conteniendo los datos de importancia. Dichas hojas deben ser firmadas por la persona responsable.

Las imágenes de las pruebas, deben ser archivadas por orden cronológico.

Además de este libro de registros, debe haber uno de procedimientos y protocolos. Puede ser de utilidad colocar en lugares próximos a cada equipo y bien visibles ciertas gráficas y datos recordatorios para ayuda de diagnóstico precoz de fallos y evitar errores. Deben guardarse también en lugar conocido por los interesados todos los manuales de cada equipo así como nombres y sistema de localización de los técnicos de mantenimiento.

6. MATERIAL NECESARIO

Es obvio que para poder llevar a cabo un programa de control de calidad es necesario disponer de las fuentes de calibración (certificadas en su caso) que se indican en las pruebas, así como los maniqués que se citan, al menos los indispensables para las pruebas de constancia y los fundamentales para las de referencia, con posibilidad de acceso para aquellos más sofisticados empleados en pruebas de aceptación u otras de referencia.

7. DOCUMENTACION UTILIZADA

Como puede verse en la bibliografía, se han utilizado Normas Internacionales tales como IEC/CEI, normas NEMA, protocolos del OIEA, AAPM, HPA etc., así como publicaciones recientes.

Capítulo I

DETECTORES EN MEDICINA NUCLEAR



1. CALIBRADORES DE DOSIS

1.1. Introducción

En Medicina Nuclear se utilizan detectores de ionización gaseosa fundamentalmente como instrumentos que miden la actividad que para un determinado radionucleido se administra a un paciente con propósito diagnóstico o terapéutico.

La medida de actividad de los radiofármacos administrados a los pacientes es de principal interés. Cada actividad debe ser medida con la suficiente exactitud y para ello se debe disponer de la instrumentación adecuada y saber emplearla correctamente.

Por ello resulta de particular importancia conocer la forma en que determinan la actividad los actuales calibradores de dosis, consistentes en cámaras de ionización de tipo pozo, cuyos fundamentos operativos así como la problemática asociada a su medida se analizan a continuación.

1.2. Utilización de cámaras de ionización como calibradores de dosis.

Estabilidad de la respuesta

Se utilizan como calibradores de dosis las cámaras de ionización por su excelente estabilidad en el tiempo: cuando operan en la zona de saturación, su respuesta solo depende de la geometría, composición de fuente y detector, permaneciendo estable durante largos períodos de tiempo.

Ello permite la calibración en unidades de actividad de los emisores gamma, sin más que comparar la corriente que produzcan con la correspondiente a una fuente de referencia patrón del mismo emisor con idéntica geometría, (de aquí su nombre). Aunque sus características técnicas y de funcionamiento permanecen estables en un $\pm 0.1\%$ durante varios años, es necesario comprobarlo con cierta periodicidad.

Materiales y geometría de la cámara sensible

En la figura I.1 se presenta un esquema del diseño de estos instrumentos.

El volumen típico de medida de la cámara, de aire o, más frecuentemente, de algún gas más denso como el Argón, ver tabla I-1, es de varios litros.

Gas	W (electrón voltios)
Helio	42,3
Argón	26,4
Xenon	21,9
Dióxido de Carbono	32,8
Metano	27,3
Aire	34,0

Tabla I.1. Energía media de ionización

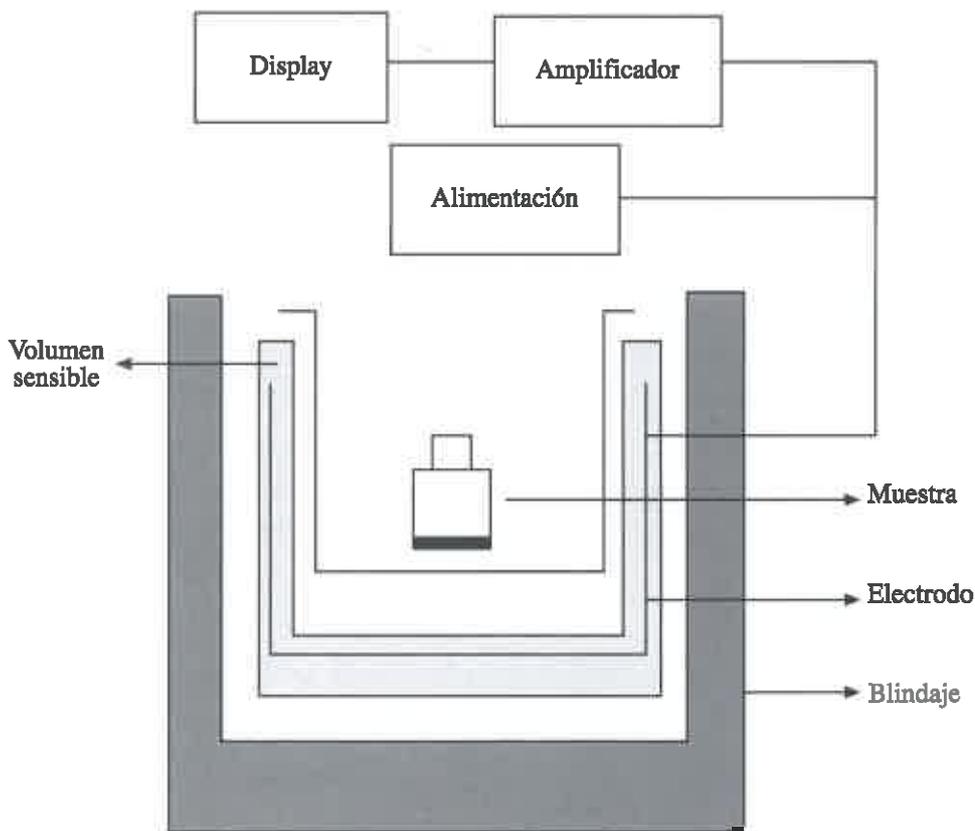


Figura I.1

Las paredes están construidas con latón o acero, y el electrodo colector está constituido por una fina capa de aluminio o cobre para evitar la pérdida de partículas a detectar por atenuación en el mismo.

La geometría en donde se aloja la fuente se escoge en forma de pozo, de unos 5-8 cm de diámetro por 20-30 cm. de altura, para evitar zonas de pequeño campo eléctrico que podrían alterar el volumen efectivo de medida en función del voltaje aplicado, ya que en una cámara cilíndrica el campo eléctrico es inversamente proporcional al radio.

Datos de rendimiento

Para un volumen activo de 10000 cm³; por ejemplo, se consiguen corrientes de saturación del orden de 10⁻¹³ A cuando se miden 37 kBq de ⁶⁰Co, lo que corresponde a 5 veces la corriente de fondo.

Para aumentar la sensibilidad del instrumento, se recurre a presurizar el gas de la cámara a varias atmósferas, pues la corriente producida es proporcional a la densidad del gas de llenado, sin que por ello aumente significativamente la corriente de fondo. En este caso se deben construir las paredes con mayor espesor, lo que limita la aplicación del instrumento a medidas de emisores beta puros.

Componentes, controles e indicadores del instrumento

Además de la cámara de ionización de gran sensibilidad y estabilidad, el instrumento consta de una serie de circuitos electrónicos que permiten la colección de carga, su amplificación y su lectura en las unidades de calibración.

Para ampliar el rango de medida se disponen varias etapas de amplificación. Dicho rango suele ir desde los kBq a MBq (decenas μCi), hasta unos 370 GBq (10 Ci), (la mayoría de instrumentos permiten realizar la lectura en curios o en bequerelios).

Se incluyen varios botones programados con la calibración de los radionucleidos más usuales en Medicina Nuclear, facilitando así su selección inmediata.

Todos los calibradores de dosis incluyen un blindaje externo de plomo, de 4-10 mm, para evitar un fondo elevado por las posibles fuentes externas, sobre todo cuando se instalan en la cámara caliente, así como para proteger al usuario de fuentes a medir de muy alta actividad, por ejemplo en la primera elución de generadores ($^{99\text{m}}\text{Tc}$).

Otro dispositivo importante es el ajuste de «Zero» para contrarrestar desajustes de corriente eléctrica, a no confundir con el ajuste de fondo que cancela electrónicamente la lectura de la radiación ambiental.

1.3. Respuesta a fuentes utilizadas en Medicina Nuclear

Para poder utilizar el instrumento como calibrador de dosis de los radionucleidos más utilizados en Medicina Nuclear, se debe conocer la relación entre el campo de radiación que emite la fuente y la carga que produce la misma en el detector.

Su principio de funcionamiento se basa en la interacción de la radiación que atraviesa la cámara con el gas o con las paredes que la confinan.

Para el caso de radiación electromagnética, los fotones que la constituyen transfieren su energía a través de una serie de interacciones en las que se producen electrones que se frenan a través de colisiones con las moléculas del gas separando más electrones de éstas y convirtiéndolas en iones positivos.

Como entre los electrodos de la cámara existe un campo eléctrico, los iones positivos migrarán al cátodo y los electrones e iones negativos, migrarán al ánodo. El circuito electrónico anexo mide entonces la corriente de la carga total producida durante el período de interés, siendo el número de iones producidos, y por lo tanto la corriente de ionización, directamente proporcional a la energía depositada en la cámara por la radiación, la cual es directamente proporcional a la actividad.

Respuesta y sensibilidad

La respuesta R_A del detector a un radionucleido A suele expresarse como relativa a algún radionucleido utilizado en una fuente de referencia de calibración, (FRC), por ejemplo ^{60}Co :

$$R_A = \frac{\frac{\text{Corriente producida por A}}{\text{Actividad de A}}}{\frac{\text{Corriente producida por FRC}}{\text{Actividad (certificada) de FRC}}} \quad (1)$$

La sensibilidad (S_i) del detector a un fotón monoenergético de energía E_i , suele expresarse como:

$$S_i = \frac{\text{Corriente producida por } 3,7 \cdot 10^{10} \text{ fotones de } E_i}{\text{Corriente producida por 1 Curio de } {}^{60}\text{Co}} \quad (2)$$

Estando relacionadas ambas magnitudes según:

$$R_A = \sum I_i \cdot S_i \quad (3)$$

siendo I_i la probabilidad de emisión de los fotones de energía E_i por cada desintegración.

La sensibilidad del detector es función de la energía de los fotones incidentes y la debe establecer el fabricante del instrumento, bien directamente, bien en algún laboratorio de calibración.

El procedimiento a seguir es la medida en el instrumento de un número suficiente de fuentes FRC avaladas por algún laboratorio de calibración, por ejemplo, NBS (National Bureau of Standards) o LMR (Laboratoire de Metrologie de la Radioactivité), debiendo satisfacer todas y cada una de dichas fuentes la ecuación anterior.

Una vez que se ha establecido la curva de sensibilidad, puede conocerse la respuesta del detector para cualquier radionucleido, utilizando la expresión anterior (3) y suponiendo que se conoce con precisión el esquema de desintegración correspondiente. Se hace por lo tanto imprescindible conocer esta curva de sensibilidad para emisiones monoenergéticas. En la figura I.2 se adjunta la forma característica de la sensibilidad para estos instrumentos, que tiene una forma particularmente no lineal en el rango 0-150 keV.

Para entender esta forma, se deben realizar las siguientes reflexiones:

- 1.ª Por encima de 200 keV la ionización producida se debe a los electrones Compton producidos en la interacción de los fotones en el gas y/o en las paredes de aluminio de la cámara. A ello se debe su forma lineal creciente, pues aunque la probabilidad de interacción Compton disminuye con la energía del fotón, la fracción de energía transferida al electrón aumenta compensando y superando dicho efecto, en el rango de energías incidentes de 200 a 1500 keV.
- 2.ª Cuanto más baja es la energía del fotón, mayor es la probabilidad del efecto fotoeléctrico, aumentando la sensibilidad; sin embargo estos fotones sufren la correspondiente atenuación en su camino hasta penetrar en la cámara de ionización (en la propia fuente, su contenedor, las paredes del pozo y las de la cámara) y de forma más importante cuanto más baja es su energía, con lo que los dos efectos se superponen en el pico que puede verse para bajas energías, en torno a los 30-50 keV.
- 3.ª Por debajo de 10-15 keV este último efecto domina sin que dichos fotones puedan contribuir de ninguna manera a la ionización en la cámara.

Calibración

La calibración para cada radionucleido A, se establece fijando la ganancia del amplificador en un valor:

$$G_A = \frac{1}{R_A} \quad (4)$$

Por lo tanto la calibración se establece en función de las características de la respuesta de cada instrumento a cada radionucleido en particular.

El factor de calibración se suele establecer linealmente a esta ganancia, estableciendo arbitrariamente unos valores numéricos, dos generalmente, en los radionucleidos de las fuentes de referencia, para los que se dispone de los certificados de calibración correspondientes. Se deben escoger de forma que sea posible la lectura directa de actividad de cualquier radionucleido de uso en Medicina Nuclear.

La exactitud de la respuesta del instrumento depende tanto de la exactitud de las fuentes de calibración utilizadas en la determinación de la curva de sensibilidad, como de los datos utilizados sobre la desintegración de cada radionucleido. Con respecto a la primera premisa debe tenerse en cuenta que los factores de calibración se fijan para una configuración de fuentes específica, (determinada forma química, geometría, y contenedor), que no coincide casi nunca con la configuración clínica de fuentes, lo que deberá verificarse estableciendo, si procede, los correspondientes factores de corrección (prueba de geometría).

Con el paso del tiempo se pueden producir variaciones en la sensibilidad de la cámara o en los ajustes del potenciómetro de ganancias, lo que deberá verificarse periódicamente, (prueba diaria de estabilidad).

Otros efectos a considerar en la respuesta del instrumento

Blindaje exterior

El blindaje en torno al instrumento para rebajar el nivel de fondo y las dosis al usuario, induce un efecto de retrodispersión en el mismo.

Debido a esta retrodispersión, la sensibilidad se ve reforzada en las energías de 70 a 250 keV, siendo inapreciable para energías más altas, debido a que en estas energías las dispersiones preferentes son en ángulos bajos. Lo mismo sucede en energías bajas, en donde la atenuación en las paredes externas de la cámara suprime su posible influencia.

Efectos del contenedor de la fuente

Ya se ha indicado arriba la influencia de la geometría y materiales que constituyen la fuente y su contenedor en la respuesta en actividad del instrumento.

Las fuentes de referencia de calibración, a menudo de resina sólida en vial plástico, suelen aproximarse a los radiofármacos que se miden en jeringa de plástico de espesor en su pared de $\cong 1-2$ mm.

Sin embargo cuando se miden radionucleidos con abundante emisión de fotones de baja energía, o en rayos X, y/o en emisiones beta de alta energía, puede haber diferencias en las estimaciones que se hagan para geometrías diferentes de la de calibración, por lo que se deben realizar las correcciones pertinentes (prueba de geometría). Los radionucleidos de uso frecuente en Medicina Nuclear que son más sensibles a la configuración y tipo de fuente son ^{125}I (factor de corrección de hasta 2 si se mide en vial de cristal), ^{133}Xe , ^{123}I , y ^{201}Tl u otros de emisiones fotónicas de baja energía.

Respuesta relativa por fotón por unidad de tiempo

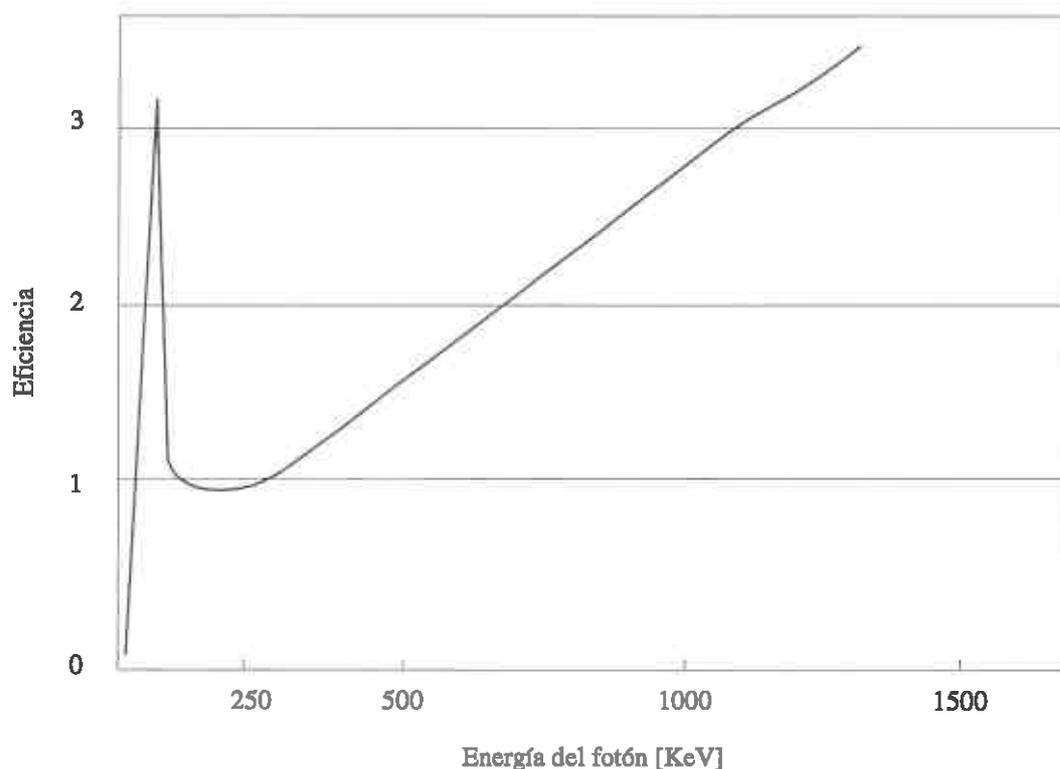


Figura I.2

Efectos de las posibles impurezas

Como la cámara de ionización no es un dispositivo espectrométrico y por lo tanto no es capaz de discriminar emisiones polienergéticas, si en la fuente a medir existen impurezas emisoras, las medidas pueden verse afectadas, (recordar la figura I.2), en mayor o menor grado según sean estas emisiones energéticas.

Un ejemplo muy habitual es el de la contaminación del ^{99}Mo en las eluciones de $^{99\text{m}}\text{Tc}$, (<0,01%). En este caso se evalúa el contenido de ^{99}Mo realizando dos medidas del eluido, una en la calibración de Tc y tras colocar una protección de Pb en torno a dicho eluido, de unos 3-6 mm, que atenúa completamente los fotones procedentes del $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (Factor de atenuación $< 10^{-6}$ para 140 keV), y muy parcialmente los fotones de mayor energía del ^{99}Mo (Factor de atenuación $\cong 0.5$), una segunda medida en la calibración «Mo-AS-SAY» que suelen incluir todos los calibradores al efecto.

Cuando se conozcan las impurezas presentes, y si no suponen una fracción significativa de la muestra a medir, el usuario puede realizar una calibración independiente que incluya los fotones emitidos por la tal impureza.

1.4. Parámetros de calidad

Puede decirse, por tanto, que cuando un calibrador de dosis mide una fuente con un determinado radionucleido su respuesta depende de muchos factores y cada uno de ellos puede introducir inexactitudes. Aunque muchos de estos factores suponen variaciones

despreciables del valor final de actividad, su efecto acumulativo puede ser significativo en la determinación de la misma.

Por ello resulta fundamental un control del instrumento que por una parte trate de eliminar los errores cometidos, o bien determine los adecuados factores de corrección, y por otra parte detecte precozmente la «pérdida» de funcionamiento correcto.

Los factores más importantes que influyen en la exactitud global del calibrador de dosis, y las pruebas específicas propuestas en el protocolo para asegurar su calidad de operación, **A2 a A9**, son:

- 1.º Exactitud de la calibración, fuente específica utilizada, Respuesta en energía. **A2: Calibración, A9: Respuesta en energía.**
- 2.º Condiciones físico-químicas de la fuente y su contenedor, **A4: Geometría, A7: Control de Molibdeno.**
- 3.º Condiciones ambientales durante la medida, **A5: Fondo.**
- 4.º Respuesta en actividad del detector, **A3: Respuesta en actividad, A8: Límites de Detección.**
- 5.º Detección de anomalías, **A6: Estabilidad.**

Además de estas pruebas, debe realizarse una inspección general en la recepción del instrumento, prueba **A1**, para valorar el estado del mismo y poder subsanar las posibles deficiencias dentro del período de garantía.

1.5. Utilización de detectores Geiger-Müller como calibradores de dosis

En determinadas instalaciones, se siguen utilizando calibradores de dosis cuya cámara sensible consiste en un conjunto de tubos Geiger-Müller (G-M) de diferente sensibilidad para cubrir el rango de medidas utilizadas.

En su diseño clásico desarrollado en las décadas de los 70-80, consisten en 4-6 tubos G-M colocados en una disposición circundante a un alojamiento en donde se coloca la fuente cuya actividad se pretende determinar.

La utilización de contadores G-M, implica el tener presente que:

1. Se deben efectuar correcciones por tiempo muerto.
2. La precisión de sus determinaciones depende del rango de la actividad a medir, siendo críticas las determinaciones de muestras de muy baja actividad.

Para mejorar su funcionamiento se incluyen varios detectores de cada rango de actividad a medir, mejorando así su precisión, y de forma que el tiempo de medida dependa del valor de la actividad a determinar.

En cuanto a la calibración se puede decir que suelen incluir un conjunto de valores memorizados para su utilización con radionucleidos programados, es decir de «sensibilidad» en cps/mCi para los radionucleidos más usuales, con valores que oscilan entre los 100-10000 cps/mCi para Tubos G-M de Bajo rango y 10-100 cps/mCi para Tubos G-M de Alto Rango.

2. PRUEBAS PARA CALIBRADORES DE DOSIS

2.1. Introducción

El conocimiento exacto de la dosis de radiación suministrada a un paciente como consecuencia de la utilización de un radionucleido en una prueba diagnóstica o terapéutica, es fundamental en el proceso de optimización de las técnicas que utilizan estos radionucleidos.

La medida de actividad de los radiofármacos administrados a los pacientes en las pruebas terapéuticas o diagnósticas, es de principal interés. Cada dosis de material radiactivo aplicado a un paciente debe ser medida con suficiente precisión y para ello se debe disponer de la instrumentación adecuada.

Los calibradores de dosis son dispositivos fundamentales cuya calidad de operación debe evaluarse permanentemente de manera que asegure al profesional que lo usa, que los datos obtenidos en la medida de la actividad son fiables.

La determinación de la dosis absorbida asociada a estos procedimientos está lejos de poderse determinar con exactitud, debido al hecho de que deben considerarse no solo los aspectos físicos del radionucleido en cuestión, sino los procesos fisiológicos asociados a los trazadores que se utilizan en cada procedimiento.

Si bien los factores que intervienen en el proceso son bien conocidos teóricamente, son difíciles de determinar desde el punto de vista práctico, por lo tanto se debe realizar un mayor esfuerzo en la determinación y aplicación de aquellos cuyo conocimiento sea más asequible.

La dosis absorbida por el paciente es proporcional a la actividad del radiofármaco inyectado, por lo tanto un error en su conocimiento afecta de manera muy directa al mismo. Aunque en su determinación no intervienen más que parámetros físicos, la instrumentación disponible en el mercado hace que vaya asociada a un conjunto no despreciable de fuentes de error. Estas son debidas fundamentalmente a las características geométricas y electrónicas de la instrumentación, a las diferentes formas de presentación de las fuentes y en muchos casos a la complejidad de los esquemas de desintegración y baja energía de los radionucleidos utilizados. Estas características hacen sobre todo que determinados parámetros que son dependientes de la energía no puedan ser conocidos con exactitud.

Los fabricantes de este tipo de instrumentación ofrecen valores de incertidumbre normalmente por debajo del 5 % pero esta información es muy general no detallándose aspectos concretos de los procesos involucrados en la medida.

Por otro lado los proveedores de los radionucleidos con fines médicos, probablemente debido a que sus sistemas metrológicos no pueden superar por las mismas razones niveles mayores, suministran actividades generalmente, con una incertidumbre del 10%.

Por todo ello el control de calidad de los calibradores de dosis debe ser considerados de especial importancia dentro de un plan general de control de calidad, máxime cuando esta instrumentación suele estar manejada por personal con diferentes niveles de formación.

2.2. Control de calidad en calibradores de dosis

Las pruebas recomendadas por este Protocolo para los Calibradores de Dosis y su frecuencia y tipo son las siguientes:

Código	Prueba	Tipo y periodicidad		
		Accept.	Refer.	Const.
A1	Inspec. Gral.	X		
A2	Calibración	X	TM	
A3	Respuesta en act.	X	TM	
A4	Geometría	X	TM	
A5	Fondo		M	D
A6	Estabilidad		TM	D
A7	Control Molibdeno			D
A8	Límites de medida	X		
A9	Respuesta en Energía	X	SM	

M: Mensual, SM: Semestral, D: Diaria, TM: Trimestral

2.3. Listado general de material

- Fuentes calibradas de los radionucleidos de interés con la menor incertidumbre posible (<10%) y en la forma físico-química más afín con la rutinaria.
- Contenedores de material radiactivo de diferentes formas y capacidad (jeringas, ampollas, etc).
- Porta-viales de plomo de 6 mm. de espesor para prueba de Control de Molibdeno.

2.4. Especificaciones de compra

- EXACTITUD
- REPETIBILIDAD
- LINEALIDAD
- RESOLUCIÓN MÁXIMA
- PLOMO INCORPORADO
- ACTIVIDAD MÁXIMA 99 mTc
- TIEMPO DE RESPUESTA
- DIMENSIONES POZO (altura, diámetro)
- LIBRERÍA RADIONUCLEIDOS
- RANGO DE ENERGIA

PRUEBAS DE CALIBRADORES

A1. INSPECCIÓN GENERAL

PROPÓSITO

El objetivo de una inspección general de un calibrador de dosis es valorar el estado del mismo en el momento de la recepción y poder completar las deficiencias lo antes posible y siempre dentro del período de garantía.

PARÁMETROS

Ninguno

TIPO

Aceptación

MATERIAL

- Contrato de adquisición
- Manuales de operación y servicio
- Especificaciones de funcionamiento

PROCEDIMIENTO

- 1.º Inspeccionar detenidamente el equipo y observar que está íntegro, que no existen señales externas que permitan predecir mal funcionamiento.
- 2.º Leer detenidamente el manual de operación y de servicio, y comprobar que cada uno de los elementos que estaban incluidos en el contrato de adquisición, están disponibles.
- 3.º Comprobar que las condiciones de alimentación que indica el manual son compatibles con las existentes en el laboratorio.
- 4.º Verificar que funcionan correctamente todos los interruptores y selectores de operación tal como describe el manual.
- 5.º Comprobar el estado de las fuentes de calibración y su certificado.
- 6.º Asegurarse que la localización que tendrá el equipo no estará en zonas donde se prevean grandes variaciones del fondo radiactivo ambiental y que el equipo incorpora el blindaje adecuado.

ANÁLISIS DE DATOS

Ninguno.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Ninguno.

PERIODICIDAD

Aceptación

SECUENCIA

Es la primera prueba que debe realizarse.

OBSERVACIONES

- 1.ª Solicitar información sobre la forma de obtención de los factores de calibración absolutos para todos los radionucleidos a utilizar, tipo y trazabilidad y geometría que se ha utilizado en el proceso. Solicitar la curva de respuesta en energía.
- 2.ª Registrar tanto la aceptación como la no aceptación, indicando acciones a tomar.

A2. CALIBRACIÓN.

PROPÓSITO

Estimar el nivel de trazabilidad de las medidas de una actividad con respecto a un patrón con geometría estandar y para una energía de referencia.

PARÁMETROS

Factor de calibración:

$$F_c = \frac{\sum A_i}{N} / A_c$$

Coefficiente de variación:

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

Error relativo:

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

donde:

A_c : Actividad de la fuente calibrada corregida por decaimiento.

A_i : Cada valor medido de actividad.

\bar{A} : Valor medio de las medidas.

$\sigma(A_i)$: Desviación típica de las medidas.

TIPO

Referencia

MATERIAL

Fuente calibrada de ^{137}Cs con una incertidumbre menor del 10%.

PROCEDIMIENTO

Realizar al menos 10 lecturas de la fuente (A_i) en la ventana del ^{137}Cs . Entre medida y medida, modificar las condiciones y volver a fijar las condiciones iniciales. Asegurarse que la fuente está en la misma posición a lo largo de las diez lecturas.

ANÁLISIS DE DATOS

- Determinar el nivel de precisión del calibrador a través de la determinación del coeficiente de variación. (CV).

- Determinar el factor de calibración F_c del instrumento como cociente entre el valor medio obtenido con la fuente patrón y el valor certificado de la fuente, corregido por el decaimiento de la misma.
- Calcular el error relativo como medida de la exactitud del calibrador.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Los límites de aceptación están condicionados a los datos por el fabricante del equipo. Sin embargo, se recomienda:

Precisión: $CV = \pm 5\%$

Exactitud: $\varepsilon = \pm 10\%$

PERIODICIDAD

Trimestral

SECUENCIA

Después de medir el fondo e inspección física.

OBSERVACIONES

- 1.ª Si el equipo tiene la posibilidad de seleccionar lectura manual y automática, el procedimiento se realizará primero con el automático y después con el manual; los resultados deben de ser coincidentes.
- 2.ª En algunos calibradores el factor de calibración puede incluirse electrónicamente a través del potenciómetro del equipo.

A3. RESPUESTA EN ACTIVIDAD

PROPÓSITO

Analizar la linealidad de la respuesta en actividad del calibrador.

PARÁMETROS

Error relativo

TIPO

- Aceptación y referencia

MATERIAL

- Radionucleido de vida corta (^{99m}Tc).
- Vial de muestra con actividad superior a la máxima utilizada usualmente.

PROCEDIMIENTO

Obtener un conjunto mínimo de 8 valores diferentes en el tiempo, de modo que cubra el rango de actividad de medida del equipo. Obtener cada valor como promedio de tres lecturas A_i . Anotar el instante que se realiza cada una de las medidas para poder calcular por decaimiento la actividad esperada.

ANÁLISIS DE DATOS

- Valorar los datos representando gráficamente la actividad medida con respecto a la esperada, utilizar una muestra entre 10-30 mCi para predecir la actividad en cada instante mediante la corrección aplicable por desintegración.
- Calcular la diferencia relativa en % entre la actividad medida y la prevista en cada instante.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Las diferencias en cada instante no deben ser superiores al 5%.

PERIODICIDAD

Trimestral

SECUENCIA

Después de medir el fondo e inspección física

OBSERVACIONES

- 1.ª Dado que la linealidad de la respuesta a la actividad es un parámetro que depende exclusivamente de la respuesta de la cadena electrónica de medida, puede realizarse la prueba con cualquier isótopo y en el rango de actividades que vaya a usarse, siempre que se trabaje en el rango establecido para la respuesta.
- 2.ª Si en los radionucleidos usados en la prueba existen impurezas con emisores de vida larga, se puede alterar la ordenada en el origen de la recta.

A4. GEOMETRÍA

PROPÓSITO

Determinar las variaciones en la respuesta del equipo según varía la distribución espacial de la actividad de la muestra dentro del alojamiento del pozo, con respecto a la de calibración. Se consideran variaciones en : 1) la forma del recipiente, 2) el volumen ocupado y 3) la posición en el pozo.

PARÁMETROS

Factor de corrección de volumen para cada recipiente: cociente de la lectura de actividad registrada para dicho volumen y en dicho recipiente y la actividad de referencia obtenida a partir del recipiente y volumen de calibración.

Factor de posición: para cada vial y cada jeringa, cociente de la lectura de actividad efectuada en cada posición entre la lectura correspondiente a la posición habitual de medida de los mismos.

TIPO

Aceptación y de referencia.

MATERIAL

Viales y jeringas utilizados en la práctica clínica.

Para cada recipiente se requieren unos 370 MBq de ^{99m}Tc .

PROCEDIMIENTO

FACTOR DE VOLUMEN

1. Comprobar la forma y el volumen de la fuente de calibración. Si se dispone de varias comprobar la de energía más próxima a 140 keV, por ejemplo vial de 30 ml con 10 ml de resina activa de ^{57}Co .
2. Seleccionar un vial vacío de dicha capacidad y forma. Introducir unos 370 MBq de ^{99m}Tc y añadir agua o solución salina hasta alcanzar el volumen activo de la fuente de calibración. Realizar su lectura de actividad, A_1 .
3. Extraer 0,5 ml de la solución anterior con ^{99m}Tc e introducirla en una de las jeringas utilizadas en la práctica. Realizar su lectura de actividad, A_3 . Realizar también la lectura de la actividad remanente en el vial, A_2 .
4. Calcular el factor de corrección de volumen para dicha jeringa como:

$$F_c = \frac{A_3}{A_1 - A_2}$$

5. Añadir 0.5 ml de agua o solución salina a la jeringa y medir de nuevo A_3 . Calcular el factor de volumen repitiendo el procedimiento hasta llenar la jeringa.
6. Repetir lo pasos 1 a 5 para todos los viales y jeringas utilizados en la práctica. Se debe corregir por desintegración.

FACTOR DE GEOMETRIA

1. Desplazar a lo largo del pozo y centímetro a centímetro el vial descrito arriba (paso 3) con la actividad remanente A_2 , realizando lecturas de actividad en cada posición i , A_i .
2. Determinar el factor de corrección para cada posición i como el cociente: de cada A_i entre la lectura realizada en la posición recomendada por el fabricante para determinaciones de actividad en viales, A_p , (normalmente el fondo del pozo).

$$F_c = \frac{A_i}{A_p}$$

3. Extraer 0,5 ml del vial anterior con el ^{99m}TC e introducirlos en cada una de las jeringas utilizadas en la práctica.
4. Repetir los pasos 1,2 para cada una de las jeringas preparadas en el paso 3.

ANÁLISIS DE DATOS

Si algún factor supera 1,05 ó es inferior a 0,95, se debe elaborar una tabla o gráfica que permita la conversión rápida de la lectura a la actividad real, es decir, actividad real = $F_c \cdot$ lectura en cada caso.

PERIODICIDAD

Inicial y trimestral.

SECUENCIA

Calibración, Fondo, Respuesta en Actividad.

OBSERVACIONES

- 1.^a En el caso de utilizar la calibración del fabricante, es necesario requerir del mismo información sobre 1) que tipo de contenedor, 2) que volumen y 3) en que posición de medida ha realizado la calibración del instrumento para cada radionucleido.
- 2.^a Algunos contenedores pueden absorber parte de la muestra, por ejemplo en su tapón tras la evaporación de parte de la misma. Deberá comprobarse este extremo en cada contenedor utilizado y adoptar las oportunas correcciones, En esta comprobación, resulta muy práctico tomar medidas del contenedor antes y después de la administración (simulada) del radionucleido.
- 3.^a En el mismo sentido, deben tenerse en cuenta el espesor y densidad de la muestra y el material y tipo de porta muestras utilizado en cada prueba, ya que también pueden modificar la respuesta del instrumento.
- 4.^a Para comprobar la constancia basta con medir en dos puntos extremos de cada una de las curvas de los factores de corrección.

A5. FONDO

PROPÓSITO

Observar la respuesta del calibrador al fondo, sin tener ninguna fuente radiactiva en las proximidades y en las condiciones de conexión eléctricas habituales.

PARÁMETROS

Fondo: Valor que representa en unidades de actividad la contribución de la radiación ambiental a una medida.

TIPO

Referencia, constancia.

MATERIAL

No precisa. Solo el equipo.

PROCEDIMIENTO

- 1.º Si tiene ajuste de cero ajustarlo y comprobar que la lectura no supere el 1% de la escala de la lectura del equipo.
- 2.º Seleccionar las condiciones de operación para cualquier radionucleido de baja respuesta en energía y realizar 10 lecturas en unidades de actividad.

ANÁLISIS DE DATOS

Obtener el valor del fondo como media de las lecturas realizadas.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Dos veces la desviación standard de 20 medidas realizadas sin contaminación.

PERIODICIDAD

Mensual. Diariamente se realiza una única medida.

OBSERVACIONES

- 1.ª Observar las variaciones en las lecturas ya que un incremento en éstas podría significar una contaminación radiactiva del equipo o un incremento en la radiación ambiental, debiendo descartar cada uno de los supuestos. Para detectar una posible contaminación, se separa el dispositivo que recubre el pozo y se repite la lectura. En el caso de no existir contaminación, se deberá revisar si existe alguna fuente de radiación en las proximidades.
- 2.ª Si las fuentes de radiación ambientales no pueden suprimirse será necesario blindar, si no lo está ya, la cámara de ionización. Si el blindaje lo construye el propio usuario deberá verificar tras su colocación si se alteran los factores de calibración, ya que puede ser necesaria una recalibración completa del instrumento.

A6. PRUEBA DE ESTABILIDAD

PROPÓSITO

Comprobar la estabilidad en la respuesta del funcionamiento del calibrador de dosis para las diferentes condiciones de medida.

PARÁMETROS

Factor de estabilidad

TIPO

Referencia y constancia

MATERIAL

Fuente sellada y certificada de cualquier energía, de vida larga y de actividad conocida de aproximadamente 3700 kBq (100 μ Ci).

PROCEDIMIENTO

- 1.º Realizar una lectura de la fuente en las condiciones de geometría habitual para cada una de las posiciones de selección del radionucleido (automático) y escala (selección manual), dejando el tiempo necesario para que se estabilice la medida.
- 2.º Registrar la actividad restando el fondo.

ANÁLISIS DE DATOS

- Obtener un factor de estabilidad como cociente de la actividad de la fuente, en la fecha de calibración corregida por el decaimiento, y las actividades medidas en el día, seleccionando cada uno de los radionucleidos en uso.
- Representar el factor de estabilidad en función del tiempo.
- Observar variaciones en la estabilidad del equipo.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

El límite de aceptación está condicionado por la precisión obtenida en la calibración. En coherencia con la prueba A2, sin embargo, variaciones en el valor del factor de estabilidad superiores al $\pm 5\%$ evidenciarán un cambio en la respuesta del equipo, debiendo repetir la prueba de aceptación de la calibración.

PERIODICIDAD

Referencia trimestral y constancia diaria.

SECUENCIA

Como prueba de referencia en la aceptación del equipo, después de medir el fondo e inspección física. Como comprobación diaria, tras medir fondo.

OBSERVACIONES

- 1.^a Es importante tener en cuenta que la medida realizada para cada selección en el calibrador de dosis, no corresponde a una medida de la actividad, si no que únicamente representa un valor de referencia que debe mantenerse constante.
- 2.^a Esta comprobación de estabilidad sirve para verificar la constancia de los factores de calibración de cada radionucleido, comprobando la integridad de los componentes electrónicos específicos que utiliza el instrumento en la lectura del mismo. También comprueba la integridad de la cámara de detección pero solo cuando responde a las emisiones propias del radionucleido que se utilice como fuente de constancia.

A7. CONTROL DE MOLIBDENO

PROPÓSITO

Determinar el porcentaje de molibdeno/ ^{99m}Tc en las eluciones que se obtengan en estos generadores.

PARÁMETROS

Factor de corrección:

$$F_c = \frac{L_{\text{Mo}} \cdot e^{\mu_6}}{L_{\text{Tc+Mo}}}$$

Donde:

$L_{\text{Tc+Mo}}$: Lectura de Tc y Mo sin portavial de plomo

L_{Mo} : Lectura de Mo con portavial de plomo

μ : Coeficiente de atenuación del plomo para la energía del Mo, mm^{-1}

δ : Espesor del portavial de plomo, mm

TIPO

Referencia.

MATERIAL

- Eluido.
- Portaviales de plomo de 6 mm de espesor.

PROCEDIMIENTO

- 1.º Eluir el generador.
- 2.º Realizar una medida de eluato en el calibrador de dosis.
- 3.º Sin portafuentes de Pb, realizar una lectura con la calibración del ^{99m}Tc registrarla $L_{\text{Tc+Mo}}$.
- 4.º Introducir el vial en el portaviales de plomo, realizar una medida en la calibración del Mo y registrarla (L_{Mo}).

ANÁLISIS DE DATOS

Calcular el tanto por ciento de Mo leído, aplicándole el factor de corrección debido a la atenuación del plomo.

PERIODICIDAD

Sistemática en cada elución, o al menos en la primera elucción de cada generador.

OBSERVACIONES

- 1.^a Puede mencionarse que un porcentaje del 0,01% de Molibdeno, en el Tecnecio administrado a los pacientes, supone un incremento de dosis al hígado de los mismos de 2%.
- 2.^a Además de la realización de esta prueba de referencia, se deberá estimar la concentración de Mo en Tc en cada elución. Tras medir fondo.
- 3.^a Algunos equipos incluyen la calibración de Molibdeno con el blindaje de plomo que adjuntan con dicho equipo. Por lo que:

$$F_c = \frac{L_{Mo}}{L_{Tc+Mo}} \cong \frac{L_{Mo}}{L_{Tc}}$$

A8. LÍMITES DE MEDIDA

PROPÓSITO

Establecer el rango de medida del equipo dentro del cual la cámara y la electrónica asociada dan respuesta lineal a la actividad.

PARÁMETRO

Factor de detección: Cociente entre la actividad medida y una estimación de la actividad real de una muestra.

TIPO

Aceptación.

MATERIAL

- Fuente de ^{99m}Tc de una actividad alta, próxima a 37 GBq (1Ci), o al límite superior que indique el fabricante.
- Fuente de ^{99m}Tc de una actividad baja; próxima a 3,7 MBq (100 μCi).

PROCEDIMIENTO

A) *Límite superior de medida. (L.S.M.)*

Realizar un conjunto de medidas de la actividad de la fuente según va decreciendo en el tiempo.

B) *Límite inferior de medida.*

Realizar lo mismo que en A, con la fuente de baja actividad. Límite inferior de detección (L.I.M.)

ANÁLISIS DE DATOS

- Representar el factor de detección en función de la actividad, para las dos fuentes utilizadas.
- El límite superior de detección se localiza en la gráfica para la fuente de alta actividad, en la zona en la que el factor de detección se desvía de su valor ideal, 1.
- Análogamente se determina el límite inferior de detección en la gráfica para la fuente de baja actividad.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Los límites superior e inferior de medida deberán compararse con la máxima y mínima actividad medible que especifique el fabricante. Esta especificación de actividad deberá estar referida a un determinado nivel de exactitud, ya que sino puede confundirse con la máxima y mínima lectura que la electrónica del instrumento puede alcanzar.

Como límite superior de medida no se deberá aceptar un equipo cuyo factor de detección sea inferior a 0,95.

PERIODICIDAD

Trimestralmente.

OBSERVACIONES

- 1.^a La actividad real de la muestra, puede estimarse, solo si se dispone de un segundo instrumento calibrado para L.S.M. y una L.I.M. se calcula a partir de 100 μCi por desintegración.
- 2.^a La máxima actividad que puede determinarse en una cámara de ionización esta asociada a las características de saturación de la misma. El factor de saturación es un parámetro que depende ligeramente de la respuesta energética del equipo para un mismo nivel de fluencia, sin embargo como la lectura viene expresada en actividad hay una tasa de fluencia diferente a igualdad de actividad. Por ello, si se desea conocer para otros radionucleidos, deberá determinarse el correspondiente límite superior de detección.
- 3.^a La determinación del límite superior de detección debe considerarse como la búsqueda de un nivel superior de utilización del equipo. Para medir actividades superiores a este límite, y siempre que se subestime su valor en más de un 5%, deben corregirse las lecturas teniendo en cuenta la extrapolación de la curva del factor de saturación.
- 4.^a Cuando se determinan actividades próximas al límite inferior de medida, sobre todo para radionucleidos de respuesta relativa débil, es esencial asegurarse que esté bien ajustado el fondo del equipo y que en los radionucleidos usados en la prueba no existan impurezas con emisores de vida larga, que pueden alterar la ordenada en el origen de la gráfica.

A9. RESPUESTA EN ENERGÍA

PROPÓSITO

Determinar la respuesta del calibrador de dosis a las diferentes energías para un nivel de actividad dado.

PARÁMETROS

Factor de calibración:

Coefficiente de variación de la respuesta para todos los radionucleidos disponibles.

Error relativo.

TIPO

Aceptación, Referencia.

MATERIAL

Conjuntos de fuentes calibradas de radionucleidos de vida media larga que cubran el rango energético a utilizar, con una incertidumbre menor del 5% y en la forma físico-química más afín a la rutinaria.

PROCEDIMIENTO

Realizar la A2 para cada una de las fuentes de que se dispongan procurando cubrir todo el rango energético.

ANÁLISIS DE DATOS

- Comparar con las actividades certificadas en cada una de las fuentes, determinando el error relativo.
- Realizar igual los dos primeros apartados de la A2

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Ningún error relativo debe superar el 10%.

PERIODICIDAD

Semestral

SECUENCIA

Después de medir el fondo, calibración, respuesta en actividad.

3. EL DETECTOR DE CENTELLEO. CONTADORES

3.1. Introducción

Los detectores de centelleo se utilizan en Medicina Nuclear para intentar contar los fotones gamma y/o RX que se emiten desde un volumen cuya detección está delimitada por un colimador, o por un pozo.

El detector convierte la energía del fotón en una señal eléctrica que se amplifica después. Cada paso en el proceso de detección es esencialmente lineal, aunque esté sujeto a cierta incertidumbre aleatoria. Por lo tanto la amplitud de la señal eléctrica producida en el detector es aproximadamente proporcional a la energía del fotón.

No todos los fotones emitidos son detectados. La eficiencia del detector es una medida del cociente entre los detectados y los emitidos. Para medir la concentración con exactitud es necesario detectar un gran número de fotones en un corto espacio de tiempo, por lo que se debe aumentar la eficiencia aumentando el tamaño, espesor y/o la densidad del detector utilizado.

Salvo en raras excepciones la detección de fotones mediante centelleadores, en Medicina Nuclear, se realiza con equipos que incorporan un cristal de ioduro de sodio activado con talio, INa(Tl) , ya que es razonablemente barato, fácil de mantener y de utilizar, fiable y eficiente; los equipos con semiconductores miden fotones con una mayor precisión, pero plantean serios problemas de coste y manejo.

Como puede verse en la figura I.3, un detector de centelleo tiene 4 componentes básicos: *el cristal* que convierte la energía de los fotones en luz visible y U.V., *el tubo fotomultiplicador* convierte esta luz en un impulso eléctrico y *la unidad de procesamiento del impulso* que lo amplifica, y mediante la incorporación de un *analizador de altura de*

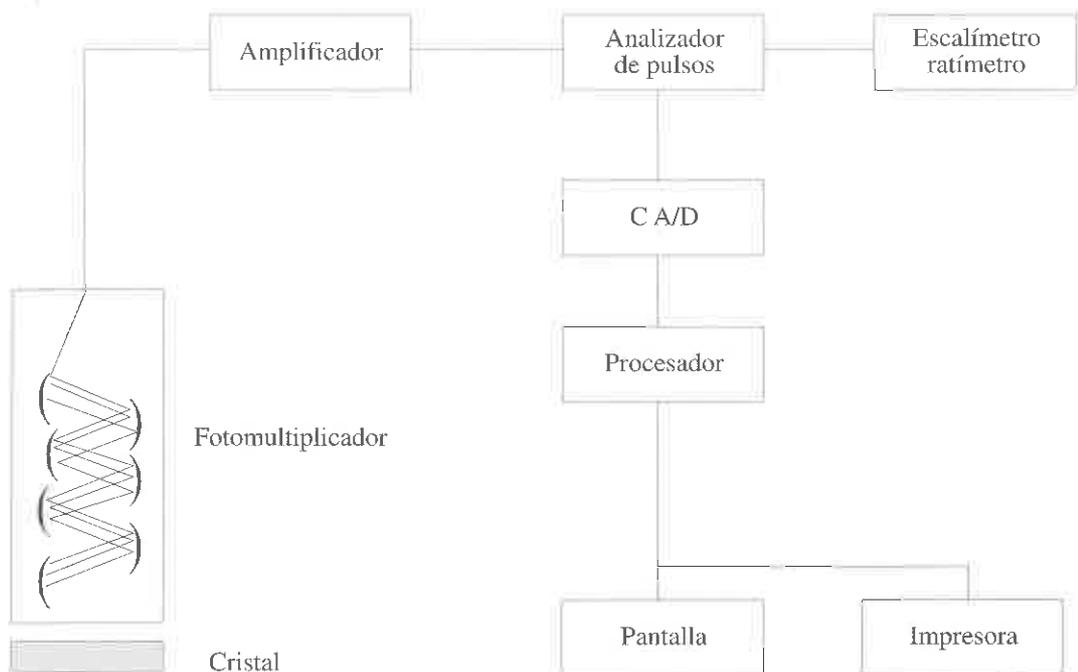


Figura I.3. Instrumentación electrónica de centelleo.

impulsos lo selecciona o rechaza. Se describen a continuación los aspectos más significativos de los mismos.

3.2. Cristal de centelleo INa(Tl)

La misión del cristal de centelleo es detener el fotón incidente y convertir su energía en luz visible y U.V. Un fotón que incida en el cristal puede atravesarlo sin ser detectado, o puede interactuar con él, transfiriendo energía a uno de sus electrones, bien por efecto fotoeléctrico o por efecto Compton, ya que el tercer tipo de posible interacción, la creación de pares, es poco probable en las energías usuales de Medicina Nuclear como puede verse en la figura I.4a.

La descripción completa del proceso puede entenderse formalmente mediante la teoría de bandas de los sólidos, si bien de forma simplificada puede resumirse como sigue.

El esquema de la figura I.5 presenta como un electrón muy energético es liberado de su posición en el cristal, desplazándose hasta que se frena (ver figura I.4b) a una corta distancia sobre él mismo hasta su parada y excitando, es decir transfiriendo energía, a otros electrones a lo largo de su recorrido. Estos electrones excitados pueden a su vez perder su exceso de energía de dos maneras, bien transfiriendola a otros electrones, (acabando en forma de calor), o bien produciendo la liberación de múltiples fotones de baja energía, (de luz visible). En un cristal INa puro, a temperatura ambiente el primer proceso es más probable, pero si añadimos una pequeña cantidad de Tl, varios de los electrones excitados migran a las zonas que ocupan los átomos de talio, en donde son atrapados perdiendo su exceso de energías mediante la liberación de fotones luminosos de unos 3 eV. Estos aparecen en fracciones del microsegundo, μ s, después de la interacción inicial del fotón de radiación.

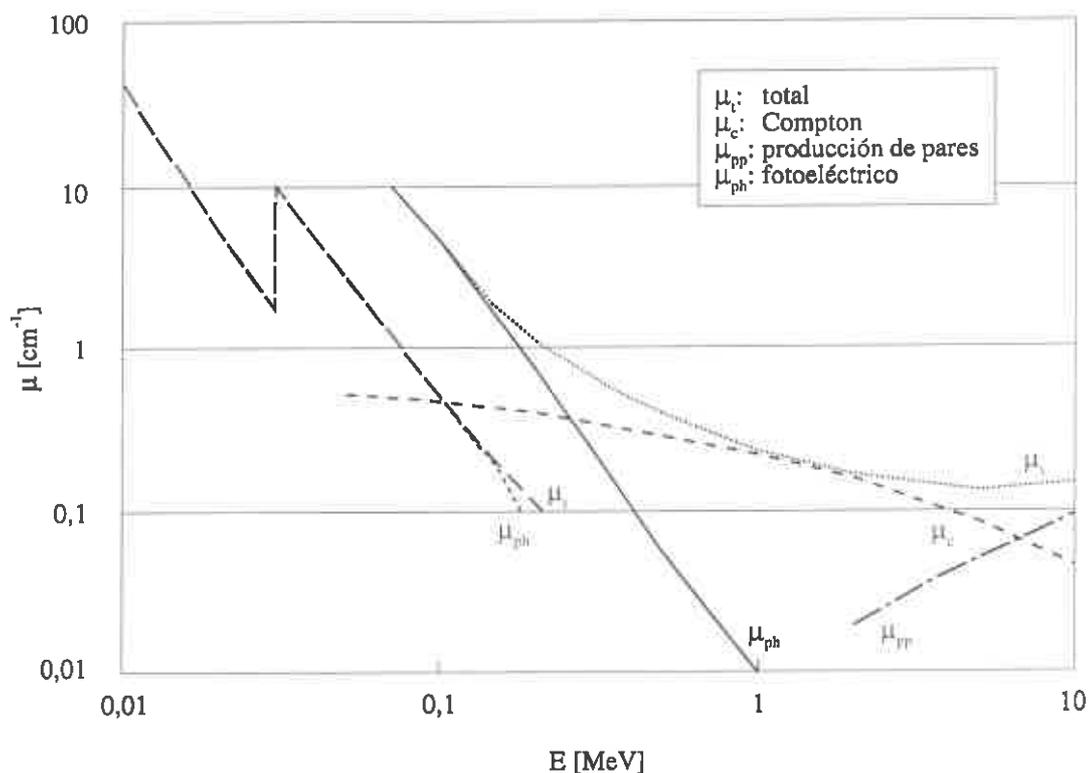


Figura I.4a. Coeficiente de atenuación lineal del INa.

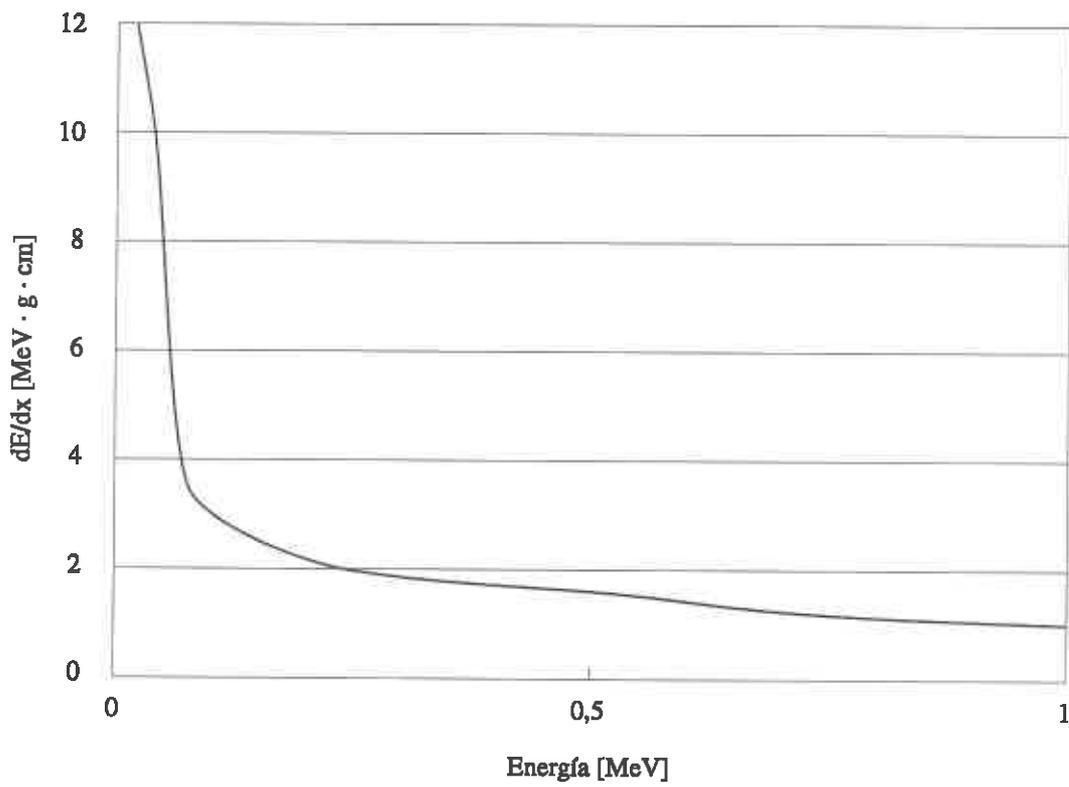


Figura I.4b. Poder de frenado para electrones de diferente energía en INA (TI).

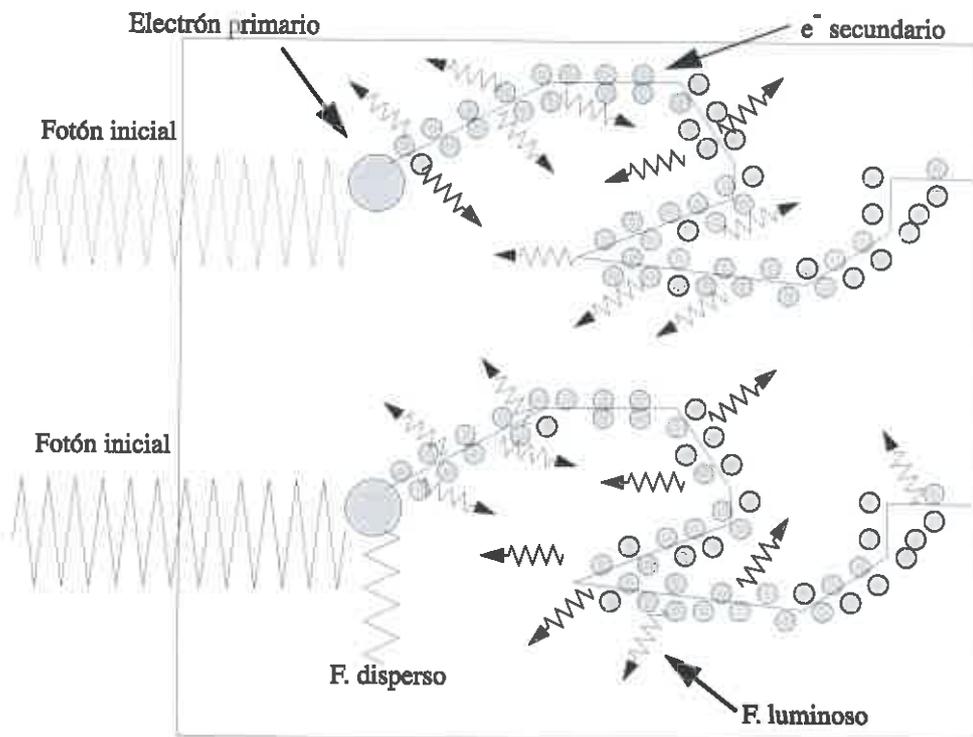


Figura I.5. Transferencia de energía en el cristal

ción incidente. En general se generan unos 20-30 fotones de luz por cada centenar de eV de energía cedida al cristal, que atraviesan el mismo gracias a su transparencia, (en la tabla I.2 se presentan diferentes características físicas de interés del INa(Tl)).

- DENSIDAD: 3,67 G/cm³
- CONSTANTE DE TIEMPO DE FLUORESCENCIA: 250 ns
- INDICE DE REFRACCION: 1,77
- LONGITUD DE ONDA DEL MAXIMO DE EMISION: 4.100 Å
- RENDIMIENTO ENERGETICO: 15%

Tabla I.2. Características del NaI(TL)

El número medio de fotones luminosos es proporcional a la energía transferida al cristal por el fotón incidente, aunque solo sea una fracción de la misma. El valor de esta fracción aumenta con la abundancia de interacciones fotoeléctricas, y también si las dimensiones del cristal son lo suficientemente grandes, ver figura I.6, para conseguir que escapen pocos de los fotones dispersos producidos en las interacciones Compton.

Para aumentar la eficiencia del detector es importante encapsular el cristal para aislarlo de la luz ambiental, evitar la humedad que degrada su transparencia, y protegerlo. La superficie enfrentada al tubo fotomultiplicador, (TFM), debe acoplarse al mismo, para conseguir la mayor eficiencia óptica posible, es decir que el mayor número posible de fotones luminosos alcancen dicho TFM, (hasta un 30%).

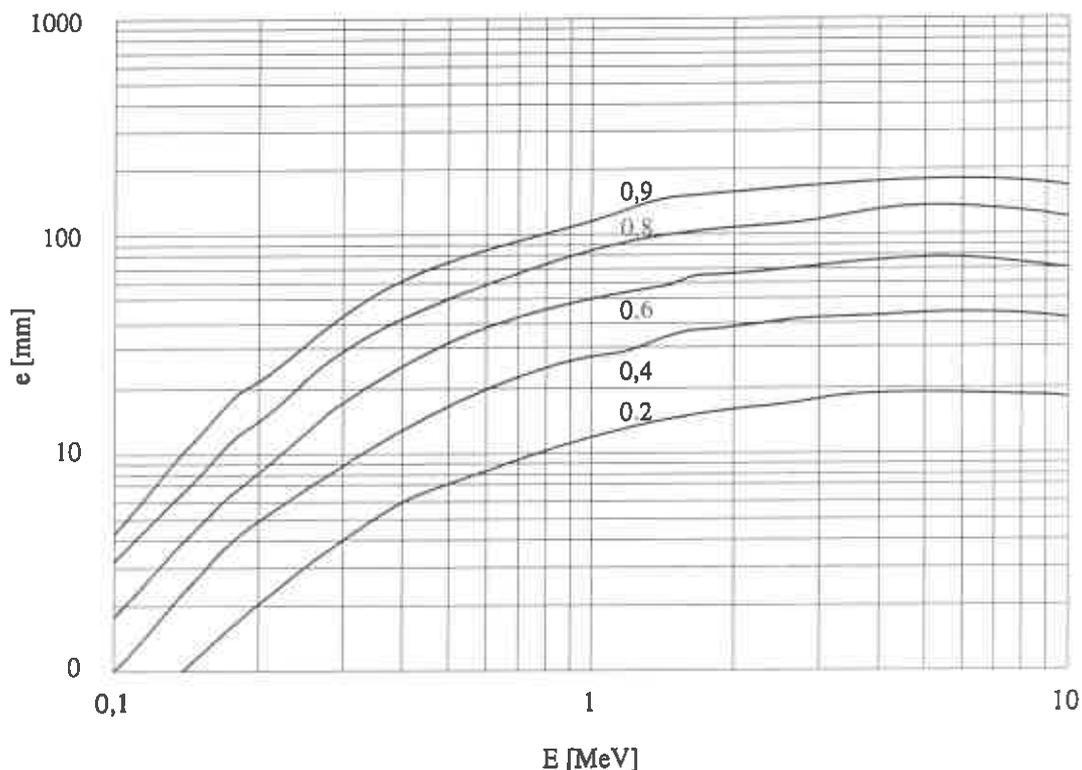


Figura I.6. Espesor de INa (TI) para absorber una fracción de radiación y en función de la Energía.

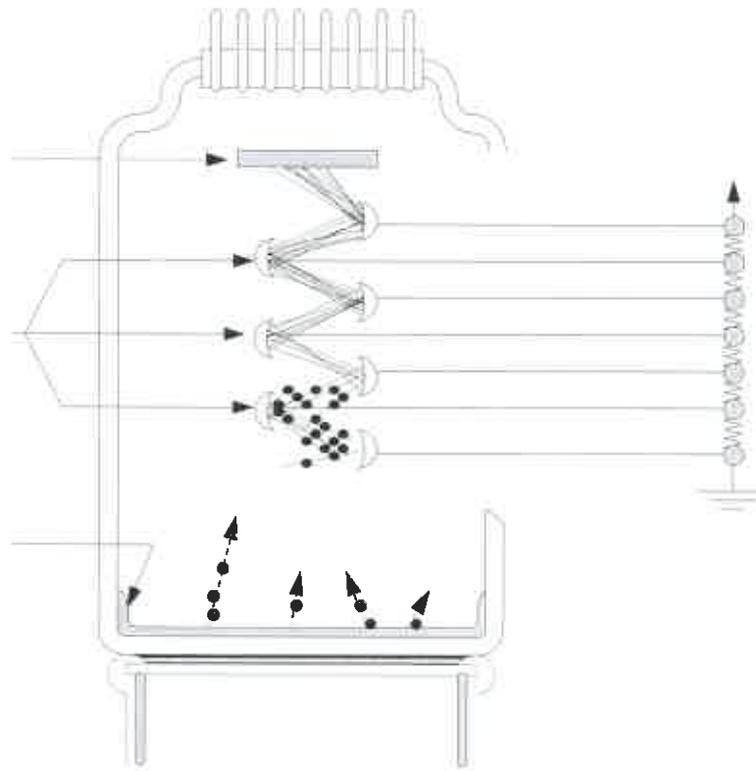


Figura I.7.

3.3. Tubo fotomultiplicador

Esencialmente en el interior del TFM los fotones de luz transfieren su energía a los electrones del fotocátodo que, tras sufrir una serie de multiplicaciones, dan lugar a una corriente electrónica, siendo el número de estos electrones, en promedio, proporcional al número de fotones de luz, y a su vez, a la energía del fotón original de radiación.

El tubo fotomultiplicador, es un tubo de vacío constituido por tres partes fundamentales, como puede verse en la figura I.7, fotocátodo, estructura multiplicadora y ánodo.

La iluminación del fotocátodo da lugar a la emisión de un número determinado de electrones, (fotoelectrones), según sea la eficiencia cuántica del fotocátodo. Estos electrones son focalizados hacia un electrodo de emisión secundaria, dínodo, que se mantiene a una

1	Conversión de 1 fotón de 140 keV en fotones luminosos de 3 keV (absorción total en cristal)	30 fotones de luz/keV de energía transferida al cristal	4200 fotones luminosos
2	Fotones de luz que abandonan el cristal y alcanzan el fotocátodo	30%	1250 fotones de luz
3	Fotones de luz que arrancan fotoelectrones del fotocátodo	20%	250 fotoelectrones
4	Fotoelectrones que alcanzan el primer dínodo	75%	185 fotoelectrones
5	Multiplicación del tubo	$2 \cdot 10^6$ / electrón que alcanza el primer dínodo	$4 \cdot 10^8$ electrones que alcanzan el ánodo

Tabla I.3 Ejemplo de conversión de un fotón de 140 keV en un pulso electrónico.

tensión próxima a 300 V, a través de una rejilla. La superficie del dínodo esta recubierta, como el fotocátodo, de un material que produce una emisión secundaria de electrones.

Colocando dínodos sucesivos, a potenciales crecientes con respecto al primero, en intervalos de 100 V, se consigue un efecto multiplicador en la carga recogida en el ánodo, con valores de ganancia típicos de $2 \cdot 10^6$ electrones por fotoelectrón emitido por el fotocátodo.

En la tabla I.3 se presentan un ejemplo típico de transformación de fotones de 140 keV en un impulso eléctrico.

3.4. Unidad electrónica de procesamiento del impulso

Su función es amplificar, conformar y determinar si el impulso de voltaje producido a la salida del TFM corresponde a los fotones que tratamos de analizar. Consta por tanto de dos etapas:

Amplificación y conformación del impulso

La altura del impulso que sale del TFM es proporcional a la energía que el fotón original transfiere al cristal. Sin embargo, este impulso es demasiado pequeño para ser medido con precisión, por lo que debe ser amplificado. Si un cable separa el fotomultiplicador del amplificador puede ser necesario preamplificar la señal para que sea capaz de llegar a dicho amplificador, ver figura I.8.

Cada etapa de amplificación debe ser lineal e independiente de la amplitud del impulso, para no perder la proporcionalidad entrada/salida.

El circuito de conformación tiene por misión cortar la parte final del impulso que, si es muy larga, puede ocasionar que el siguiente impulso se apile sobre el, efecto de apilamiento, figura 9, alterando su altura, y perdiendo su proporcionalidad con la energía transferida de la radiación.

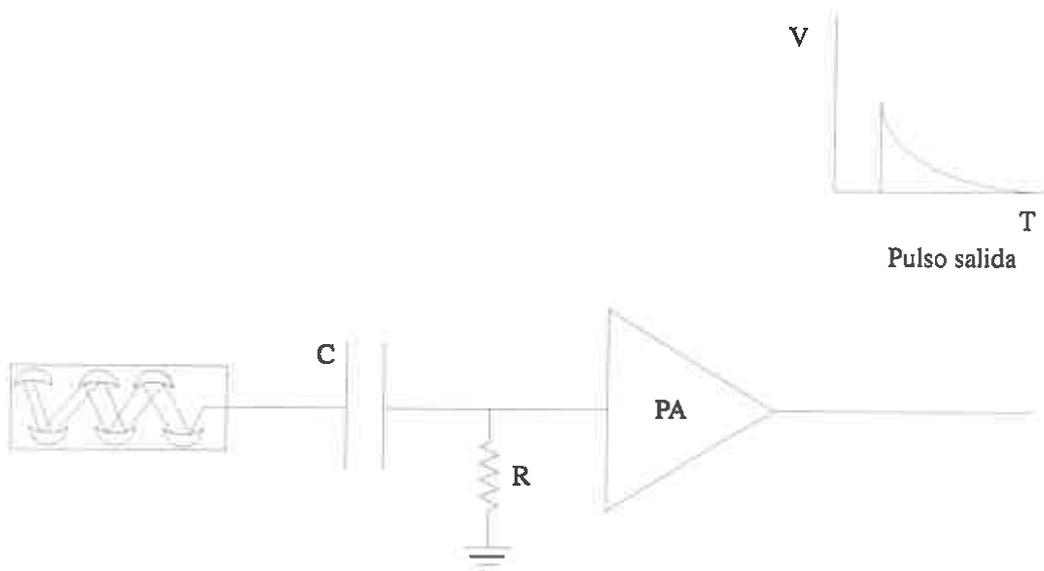


Figura I.8. Preamplificador.

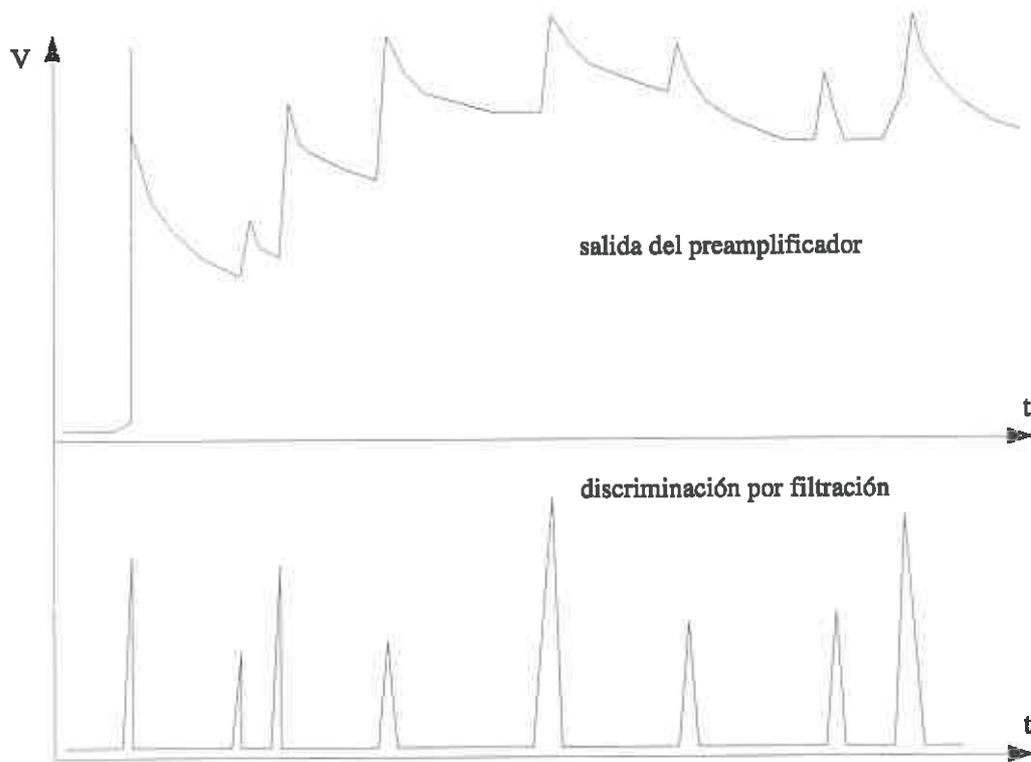


Figura I.9. Efecto de apilamiento.

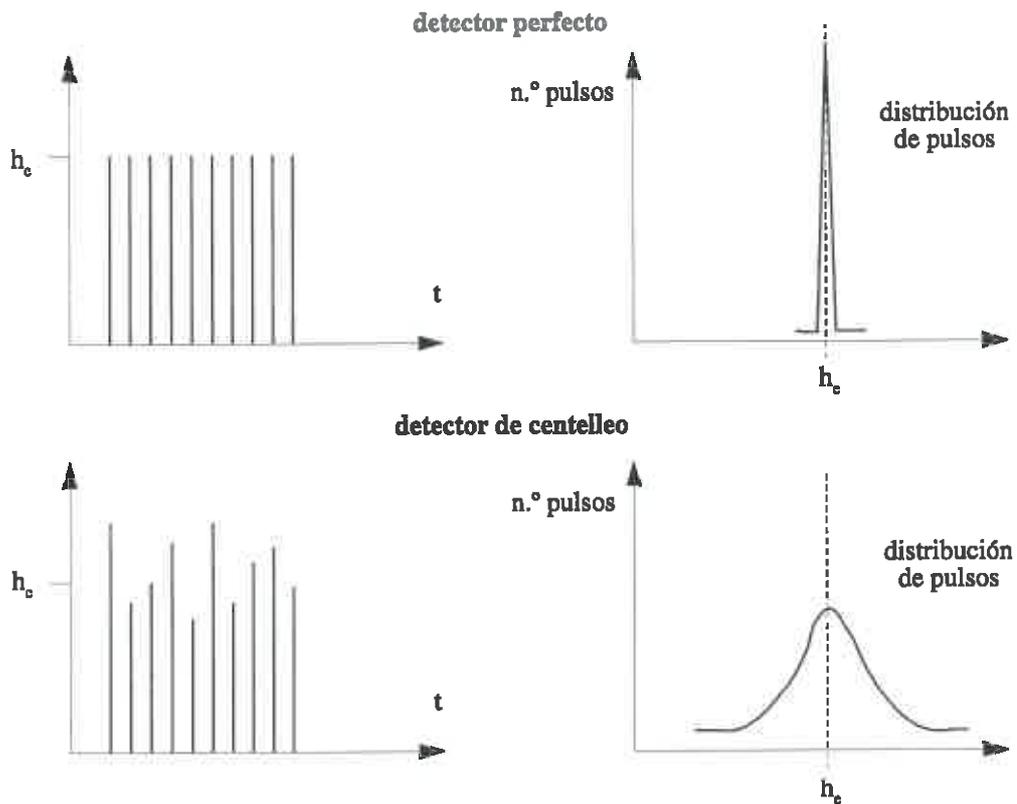


Figura I.10.

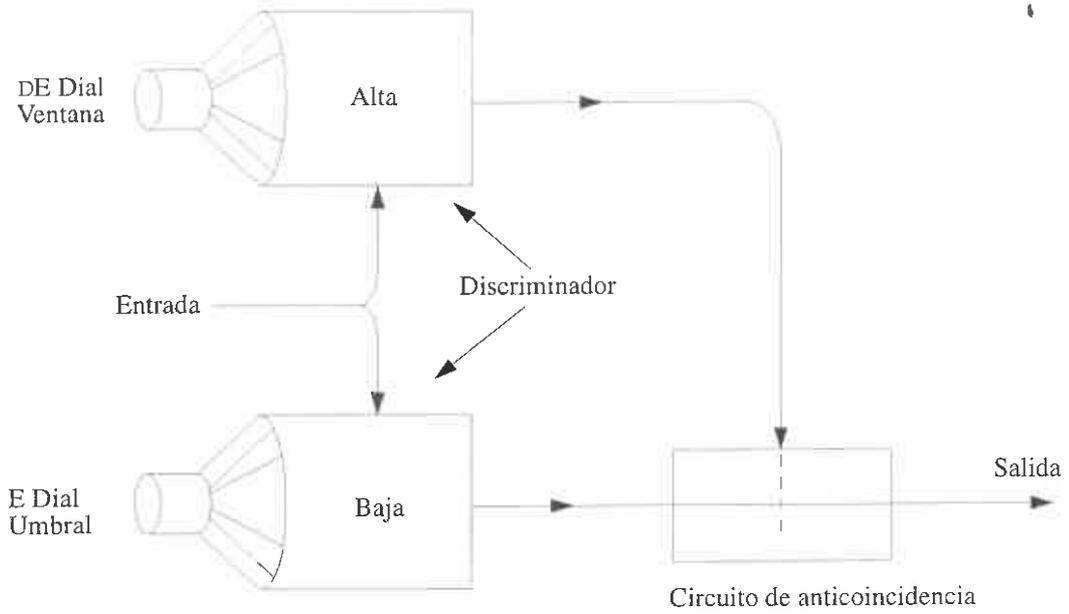


Figura I.11a.

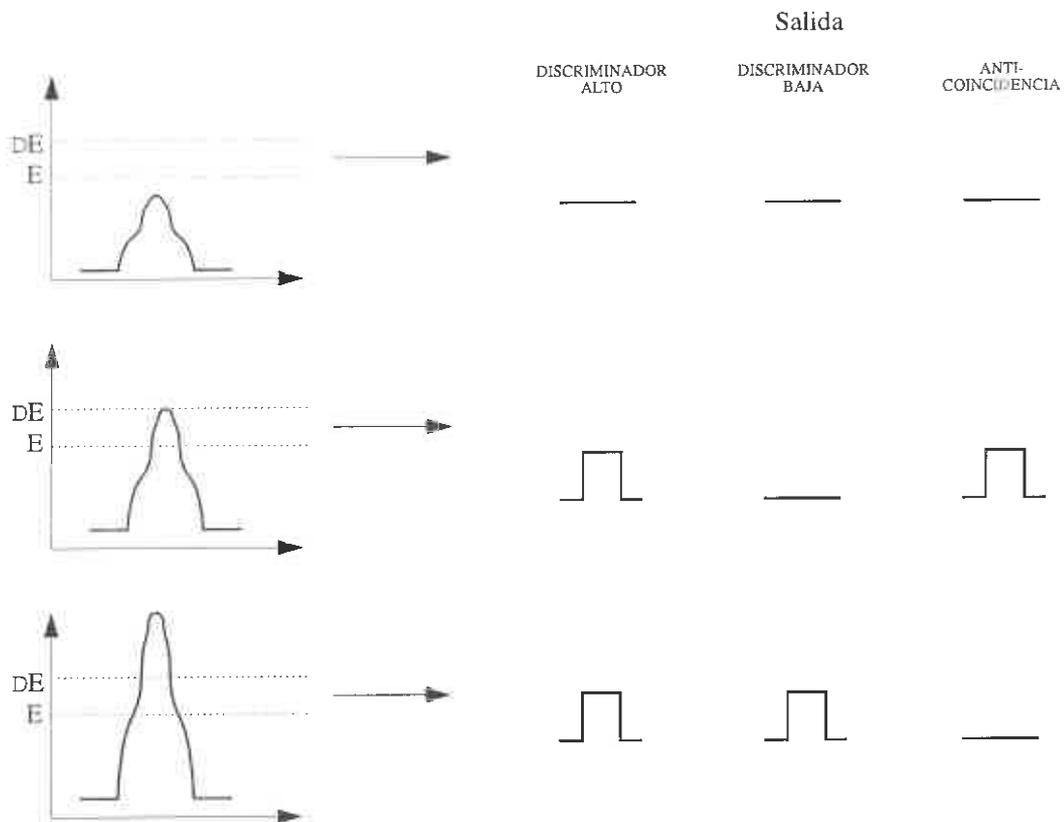


Figura I.11b.

Analizador de altura de impulsos (AAI)

Basándose en la amplitud de los impulsos que le llegan, este analizador, (AAI), distingue entre fotones primarios, fotones que han sufrido una interacción Compton previa a su entrada en el cristal y fotones de fondo, correspondientes a fuentes de radiación ajenas a la que se pretende analizar.

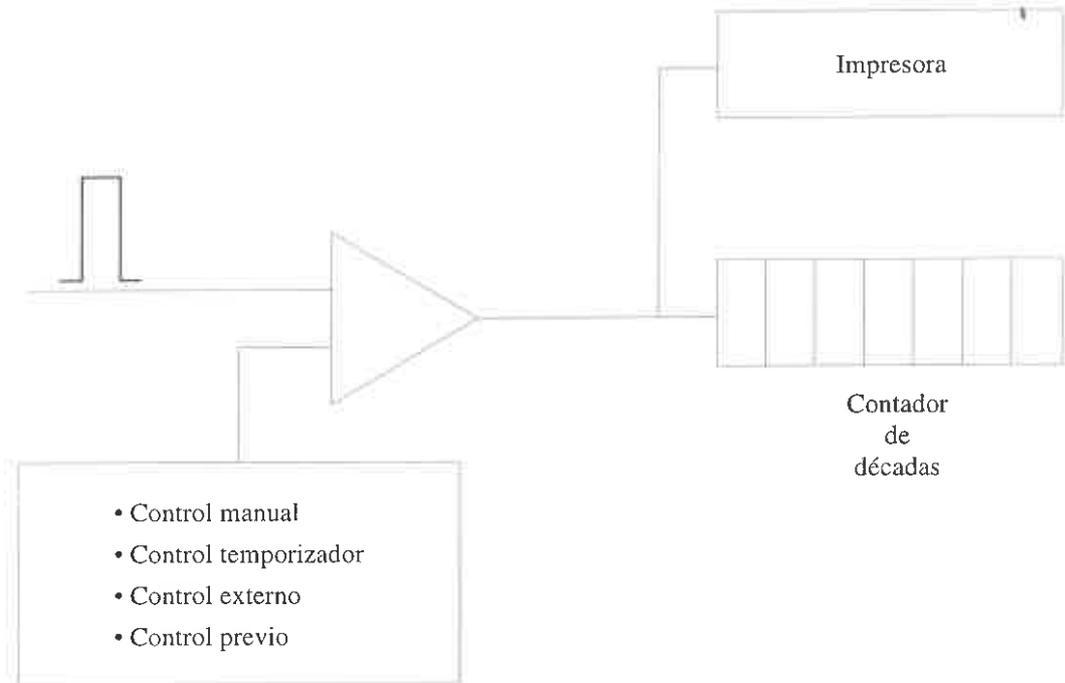


Figura I.12. Escalímetro.

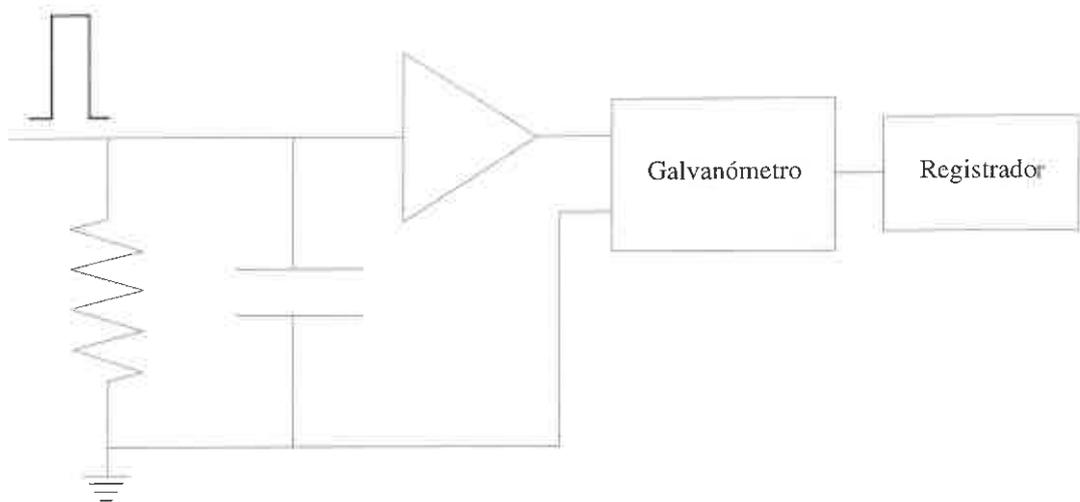


Figura I.13. Ratímetro analógico.

Aunque la proporcionalidad con la energía se mantiene para todos los impulsos, en cada paso del proceso de detección, ver la tabla I.3 y la figura I.10, se produce cierta incertidumbre, por lo que las amplitudes de los impulsos finales se distribuyen en torno a un valor medio siguiendo una estadística de Poisson, que es la estadística dominante en el proceso conjunto de conversión.

El AAI consiste en dos discriminadores y un circuito de anticoincidencias, como en los esquemas de la figura I.11a y I.11b. Cada discriminador es un dispositivo electrónico que produce señal solo cuando el impulso que accede tiene una amplitud superior a cierto valor predeterminado. En el AAI los dos discriminadores actúan en tándem, uno de bajo nivel (DBN) que establece la amplitud mínima aceptable y otro de alto nivel (DAN) que establece la amplitud máxima aceptable. Tras ellos el circuito de anticoin-

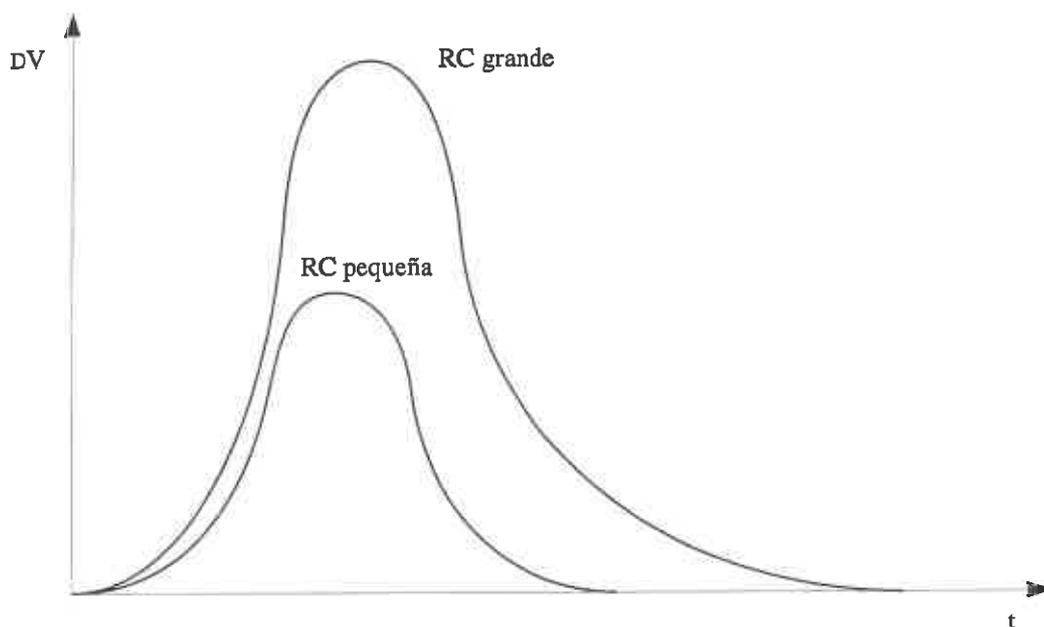


Figura I.14a. Efecto de la constante de tiempo en la forma del impulso.

ciencia impide contabilizar aquellos impulsos cuya amplitud supere ambos niveles. El tamaño y forma de la señal que sale del AAI es única e independiente del impulso que entra en el mismo.

Cuando en la práctica clínica se selecciona una ventana de energía, en la electrónica del instrumento se está definiendo la separación entre los niveles bajo y alto del AAI; análogamente el umbral de energía se corresponde con el discriminador de bajo nivel.

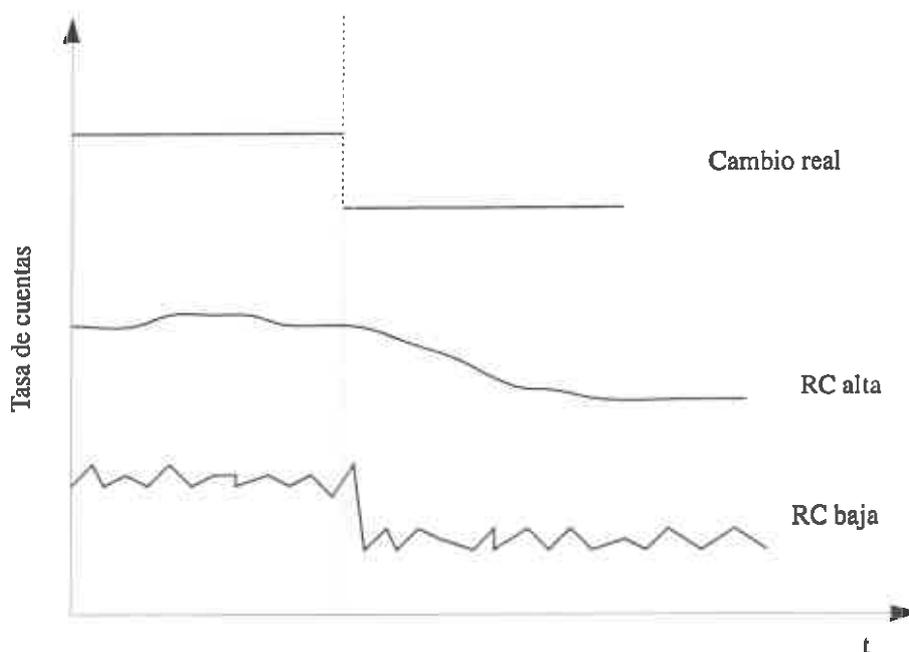


Figura I.14b. Efecto de la constante de tiempo a cambios de tasa de conteo.

Dispositivos de registro de impulsos

El paso final en la cadena de medida es el recuento de todos los impulsos que se han producido durante un intervalo de tiempo, existiendo una variedad de dispositivos según sea la función buscada.

Para estudios cuantitativos se utilizan escalímetros, figura I.12, que integran el número de cuentas en un intervalo de tiempo definido por un temporizador, ratímetros, figura I.13, que determinan la tasa de recuento en un pequeño intervalo de tiempo definido por su constante de tiempo, figuras I.14a y I.14b.

3.5. Análisis espectral de altura de impulsos

Un detector de centelleo puede utilizarse para generar un espectro energético, que es una relación entre la distribución de amplitud de los impulsos resultantes de la interacción de los fotones con el detector, y su distribución energética.

Para ello puede utilizarse un AAI, variando a lo largo del rango energético de interés una ventana fija y estrecha. El DBN se va desplazando en pequeños incrementos desde el nivel correspondiente a la energía más baja hasta el correspondiente a la energía más alta, registrando cada vez el número de cuentas o impulsos recogidos en un intervalo fijo de tiempo.

Como este procedimiento es muy tedioso se utiliza un analizador multicanal que es un dispositivo en el que el rango total de amplitudes se divide en ventanas pequeñas denominadas canales de igual anchura, asociando a cada una de ellas un contador independiente, ordenando así cada impulso incidente en su canal apropiado y siendo posible el recuento simultáneo de todas las amplitudes posibles.

Fotopicos

El espectro obtenido presenta uno o más picos predominantes, ver figuras I.15a y I.15b, que corresponden a las energías características del radionucleido en observación y que se conocen como fotopicos. Su forma se aproxima a una campana de Gauss centrada en dicho valor característico.

Si el detector fuera perfecto, se obtendría un pico estrecho y alto como el de la figura I.10(A). Sin embargo, como se apunta arriba el proceso de formación de portadores de carga recogidos en el impulso final está sujeto a fluctuaciones estadísticas que son algo inferiores a las previstas en una distribución de Poisson, (factor de Fano <1).

Todo ello se traduce en un ensanchamiento de la campana obtenida como se muestra en la figura I.10(B). Este ensanchamiento es una medida de la resolución energética del instrumento o medida de la capacidad de un sistema detector de radiación para discriminar fotones de similares energías. Se determina para cada energía, (la dependencia absoluta de la resolución energética con la energía del fotón incidente varía como la inversa de su raíz), a partir de la distribución de impulsos para una fuente monoenergética de dicha energía, definiéndose como la anchura a la mitad del máximo del pico registrado, (ó AIMA), expresada en unidades de energía o en tanto por ciento relativo a la energía considerada para su determinación.

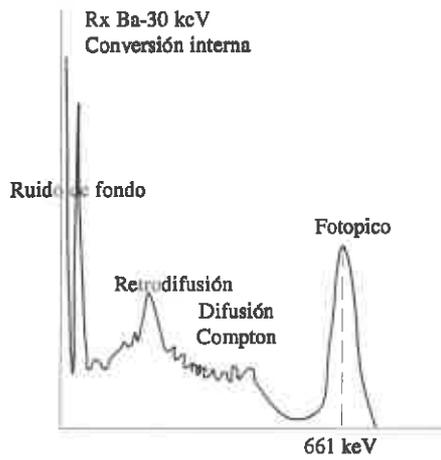


Figura I.15a. Espectro del ^{137}Cs .

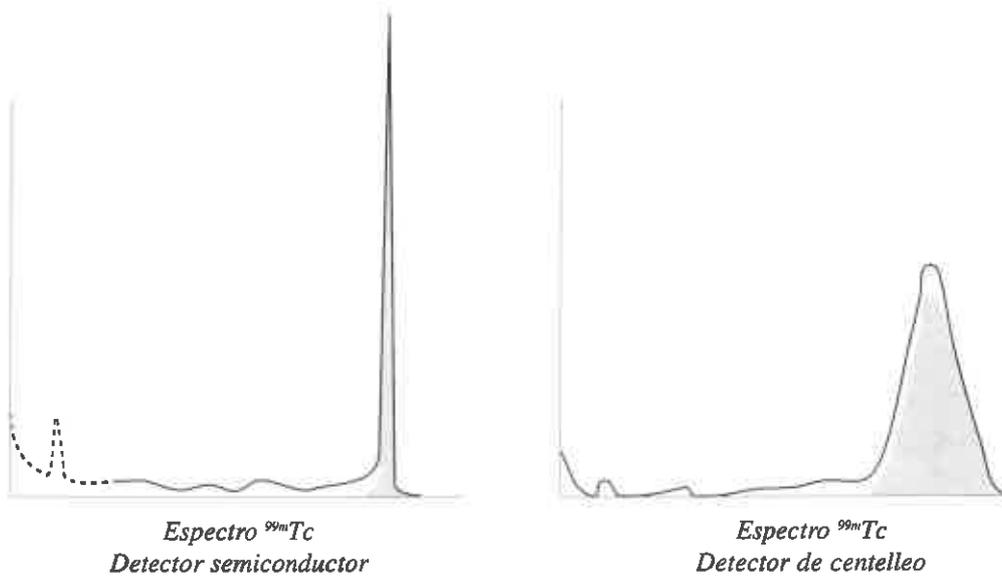


Figura I.15b.

Zona Compton

Además de los fotopicos el espectro presenta siempre una zona correspondiente a los fotones que, tras sufrir una interacción Compton en dicho cristal, su energía se absorbe parcialmente en el mismo, escapando el resto como fotones dispersos, en mayor proporción cuanto menor sea el tamaño del cristal, ver figura I.16.

El extremo de esta zona es un punto determinado por la energía del fotón incidente, que se conoce como borde Compton, según:

$$E = \frac{E}{E + 256 \text{ keV}}$$

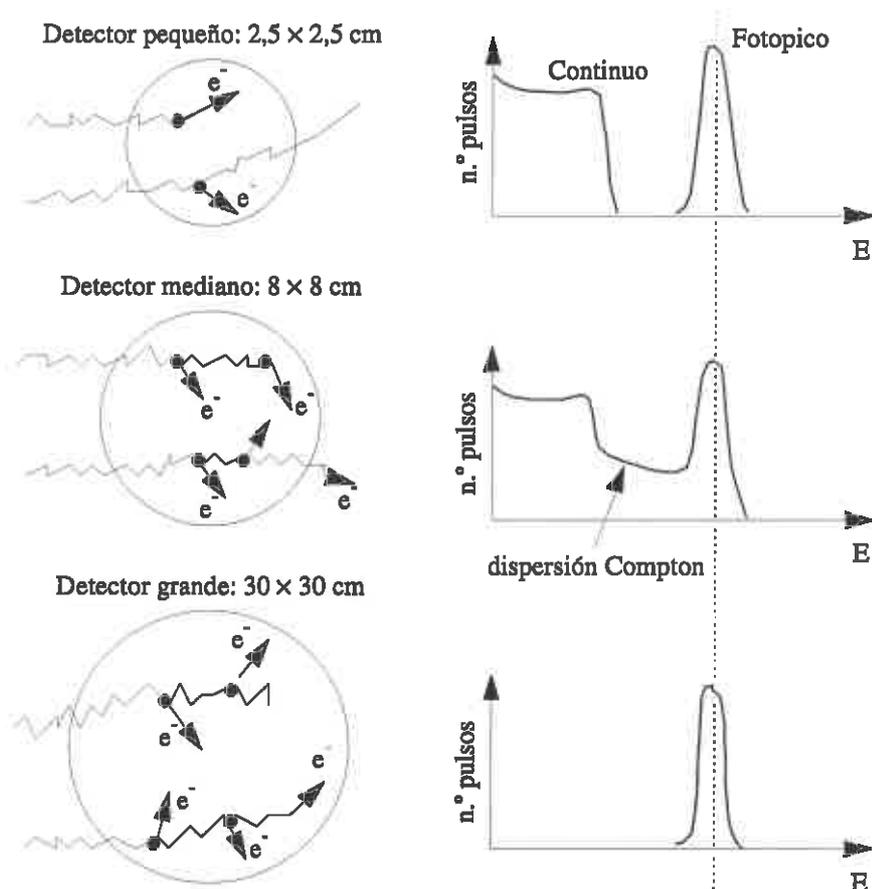


Figura I.16.

Otros picos

Tras la interacción fotoeléctrica se produce un reajuste electrónico que da lugar a emisión de RX: La más probable corresponde a la capa K del yodo, y los RX consiguientes son de 28,5 keV, (diferencia de las energías de enlace de las capas K y L). Si esta emisión de RX escapa del cristal, se produce un pico que se sitúa a 28,5 keV por debajo del fotopico, y que se conoce como pico de escape del yodo.

Los fotones dispersados antes de alcanzar el cristal están siempre presentes en el espectro, en cantidad que depende del tamaño, forma y densidad de la fuente, de las estructuras que la rodean o que se interponen entre esta y el detector. Usualmente aparece el pico de retrodispersión que corresponde a las dispersiones en ángulos de 180°, es decir con energía mínima del fotón disperso:

$$E' = \frac{E}{1 + \frac{2E}{E + 511 \text{ keV}}}$$

También puede incluir picos de RX característicos de la capa K del plomo (por interacciones fotoeléctricas en el colimador de las gammacámaras, por ejemplo).

Siempre esta presente, también, el fondo de radiación existente, cosmogénica, materiales de construcción que incorporan radionucleidos, blindajes inadecuados, otros pacientes, contaminación, etc.

3.6. Utilización de centelleadores como contadores en laboratorios de Medicina Nuclear

Existe un conjunto de pruebas diagnósticas que utilizan la emisión gamma de un radionucleido para evaluar el comportamiento de un nutrido grupo de moléculas biológicas, que informan a su vez sobre diferentes procesos fisiopatológicos. Estas pruebas se basan en la medida de la cantidad de actividad presente en una muestra de material biológico extraída a un paciente, a la que se ha incorporado un radionucleido a través de un proceso más o menos complicado de marcaje molecular o celular.

La herramienta básica para estos análisis de laboratorio «in-vitro» es el contador de pozo con centelleador INa(Tl) , con el que se obtienen resultados cuantitativos consistentes utilizando muestras con muy bajos niveles de actividad, comparando los recuentos obtenidos para estas muestras con los correspondientes a una standard de actividad conocida, medida con las mismas geometría y selección de energía.

Para ello se utilizan cristales de INa(Tl) mecanizados en forma de pozo, en la cara opuesta a la adyacente al TFM, para aumentar la eficiencia geométrica hasta valores próximos a 4π .

El cristal debe blindarse frente a otras fuentes de radiación, por ejemplo las muestras siguientes que esperan para ser contadas.

Existen una gran variedad de diseños, desde aquellos semi-manuales hasta aquellos que incorporan microprocesador, tratamiento de datos e impresión de resultados automáticos.

Para que funcionen correctamente se deben incorporar una fuente estable y bien regulada de alto voltaje, un selector-discriminador de altura de impulsos, y una combinación de integrador-temporizador. La ventana discriminadora, permite reducir el efecto del fondo de radiación, y el análisis de técnicas con dos radionucleidos por muestra.

Existen varias configuraciones posible, desde la más simple con un solo detector que cuenta una muestra cada vez, hasta contadores capaces de manejar en serie hasta 600 muestras, con cambiadores automáticos y equipos que incorporan varios (5-10) detectores.

La limitación más habitual de estos equipos es la de no poder contar muestras de gran actividad, dada la pobre resolución temporal del INa(Tl) , (cuyo tiempo muerto es del orden de $0,23 \mu\text{s}$) que se agrava en equipos que no incorporan conformador de impulsos y con mal diseño de amplificación.

También es limitante su baja flexibilidad a la hora de cambiar las ventanas de energía, que a menudo son fijas y limitadas a energía inferiores a 500 keV, impidiendo análisis de radionucleidos emisores de mayores energías.

Respuesta para radionucleidos habituales

Una aplicación extendida de estos equipos es el radiobioanálisis, en las determinaciones in-vivo e in-vitro con una serie de radionucleidos, sobre todo ^{125}I en técnicas RIA. En la tabla I.4 se incluye un listado de los radionucleidos utilizados. Aunque las tasas de recuento que se incluyen son típicas y no absolutas, si se observan desviaciones, se deben

Radionucleidos (período de semidesintegración)	Aplicación	Radiación γ (o X) usual		Ventana típica [KeV]	Eficacia		Fondo típico		Tasa de recuento por 0,1 mCi 13/4 x 2 [cpm]
		Energía media ponderada [KeV]	N.º por 100 desintegra- ciones		13/4 x 2 [%]	3 x 3 [%]	13/4 x 2 [cpm]	3 x 3 [cpm]	
¹²⁵ I (60,2d)	R, M	28,3	143	15-80	72	72	20	40	156,000
⁵⁷ Co (270d)	M	123	97	100-160	86	88	35	150	180,000
^{99m} Tc (6,02h)	C	140	88	110-170	85	87	30	140	162,000
¹⁴¹ Ce (32,5d)	M	145	48	120-175	84	86	30	140	90,000
⁵¹ Cr (27,8d)	M, C	322	9	270-370	36	64	65	125	7,200
¹³¹ I (8,04d)	C	364	84	314-414	28	55	60	120	46,800
¹¹³ Sn (115d)	M	393	64	350-440	27	51	50	110	37,200
¹⁰⁹ Ru (39,8d)	M	497	88	450-550	19	42	40	100	36,000
⁸⁵ Sr (64,7d)	M	514	100	465-565	18	40	40	100	39,000
¹³⁷ Cs (30y)	C	662	84	600-720	12	30	30	75	22,200
⁹⁵ Nb (35d)	M	770	100	650-900	9,5	27	20	60	21,000
⁵⁸ Co (71,3d)	C	811	100	700-930	8,8	26	20	60	19,200
⁴⁵ Sc (84d)	M	955	200	800-1200	6,4	21	18	45	28,200
⁵⁹ Fe (45d)	C	1200	99	1000-1400	5,5	19	12	30	12,000
⁶⁰ Co (5,26y)	C	1250	199	1000-1500	5,2	17	12	30	22,800

Tabla I.4.

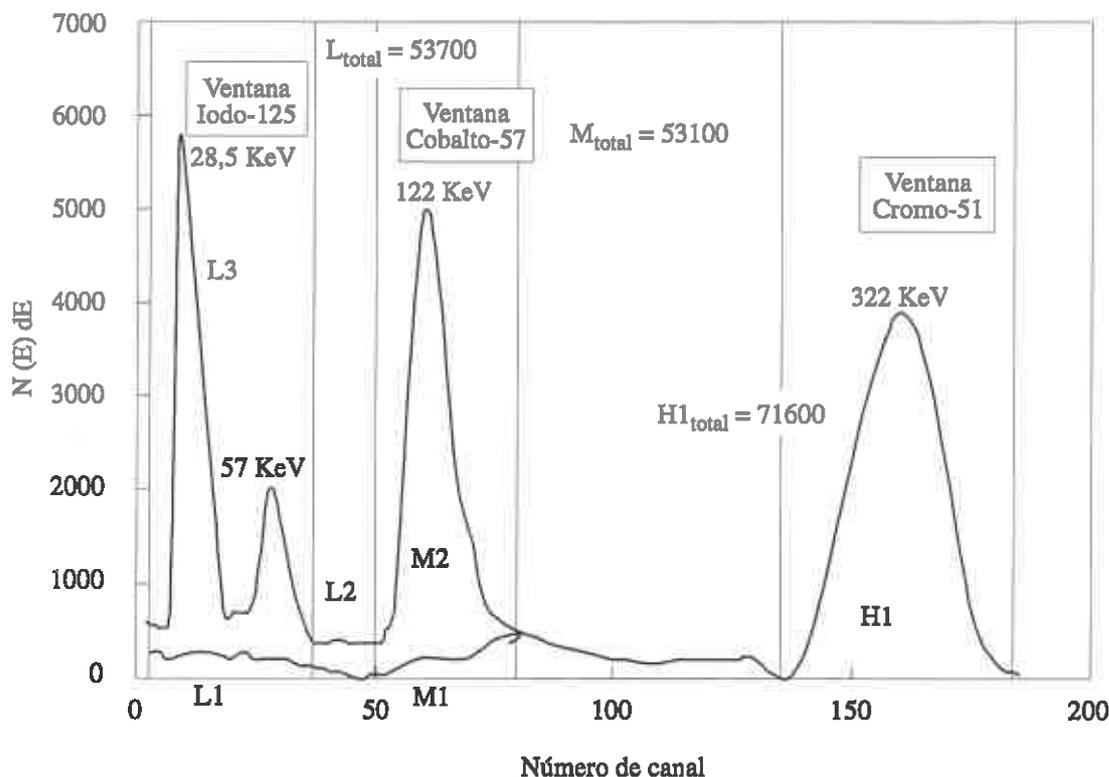


Figura I.17. Análisis simultáneo de varios radionucleidos.

comprobar las actividades marcadas en los radiofármacos, la posible atenuación en el contenedor de las muestras, sobre todo para ^{125}I .

La eficiencia disminuye cuando se aumenta el volumen de la muestra como puede verse en la tabla I.5.

También debe corregirse, en los análisis de dos radionucleidos, con energías bien diferentes, por ejemplo ^{125}I y ^{57}Co , las interferencias producidas en el contaje del de energía menor, por la absorción parcial en el cristal de los fotones del de energía mayor, («crosstalk», «downscatter»).

Determinación absoluta de la actividad de ^{125}I

Utilizando el pico suma sobre 57 keV que aparece en el espectro del ^{125}I , ver figura I.17, además del fotopico sobre 28,5 keV, se puede establecer la eficiencia absoluta para el mismo:

$$E = \frac{(P+2\cdot S)^2}{4\cdot S}$$

siendo E la actividad absoluta, Bq, P las cps en la ventana del fotopico, 15-42 keV, y S las cps en la ventana del pico suma, 42-80 keV.

Esta determinación es muy útil en estos equipos y se suelen incorporar derivaciones de la misma en los correspondientes manuales.

Radionucleidos	Volumen de la fuente [ml]	Tasa de recuento relativa		Factor corrección	
		13/4 × 2 in	3 × 3 in	13/4 × 2 in	3 × 3 in
^{125}I (15-40 keV)	1	1,00	1,00	1,00	1,00
	2	1,00	0,985	1,00	1,015
	3	0,99	0,975	1,01	1,025
	4	0,9	0,935	1,11	1,07
	5	0,75	0,865	1,33	1,16
^{125}I (15-80 keV)	1	1,00	1,00	1,00	1,00
	2	0,98	0,98	1,02	1,02
	3	0,95	0,96	1,05	1,04
	4	0,85	0,92	1,18	1,09
	5	0,75	0,85	1,33	1,18
^{51}Cr (280-360 keV)	1	1,0	1,0	1,0	1,00
	2	0,97	0,975	1,03	1,025
	3	0,89	0,94	1,12	1,06
	4	0,79	0,88	1,27	1,13
	5	0,675	0,815	1,48	1,23

Tabla I.5. Tablas de recuento relativas a factores de corrección de volumen para fuentes de varios volúmenes.

3.7. Parámetros de calidad

El tipo de análisis que se realiza con estos equipos, de contaje comparativo, garantiza por sí mismo su inmunidad a determinadas pérdidas graves de funcionamiento, aunque ello no es suficiente para asegurar la calidad de su funcionamiento, por lo que se proponen una serie de pruebas generales.

Como existe gran diversidad de modelos, tal como se comenta arriba, el primer paso al iniciar el control de calidad de estos equipos, es la atenta lectura de la información suministrada por el fabricante, para implementar desde el primer momento los controles que el mismo proponga. Estos controles coincidirán en gran medida con las pruebas que siguen, aunque puede haber componentes de diseño específico que escapan del ámbito general de este protocolo.

Las pruebas específicas propuestas en el protocolo para asegurar la calidad de operación de los equipos contadores, **CG1 a CG14**, son:

- 1.º Relativas a su **Respuesta en energía**, **CG3** y **CG6: Resolución energética**.
- 2.º Relativas a la linealidad de su respuesta con la actividad **CG4**, **CG13: Tiempo muerto** y **CG14: Límites de Detección**.
- 3.º Fondo y ausencia de contaminación, **CG5**.
- 4.º Evaluación de su respuesta a una población conocida de fotones, **CG.8: Eficiencia**.
- 5.º Variaciones en la respuesta según la distribución espacial de la muestra, **CG7: Geometría**.
- 6.º Funcionamiento de dispositivos de registro de impulsos **CG2: Escalímetro / Ratímetro**.
- 7.º Detección de anomalías, **CG9: Estabilidad** y **CG12: Fiabilidad estadística**.
- 8.º Para equipos con varios detectores, **CG10: Desviación entre detectores**.
- 9.º Para técnicas con varios radionucleidos, **CG11: Cuentas desviadas de canal**

4. PRUEBAS PARA CONTADORES GAMMA

Código	Prueba	Tipo y periodicidad		
		Acept.	Refer.	Const.
CG.1	Inspección General.	X		
CG.2	Escalímetro/Ratímetro	X	TM	
CG.3	Respuesta en Energía	X	SM	
CG.4	Respuesta en actividad	X	TM	
CG.5	Fondo		TM	D
CG.6	Resolución Energética	X	SM	
CG.7	Geometría	X	A	
CG.8	Eficiencia	X	TM	
CG.9	Estabilidad			D
CG.10	Desviación entre detectores	X	M	S
CG.11	Cuentas desviadas de canal	X	TM	
CG.12	Fiabilidad Estadística	X		D
CG.13	Tiempo muerto	X	TM	
CG.14	Límites de detección	X		

M: Mensual, SM: Semestral, D: Diaria, TM: Trimestral, A: Anual, S: Semanal

4.1. Listado general de material

- Fuentes calibradas específicas de los radionucleidos de interés
- Cronómetro

4.2. Especificaciones de compra

DETECTOR

- Dimensiones y material del cristal, diámetro y espesor.
- Resolución energética para el ^{137}Cs
- Características del fotomultiplicador.

DISPOSITIVO DE REGISTRO DE IMPULSOS

- N° de canales
- Máximas/mínimas cuentas/canal
- Tipo de registradores
- Memoria

CG.1 INSPECCIÓN GENERAL

PROPÓSITO

Verificar el estado físico y de instalación de un contador.

PARÁMETROS

Ninguno

TIPO

Aceptación y referencia

MATERIAL

- Contrato de compraventa.
- Manuales de Operación.

PROCEDIMIENTO

1. Comprobar el estado físico del equipo, constatar que todos los componentes indicados en el contrato están disponibles.
2. Comprobar que las conexiones de los diferentes módulos son correctas.
3. Verificar las condiciones de tensión y tierra de la alimentación eléctrica.
4. Comprobar que todas las funciones que indica el manual pueden realizarse.
5. Comprobar que al menos una copia de todos los manuales está a disposición del usuario.
6. Comprobar que las características y modo de operación del equipo tal y como están descritas en el contrato de compra-venta se cumplen.
7. En los sistemas automáticos comprobar los desplazamientos de las gradillas, y el sistema de arrastre.
8. Verificar si el «SOFTWARE» de evaluación adquirido ha sido introducido en el ordenador y se dispone de una copia en disco flexible.

ANÁLISIS DE DATOS

Ninguno

PERIODICIDAD

A la adquisición

SECUENCIA

Debe ser la primera prueba a realizar antes de poner en uso el equipo.

OBSERVACIONES

1. Se recomienda que conjuntamente con el equipo se adquiriera un regulador de tensión y un buen sistema de tierra. Así mismo, es muy conveniente disponer de un sistema que impida la conexión si se queda accidentalmente sin tensión.

CG.2 FUNCIONAMIENTO DEL ESCALIMETRO/RATIMETRO

PROPÓSITO

Comprobar el funcionamiento del Escalímetro/Ratímetro de un contador Gamma.

PARÁMETROS

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

- Generador de impulsos o fuente patrón de ^{137}Cs de aproximadamente 11 kBq (0,3 μCi).
- Cronómetro

PROCEDIMIENTO

I. MÉTODO CON GENERADOR DE IMPULSOS

1. Verificar con el Cronómetro la exactitud de diferentes valores de tiempo seleccionados a lo largo del rango disponible.
2. Recolectar el número acumulado de cuentas, con el generador de impulsos conectado, para cada uno de dichos tiempos.
3. Registrar en modo tasa el número de c.p.m. que entrega el generador de impulsos.

II. MÉTODO SIN GENERADOR DE IMPULSOS

1. Verificar con el Cronómetro la exactitud de diferentes valores de tiempo seleccionados a lo largo del rango disponible.
2. Con la fuente patrón obtener para los diferentes tiempos seleccionados en el párrafo anterior el número de cuentas, para una ventana del 20% correspondiente al pico del ^{137}Cs .
3. Con la fuente patrón obtener para los diferentes números de cuentas obtenidos en el punto anterior, el tiempo de recuento necesario.
4. Medir en modo tasa con la fuente patrón.

ANÁLISIS DE DATOS

PROCEDIMIENTO I

1. Representar gráficamente el tiempo seleccionado en función del tiempo medido con el cronómetro.
2. Realizar los cocientes cuentas/tiempos y representar el cociente en función del tiempo.

PROCEDIMIENTO II

1. Representar gráficamente el tiempo seleccionado en función del tiempo medido con el cronómetro.
2. Hacer los cocientes entre el número de cuentas obtenidas para los tiempos prefijados.
3. Hacer los cocientes del número de cuentas prefijadas entre los tiempos obtenidos.
4. Representar gráficamente unos valores frente a otros.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

- La relación entre los valores indicados en I.1, II.1 y II.4 debe ser lineal y de pendiente 1.
- La relación entre los valores de tasa obtenidos y los entregados por el generador debe ser constante y menor 1%.
- Las tasas calculadas y medidas deben diferir en menos de 2%.

PERIODICIDAD

Trimestral

OBSERVACIONES

- Para sistemas con varios canales, verificar independientemente cada uno de ellos.
- Los sistemas contadores generalmente incorporan un frecuencímetro que permite realizar la prueba. Cuando éste no existe, la realización del segundo procedimiento, aunque no es tan exacta, permite valorar unos límites de aceptación.

Esta prueba es sustituida en los equipos automáticos por un control automático de ganancia tomando como referencia una fuente constante de luz.

CG.3 RESPUESTA EN ENERGÍA

PROPÓSITO

Determinar la respuesta del contador según la energía, dentro del rango de radionucleidos de uso habitual.

PARÁMETROS

Factor de calibración.

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

Conjunto de fuentes, por lo menos cuatro, de la misma actividad y diferente energía, con una actividad próxima a los 5 kBq. ^{129}I , ^{57}Co , ^{133}Ba y ^{137}Cs .

PROCEDIMIENTO

I. SISTEMA MANUAL.

1. Ajustar los valores del voltaje del fotomultiplicador y/o los controles de ganancia del amplificador hasta seleccionar el valor máximo de la escala.
2. Determinar mediante prueba y error un tiempo de recuento que acumule alrededor de 2500 cuentas en el fotopico, para la fuente de ^{137}Cs .
3. Seleccionar el analizador en modo diferencial con un anchura de ventana de aproximadamente un 1%.
4. Realizar un mínimo de 10 recuentos centrando la ventana en diferentes intervalos de kV hasta encontrar el valor más alto de recuento. Este valor corresponderá a 662 keV.
5. Elegir una ventana estrecha del orden del 10% de la energía de radionucleido menos energético.
6. Realizar un barrido de lecturas comenzando en 50 keV por encima del máximo valor, e ir disminuyendo la posición del centro de la ventana cada 10 keV, anotando el valor del máximo recuento.
7. Repetir el procedimiento con cada una de las fuentes.

II. SISTEMAS AUTOMÁTICOS

1. Realizar un espectro completo de cada radionucleido, seleccionando el mayor rango de canales que permita el equipo.
2. Determinar un tiempo de recuento que acumule alrededor de 2500 cuentas en el fotopico del ^{137}Cs . Para ello comprobar en modo integración el número total de cuentas acumuladas en 1 minuto y multiplicar el valor por el porcentaje del área del espectro que cubre el fotopico (0,8).
3. Seleccionar un ancho de ventana de 1 canal.

4. Anotar los canales donde se producen los picos conocidos de los radionucleidos estudiados.

ANÁLISIS DE DATOS

- Representar gráficamente los valores del centro de la ventana para el valor máximo de cada fuente, (Manual), o en función de los niveles del fotopico, (automáticos), en función de la energía.
- Ajustar por mínimos cuadrados y evaluar el coeficiente de correlación dependiendo de la dependencia de ambas variables (lineal o logarítmica). En caso de logarítmica reducirla a lineal, buscando la relación funcional entre el canal y el logaritmo neperiano de la energía.
- Calcular el factor de calibración en energía como el cociente:

$$F_e(E) = \frac{V}{E} \quad \text{Sistemas lineales}$$

$$F_e(E) = \frac{n}{\ln(E)-1} \quad \text{Sistemas logarítmicos}$$

V, es la unidad que en el contador representa la energía y n es el canal correspondiente a la energía E.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

El coeficiente de correlación lineal deberá ser superior a 0,80, con una $p < 0,01$.

PERIODICIDAD

Semestral

SECUENCIA

OBSERVACIONES

1. Dada la dificultad de obtener un conjunto de fuentes con diferentes rangos de energías es conveniente disponer de un conjunto de fuentes calibradas, de período largo en vez de realizar porciones alícuotas que si bien son factibles para bajas energías, no lo son para altas.
2. La falta de linealidad puede deberse a una pérdida de la misma en el comportamiento del amplificador.

CG.4 LINEALIDAD DE LA RESPUESTA A LA ACTIVIDAD

PROPÓSITO

Analizar la linealidad de la respuesta en actividad del detector y la actividad existente en la muestra.

PARÁMETROS

Error relativo.

TIPO

Aceptación, referencia.

MATERIAL

- Radionucleido de vida corta (^{99m}Tc).
- Vial de muestra con actividad superior a la máxima utilizada o viales de diferentes muestras con actividades dentro del rango en uso.
- Pinzas.

PROCEDIMIENTO

1. Seleccionar los controles de operación para la fuente que va a utilizarse.
2. Seleccionar una ventana normal en la rutina de trabajo.
3. Realizar lecturas de la fuente en diferentes períodos de tiempo, o de cada uno de los viales hasta completar un mínimo de ocho medidas espaciadas regularmente en el rango de interés. Acumular alrededor de 10.000 cuentas, en cada medida.

ANÁLISIS DE DATOS

- Determinar las cuentas esperadas mediante cálculo por desintegración o por alicuotas, tomando como bueno el valor de las cuentas medidas más próximas al de calibración.
- Calcular el error relativo en cada punto de medida.

LIMITE DE ACEPTACIÓN

El error relativo en cada punto de medida no debe superar el 5%.

PERIODICIDAD

Referencia trimestral

SECUENCIA

Realizar después de tiempo muerto para poder corregir la tasa de cuentas observadas.

OBSERVACIONES

1. La linealidad puede estar afectada por las pérdidas de recuento, debidas a una alta tasa, por lo tanto, la linealidad estará condicionada por los valores de resolución temporal y deberá ser corregido por éste valor.
2. En el caso de hacer porciones alicuotas, es imprescindible que el volumen de las muestras sea el mismo.

CG.5 FONDO

PROPÓSITO

Estimar la tasa de fondo de un contador de radiación Gamma «In Vitro», bajo las condiciones de rutina de cada radionucleido.

PARÁMETROS

Ninguno

TIPO

Referencia. Constancia.

MATERIAL

El equipo

PROCEDIMIENTO

1. Situar todos los controles de operación que estén establecidos la medida del radionucleido en cuestión.
2. Seleccionar un tiempo de recuento largo superior a 5 minutos.
3. Realizar un recuento y evaluar o anotar la tasa de recuento.

ANÁLISIS DE DATOS

Registrar el valor del fondo en un gráfico en función de la fecha de realización.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

El fondo deberá mantenerse dentro de un rango de $\pm 20\%$ del correspondiente a la fecha de calibración. Valores superiores pueden indicar contaminaciones o ruido electrónico.

PERIODICIDAD

Referencia trimestral. Constancia diaria.

SECUENCIA

OBSERVACIONES

1. En el caso de sistemas múltiples debe de verificarse para cada detector.
2. En los sistemas que tienen varias gradillas deberá verificarse fondo de cada gradilla y eliminando los elementos contenedores.
3. Hay que poner en los tubos una porción de líquido semejante a la de las muestras.

CG.6 RESOLUCIÓN ENERGÉTICA

PROPÓSITO

Determinar la capacidad que tiene un contador gamma para diferenciar fotones con energías muy próximas.

PARÁMETROS

ACMA: Ancho completo a la mitad del máximo.

TIPO

Referencia.

MATERIAL

Fuente calibrada de ^{137}Cs con una actividad próxima a 4 kBq.

PROCEDIMIENTO

I. MODO MANUAL

1. Ajustar los valores del voltaje del fotomultiplicador y/o los controles de ganancia del amplificador hasta seleccionar el valor para el ^{137}Cs .
2. Seleccionar el analizador en modo diferencial con un anchura de ventana de aproximadamente un 5%.
3. Colocar la fuente de ^{137}Cs y obtener diferentes recuentos con el tiempo necesario para acumular unas 3000 cuentas, comenzando con el centro del analizador en 800 keV y disminuyendo luego 10 keV cada vez hasta alcanzar 500 keV, registrando las tasas de recuento correspondientes.

II. MODO AUTOMÁTICO

1. Situar los controles de operación y parámetros del programa en el canal correspondiente al ^{137}Cs y con un ancho de ventana de 1 canal.
2. Determinar el tiempo de recuento necesario para acumular 3000 cuentas.
3. Obtener diferentes recuentos con el tiempo anterior, variando la posición del canal por debajo y por encima del canal seleccionado ± 50 canales.

ANÁLISIS DE LOS DATOS

- Representar gráficamente los datos obtenidos y ajustar los valores a una «gaussiana».
- Determinar la amplitud máxima, (H_{max}), y la desviación típica (σ).
- Obtener el valor en keV del ancho completo a la mitad del máximo (ACMA) $2,36 \times \sigma$, y dividir por la energía de amplitud máxima, 662 keV, como medida de la Resolución Energética:

$$R = \frac{\text{ACMA}}{662} \cdot 100$$

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Un contador gamma debe tener una Resolución Energética para el ^{137}Cs menor de un 10%.

Cualquier valor por encima o por debajo indicaría errores en medidas o mala realización de la prueba.

PERIODICIDAD

Referencia semestral.

OBSERVACIONES

Repetir el procedimiento con ^{129}I ó similar.

CG.7 GEOMETRÍA

PROPÓSITO

Determinar las variaciones en la respuesta del equipo, en función de la distribución espacial de actividad de la muestra, dentro del tubo en estudio.

PARÁMETROS

Ninguno.

TIPO

Aceptación, referencia.

MATERIAL

- Tubos de ensayo de diferentes diámetros, de uso común en el equipo.
- Fuentes de diferentes radionucleidos de uso común en el lector distribuidos en volúmenes del tubo, con una actividad próxima a 5 kBq.

PROCEDIMIENTO

1. Para cada modelo de tubo, medir el valor de la actividad de un mínimo de cinco fuentes con volúmenes crecientes hasta llegar a la capacidad total del mismo.

ANÁLISIS DE DATOS

- Representar gráficamente el valor de recuento leído en función del volumen ocupado por las fuentes.
- Obtener una tabla de factores de corrección normalizados al valor más frecuente.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Ninguno

PERIODICIDAD

Aceptación y referencia anual.

OBSERVACIONES

El factor de geometría en los equipos automáticos tiene poco valor, pues cada vez que se hace un conjunto de lecturas problemas se incluyen unas muestras de concentración conocida, «standard», debiendo tener las muestras problemas la misma geometría que esta. Sin embargo, no deberán aceptarse valores de los factores de corrección anormalmente altos.

CG.8 EFICIENCIA**PROPÓSITO**

Determinar la eficiencia intrínseca de pico de un sistema contador como medida de la respuesta del mismo a una población de fotones.

PARÁMETROS

Eficiencia

TIPO

Aceptación, referencia.

MATERIAL

- Fuente encapsulada y calibrada de ^{137}Cs y ^{125}I , con una actividad próxima a los 5 kBq.

PROCEDIMIENTO

1. Realizar un conjunto de medidas de la tasa de cuentas de la fuente calibrada, centrando la ventana del analizador en la energía del radionucleido utilizado.
2. Establecer el tiempo aproximado para acumular unas 10.000 cuentas.
3. Realizar al menos 10 medidas en las condiciones indicadas.
4. Repetir el procedimiento para cada radionucleido estudiado.

ANÁLISIS DE LOS DATOS

- Calcular la media y la desviación típica de las medidas.
- Determinar el nº de fotones de 662 keV emitidos por la fuente, corrigiendo su actividad por el decaimiento hasta el momento de realizar la prueba, y por el factor de abundancia para la transición gamma del ^{137}Cs a ^{137}Ba , 0.852.
- Corregir este valor, si es necesario, por el factor de geometría.
- Obtener la eficiencia como:

$$E = \frac{M}{n \cdot \eta \cdot a \cdot t} \cdot 100$$

Calcular el error del rendimiento como:

$$\epsilon(E) = \sqrt{E^2 \cdot \left(\frac{1}{M} + \frac{\epsilon^2(a)}{a^2} \right)}$$

donde,

t = Tiempo de recuento

M = Media de las medidas realizadas, corregida por el fondo

h = Abundancia fraccional de la radiación detectada por desintegración.

a = Actividad de la fuente calibrada en Bq.

n = decaimiento desde la fecha de calibración hasta la de las medidas.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

No debería aceptarse un equipo con una eficiencia intrínseca de pico menor del 60%.

PERIODICIDAD

Referencia trimestral.

SECUENCIA

Realizar antes las pruebas sobre energía.

OBSERVACIONES

CG.9 ESTABILIDAD

PROPÓSITO

Determinar la constancia de la respuesta del contador en el tiempo.

PARÁMETROS

Ninguno

TIPO

Constancia

MATERIAL

Fuentes calibradas y certificadas de ^{137}Cs y ^{129}I .

PROCEDIMIENTO

I. SISTEMA MANUAL

1. Realizar una medida de la fuente de interés, centrando la ventana en la energía del radionucleido, con un ancho del 5%.
2. Localizar la posición del fotopico. Anotar los valores de kV y ganancia correspondientes para compararlos con los relativos a la fecha de calibración.
3. Realizar un recuento de 10.000 cuentas y calcular la eficiencia del equipo, teniendo en cuenta el decaimiento de la fuente.

II. SISTEMAS AUTOMÁTICOS

1. Situar los controles y parámetros de medida de acuerdo al radionucleido que vamos a utilizar. Seleccionar una ventana con un ancho de 1 canal.
2. Obtener un espectro cubriendo el rango máximo disponible.
3. Anotar el nivel para el cual se produce el recuento máximo o pico del espectro.

ANÁLISIS DE DATOS

- Representar gráficamente el valor de la tensión o el nivel en la localización del fotopico, en función de la fecha.
- Representar gráficamente el valor de la eficiencia obtenida función de la fecha.
- Trazar dos líneas paralelas representando los límites de aceptación.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Los valores obtenidos no deben ser superiores a dos veces la desviación típica.

PERIODICIDAD

Diariamente.

SECUENCIA

OBSERVACIONES

En el caso de equipos que utilicen solo ^{125}I , puede utilizarse una fuente sellada y certificada de ^{129}I .

CG.10 DESVIACIÓN ENTRE DETECTORES (SISTEMAS MULTIDETECTORES)**PROPÓSITO**

Determinar el grado de desviación entre los valores estimados por los distintos contadores, a lo largo del tiempo, y cuando se varía la tasa de recuento de las fuentes.

PARÁMETROS

$$\text{Grado de desviación} = \frac{C_{\max} - C_{\min}}{C_{\max} + C_{\min}} \cdot 100$$

donde C_{\max} y C_{\min} son respectivamente los recuentos máximo y mínimo obtenidos.

TIPO

Aceptación y Referencia.

MATERIAL

Fuentes de actividad variable, de 200 a 9000 cps de todos radionucleidos utilizados en el instrumento (p.e ^{125}I y ^{57}Co o simuladas), y que se adapten a su geometría de medida.

PROCEDIMIENTO

1. Realizar el recuento de cada fuente disponible sucesivamente cada detector durante el tiempo necesario para adquirir 100000 para todos los radionucleidos de interés, (0,3% error estadístico).
2. Para la prueba de constancia basta realizar este recuento en las fuentes de tasa más similar a la utilizada para cada radionucleido.

ANÁLISIS DE DATOS

- Determinar la media, el coeficiente de variación y la desviación como se define arriba.
- Representar los valores semanales obtenidos para estudiar sus variaciones y tendencias.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

La desviación entre detectores no deberá superar los valores especificados para cada instrumento. Como orientación, y en promedio, pueden considerarse como indicadores de algún problema valores en la DISPERSIÓN del 3% para el ^{125}I y del 5% para el ^{57}Co .

PERIODICIDAD

Aceptación, referencia mensual, y constancia semanal comprobándose la desviación solo para las fuentes con tasa de cuentas similar a la más utilizada en cada radionucleido.

SECUENCIA

Inspección general

OBSERVACIONES

CG.11 CUENTAS DESVIADAS DE SU CANAL DE ENERGÍA (PARA RADIONUCLEIDOS DE EMISIÓN MUY DIFERENTE EN ENERGÍA, P.E ^{57}Co Y ^{125}I).

PROPÓSITO

Determinar las desintegraciones radiactivas emitidas por el radionucleido más energético que, por haber sufrido dispersiones con la materia, se contabilizan como pertenecientes al radionucleido de emisiones menos energéticas.

PARÁMETROS

Porcentaje de desviación:

$$PD = \frac{\overline{(\dot{C}_E)_e}}{\overline{(\dot{C}_E)_E}} \cdot 100$$

donde:

$\overline{(\dot{C}_E)_e}$ es la tasa de cuentas del radionucleido de mayor energía E, medida en el canal del radionucleido de menor energía e.

$\overline{(\dot{C}_E)_E}$ es la tasa de cuentas del radionucleido de mayor energía E, medida en su canal.

TIPO

Aceptación, referencia.

MATERIAL

Fuentes de actividad variable, de 200 a 9000 cps del radionucleido de mayor energía, (p.e ^{57}Co), que se adapten a la geometría de los contadores.

PROCEDIMIENTO

1. Realizar sendos recuentos para cada fuente, en los dos canales considerados.

ANÁLISIS DE DATOS

- Promediar las tasas de cuentas obtenidas en el canal menos energético, (^{125}I), de la fuente más energética, (^{57}Co), y las obtenidas de la misma fuente en el canal más energético (^{57}Co).
- Calcular el porcentaje de desviación, PD, como arriba.
- Representar los valores semanales obtenidos para estudiar sus variaciones y tendencias.

PERIODICIDAD

Referencia trimestral.

OBSERVACIONES

CG.12 FIABILIDAD ESTADÍSTICA

PROPÓSITO

Comprobar si la estadística que presenta un conjunto de medidas sigue la distribución de «Poisson», típica del proceso radiactivo, de manera que puede inferirse la existencia de una relación biunívoca entre un evento ionizante y el correspondiente impulso registrado como medida del valor de la magnitud.

PARÁMETROS

Estadístico χ^2 .

TIPO

Aceptación, constancia

MATERIAL

Fuente patrón de una actividad próxima a 5 kBq.

PROCEDIMIENTO

1. Situar los controles del amplificador y ganancia del fotomultiplicador, o los parámetros y niveles de operación, de acuerdo a las características del radionucleido con el que se va a hacer la prueba.
2. Operando el analizador de pulsos en modo diferencial, seleccionar una ventana correspondiente a un 20% del valor del fotopico del radionucleido en cuestión. En el de contadores automáticos seleccionar un ancho de ventana de 10 niveles.
3. Realizar un conjunto mínimo de 10 medidas de la fuente de manera que se acumulen más de 10.000 cuentas, para asegurar que estamos en el tramo lineal de respuesta en actividad del detector.

ANÁLISIS DE DATOS

- Calcular el estadístico χ^2 , a partir de la siguiente fórmula:

$$\chi^2 = \frac{\sum(L_i - \bar{L})^2}{\bar{L}}$$

siendo L_i cada recuento individual y \bar{L} el valor medio del conjunto de medidas (>10).

- Calcular el rango de probabilidad de que las variaciones aleatorias, en una serie de n medidas, se separan de las de una distribución de Poisson, tabla I.6, dependiendo de los grados de libertad:

medidas	0,99	0,95	0,90	0,50	0,10	0,05	0,01
10	2,088	3,325	4,168	8,343	14,684	16,919	21,666
15	4,660	6,571	7,790	13,339	21,064	23,685	29,141
20	7,633	10,117	11,651	18,338	27,204	30,144	36,191
30	14,256	17,708	19,768	28,336	39,089	42,557	49,588

Tabla I.6: χ^2 probabilidad

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Si el rango de P es inferior a 0,05 (fluctuaciones altas) ó superior a 0,95 (fluctuaciones anormalmente bajas), debe de pensarse que las diferencias entre la distribución observada y la de Poisson son mayores que las que puedan ser atribuidas al azar.

PERIODICIDAD

Diaria.

SECUENCIA

Límite inferior y superior de detección.

OBSERVACIONES

1. La prueba no requiere correcciones por el fondo.
2. La prueba deberá repetirse dos veces si los valores están próximos al límite de aceptación.
3. Valores fuera de límites de aceptación pueden deberse a: falta de estabilidad en la tensión, mala tierra, aumento de temperatura en los fototubos etc.

CG.13 TIEMPO MUERTO

PROPÓSITO

Determinar la pérdida de recuento debida al tiempo muerto, en función del valor de la tasa de recuento.

PARÁMETROS

TIPO

Aceptación, constancia.

MATERIAL

- Varias fuentes con la misma geometría y con actividades decrecientes desde la recomendada por el fabricante ~370 kBq (10 mCi).
- Dos fuentes de igual actividad.

PROCEDIMIENTO

I. PRUEBA DE ACEPTACIÓN

1. Ajustar los valores de ganancia y nivel energético de acuerdo a las características de la fuente que se utilice.
2. Hacer al menos cinco medidas de cada actividad corregidas fondo.
3. Calcular la tasa de recuento real corregida por el valor de la eficiencia.

II. PRUEBAS DE CONSTANCIA

1. Realizar 5 recuentos de las dos fuentes independientemente.
2. Realizar 5 recuentos de las dos fuentes juntas, corregidas por geometría.

ANÁLISIS DE DATOS

I. ACEPTACIÓN:

- Representar gráficamente la tasa de recuento observada en función de la verdadera tasa de recuento.
- Establecer los factores de corrección en función de la tasa verdadera, por diferencia con la recta:

$$L_{\text{observada}} = L_{\text{verdadera}}$$

II. CONSTANCIA:

- Si el detector se comporta como un sistema paralizante, calcular el tiempo muerto según la ecuación:

$$\tau = \frac{2 L_{12}}{(L_1 + L_2)^2} \cdot \ln \left(\frac{L_1 + L_2}{L_{12}} \right)$$

siendo, L_1 , L_2 y L_{12} , las tasa de cuentas de la fuente 1, 2 y ambas, respectivamente.

- Si el comportamiento del detector es no paralizabile, calcular el tiempo muerto según la ecuación:

$$\tau = \frac{L_1 + L_2 - L_{12}}{L_{12}^2 - L_1^2 - L_2^2}$$

siendo, L_1 , L_2 y L_{12} , las tasa de cuentas de la fuente 1, 2 y ambas, respectivamente.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Determinar un límite superior de aceptación para la tasa de recuento, cuyo valor deberá ser tal que no se pierda por tiempo muerto más del 20% de la tasa de cuentas.

En las pruebas de constancia, si se producen variaciones del tiempo muerto mayores del 10%, se debe avisar al Servicio Técnico.

PERIODICIDAD

Aceptación.

Constancia trimestralmente.

OBSERVACIONES

1. Si el detector se comporta como paralizabile, y conocido el tiempo muerto, t , es fácil determinar la tasa de cuentas para la cual difieren sus valores esperado y observado en un 20%:

$$R_{20\%} = \frac{0,1785}{\tau}$$

si el sistema se comporta como no paralizabile:

$$R_{20\%} = \frac{0,25}{\tau}$$

2. Tener en cuenta que el tiempo muerto varía con el canal.

CG.14 LÍMITES SUPERIOR E INFERIOR DE DETECCIÓN

PROPÓSITO

Determinar la mínima y máxima cantidad de actividad detectada con un contador y para un tiempo determinado de recuento, de manera que el valor sea estadísticamente significativo.

PARÁMETROS

TIPO

Aceptación.

MATERIAL

Fuente de actividad próxima a la máxima especificada por el fabricante y de período corto.

PROCEDIMIENTO

I. LIMITE INFERIOR

1. Seleccionar los parámetros de amplificación y tensión del fotomultiplicador apropiados al radionucleido cuyo valor va a determinarse.
2. Realizar una medida de fondo para un tiempo t cuyo límite inferior de detección pretenda determinarse.

II. LIMITE SUPERIOR

1. Realizar una medida de la fuente en intervalos de 60 minutos y obtener al menos 8 recuentos.

ANÁLISIS DE DATOS

- Calcular el límite inferior de detección LID como:

$$LID = \frac{3 \cdot \sqrt{\frac{t}{f}}}{E}$$

siendo f la tasa de cuentas del fondo establecida en el tiempo t , y E la eficiencia del detector, {Bq/cps}.

- Establecer el nivel de confianza del 95%.
- Representar gráficamente las lecturas obtenidas en función tiempo y compararlas con el decaimiento radiactivo. El punto donde la separación supere un 10% será el límite superior de detección.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

El límite inferior de detección deberá ser 10 veces inferior al nivel de rutina en un contador.

El límite superior deberá ser inferior, como mucho, en un 10% al indicado por el fabricante.

PERIODICIDAD

Aceptación.

OBSERVACIONES

1. A pesar de que las determinaciones que se realizan en un laboratorio de recuento son muy superiores al límite inferior de detección, ésta prueba permite establecer la influencia del fondo en la medida, como parámetro de calidad y advertencia sobre el rango de medida en pruebas convencionales.

BIBLIOGRAFÍA

1. CAPINTEC, INC., RADIOISOTOPE CALIBRATOR OWNER'S MANUAL FOR MODELS CRC-7 REV H, 1989 / CRC-15R REV I, 1995.
2. ELDRIDGE JE, CROWTHER P, ABSOLUTE DETERMINATION OF IODINE ACTIVITY. NUCLEONICS 22-56, 1965.
3. GLENN F. KNOLL, RADIATION DETECTION AND MEASUREMENT, JOHN WILEY & SONS, 1979.
4. GODDARD J. PH.D., NUCLEAR MEDICINE PROCEDURE MANUAL, MEDICAL PHYSICS, 1992.
5. GOTTSCHALK A., P.B. HOFFER, E.J. POTCHEN, DIAGNOSTIC NUCLEAR MEDICINE, WILLIAMS & WILKINS, 1988.
6. IAEA, QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTS, IAEA-TECDOC-602, 1991.
7. PARAS P., PERFORMANCE AND QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTATION, IAEA-SM-247/208, 1995.

Capítulò II
GAMMACÁMARAS

1. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO Y COMPONENTES.

1.1. Gammacámara Anger

La gammacámara Anger es el instrumento básico para la obtención de imágenes estáticas y dinámicas de la distribución de radionucleidos «in vivo», particularmente adaptada para los fotones gamma de 140 keV emitidos por el ^{99m}Tc . La combinación del desarrollo de los generadores de $\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ y la gammacámara Anger ha contribuido de forma decisiva en el desarrollo de la Medicina Nuclear.

Aunque se han abierto y desarrollado otros campos de investigación a lo largo de los años, la gammacámara Anger se ha ido perfeccionando con la adición de procesadores digitales a su electrónica inicial analógica, y con ella sus parámetros de funcionamiento como la resolución espacial, la uniformidad, la resolución temporal y su capacidad de recuento, etc. Además se ha desarrollado la tomografía computarizada de fotón único (SPECT), ampliándose la utilidad de las gammacámaras.

El objetivo del diseño es la obtención de la distribución espacio-temporal de un radiofármaco que ha sido administrado a un paciente.

Parte de los fotones emergentes del órgano en estudio interaccionan con un cristal de centelleo INa(Tl) de dimensiones lo suficientemente grandes para que pueda obtenerse información de todos los puntos del órgano al mismo tiempo FIG. II.1. La señal luminosa producida en el cristal es captada por un conjunto de fotomultiplicadores que la transforma en señal eléctrica.

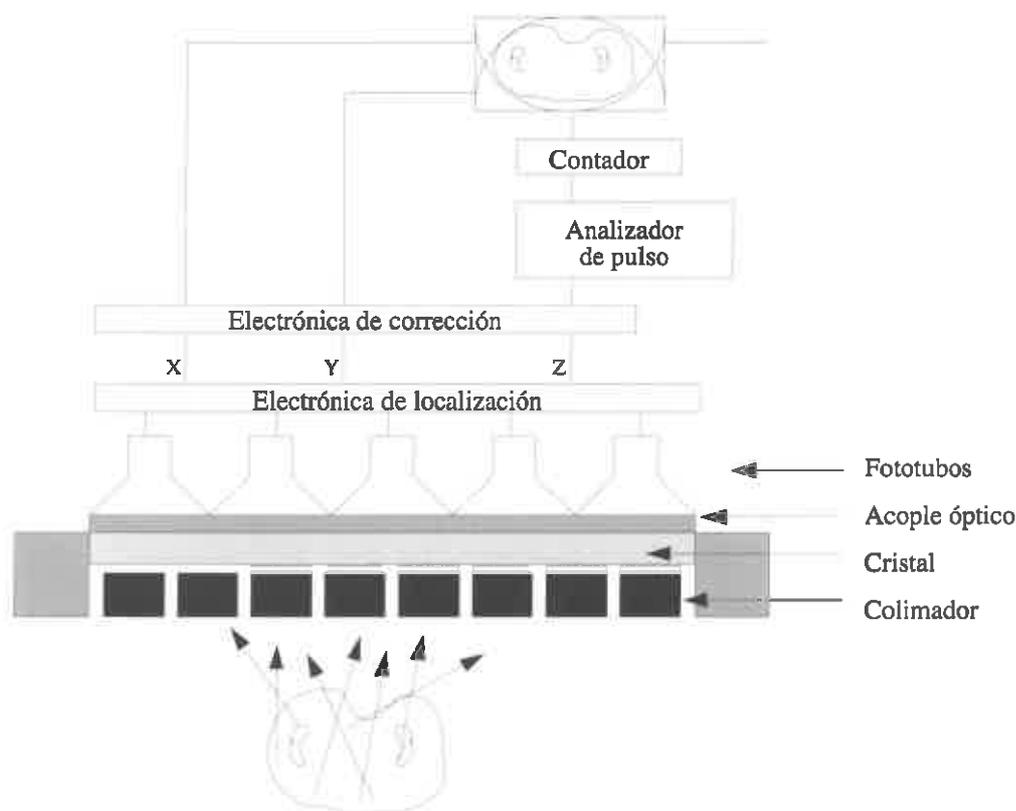


Figura II.1.

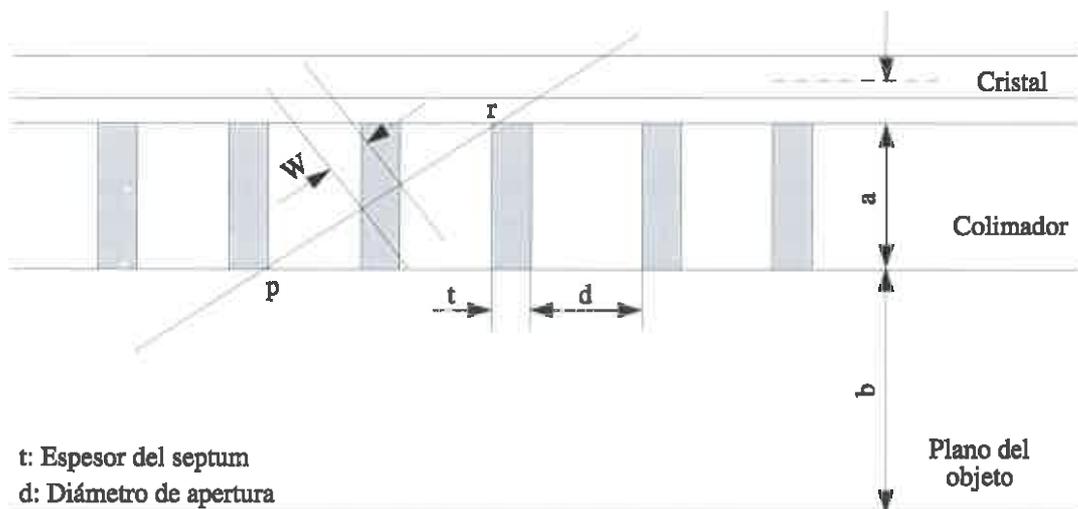


Figura II.2a. Dimensiones del colimador.

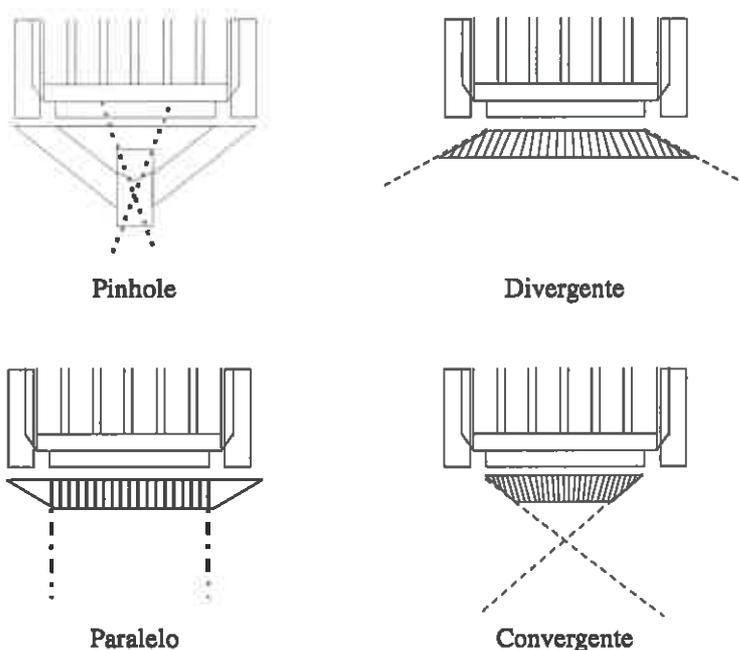


Figura II.2b.

La interacción de un fotón con el cristal hace que cada tubo fotomultiplicador (TFM) recoja una cantidad de luz proporcional a la distancia a la que se produjo la interacción del fotón con el cristal de modo que ponderando adecuadamente la señal proporcionada por los TFM se obtienen las coordenadas de la interacción y sumando la respuesta de cada TFM se obtiene la energía depositada por el fotón en el cristal.

La información en forma digital puede ser procesada mediante un ordenador proporcionando no sólo información morfológica del objeto, sino información fisiológica de la función del órgano en cuestión.

Debido a que el conjunto de fotones que pueden llegar al detector son de diferentes energías, tanto por la propia emisión del radionucleido como por las interacciones producidas dentro del volumen emisor y el propio cristal (dispersión Compton), conviene disponer de elementos discriminadores que estrechen el espectro.

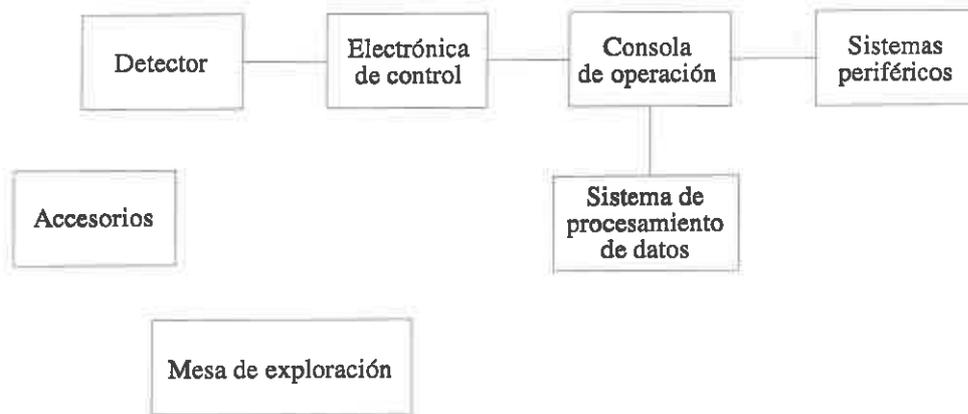


Figura II.3.

Esta discriminación puede hacerse por procedimientos electrónicos ó mediante una colimación del haz emergente. En el primer caso se utiliza un analizador de altura de pulso con el que se pueden eliminar todos los fotones fuera de un rango establecido, alrededor de la energía de referencia, de manera que se registren los eventos que producen efecto fotoeléctrico en el cristal, cuya transferencia de energía es total. En el segundo caso para eliminar los fotones dispersos que se producen en el volumen objeto se utiliza un colimador que permita sólo el paso de aquellos fotones que llevan una dirección dada. FIG. II.2a y FIG. II.2b.

El equipamiento necesario de un Servicio de Medicina Nuclear ha evolucionado espectacularmente, debido al rápido desarrollo de los sistemas de procesamiento de datos, que ha permitido aumentar la velocidad de exploración y ha dado nuevas posibilidades al análisis y tratamiento de la imagen.

Cualquier equipo que se utilice en un Servicio de Medicina Nuclear para realizar estudios de imagen responde al esquema representado en la FIG. II.3. Las características de cada uno de estos elementos y la importancia de cada uno de ellos en la constitución del equipo y permiten diferenciar el nivel de desempeño y dedicación que se pretende conseguir.

Dado que los objetivos de la instrumentación son obtener una imagen de un órgano y cuantificar la distribución de un radiofármaco, a lo largo del tiempo se han desarrollado equipos que cumplieran con ambos objetivos, independiente o conjuntamente. Por otro lado, la tecnología ha diseñado equipos específicos para exploraciones de determinadas patologías (captación, cuerpo entero). En el momento actual, los fabricantes pretenden que el equipamiento sea lo más integrado posible en sus funciones, e incorporan como opciones o accesorios algunas características que puedan adquirirse en el futuro cuando la necesidad se presente. También se presentan algunas aplicaciones específicas (cardio, neuro, etc.) aunque el sistema cumple los mismos principios generales de composición del equipo.

1.2. Sistema de detección (Detector)

El detector está constituido por el cristal de centelleo que está ópticamente acoplado al conjunto de fotomultiplicadores. Dependiendo del modelo, el número de fotomultiplicadores varía desde 19 hasta 90, y su disposición será tal que cubra la mayor superficie del

crystal, siendo mayoritariamente de forma hexagonal. La disposición y número también depende de la forma del cristal, normalmente circular, sobre todo en las antiguas. Actualmente la mayoría son de campo rectangular.

El diámetro del cristal determina el campo visual de la cámara. El espesor del cristal determina la eficiencia a la absorción de los fotones de una energía dada. Sin embargo debe establecerse un compromiso, ya que, cuanto menor sea este espesor, se dispone de mejor resolución espacial. En una cámara que utiliza múltiples isótopos con energías diferentes es difícil optimizar la relación sensibilidad/resolución por lo que es importante conocer el número de exploraciones que van a ejecutarse con cada radionúclido. Generalmente es el ^{99m}Tc el empleado en el mayor número de exploraciones, de manera, que esta relación óptima se obtiene para un espesor de 9,5 mm. No obstante, existen cámaras para exploraciones específicas que son útiles cuando éstas son muy numerosas. Así para exploraciones cardíacas se puede disponer de cristales de 25 cms. de diámetro y al utilizarse el ^{201}Tl , algunos equipos disponen de cristales de 6 mm. consiguiendo mejor resolución espacial.

El cristal de centelleo al ser muy higroscópico viene protegido entre dos láminas de cristal o plástico, que permiten el paso de la luz producida por la radiación. Una cara y los bordes están protegidos por una lámina metálica. Por el otro extremo, a través de un acoplamiento óptico, se sitúa el conjunto de los tubos fotomultiplicadores. Este encapsulamiento o protección es más difícil hacerlo cuando el cristal tiene forma rectangular o cuadrada, por lo que en general son más caros que los circulares.

El cristal es muy susceptible a los golpes y por tanto deben cuidarse los procedimientos de cambio del colimador; también lo es a cambios bruscos de temperatura, que pueden romperlo por stres. De manera general, se puede decir que el cristal no debe estar situado en ambiente donde la tasa de variación de la temperatura sea mayor a $5^{\circ}\text{C}/\text{hora}$.

La señal producida por cada uno de los fototubos es recogida en una placa denominada matriz de resistencias, que a través de un preamplificador, proporcionará una señal mayor. Cada evento individual produce en el conjunto de los fototubos una señal cuya intensidad será proporcional a la distancia entre el punto de interacción y el fototubo. La suma de estas señales constituye el pulso Z, o pulso energético. Adicionalmente, a través de la matriz de resistencias es posible obtener dos pulsos de coordenadas X e Y que contienen información sobre la localización del punto de interacción. Las señales X, Y permiten manejar el haz electrónico de un monitor y producir en la pantalla un punto representativo del lugar donde ocurrió la interacción.

Estos pulsos son digitalizados mediante un convertidor analógico digital (CAD), disponiendo de una matriz numérica que puede procesarse posteriormente.

1.3. Colimadores

Un colimador es una placa de plomo de mayor o menor espesor dependiendo de la energía para la que va a ser utilizado y con un cierto número de agujeros.

El conjunto de colimadores disponibles en una gammacámara condiciona la capacidad operativa de la misma. Factores como la resolución espacial, la sensibilidad o la uniformidad son afectados por la presencia del colimador, elemento imprescindible para poder eliminar la radiación que no es útil para la obtención de la imagen.

La elección de los colimadores dependerá del tipo de exploración y energía que se vaya a utilizar. Entre las características destacables se encuentran:

- La energía para la cual va a ser utilizado, de la que dependerá el espesor. Generalmente existen en el mercado tres tipos: baja, media y alta energía.
- La sensibilidad, que determina el cambio de eficiencia con respecto a la respuesta del detector. Es función del tamaño, forma y longitud.
- La resolución fundamentalmente determinada por el número y diámetro de los agujeros. Es inversamente proporcional a la sensibilidad.

La disposición o inclinación de los agujeros permite discriminar selectivamente los fotones que forman la imagen, dependiendo de la dirección. Así, se tienen colimadores paralelos, divergentes, convergentes, paralelos con angulación, pinhole, etc. FIG. II.2b, que se utilizan dependiendo del tamaño o disposición del órgano a explorar.

1.4. Estanto mecánico de colocación (Gantry). Mesa de exploración.

El sistema mecánico que soporta el detector es uno de los componentes más complejos de una gammacámara. Este mecanismo permite colocar el detector en la posición óptima para poder adquirir una imagen en cualquier proyección. Sus movimientos deben ser rápidos pero suaves teniendo en cuenta lo delicado del cristal y el hecho de que el cabezal detector tiene un peso próximo a los 1000 kg.

En los sistemas más simples el detector está soportado por una horquilla cuyo mango está sujeto a una columna, a lo largo de la cual puede desplazarse el detector generalmente mediante algún dispositivo motorizado FIG. II.4.

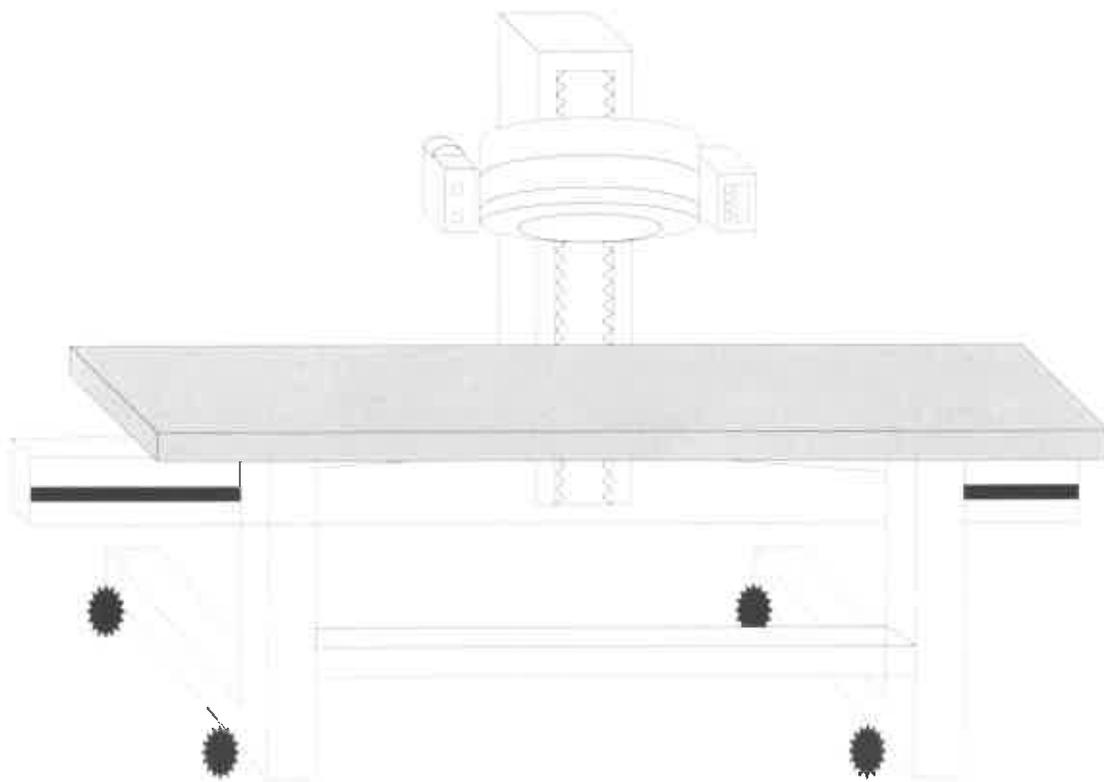


Figura II.4.

La horquilla puede realizar un giro alrededor de un eje que contiene al mango y además el detector puede girar 360° alrededor de un eje perpendicular al anterior, lo que permite realizar proyecciones antero-posteriores y oblicuas. Los desplazamientos horizontales se consiguen en este caso a través de los movimientos de la mesa de exploración.

Una de las exploraciones que se realizan en un Servicio de Medicina Nuclear corresponde al «Cuerpo Entero», para el rastreo de series óseas o localizaciones metastásicas. Como el campo de exploración supera el campo de visión del detector, la única manera de realizarla con un sistema estativo, es adquirir un conjunto de imágenes superpuestas hasta completar la región a explorar. Otro mecanismo más rápido y sencillo consiste en desplazar relativamente el detector con respecto al paciente o viceversa. Esto ha motivado que algunos sistemas incorporen un par de rieles por donde pueda desplazarse de forma motorizada un mecanismo como el descrito anteriormente FIG. II.4. Como se expuso anteriormente, el desplazamiento suave y preciso de una masa próxima a los 1000 kg., produce innumerables problemas mecánicos. Por ello, los sistemas más modernos tratan de utilizar mecanismos que desplacen la mesa de exploración con respecto al estativo.

La posibilidad de incorporar SPECT a las Gammacámaras ha motivado el diseño de estativos que permitan el giro del detector alrededor del paciente.

Estos dispositivos dependiendo del fabricante pueden ser:

- Detector contrabalanceado girando alrededor de un anillo, FIG. II.5.
- Detector rígidamente unido a una estructura fija con un anillo de rotación alrededor del cual gira.
- Detector unido mediante brazo fijo que gira sobre un eje y estativo que puede girar sobre un eje perpendicular al anterior.

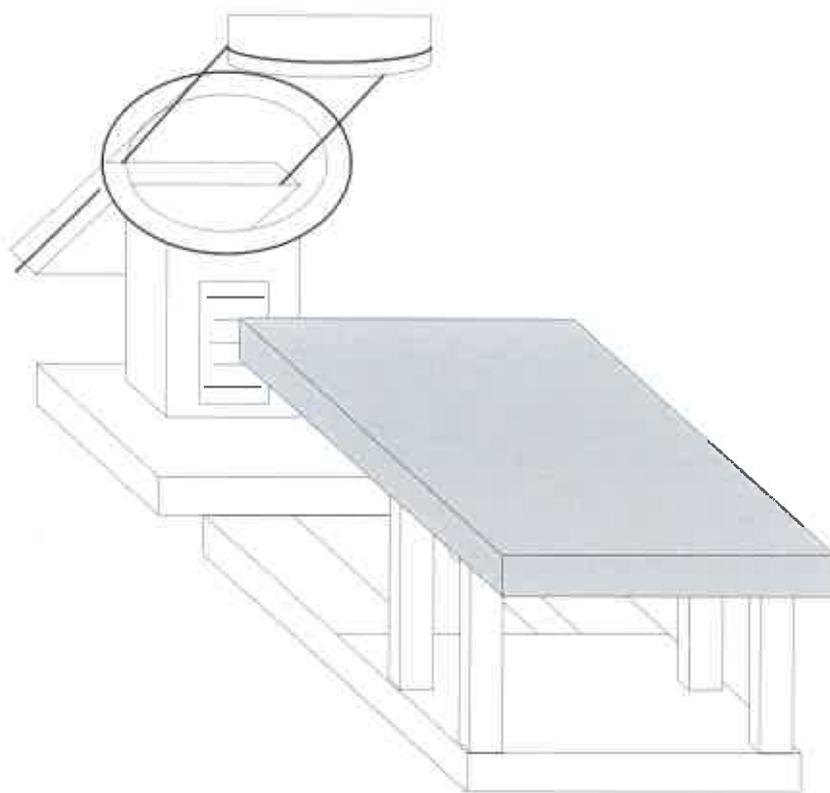


Figura II.5.

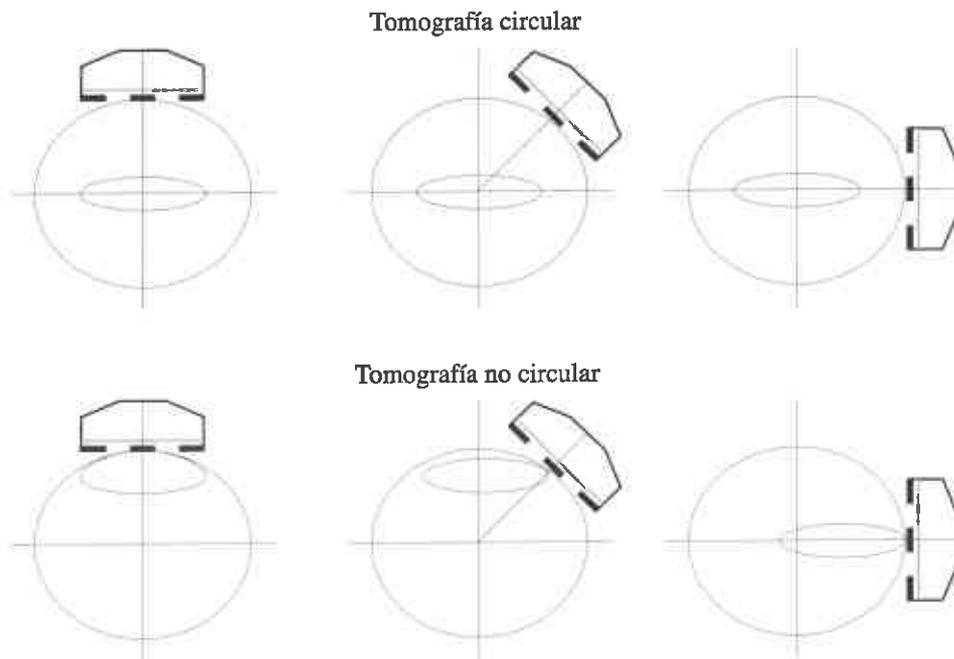


Figura II.6.

La facilidad de la rotación está en relación con las características de las mesas de exploración. Todas han sido desarrolladas tipo «en suspensión» o «en voladizo», de manera que el tablero pueda desplazarse en el aire soportando al paciente con una flecha mínima.

El tablero de la mesa debe ser de un material transparente a la radiación, de manera que no suponga una atenuación adicional a la del propio cuerpo y que exista una uniformidad con respecto a otras proyecciones. Los valores de atenuación suelen estar entre un 5% y un 15%, pudiendo llegar en algunos casos hasta el 25%.

Los movimientos de las mesas son controlados electrónicamente, tanto en su posición, como en la velocidad de desplazamiento.

La necesidad de aproximar el detector a la superficie del paciente tanto como sea posible, ha motivado las técnicas de SPECT con órbitas no circulares FIG. II.6. Esto ha sido posible, en algunas cámaras, gracias a un movimiento coordinado de los desplazamientos de la mesa en relación con el detector, y en otras se realiza con la contribución solo del cabezal. La programación del movimiento de estas mesas es tal, que cumplan con dos objetivos:

1. El centro de rotación se mantenga constante.
2. La superficie del detector sea tangente a la superficie del contorno durante el tiempo de exploración.

Esto exige que se describa una trayectoria definida por el lugar geométrico del punto C definido por:

$$C = R - \sqrt{a^2 \cos^2 \alpha + b^2 \sin^2 \alpha}$$

donde R es el radio de rotación del detector y a y b los semiespesores del paciente en posiciones AP y LAT FIG. II.7.

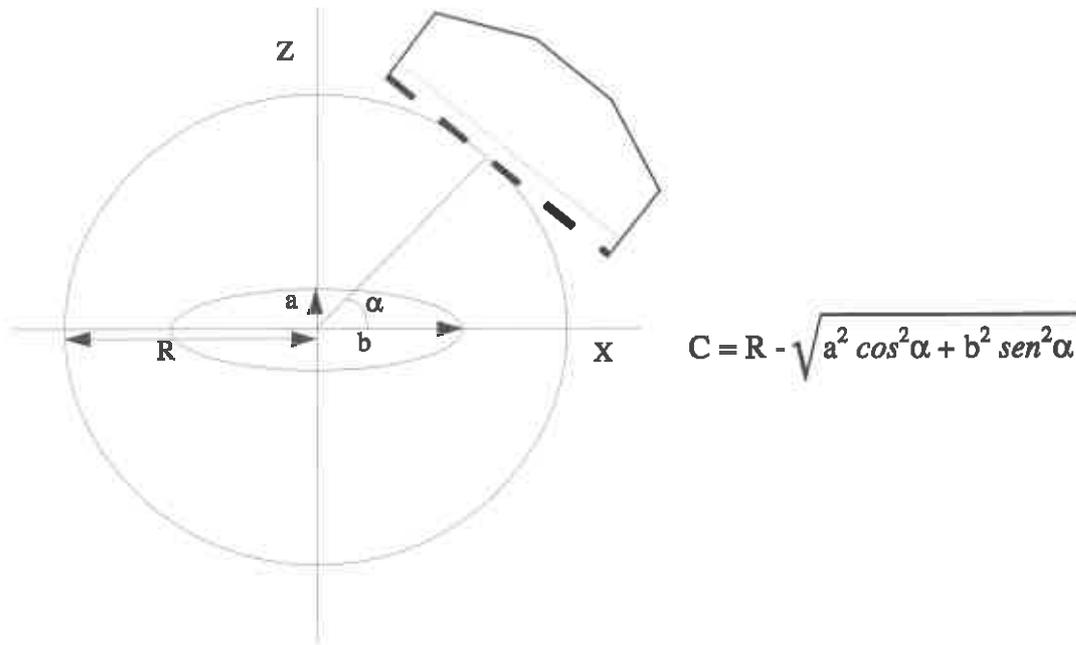


Figura II.7. Tomografía elíptica.

1.5. Consola de operación y control

Cualquier Gammacámara debe disponer de una consola de operación donde se encuentren agrupados, bien a través de teclas e interruptores especiales, o mediante programas específicos de software, todas las funciones de operación. Las consolas de operación han evolucionado de acuerdo con los sistemas de procesamiento de datos.

Dentro de la variedad que los fabricantes ofrecen al mercado podemos distinguir tres tipos de consolas.

- Consolas de Adquisición.
- Consolas de Procesamiento de Datos.
- Consolas Integradas.

De forma general podemos clasificar las funciones de operación de una consola en tres grandes grupos:

- ADQUISICIÓN
- PROCESAMIENTO DE IMAGEN
- MANTENIMIENTO DEL SISTEMA

La ADQUISICIÓN comprende el conjunto de tareas destinadas a proporcionar parámetros al sistema para la adquisición de imágenes. Cada modo de adquisición puede configurarse de acuerdo al objetivo de la exploración o utilizar protocolos definidos.

El PROCESAMIENTO DE LA IMAGEN, comprende varias funciones que podríamos clasificar:

Funciones de realce o mejora de la imagen. Entre ellas estaría la utilización de filtros, zoom, alisado.

Funciones de análisis de la imagen. Estas funciones permiten la obtención de información cuantitativa a través de curvas, que son procesadas matemáticamente, análisis estadístico, selección del ROI (Regiones de Interés), aritmética de imágenes, etc.

Funciones de Presentación. Destinadas a la obtención de un documento fotográfico que permita visualizar el estudio realizado.

EL MANTENIMIENTO DEL SISTEMA comprende un conjunto de herramientas proporcionadas por el sistema operativo que permita funciones como: manipular los datos, transferir información, borrar datos, duplicar estudios, etc., que son ejecutados sin un conocimiento del sistema operativo a través de funciones simples controladas por teclas o comandos, que posibilita que el operador no requiera un conocimiento exhaustivo de los métodos informáticos.

1.6. Sistema de procesamiento de datos

El desarrollo de la Medicina Nuclear no hubiera sido posible sin la presencia de los ordenadores como elemento fundamental para poder cuantificar los diferentes procesos.

Desde el punto de vista instrumental conviene resaltar aquí el hecho de la existencia dentro del mercado de aquellos sistemas que son *dedicados*, basados en la tecnología de microprocesadores, a diferencia de las unidades que disponen de sistemas informáticos más de *propósito general* que están adaptados a los temas específicos. En estos últimos es muy importante el acoplamiento entre diferentes opciones de hardware y software.

1.7. Periféricos

Se denominan periféricos al conjunto de dispositivos que permiten disponer de archivos permanentes de las exploraciones realizadas.

Esta documentación puede ser parcial o total y puede ser alfanumérica o gráfica. Sus características y capacidades son muy variadas, dependiendo del fabricante y de su correcta elección, la operatividad de la gammacámara. Conviene dedicar especial atención a las CAMARAS MULTIFORMATO que proporcionan información gráfica y que requieren un programa de control de calidad de la imagen.

1.8. Accesorios

Uno de los aspectos que menos se tienen en cuenta en la instrumentación de una gammacámara es el conjunto de dispositivos que facilitan las tareas de operación, pero que no están directamente ligadas a él, incluso no suele tenerse en cuenta en las adquisiciones dejando al proveedor la libertad de incluir en la oferta lo que crea conveniente (impresoras, sistemas de obtención de placas, etc.).

2. ANÁLISIS DE LA IMAGEN

Una gammacámara es un sistema de información en el que una señal de entrada que se denomina OBJETO y cuya distribución espacial viene definida por una función $O(x,y,z,t)$ que, en general no conocemos, se transforma en otra distribución $I(x,y,z,t)$ que es posible interpretar, pero que en alguna medida no corresponde estrictamente a la distribución original y que se denomina IMAGEN.

Así nuestro sistema de imágenes, puede considerarse como una caja negra, en el sentido electrónico de la expresión, donde se pretende deducir las propiedades del objeto a partir de las características observables de la salida y del conocimiento de las características de transferencia del sistema.

En el caso de las imágenes médicas, y en especial dentro de aquellas que se forman a través de la distribución de una cierta cantidad de radionucleido, la información que llega al detector, esto es, la distribución espacial del flujo de fotones que provienen del objeto, está sometida a fluctuaciones estocásticas, por la propia naturaleza de la emisión electromagnética.

La imagen, que se forma por una acumulación puntual de fotones debido a esta distribución estocástica, produce ruido que impide detectar con precisión la información propia del objeto.

Se puede definir la **DETECTABILIDAD** como la capacidad que tiene el sistema para obtener la distribución del objeto partiendo de la imagen. Esa detectabilidad se puede expresar a través del **CONTRASTE**.

Parece que se necesite un número mínimo de fotones para que el contraste permita afirmar que se ha detectado algo. De forma elemental, se puede definir el contraste como el cociente de la diferencia del número de fotones **EXISTENTE** en un pixel y los que le rodean, entre el número de sucesos en los elementos de su entorno.

Considerando que el proceso **ESTOCÁSTICO** referido sigue una distribución de Poisson, el número medio de fotones n , suponiendo irradiación uniforme, que lleguen a un pixel por \sqrt{n} . Si se admite un valor K de esta desviación con diferencia detectable entre el número de fotones en un pixel y los de su entorno, se puede asumir que el contraste, C , será

$$C = K \cdot \frac{\sqrt{n}}{n}$$

Por tanto

$$n = \frac{K^2}{C^2}$$

El número de fotones deberá ser como el cuadrado de la relación señal/ruido dividido por el valor del contraste al cuadrado, para asegurar que el valor en el pixel corresponde a una señal real y no a fondo.

Si la imagen tiene N elementos, entonces:

$$n = N \cdot \frac{K^2}{C^2}$$

Si A es el área de la imagen que ha sido dividida en N elementos de dimensión $d \cdot d$, entonces el número total de fotones requeridos para formar una imagen I , será:

$$n_1 = \frac{A}{d^2} \cdot \frac{K^2}{C^2}$$

donde se puede observar que el mínimo contraste perceptible estará relacionado también de forma inversa con el tamaño del pixel. Por tanto un objeto a medida que aumenta su tamaño requerirá un menor contraste para ser percibido, salvo situaciones extremas debidas a limitaciones fisiológicas del observador.

El contraste puede estar limitado por razones geométricas, bien porque el tamaño del objeto sea menor que el tamaño del pixel o por borrosidad debida a la falta de puntualidad de la fuente o movimiento del objeto.

La detectabilidad, como se ha indicado, nos dá una medida de como se puede reconocer una señal dentro de un pixel del entorno que le rodea. Un aspecto importante a tener en cuenta es el hecho de que muchas señales de entrada en el sistema no son conocidas a priori por lo que su reconocimiento en la imagen dependerá del contraste, resolución y ruido.

Así pues, la calidad de imagen que proporciona una gammacámara, puede valorarse en términos de su capacidad para diferenciar estructuras con diferentes niveles de contraste dentro de una estructura ruidosa. De una manera más específica, se puede determinar un conjunto de parámetros que permitan, de una manera objetiva, definir la calidad.

Se describen aquí las características de algunos de ellos que permiten valorar el desempeño de una Gammacámara.

En términos generales una gammacámara permite la obtención de imágenes que son una expresión analógica que convertiremos en una matriz numérica, y por lo tanto susceptible de ser tratada matemáticamente. Así se puede hablar de dos fases dentro del proceso de formación de imágenes FIG II.8.

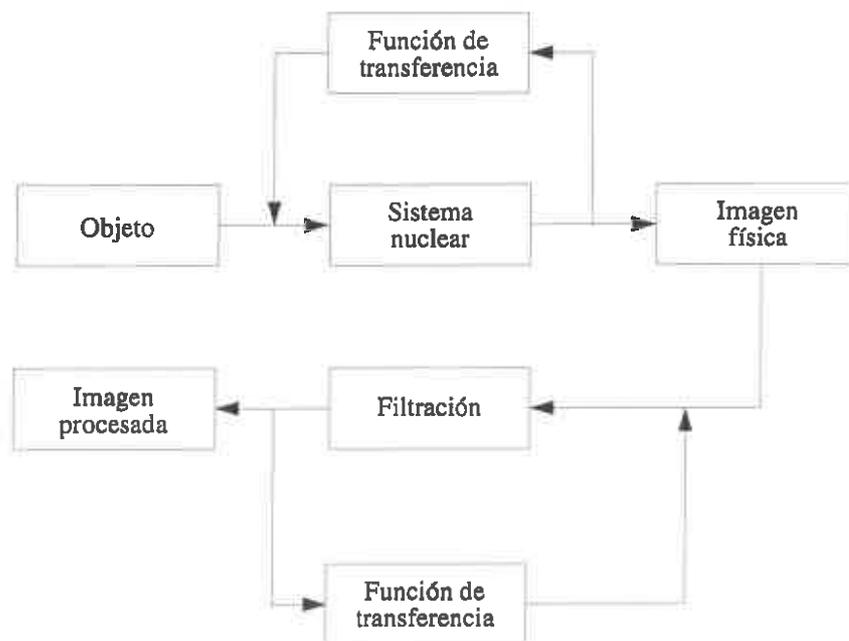


Figura II.8.

Por un lado la obtención de la imagen que se denomina **FISICA**, que se obtiene partiendo de las características de desempeño de la cámara, y la imagen **PROCESADA** que resulta de la primera tras someterla a un proceso de filtración.

A continuación se analizan los parámetros de calidad del funcionamiento de los sistemas físicos en la obtención de la imagen.

Los parámetros que describen la calidad de la imagen **FISICA** son: **UNIFORMIDAD**, **LINEALIDAD ESPACIAL**, **RESOLUCION ESPACIAL**, **RESOLUCION TEMPORAL**, **SENSIBILIDAD**, etc.

En capítulos posteriores se analizará la calidad del proceso de **FILTRACION**.

2.1. Parámetros de calidad

Como hemos indicado anteriormente cualquier imagen diagnóstica debe estar caracterizada por tres parámetros fundamentales: Resolución, Contraste y Relación Señal/Ruido. Cada uno de estos factores no son enteramente independientes sino que están relacionados de manera más o menos directa.

Un sistema de obtención de imágenes mediante una gammacámara, es intrínsecamente ruidoso si se compara con otros sistemas de imágenes. Esto está justificado tanto por el carácter aleatorio de la emisión e interacción de las radiaciones como por los propios mecanismos de transformación de la señal.

El sistema debe estar diseñado y ajustado, de manera que, de los cambios en el contraste observado en una imagen, pueda inferirse el comportamiento del sistema u órgano estudiado. Por ello es necesario que el sistema responda de manera uniforme cuando la señal o imagen radiante llega al detector y este libre de artefactos, que puedan interpretarse como patrones patológicos. Para evaluar esta característica, se define un concepto asociado al desempeño de la cámara que se denomina **uniformidad de campo** que se puede definir como la capacidad de una cámara de centelleo para responder con una densidad superficial de contaje constante cuando se la somete a un flujo de radiación uniformemente distribuido. De alguna manera mide el grado de constancia de la eficiencia intrínseca puntual.

Otra característica de especial importancia en algunos sistemas de imagen y en especial de la gammacámara es la distorsión que se produce en la imagen debido a una falta de invarianza espacial (isoplanicidad). Esto es importante en los detectores extensos más aún cuando le acompaña algún otro sistema de transformación de la señal. Las cámaras generan una primera transformación en el propio cristal y otra en los fototubos. Esto hace que la respuesta espacial pueda variar con facilidad. A la facilidad que tenga el sistema de imágenes para responder de forma invariante a objetos lineales se denomina la **Linealidad Espacial** y su cuantificación mide el grado de distorsión que se produce en la imagen.

Una de las características buscadas en todo sistema de imágenes es su capacidad para distinguir los contornos de un objeto. Esta característica se refiere a la nitidez o a la falta de ella que se denomina borrosidad. Estos factores se pueden cuantificar a través de la respuesta a una función escalón $E(u)$ y de ella deducir el comportamiento de su derivada $L(w)$, la función de dispersión lineal, que permite evaluar la capacidad para distinguir objetos muy próximos. Se analizan estas características de respuesta espacial, a través del concepto de **Resolución Espacial**.

Teniendo en cuenta que en las imágenes el tiempo es de suma importancia para evaluar el comportamiento funcional de un órgano, es necesario poder distinguir sucesos que ocurren en instantes muy próximos de tiempo. A la capacidad que tiene una gammacámara para distinguir como sucesos diferentes aquellos que se han producido con un intervalo de tiempo muy próximo, se denomina **Resolución Temporal**.

Estos conceptos tampoco son independientes, sino que el comportamiento negativo de uno de ellos afecta directamente a los demás.

La causa de la falta de homogeneidad, se puede atribuir a una falta de uniformidad en la eficiencia del cristal en toda su superficie, a que la cantidad de luz recogida por cada fototubo depende de la posición del evento, a una falta de uniformidad en la ganancia de todos los fototubos, etc.

Una forma de evitar este problema sería obtener una matriz de corrección que se aplicará a cada elemento de la matriz de adquisición, haciendo que, para una fuente uniforme, todos los pixels respondieran con un valor promedio sobre el conjunto de ellos. Sin embargo la causa más importante de falta de uniformidad se debe más a la distorsión espacial, esto es, a la localización del suceso, que a la homogeneidad en la sensibilidad de la respuesta del cristal.

Por ello las matrices de corrección deben ser más complejas ya que, la distorsión tiene otras causas más vinculadas a la electrónica del proceso. Por ello los sistemas modernos de corrección actúan en tres direcciones:

1. Determinar una matriz que tenga las distorsiones espaciales de cada suceso que ocurre en la superficie del cristal, de manera que pueda determinarse la localización espacial donde se produjo.
2. Corregir las variaciones del espectro de energía en función de la posición.
3. Corrección por la pérdida de ganancia de los fototubos.

Las correcciones por distorsión espacial son realizadas a través de un conjunto de máscaras con patrones específicos con los que se obtiene la información necesaria para que mediante complejos programas de ordenador se analicen las posiciones en las que se producen las distorsiones y los valores de ellas y genere una matriz de corrección que permita aplicarse en tiempo real. Esta matriz que puede ser de un tamaño de 1024 x 1024, es almacenada en una memoria PROM para cada detector particular. Así cuando el detector se usa en modo clínico la posición de cada suceso ocurrido en el cristal es corregida por los valores de esta matriz, en un proceso de interpolación bilineal.

Así mismo, si se divide en porciones el cristal y se analiza en cada una de ellas el espectro energético del radionucleido usado, se observaría que existen diferencias en la posición del fotopico. Por otro lado la ventana seleccionada para un área del cristal no disminuirá la misma población de fotones que en otros área del mismo. Para uniformizar esta respuesta que daría lugar a distorsiones y consecuentemente pérdida de homogeneidad, se genera una matriz de corrección que ajusta la amplitud de la señal energética para producir una amplitud del fotopico constante, esto es, independiente del área del cristal y así quedarán eliminados los fotones que no aporten información, siempre con el mismo criterio selectivo de la ventana, sin tener en cuenta la posición donde se produjo el suceso.

Esta corrección dependiendo de los sistemas se realiza en fábrica o con el equipo instalado. Debido a que la respuesta en cualquier área puede cambiar lentamente con el

tiempo (envejecimiento del cristal, del acople óptico, etc.) esta matriz de corrección debe ser puesta al día por el operador. Por ello son generalmente almacenados en memorias RAM que puede actualizar el operador después de seguir un procedimiento específico partiendo de una prueba con una fuente que inunde el cristal. El tamaño de la matriz es mucho menor que en el caso de las distorsiones espaciales 32×32 , sin embargo, estas características dependen de los fabricantes.

Ambas correcciones se aplican en tiempo real. Una vez que las señales X, Y y Z salen de los circuitos de análisis de pulso son convertidas a forma digital, se les aplica la matriz de corrección y luego se convierten otra vez en señales analógicas. En otros casos (cámaras digitales) son transformadas a forma digital mucho antes, inmediatamente después de los preamplificadores de los fototubos y permanecen de esta manera.

Ninguno de estos tipos de corrección tendría utilidad si no se dispone de un mecanismo que asegure que la ganancia de los fototubos se mantiene constante, de manera, que la corrección se aplique cuando las condiciones sean las mismas que en el momento que se obtuvieron las matrices de corrección.

Existen dos causas importantes que modifican la ganancia de los fototubos, una es por envejecimiento y la otra debida a la influencia de campos magnéticos presentes, incluido el terrestre. Estos campos modifican la dirección de parte de la población de electrones que viajan entre los diodos y disminuyen por lo tanto su efecto multiplicador. Esto es especialmente importante en las exploraciones tomográficas donde el detector está girando durante la adquisición. FIG. II.9.

Una forma de realizar esta estabilización de la ganancia es modificar su valor por este efecto. Dependiendo del fabricante, este es un proceso que se hace en tiempo real o que se realiza diariamente. En este segundo caso se corregirían los valores de ganancia debidos a su variación en el tiempo, pero no podría corregirse el efecto sobre el campo magnético terrestre; para ello la única solución es blindar los fototubos contra campos elec-

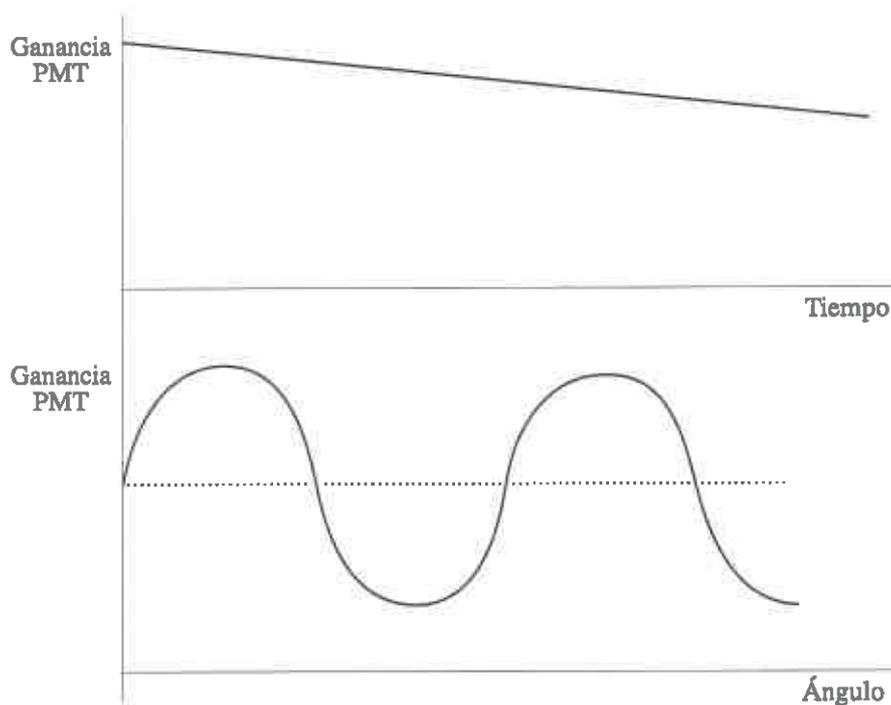


Figura II.9.

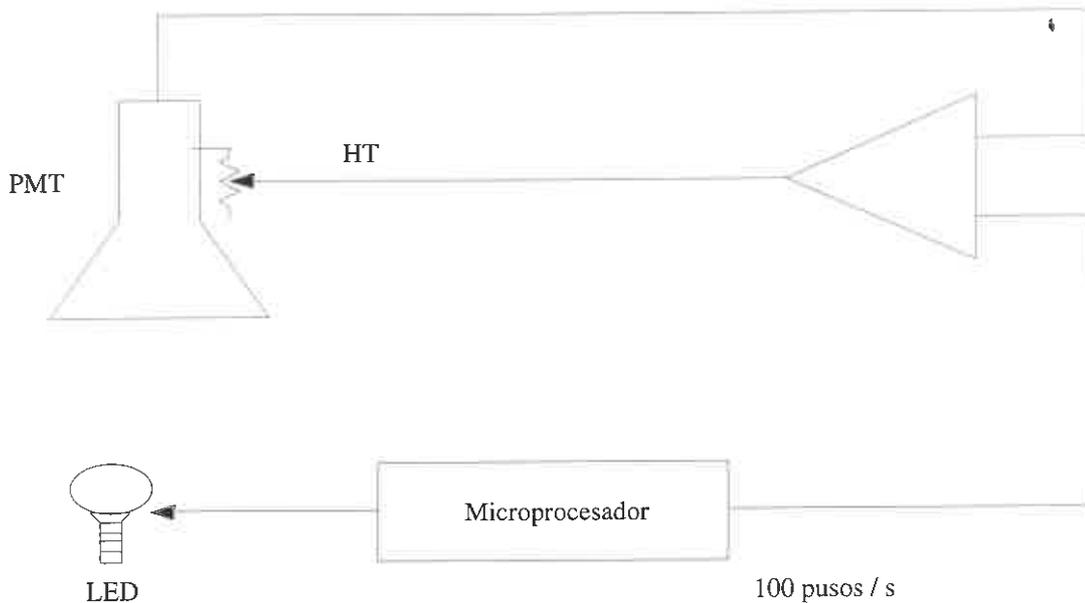


Figura II.10.

tromagnéticos. En otros casos el problema se resuelve con un circuito de compensación de ganancia FIG. II.10 que lleva cada fototubo y que utiliza una fuente luminosa de referencia un orden de magnitud más estable que el fotomultiplicador y modifica en tiempo real la ganancia, de manera que se mantenga constante e igual al momento en que se obtuvieron las matrices de corrección.

De acuerdo a lo expresado anteriormente existe una justificación clara de vigilar permanentemente estas características de manera que se conozca en cada momento si la máquina está en condiciones de utilización clínica o esta habiendo derivas en algunas características de su funcionamiento. Por tanto es necesario disponer de procedimientos de campo que valoren estas características.

2.1.1. Linealidad

La distorsión o falta de linealidad trata de conocer la capacidad que tiene la gammacámara para situar las coordenadas del punto de interacción en la posición en que ha tenido lugar. En condiciones ideales, estaría determinada al conocer la discrepancia entre la posición de un evento en la matriz y la posición en que se ha producido. De esta discrepancia se pueden establecer correcciones que permitan anular o disminuir la distorsión. Sin embargo como procedimiento de campo su determinación es compleja. Todos los procedimientos para evaluar la linealidad espacial de una gammacámara, parten de estudiar la respuesta a un conjunto de fuentes lineales homogéneamente distribuidas a lo largo del detector. Estas fuentes han sido obtenidas con distintas ranuras especialmente distribuidas o con una disposición de huecos formando una matriz.

Esto ha dado lugar a diferentes tipos de maniqués: Anger, Sorenson modificado, NEMA, OHTP, etc. Fig. II.11. De ellos algunos no son comerciales y otros son difíciles de fabricar. Por ello, nos vamos a referir al NEMA y al maniqué de huecos en disposición ortogonal OHTP, uno de ellos por ser el establecido por NEMA y el otro por no resultar su construcción excesivamente compleja. Tras adquirir una imagen con la dirección de las rendijas coincidiendo con los ejes X e Y de la cámara, se determina la

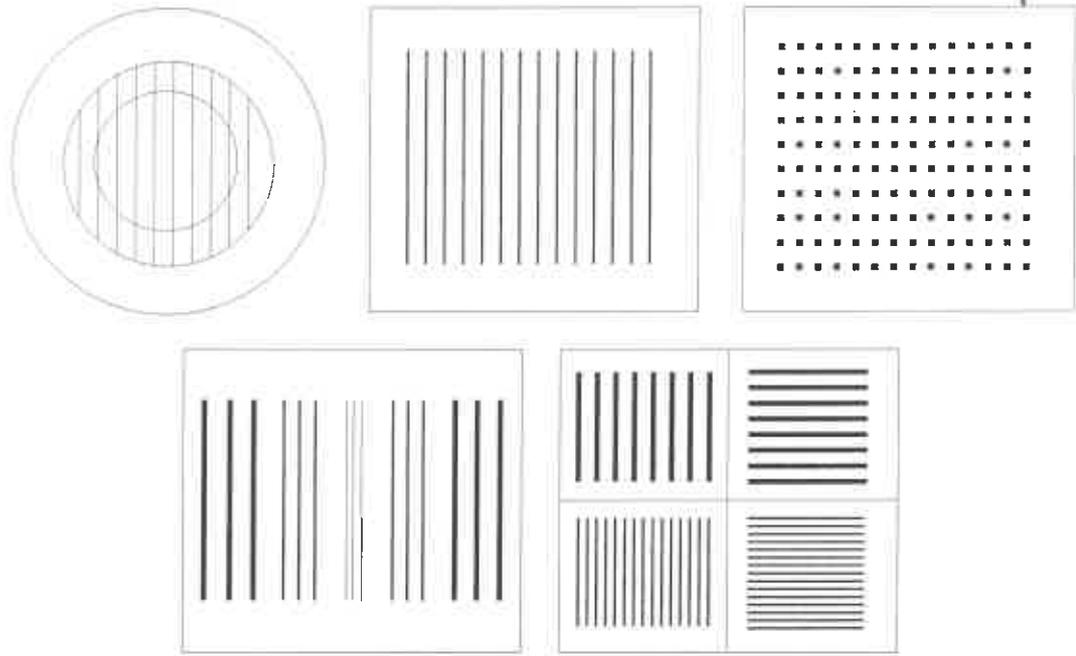


Figura II.11.

linealidad a través de un conjunto de perfiles transversales obteniéndose las posiciones de cada pico, bien por la interpolación directa o mucho mejor por un ajuste de mínimos cuadrados.

Esto generará una disposición bidimensional con la localización de los picos. Una de las líneas paralelas al eje X y otra al Y.

En el maniquí NEMA FIG. II.12 las fuentes lineales o rendijas cubre el campo total de visión útil (CTVU) del cristal con una separación entre ellas de 30 mm. La rendija tiene un ancho de 1 mm. El espesor es de 3 mm. de plomo.

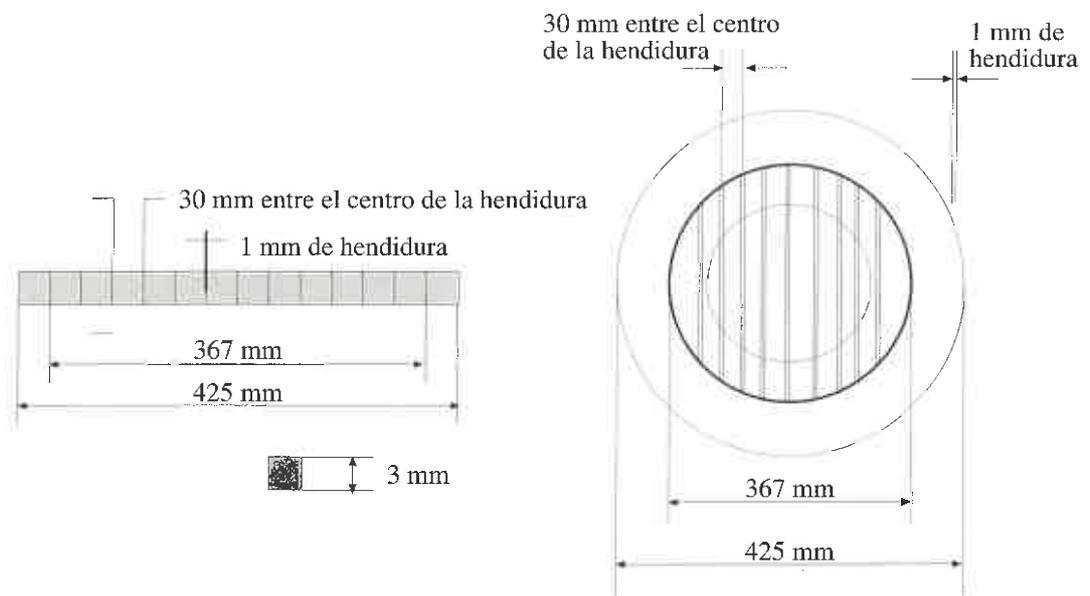


Figura II.12. Maniquí NEMA

Una inspección visual de la imagen obtenida con el mencionado maniquí nos puede advertir sobre pérdidas de linealidad importantes.

Una evaluación más exhaustiva definida como **linealidad diferencial** consiste en obtener la desviación típica (en pixels) de las localizaciones (los valores deben ser convertidos a mm) en los picos de *la función de dispersión lineal* en cada línea o rendija observada. Se promediará la obtenida con ambas disposiciones bidimensionales. Deberán así mismo determinarse para el campo total y central de visión útil CTVU y CCVU.

El máximo desplazamiento de la posición del pico en la matriz de adquisición con respecto al real lo denominamos **Linealidad Absoluta**.

Podría establecerse *un índice de distorsión* a través del cociente entre la media de las desviaciones en las direcciones X e Y. El mismo procedimiento puede realizarse con el maniquí de huecos ortogonal.

2.1.2. Uniformidad de campo

Para cuantificar el grado de inhomogeneidad que proporciona el sistema debe definirse un conjunto de parámetros que permitan el seguimiento de este aspecto del desempeño de la cámara y unas condiciones de medida que aseguren la trazabilidad de los valores obtenidos.

Las medidas están orientadas, bien a valorar de forma global los cambios de homogeneidad ó a la detección de efectos locales. Así diferentes autores (Hughes and Sarp) y organización (AAPM, OIEA, NEMA, IEC) han propuesto diferentes parámetros.

Si se toma NEMA como referencia los parámetros son:

Uniformidad integral y Uniformidad diferencial definidos en el apartado 3 de Pruebas G.P10.

El CEI define nID, «*Nonuniformity Distribution*», como un parámetro que miden el porcentaje de pixels que tiene una desviación, sobre el valor medio de contaje por pixel, superior a un valor n establecido.

$$nID = 100 \cdot \frac{N_n}{N_T}$$

donde N_n es el número de pixel con desviaciones mayores que n y N_T es el número total de pixel.

Los cambios en la homogeneidad advierten de problemas en el funcionamiento del sistema antes de que desplazamientos espaciales puedan ser detectados con pruebas de resolución espacial o de linealidad espacial. Por tanto su importancia es fundamental y hace que sea una prueba recomendada de periodicidad diaria, al menos en su expresión más sencilla. La Uniformidad varía dependiendo de diferentes situaciones. Así generalmente debe medirse utilizando una fuente de ^{99m}Tc ó ^{57}Co , utilizando una ventana simétrica en el analizador, centrada en el fotopico.

Como ya se ha indicado, cada fabricante utiliza sus propios mecanismos de corrección, de manera que este parámetro sea estable. Sin embargo, si bien estos circuitos responden bien a la energía de ^{99m}Tc , algunos muestran una dependencia energética considerable por lo que la uniformidad debe verificarse para otras energías.

Una buena manera de valorar el estado de ajuste de la cámara nos lo proporcionan medidas de homogeneidad de imágenes obtenidas con ventanas energéticas asimétricas con respecto al fotopico. Las ventanas asimétricas pueden ser utilizadas en uso clínico para reducir la contribución de la dispersión y mejorar el contraste.

Debe tenerse especial cuidado en aquellas exploraciones que utilizan dos isótopos de diferente energía.

Se pueden también observar cambios en la homogeneidad con colimador, permitiendo discriminar el efecto del mismo sobre la respuesta de la cámara (Homogeneidad Extrínseca).

La fuente de radiación puede ser una fuente puntual de ^{99m}Tc ó ^{57}Co , situada a una distancia próxima a 5 veces el diámetro ó la diagonal de la cámara en el caso de las medidas intrínsecas y un maniquí de inundación ó una fuente plana para las medidas extrínsecas FIG. II.13. La manipulación de este maniquí no es simple, tanto por el posible riesgo de contaminación, como por la falta de uniformidad que se obtenga al hacer la mezcla. La adquisición debe ser tal que se alcancen valores de contaje próximos a 10 Kc/pixel sin que la mezcla supere una tasa de 10 Kc/seg. (CEI 1984, AAPM 1982).

Las fuentes de ^{57}Co tampoco están exentas de inconvenientes, tanto por el hecho de que se valora la homogeneidad en una energía próxima al ^{99m}Tc , como porque su espectro no es simple.

Conviene realizar las medidas con alisado y sin alisado o suavizado de los datos en el caso de los equipos que analicen este parámetro con el sistema de procesamiento de datos.

2.1.3. Resolución espacial

Se ha indicado anteriormente que un sistema de imágenes establece una relación entre una distribución espacial $O(x,y,t)$ que se denomina objeto y cuyas características son desconocidas o no conocidas con suficiente precisión y una distribución $I(x,y,t)$ que se denomina imagen producida al aplicar el sistema de imágenes sobre el objeto. La relación entre ambas distribuciones corresponderá a una FUNCION DE TRANSFERENCIA (FT), característica del sistema y que permitirá pasar de una a otra distribución a través de la relación:

$$I(x,y,z,t) = FT * O(x,y,z,t)$$

El conocimiento de la función FT permitirá conocer con precisión la capacidad que tiene la gammacámara para reproducir o distinguir el contorno de un objeto del medio que lo contiene o de distinguir dos objetos cuya proximidad es muy grande.

La función FT lleva implícitos y ligados dos conceptos fundamentales como son la resolución y sensibilidad, conceptos estos antagónicos, ya que como se ha expresado, el aumento de uno de ellos es a costa de una disminución del otro.

En la idea de resolver está implícita la de separar estructuras muy próximas con un mismo nivel de sensibilidad o distinguir una estructura de su entorno con un nivel de señal diferente. Un aumento global de la señal (mayor sensibilidad del sistema) hace que el nivel de ruido aumente y disminuya esta capacidad de separación.

Por ello, el conocimiento de la función de transferencia es prácticamente imposible y solo se puede aproximar en situaciones especiales, esto es, si se hacen ciertas restriccio-

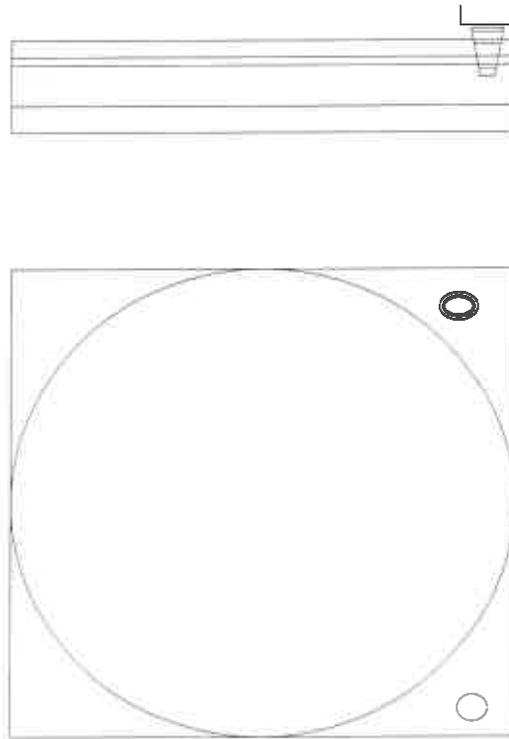


Figura II.13. Maniquí de inundación.

nes al sistema de imágenes que permitan tener algún conocimiento sobre esta función o alguna magnitud medible relacionada con ella. En primer lugar se considera que el sistema es lineal. Esto significa que si el objeto puede considerarse constituido por un conjunto de unidades puntuales, cada una de ellas dará lugar a un punto imagen, independientemente de las otras. De acuerdo con el principio de superposición la imagen resultante tendría una distribución en intensidad igual a la suma de estas respuestas individuales.

Si la información que aporta cada punto del objeto se encuentra en un punto de la imagen, ésta reproduciría exactamente el objeto, y la función de transferencia sería 1. Sin embargo el sistema filtra la información degradándola.

Si consideramos que un punto objeto está representado por una δ de Dirac FIG. II.14, el sistema dispersa la función alrededor del punto imagen y el resultado obtenido se denominará Función de Dispersión Puntual (FDP), $h(r_o, r_i)$, donde r_o, r_i son parámetros de localización espacial del punto objeto e imagen respectivamente.

Análogamente se obtiene la Función de Dispersión Lineal (FDL), a partir de la cual se define los parámetros de *Ancho completo a mitad de altura* (ACMA) y *Ancho completo a un décimo de altura* (ACDA), como parámetro de **Resolución espacial** del sistema. Fig. II.15 y Fig. II.16. En esta última se muestra como el ACDA completa la información del ACMA.

La información que suministran estos parámetros, se engloba en un concepto más completo que es la Función de Transferencia de Modulación, (FTM):

Cualquier objeto en general puede caracterizarse por su distribución de frecuencias espaciales, por lo que la mejor forma de evaluar la transformación del objeto a la imagen es estudiar la transferencia de cada frecuencia, es decir la FTM. Esta se define como

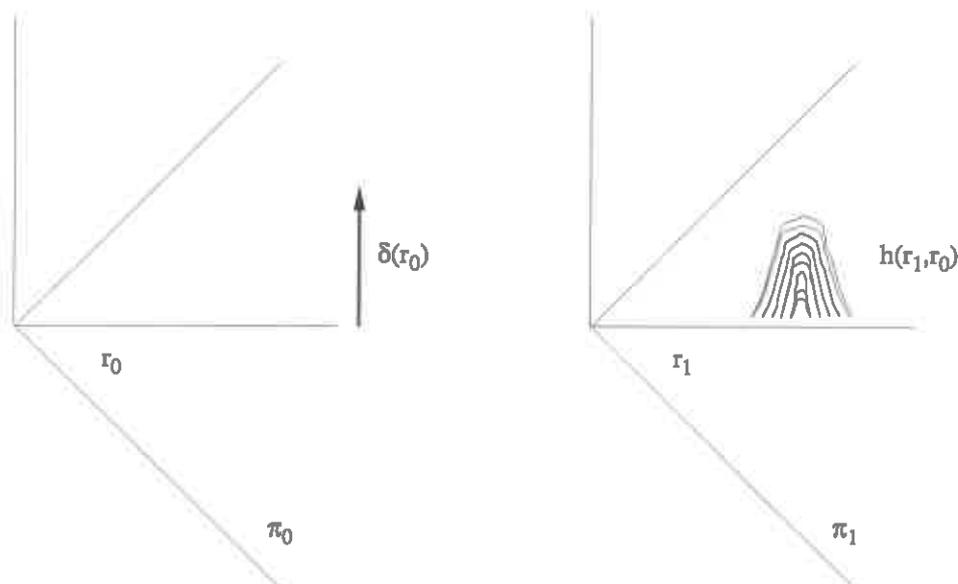


Figura II.14.

el conjunto de todas las relaciones de la modulación de la imagen a la modulación del objeto.

Matemáticamente la FTM es la transformada de Fourier normalizada de dicha función impulso (FDL ó FDP), Fig. II.17 y, por tanto, muestra directamente como la amplitud en cada frecuencia espacial es atenuada por el sistema de imagen. Su expresión viene definida en el apartado 3. prueba GP.8.

La FTM es la estimación cuantitativa óptima de la resolución espacial de cualquier dispositivo de imagen, en particular en una gammacámara, tanto en medidas intrínsecas como extrínsecas. Sin embargo, su cálculo requiere un programa de ordenador, por lo que, si no dispone del mismo, una solución aceptable es estimar el ACMA de la imagen obtenida de algún objeto lineal o puntual.

La importancia de determinar la resolución espacial de la Gammacámara estriba en su relación directa con la mínima separación discernible en la imagen (ver parte médica). Para ello, algunos autores han investigado el ACMA de la función de dispersión lineal, degradándola paulatinamente y examinando a la vez la capacidad de distintos observadores para apreciar los cambios de la imagen. El criterio de decisión resultante fué que cambios superiores o del orden de unos 0,3 mm en el ACMA de la Gammacámara son discernibles en la imagen. Este comportamiento es independiente de la complejidad de la imagen, del valor inicial del ACMA de la Gammacámara, y, por encima de 300.000, del número de cuentas en la imagen.

2.1.4. Resolución temporal

Se denomina Resolución Temporal la capacidad que tiene un sistema de imágenes para distinguir como eventos diferentes aquellos que se han producido con un intervalo de tiempo muy próximo.

Los sistemas electrónicos tienen una limitación en el intervalo de tiempo requerido para la formación de dos pulsos que depende de varios factores pero cuya limitación externa viene dada por la tasa de contaje que está llegando al detector. Si ésta es muy alta,

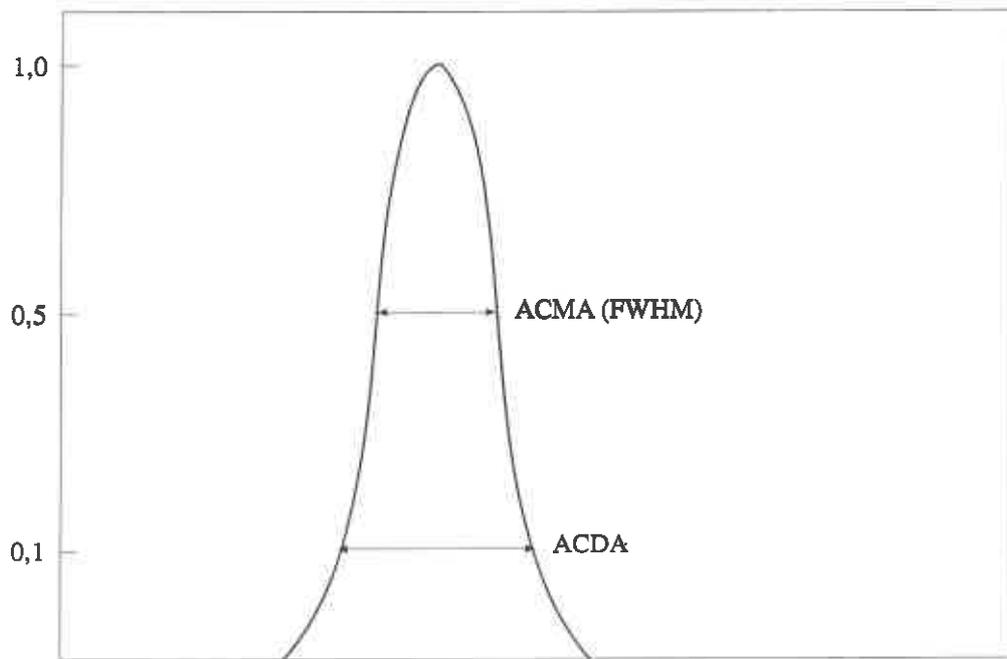


Figura II.15. Función de dispersión lineal.

dos pulsos que lleguen al detector con un tiempo de separación corto, puede hacer que el segundo pulso se forme antes que el primero haya concluído su formación, por lo que ambos se acumulan dando lugar a un pulso único o produciendo un apilamiento de varios sin posibilidad de discriminación.

La resolución temporal puede ser:

- Intrínseca: cuando se refiere solo al detector, sin colimador y sin radiación dispersa que pueda alcanzar el mismo.

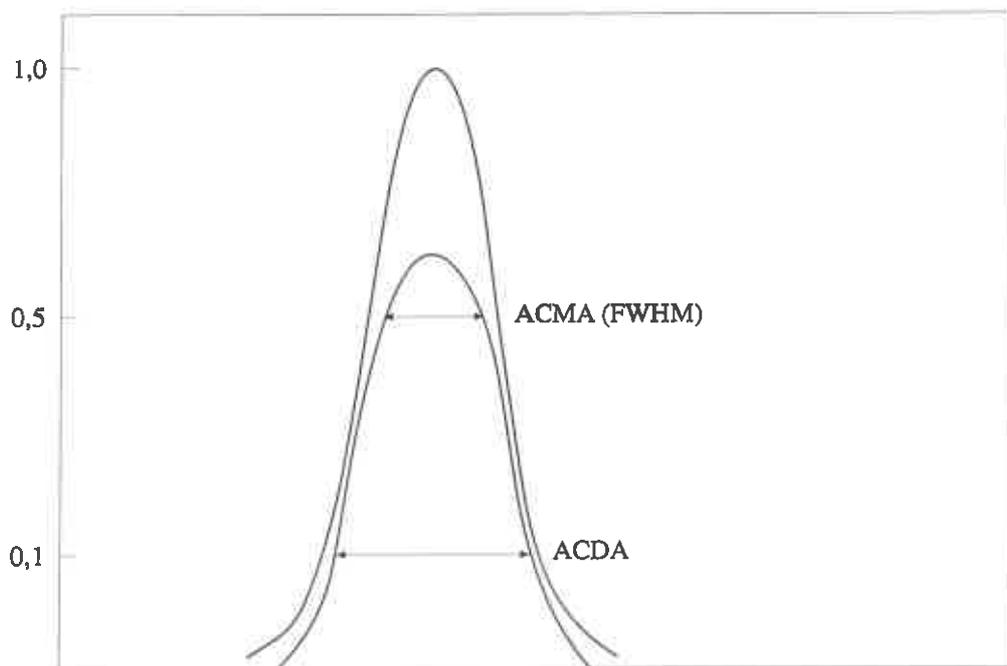


Figura II.16.

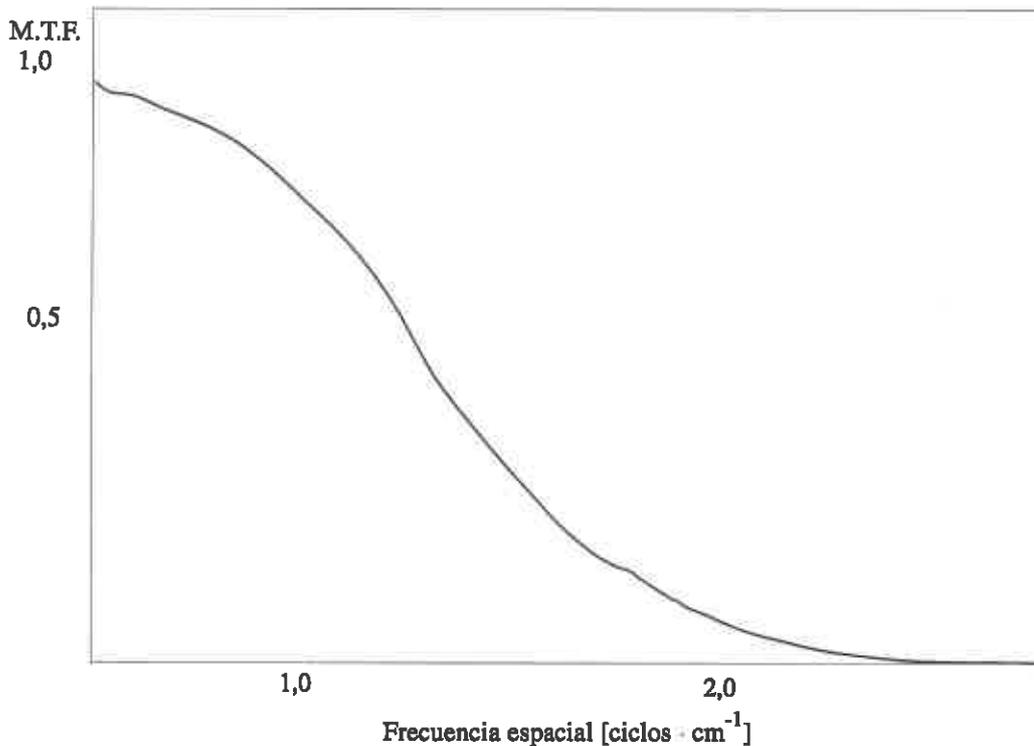


Figura II.17.

- Extrínseca: cuando se refiere a la existente en las condiciones reales de medida, con colimador y medio dispersor controlado.

La medida de la resolución temporal es sensible a varios factores, tales como:

- Centrado del fotopico
- Anchura de ventana en el analizador ya que cuanto menor sea, más cuentas se perderán cuando aumente la tasa de conteo.
- Presencia de circuitos de corrección de uniformidad, energía y linealidad espacial.
- Presencia de equipo electrónico periférico.
- Localización de las fuentes con respecto a la cara del detector.
- Tasa de conteo.
- Espesor del material dispersor, ya que degrada el espectro incidente y hay una población de fotones fuera del rango de la ventana de adquisición.

Asimismo degradan la resolución, el tiempo de conversión del CAD externo, circuitos mal ajustados o retrasos que puede producir el ordenador, debido al procesamiento de otros datos a la vez que se adquiere.

El parámetro más habitual para estimar la **Resolución Temporal** es el tiempo muerto τ .

De forma general se puede definir el tiempo muerto, como el periodo de tiempo después de la adquisición de un suceso durante el cual, la electrónica asociada a la cámara y ordenador, no están disponibles para responder a otro suceso.

Generalmente existen dos tipos de sistemas de detección de sucesos en relación con el tiempo muerto. Los llamados **NO PARALIZABLES**, que presentan un periodo de tiempo, inmediatamente después de recibir un impulso, durante el cual la electrónica no puede detectar otro suceso. Una vez transcurrido, este estado inactivo no afecta a sucesivos

impulsos de llegada. En este caso, cuando dos eventos ocurren dentro de un intervalo de tiempo menor que el tiempo muerto, el sistema ignora totalmente el segundo y no aceptará otro hasta que haya transcurrido el tiempo τ .

En los sistemas PARALIZABLES el segundo evento prolonga el tiempo muerto del sistema por un intervalo τ después de la ocurrencia. El conjunto cámara-ordenador muestran una mezcla de tipo paralizables y no paralizables. Adams y col. han demostrado que estos sistemas se comportan más como paralizables, especialmente para las tasas de recuento utilizadas en la práctica clínica. En los sistemas paralizables la relación entre la tasa de recuento observada R_o y la verdadera R_t es una función de la forma:

$$R_o = R_t \cdot e^{-R_t \cdot \tau}$$

Una medida aproximada del tiempo muerto se realiza mediante la técnica de las dos fuentes, que consiste en medir la tasa de recuento de dos fuentes independientemente y de forma conjunta. De esta manera el tiempo muerto puede aproximarse por la expresión:

$$\tau = \frac{2 \cdot R_{12}}{(R_1 + R_2)^2} \cdot \ln \frac{R_1 + R_2}{R_{12}}$$

Los efectos de la resolución temporal son especialmente importantes en los estudios dinámicos.

La presencia de un medio dispersor ha sido estudiada exhaustivamente por Adams quien introduce el maniquí Fig. II.18 recomendado para la medida del tiempo muerto en procedimientos cardiológicos.

Un maniquí similar es el recomendado por CEI FIG. II.18, que permite estudiar el comportamiento de la tasa de recuento en condiciones de dispersión similares a las clínicas.

Otra prueba que suele realizarse es el estudio del comportamiento de la tasa observada respecto a la tasa real. Para sistemas paralizables se obtienen gráficas del tipo de la fig. II.19. El parámetro que se determina es tasa de conteo límite para una pérdida del 20%:

$$R_{20\%} = \frac{1}{\tau} \cdot \ln \frac{10}{8} = \frac{0,2231}{\tau}$$

La influencia de las altas tasas de dosis en la respuesta del detector ha de ser evaluada también en otros parámetros característicos de la gammacámara, como son la uniformidad del campo y la Resolución espacial, debiendo medirse estas en condiciones de alta tasa.

2.1.5. Sensibilidad

Se denomina sensibilidad a la capacidad que tiene un sistema de imágenes para transformar cada desintegración radiactiva en un evento observable. Se expresa como el cociente de la tasa de recuento observada con una fuente de actividad conocida entre dicha actividad.

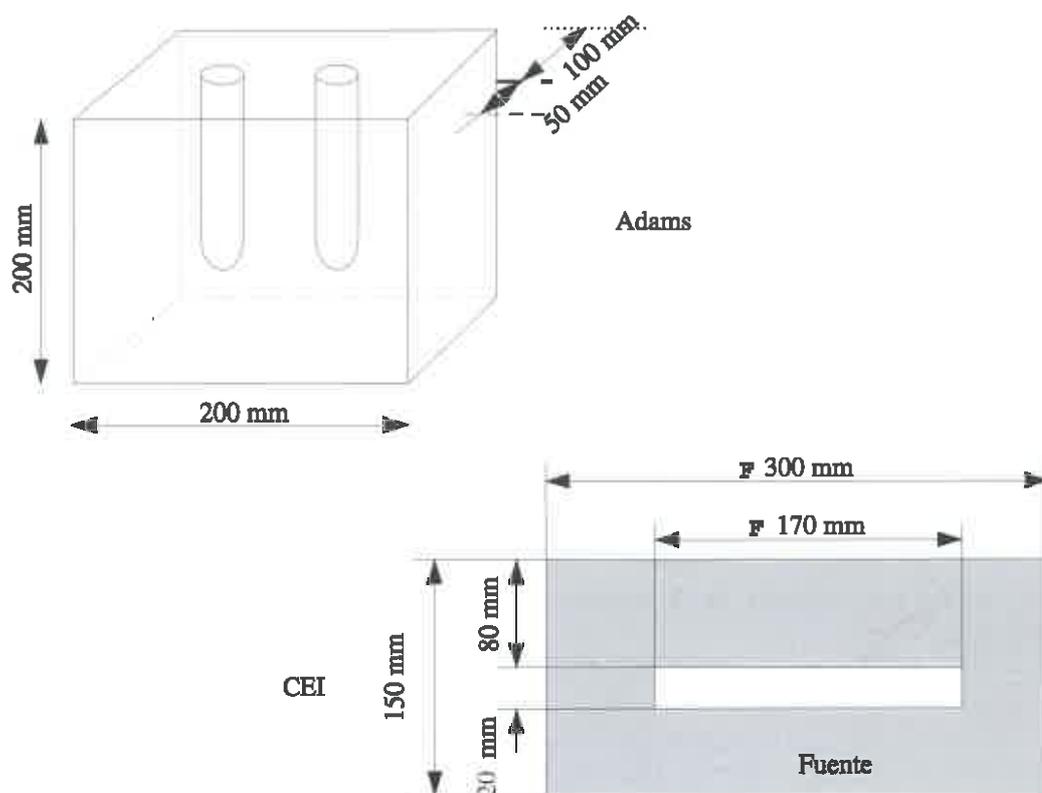


Figura II.18.

La sensibilidad puede determinarse para el cristal desnudo, sensibilidad intrínseca, o con el colimador, sensibilidad extrínseca.

Su medida es sensible a factores como:

- Tasa de contaje.
- Estado del colimador para determinaciones extrínsecas.
- Fallo de algún fotomultiplicador o desajuste de su ganancia.
- Degradación en el cristal o defectos del acoplamiento óptico.
- Anchura de la ventana de energía utilizada.

Es decir, en determinaciones extrínsecas, la sensibilidad depende fundamentalmente de la sensibilidad del colimador colocado y del espectro gamma utilizado. Los colimadores de agujeros paralelos, tienen una sensibilidad que es independiente de la distancia de la fuente a su superficie, con lo que en teoría podría utilizarse para su determinación cualquier configuración para la fuente. En la práctica se deben considerar sin embargo dos aspectos: El primero es la atenuación de la fuente en sí misma y en su contenedor; para minimizar este efecto debe mantenerse el espesor de la fuente y su contenedor inferior a 3 mm. El segundo factor a considerar es que aunque la respuesta del colimador no dependa de la distancia de la fuente al mismo, pueden producirse variaciones asociadas a faltas de uniformidad; para evitarlas el área irradiada del detector debe ser tan grande como sea posible de al menos 150 mm de diámetro.

Estos requisitos los cumplen las placas petri de uso ordinario en laboratorios, una vez que se incorpora una disolución de ^{99m}Tc de actividad conocida. Para contrastar los resul-

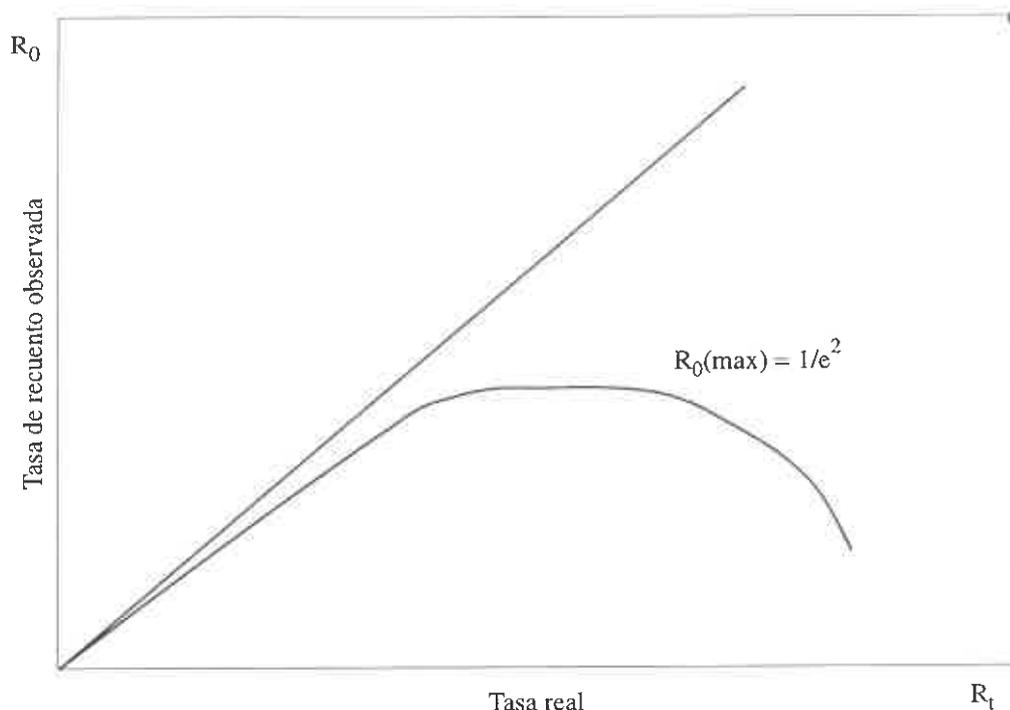


Figura II.19.

tados con los valores NEMA se debe colocar la fuente en el CCVU y a 100 mm de la superficie del colimador.

Para cuantificar la sensibilidad del sistema, por lo tanto, se utilizará una fuente de actividad determinada lo más exactamente posible mediante un calibrador de dosis.

3. PRUEBAS PARA GAMMACÁMARAS

3.1. Introducción

La gammagrafía planar es el procedimiento más usual que puede llevarse a cabo dentro de un Servicio de Medicina Nuclear moderno. Por ello, el conocimiento del estado de operación del equipo es fundamental para poder tener imágenes diagnósticas.

El propósito de este capítulo del protocolo es elaborar un conjunto de pruebas, que permitan el seguimiento del desempeño de una Unidad desde su adquisición, hasta la determinación de su exclusión de los procedimientos diagnósticos de un Servicio.

El objetivo fundamental de los procedimientos recomendados es evaluar si las condiciones de la máquina están de acuerdo con las especificaciones del fabricante que fueron ofrecidas en el momento de la compra, así como su constancia a lo largo del tiempo.

Este objetivo representa una tarea que no es simple de realizar con instrumentos de campo en las condiciones de instalación y sobre todo cuando existen procedimientos establecidos por los propios fabricantes para poder valorar los parámetros de desempeño de la máquina. Nos referimos naturalmente a las normas NEMA.

Los procedimientos de control de calidad recomendados no pretenden seguir ningún procedimiento establecido por los fabricantes, ni recomienda que sean éstas las únicas pruebas válidas.

El conjunto de pruebas presentadas ofrece una metodología para valorar las condiciones de operatividad de una máquina y su constancia a lo largo del tiempo.

Para ello se ha tenido en cuenta los medios disponibles en un hospital, así como, el diferente nivel de conocimiento técnico existente entre el personal con responsabilidad en un programa global de garantía de calidad.

A pesar de ello, algunas pruebas hacen necesaria la utilización de procedimientos sucesivos o de análisis de imagen que requieren una elaboración más compleja.

Debido a que las pruebas que se recomiendan implican la utilización de la máquina en condiciones diferentes de la habituales y además mediante fuentes radiactivas que pudieran contaminar o dañar la instalación, es necesario un entrenamiento adecuado en cada una de ellas y extremar las precauciones para no afectar con estos procedimientos el propio desempeño de la Unidad.

Es imprescindible una lectura exhaustiva de los manuales de operación.

Las pruebas que se presentan con cada procedimiento han sido seleccionadas después de una consulta amplia de los protocolos que han recomendado hasta el momento presente diversas organizaciones (OIEA, AAPM, SFFM, HPA, NEMA etc.).

3.2. Control de calidad en gammagrafía planar.

Las pruebas recomendadas por este Protocolo para la Gammagrafía planar y su frecuencia y tipo son las siguientes:

Código	Prueba	Tipo y periodicidad		
		Accept.	Refer.	Const.
GP.1	Inspección General.	X		
GP.2	Integridad de colimadores.	X		
GP.3	Blindaje	X		
GP.4	Determinación de CTVU-CCVU	X		
GP.5	Resolución Temporal	X	SM	
GP.6	Sensibilidad	X	A	M
GP.7	Tasa de Contaje	X	SM	
GP.8	Resolución Espacial	X	SM	
GP.9	Linealidad Espacial	X	SM	
GP.10	Uniformidad	X	SM	D
GP.11	Resolución Energética	X	SM	
GP.12	Respuesta energética	X	SM	
GP.13	Reg. espacial v. múltiple	X	SM	
GP.14	Sincronismo	X	SM	
GP.15	Tamaño de pixel	X	TM	

M: Mensual, SM: Semestral, D: Diaria, TM: Trimestral, A: Anual, S: Semanal

CONDICIONES GENERALES PARA TODAS LAS PRUEBAS

Se suele distinguir, y así se hace en este protocolo, entre pruebas intrínsecas y de sistema completo o extrínsecas, entendiéndose por tales, respectivamente, las pruebas que se realizan sin colimador y con colimador.

La elección de la ventana de energía que utilice el analizador de altura de impulsos puede tener un efecto significativo en los valores que se determinen para cada parámetro. Lo más recomendable, y así se recoge de forma explícita en la mayoría de las pruebas, es efectuar estas en la ventana que se utiliza rutinariamente, 20%, es decir del 10% a cada lado del fotopico.

La tasa de cuentas utilizada también puede afectar significativamente los resultados, particularmente al determinar la uniformidad. El valor óptimo depende de las características de saturación de la cámara, es decir de su tiempo muerto, aunque en general y para la mayoría de las cámaras es suficiente con trabajar en el entorno a las 20000 cps.

En muchas pruebas se utilizan fuentes sólidas de ^{57}Co en lugar de las líquidas de $^{99\text{m}}\text{Tc}$, evitando así la manipulación de estas con la ventaja además de que su vida media es mucho mayor. Debe recordarse siempre que el ^{57}Co y el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ no tienen el mismo esquema de desintegración por lo que los resultados en esas pruebas no serán nunca los mismos.

El tamaño de pixel utilizado esta directamente relacionado con la precisión de los resultados en las pruebas digitales. Para conseguir tamaños de pixel muy pequeños puede utilizarse, si se dispone del mismo, el «zoom» de la cámara.

3.3. Listado general de material

- Fuente puntual para irradiación uniforme del detector.
- Maniquí de transmisión de barras o agujeros para resolución espacial.
- Maniquí de líneas para linealidad.
- Fuente puntual/lineal para obtener la función de dispersión puntual lineal y/o fuente puntual colimada.
- Maniquí de resolución temporal.
- Maniquí de inundación o fuente planar para colimador.
- Material diverso del uso común clínico o en Radiofísica (láminas de 3 mm de Cu).

3.4. Especificaciones de compra

Para realizar de forma adecuada las pruebas de control de calidad de una gammacámara, y dada la complejidad de los actuales equipos utilizados, es esencial que ya en la etapa de adquisición del mismo se detallen sus especificaciones con vistas a los futuros controles de calidad que se realicen.

Antes de su utilización clínica la gammacámara debe someterse a unas pruebas de aceptación que deberá realizar el suministrador en presencia de un representante del comprador.

Las pruebas de aceptación se detallan en las especificaciones de compra, adjuntándose a continuación los aspectos más relevantes a considerar en la elaboración de las mismas.

En general, las especificaciones que se elaboran para la compra de cualquier equipo, deben recoger la información precisa que refleje todos los detalles que el comprador necesita y/o el suministrador ofrece.

Para las gammacámaras dicha información está recogida en la terminología de las especificaciones NEMA (National Electrical Manufacturers Associations, Washington). Además esta terminología permite la comparación entre las prestaciones de diferentes marcas y modelos de gammacámara antes de su adquisición.

Debe señalarse que las pruebas NEMA no suelen coincidir con las pruebas de aceptación, por ejemplo, porque los medios disponibles en la mayoría de instalaciones no son suficientes, aunque el suministrador debe demostrar el cumplimiento de las especificaciones NEMA:

Principales aspectos a considerar

Para elaborar las especificaciones de compra de una gammacámara se deben considerar al menos:

1. Campo visual. Circular ó rectangular según el tipo de adquisición principal esperada.
2. Cristal/es. Espesor según la energía de mayor uso.
3. Colimadores. No deben faltar los de propósito general para las energías usuales y/o alguno de alta sensibilidad o resolución según esté previsto el futuro trabajo.
4. Circuitos o matrices de corrección de linealidad, uniformidad y energía. Futuras actualizaciones.
5. Visualización del espectro energético. Comprobación del analizador de altura de impulsos.
6. Adquisiciones con varias energías, simultaneidad e independencia.
7. Monitor de persistencia.
8. Visualización en adquisición de las cuentas totales y la tasa de recuento.
9. Disponibilidad de Zoom.
10. Dispositivos de registro.

Para estudios SPECT y de cuerpo entero, que requieren la movilidad del equipo, también se debe tener presente las especificaciones requeridas y la posibilidad de futuras ampliaciones, en particular:

1. Peso.
2. Dimensiones, en particular accesibilidad de camas.
3. Maniobrabilidad de la cámara, la camilla y el detector.

ESPECIFICACIONES NEMA 1994

La asociación NEMA para gammacámaras (NEMA Standards Publication NU 1-1994), diferencia entre especificaciones para la realización de pruebas definidas y aplicables a todas las gammacámaras, (Performance standars), y valores que caracterizan los parámetros específicos para cada modelo determinado de gammacámara, (Class standars), como se incluye a continuación.

Especificaciones genéricas de gammacámara, (Performance standards):

- Resolución espacial intrínseca
- Linealidad espacial intrínseca
- Resolución energética intrínseca
- Uniformidad intrínseca
- Registro espacial con varias energías

Valores específicos por modelo de gammacámara, (Class standards):

- Análisis intrínseco de la tasa de recuento en aire
- Análisis con colimador y con dispersión de la tasa de recuento
- Resolución espacial intrínseca a 75.000 cps
- Uniformidad intrínseca a 75.000 cps
- Resolución espacial de sistema con y sin dispersión
- Sensibilidad con colimador y fuente superficial
- Blindaje

GP. 1 INSPECCIÓN GENERAL

PROPÓSITO

Verificar las condiciones generales de la instalación de una gammacámara con el fin de realizar la aceptación de: 1) un equipo nuevo, 2) un equipo tras una reparación o 3) una ampliación del equipo, que impliquen un período de garantía.

PARÁMETROS

Ninguno.

TIPO

Aceptación.

MATERIAL

- Manuales de operación
- Planos de la instalación
- Nivel de burbuja de precisión
- Contrato de adquisición u oferta.

PROCEDIMIENTO

- 1.º Inventariar los manuales del equipo.
- 2.º Comprobar que todas las unidades que componen la adquisición, de acuerdo con el contrato de compra, están instaladas y corresponden al modelo indicado.
- 3.º Comprobar que las características generales de las unidades instaladas, corresponden a las contenidas en las especificaciones.
- 4.º Comprobar que no existe daño aparente debido a golpes o mal estado de cables o conectores.
- 5.º Verificar que no existen elementos sin instalar.
- 6.º Comprobar todos los movimientos mecánicos de la unidad así como los rangos de desplazamiento y errores de colocación.
- 7.º Comprobar que funciona correctamente la parada de emergencia.
- 8.º Comprobar que todos los interruptores, pulsadores e indicadores luminosos realizan su trabajo de acuerdo a las indicaciones del manual.
- 9.º Verificar la instalación del «Software» adquirido.
- 10.º Comprobar el número y tipo de colimadores. Asegurarse de que se instalan sin dificultad en la cámara.

ANÁLISIS DE DATOS

Valorar los defectos, faltas o desperfectos en la unidad, con objeto de aceptar ó no el equipo en las condiciones estipuladas.

LÍMITE DE ACEPTACIÓN

El equipo no deberá ser aceptado hasta que no se cumplan las condiciones de operación, o se reponga a su nivel de operación normal, (incluyendo todos sus componentes), independientemente de las características del funcionamiento y de su utilidad.

PERIODICIDAD

A la aceptación del equipo o a la adquisición o cambio de alguna parte del mismo, que implique un período de garantía.

SECUENCIA

Debe ser la primera prueba a realizar después de la adquisición de un equipo.

OBSERVACIONES

1. Debe de tenerse especial precaución en que el equipo esté completo así como su operatividad antes de la firma del período de garantía.
2. No es aconsejable realizar recepciones parciales, que prolongan la inactividad de una parte del equipo por períodos demasiado largos.



GP. 2 INTEGRIDAD DE LOS COLIMADORES

PROPÓSITO

Comprobar la homogeneidad en la atenuación de los «septos» del colimador y la integridad de todos los orificios.

PARÁMETROS

Ninguno.

TIPO

Aceptación.

MATERIAL

- Película radiográfica de verificación de terapia
- Equipo de RX. Unidad de Terapia de alta energía.

PROCEDIMIENTO

Realizar una radiografía del colimador que cubra toda la superficie del mismo.

ANÁLISIS DE LOS DATOS

Realizar una inspección visual de la imagen y comprobar la integridad de los orificios.

LIMITE DE ACEPTACIÓN

El colimador no deberá ser aceptado si existen grietas o fisuras, si existe algún orificio tapado, o si hay un aumento considerable del fondo a través de los «septos».

PERIODICIDAD

SECUENCIA

Tras Inspección general (GP1)

OBSERVACIONES

1. La realización de la prueba de arriba requiere de medios no siempre disponibles en un servicio de Medicina Nuclear. En caso de no disponerse de una Unidad de Terapia puede llevarse a cabo intercalando el colimador entre una película y una fuente apropiada construída con un maniquí de inundación.
2. Si existe un daño importante en un colimador se detectaría en la prueba de uniformidad extrínseca.

GP. 3 BLINDAJE

PROPÓSITO

Comprobar que la cámara sólo es capaz de recibir emisiones a través del colimador.

PARÁMETROS

Ninguno.

TIPO

Aceptación

MATERIAL

Fuente puntual de 370 MBq (10 mCi) de ^{99m}Tc y 7,4 MBq (200 μCi) del radionucleido de máxima energía entre los utilizados en las exploraciones.

PROCEDIMIENTO

1. Realizar varias medidas del fondo de la sala en diferentes orientaciones del cabezal, con el colimador de alta energía.
2. Colocar la fuente a una distancia de 10 cm de la cara del colimador y sobre su eje. En modo persistencia y con la imagen a la vista rastrear con la fuente toda la superficie lateral y trasera para detectar posibles agujeros y/o fisuras de entrada de aire, salidas de cables, etc. Marcarlos con esparadrapo para cuantificar después.
3. Realizar un conteo de 5 minutos con una ventana del 10% centrada en el fotopico en los puntos marcados y en los centros de las 5 caras blindadas (campo rectangular) ó en el polo y cuatro puntos del ecuador (campo circular).
4. Repetir el procedimiento con el colimador plano de baja energía menos sensible.

ANÁLISIS DE DATOS

- Obtener un valor de fondo ambiental como media aritmética de las medidas tomadas en el primer punto del procedimiento.
- Expresar cada conteo como porcentaje del obtenido en el eje del colimador corregido el fondo ambiental.

LÍMITE DE ACEPTACIÓN

El porcentaje anterior de radiación deberá ser menor del 1% de la registrada en la cara del colimador.

PERIODICIDAD

Aceptación del equipo y colimadores, reparaciones que afecten o modifiquen al blindaje.

SECUENCIA

Integridad de colimadores (GP.2).

OBSERVACIONES

Escoger una fuente que sea compatible con el límite máximo de energía de la cámara.

GP. 4 COMPROBACIÓN DE LOS CAMPOS TOTAL Y CENTRAL DE VISIÓN ÚTILES (CTVU, CCVU)

PROPÓSITO

Verificar que el campo visual útil corresponde al que limita el colimador, y medir la longitud del diámetro o tamaño de lado.

PARÁMETROS

CTVU corresponde a una longitud equivalente al 95% entre dos puntos opuestos que representen el 50% de contaje con respecto al centro del cristal.

CCVU corresponde a una longitud equivalente al 75% entre dos puntos opuestos que representen el 50% de contaje con respecto al centro del cristal.

TIPO

Aceptación.

MATERIAL

Fuente puntual de ^{99m}Tc que proporcione sin colimador una tasa de 20.000 cps, a una distancia de 2 m del detector.

Fuente plana de ^{57}Co ó maniquí de inundación relleno de ^{99m}Tc .

PROCEDIMIENTO

1. Una vez colocada la fuente a una distancia de 5 veces el diámetro ó diagonal del cristal y sin colimador, centrar una ventana del 15% sobre el fotopico de la fuente utilizada.
2. Adquirir una imagen de 1×10^7 cuentas con la matriz de mayor resolución disponible.
3. Desmontar el dispositivo con la fuente puntual, colocar el colimador y con la fuente plana o maniquí de inundación adquirir su imagen con las mismas condiciones de adquisición intrínseca.
4. Realizar perfil de las imágenes que las incluyan totalmente.

ANÁLISIS DE DATOS

- Localizar el punto de máximo contaje y los correspondientes del 50% en ambas imágenes.
- Medir la distancia entre estos últimos que se denomina C_{50} .
- Calcular $CTVU = 0.95 \times C_{50}$, $CCVU = 0.75 \times C_{50}$.
- Para cámaras rectangulares los CTVU y los CCVU son un rectángulo cuyos lados son $0,95 \times Ch_{50}$ y $0,95 \times C_{V50}$, siendo Ch_{50} y C_{V50} los mínimos valores de varios intentos en perfiles horizontales y verticales respectivamente.
- Comparar que el valor de CTVU y CCVU en las imágenes con y sin colimador están de acuerdo con los proporcionado por el fabricante.

LIMITE DE ACEPTACIÓN

El campo visual definido por el colimador, no deberá superar en más de un 5% el CTVU.

PERIODICIDAD

Aceptación del colimador y cámara.

SECUENCIA

Tras determinar el tamaño de pixel (GP15).

OBSERVACIONES

En cámaras sin ordenador se pueden obtener perfiles sobre la imagen radiográfica con un densitómetro.

GP. 5 RESOLUCIÓN TEMPORAL

PROPÓSITO

Determinar la capacidad que tiene el sistema para distinguir dos interacciones sucesivas como eventos independientes.

PARÁMETROS

Tiempo de Resolución:

Intervalo de tiempo mas corto que debe transcurrir entre la producción de dos señales consecutivas de entrada al dispositivo, de tal forma que este pueda ser capaz de distinguir las como diferentes.

Tasa de recuento con un 20% de pérdida $R_{-20\%}$.

Valor real de la tasa de recuento para el que la tasa de impulsos observados difiere de la tasa de impulsos incidentes en un porcentaje del -20%.

Tiempo Muerto:

Fracción del tiempo de recuento durante la cual no es posible registrar cuentas, t.

TIPO

Aceptación, Referencia.

MATERIAL

- Anillo de plomo que delimite el campo total de visión útil (CTVU).
- Dos fuentes puntuales (^{99m}Tc ó ^{57}Co) con una actividad ($\cong 2$ MBq) que proporcione una tasa de 30.000 cps a 1,5 m del detector, con una diferencia entre ellas menor de un 10%.
- Alojamiento de plomo cuya pared tenga un espesor de al menos 6 mm.
- Lámina de cobre de 3mm de espesor, para eliminar del espectro la componente de fotones que sufren dispersión Compton previas a su detección.
- Maniqué de dispersión de PMMA con alojamiento para dos fuentes o con alojamiento para fuente plana.

PROCEDIMIENTO

I. RESOLUCIÓN TEMPORAL INTRÍNSECA.

1. Desmontar el colimador y colocar el anillo de plomo centrado sobre el cristal.
2. Centrar el fotopico del ^{99m}Tc con una ventana del 20%.
3. Montar la fuente (2 MBq) en el alojamiento. Colocar el dispositivo de manera que esté en el eje central del colimador a una distancia que produzca una tasa de conteaje superior a 30.000 Cuentas/s. Procurar alejarla de objetos que produzcan dispersión (distancia mayor 1m).
4. Realizar una adquisición que complete un conteaje superior a 10^6 cuentas. Anotar el conteaje como R1.

5. Situar la segunda fuente al lado de la primera sin que modifique sensiblemente el ángulo sólido formado con la superficie del detector por ésta. Realizar un conteo durante el mismo tiempo. Anotar el conteo como R₁₂.
6. Quitar la primera fuente. Anotar el conteo proporcionado por la segunda fuente sola en el mismo tiempo. Anotar el conteo como R₂.
7. Quitar la fuente y anotar el fondo durante el mismo tiempo.
8. Repetir los pasos anteriores invirtiendo el orden de las fuentes y obtener R'₁, R'₂ y R'₁₂ con el mismo procedimiento.

II. RESOLUCIÓN TEMPORAL EXTRÍNSECA CON MANIQUÍ DE DOS FUENTES.

1. Montar un colimador de baja energía y alta sensibilidad.
2. Centrar una ventana del 20% en el fotopico correspondiente al ^{99m}Tc.
3. Colocar el maniquí de dispersión, de modo que esté centrado frente a la cara del colimador con los pozos en posición vertical y a unos 50 mm. del colimador.
4. Colocar una fuente en el maniquí. Anotar el conteo registrado durante un tiempo suficiente para acumular 10⁶ cuentas. Anotar la tasa como R₁.
5. Colocar la segunda fuente en el maniquí. Anotar el conteo durante el mismo período. Calcular la tasa R₁₂.
6. Retirar la primera fuente. Anotar el conteo producido por la segunda fuente R₂.
7. Retirar la fuente y medir el fondo en el mismo tiempo.
8. Repetir los pasos anteriores en orden inverso.

ANÁLISIS DE DATOS

- Calcular el tiempo muerto, τ , para cada conjunto de datos R, R' como:

$$\tau = \frac{2 \cdot R_{12}}{(R_1 + R_2)^2} \cdot \ln \frac{R_1 + R_2}{R_{12}}$$

- Promediar los dos valores.

Solución pag 182

LÍMITE DE ACEPTACIÓN

Una variación máxima de un 10% respecto a las especificaciones del fabricante.

PERIODICIDAD

Semestral.

SECUENCIA

Ninguna.

OBSERVACIONES

Si se dispone del maniquí de dispersión de fuente plana CI, descrito en la figura II.18 ó en el caso de disponer de los dos se efectuará mejor la prueba GP7, determinando entonces el parámetro R_{20%}:

$$R_{20\%} = \frac{0,2231}{\tau}$$

GP. 6 SENSIBILIDAD**PROPÓSITO**

Evaluar la capacidad que tiene una gammacámara para transformar cada desintegración radiactiva en un evento observable.

PARÁMETROS

Se determina la respuesta de la cámara a una fuente radiactiva de actividad conocida, o Eficiencia de contaje

$$\text{Eficiencia de contaje} = \frac{\text{Número de cuentas registradas}}{\text{Unidad de actividad, cps/Bq}}$$

$$\text{Eficiencia relativa puntual} = 100 \cdot \frac{C_{\max} - C_{\min}}{C_{\max} + C_{\min}}$$

TIPO

Aceptación, referencia, constancia (solo la eficiencia total).

MATERIAL

- Fuente (capsula petri) de actividad determinada lo más exactamente posible, lo más plana posible (para minimizar la atenuación en la fuente y su contenedor se recomienda un espesor de ambos inferior a 3 mm. Y lo más extensa posible, de al menos 150 mm. De diámetro para evitar posibles faltas de uniformidad en la gammacámara.
- Fuentes no encapsuladas de $^{99m}\text{Tc}/^{131}\text{I}$, con una actividad tal que la tasa de cuentas en la ventana de energía del fotopico no supere las 10^4 cps.
- Fuente puntual de ^{99m}Tc , con actividad tal que la tasa de cuentas en la ventana de energía del fotopico no supere las 10^4 cps.

PROCEDIMIENTO**I EFICIENCIA ABSOLUTA DE PICO PARA FUENTE PLANA (Sensibilidad del colimador).**

1. Montar el colimador de propósito general y baja energía.
2. Centrar la ventana del fotopico en un 20%.
3. Colocar la fuente plana en diferentes localizaciones sobre el colimador procurando cubrir los 4 ejes y los campos total y central de visión útil.
4. Para cada localización de la fuente, anotar la tasa de recuento P. El tiempo de recuento deberá ser suficiente para garantizar la precisión de la medida.

II EFICIENCIA PUNTUAL MEDIA. Intrínseca

1. Desmontar el colimador.

2. Centrar la ventana del fotopico del radionucleido con un ancho del 20%.
3. Ajustar la actividad de la fuente de modo que la tasa observada no supere 10^4 c/s.
4. Colocar la fuente en el contenedor.
5. Colocar el contenedor cuidadosamente sobre el detector en el eje X a una distancia del centro igual al 75% del CTVU, definido por el anillo de plomo.
6. Anotar el conteo durante 60 s y la tasa de cuentas observada.
7. Repetir la medida cambiando la distancia al centro por las del 50%, 25% del radio CTVU.

Hacerlo en sentido negativo y para el eje Y y diagonales.

ANÁLISIS DE DATOS

- Calcular la eficiencia absoluta para fuente plana en cada localización dividiendo el valor P por la actividad de la fuente (si es necesario referir las medidas al mismo instante). Calcular también el promedio de los valores obtenidos en todas las localizaciones.
- Corregir las medidas realizadas con la fuente puntual, para referirlas al mismo momento.
- Hallar para cada distancia al centro la eficiencia media y el coeficiente de variación, utilizando los valores correspondientes a la misma distancia.
- Hallar la eficiencia relativa puntual con la totalidad de los datos obtenidos.

LIMITE DE ACEPTACIÓN

El valor obtenido para cada colimador debe ser mayor del 80% del especificado por el fabricante. Si el colimador habitual es el de propósito general de baja energía su valor absoluto deberá ser mayor de 100 cps/MBq.

PERIODICIDAD

Aceptación. Como prueba de constancia, mensualmente se determinará la eficiencia absoluta de pico para fuente plana. Como prueba de referencia se realizará la prueba completa anualmente.

SECUENCIA

Resolución temporal GP.5.

OBSERVACIONES

1. Poner especial cuidado en la correcta determinación de la actividad de las fuentes.
2. Proteger el colimador con plástico.
3. Como prueba de constancia se podría utilizar la fuente plana utilizada en la prueba GP.10.

GP. 7 TASA DE CONTAJE

PROPÓSITO

Determinar la respuesta de la cámara a un incremento de flujo de radiación incidente.

PARÁMETROS

Tasa de conteo Máximo.

Tasa de conteo Real.

Curvas características de la Tasa de Contaje.

TIPO

Aceptación, referencia.

MATERIAL

- Anillo de plomo que delimite el campo de visión útil (CTVU).
- Fuente puntual de ^{99m}Tc con una actividad inicial del orden de 20-30 MBq (300-500 μCi), aunque después se deberá aumentar (método de absorción).
- Soporte móvil.
- 12 Láminas de cobre con una superficie superior a $6 \times 6 \text{ cm}^2$, de igual espesor y próximo a los 2 mm.
- Alojamiento de plomo con un espesor de pared de al menos de 6 mm. de plomo.
- Lámina de Cu de 3 mm. para reducir la radiación dispersa por las paredes del pozo.

PROCEDIMIENTO

I. CALIBRACIÓN DE ABSORBENTES

1. Desmontar el colimador y colocar el anillo de plomo de limitación del campo.
2. Colocar la fuente de 20-30 MBq de ^{99m}Tc a una distancia aprox. de 1,5 m. de la superficie de la cámara y en su eje.
3. Centrar una ventana del 20% en el fotopico del ^{99m}Tc .
4. Colocar 3 mm. de cobre tapando la fuente y desplazar el cabezal de manera que la tasa de conteo sea entre 1.000 y 3.000 cps. Realizar un conteo de 200 s. Registrar la medida como A_0 y registrar también la hora.
5. Añadir y quitar consecutivamente cada una de las láminas de cobre, registrando cada vez la tasa de cuentas medida durante 100 s., A_i , y la hora correspondiente.
6. Realizar una medida de fondo.

II. DETERMINACIÓN DE LA TASA DE CONTAJE.

1. Realizar el procedimiento I si no ha sido realizado antes.
2. Colocar la fuente de 20-30 MBq de ^{99m}Tc a una distancia de 1,5 m, aumentando su actividad hasta que proporcione una tasa de conteo entre 1.000 y 3.000 cps con todos los absorbentes colocados sobre la fuente, cuando el fotopico del ^{99m}Tc esté centrado con un ancho de ventana del 20%.

3. Retirar la fuente y medir fondo durante 100 seg.
4. Realizar una medida de la tasa de contaje durante 100 s, con todas las láminas bloqueando la fuente, denominarla C_0 y anotar la hora de adquisición.
5. Realizar sucesivos contajes (C_i), por lo menos 10, de 20 s, quitando cada vez una lámina, hasta que no quede ninguna bloqueando la fuente.

ANÁLISIS DE DATOS

I. CALIBRACIÓN DE ABSORBENTES.

- Corregir todas las medidas por el fondo.
- Corregir la lectura inicial A_0 por decaimiento, al valor que tendría en el instante en que se realizaron las medidas A_i y denominarla A_{coi} .
- Obtener el factor de transmisión de cada lámina como:

$$f_i = \frac{A_i}{A_{coi}}$$

- Calcular la media, f , y el coeficiente de variación, CV, de los factores de transmisión. Si el valor de CV es menor que el 1%, utilizar el valor medio para todas las medidas que se hagan con dichas láminas. En caso contrario utilizar un factor para cada lámina.

II. DETERMINACIÓN DE LA TASA DE CONTAJE.

- Corregir las medidas por fondo.
- Corregir por decaimiento radiactivo el valor de C_0 al valor que tendría en el instante en que se realizaron cada medida C_i y que denominamos C_{0i} .
- Obtener las tasas reales de contaje para cada medida realizada como:

$$R_1 = \frac{C_{01}}{f_1}; R_2 = \frac{C_{02}}{f_1 \cdot f_2}; \dots R_j = \frac{C_{0j}}{f_1 \cdot f_2 \cdot \dots \cdot f_j}$$

donde f_j es el factor de atenuación de la lámina j , con $j = 1, \dots, 12$.

En el caso en que el coeficiente de variación de los factores de atenuación sea menor del 1%, utilizar su valor medio:

$$R_j = \frac{C_{0j}}{f_j}$$

- Representar gráficamente C_j en función de R_j .
- Determinar en la gráfica el valor de C que corresponda a una pérdida del 20% de las cuentas, es decir del punto en que $C = 0,8 R$. Denominar a estos puntos $C_{.20\%}$ y $R_{.20\%}$.
- Determinar en la gráfica la tasa de contaje máxima observada.

LIMITE DE ACEPTACIÓN

- El límite de aceptación para $R_{20\%}$ no debe sobrepasar en más de un 10% el valor especificado por el fabricante.
- Como referencia deberán emprenderse acciones correctivas cuando se produzcan incrementos del valor de $R_{20\%}$ por encima del 20% del valor de referencia.

PERIODICIDAD

Semestral.

OBSERVACIONES

1. Pueden existir pérdidas de contaje debidas a la conexión con el ordenador.
2. El valor de C que corresponda a una pérdida del 20% de las cuentas puede también determinarse, si la cámara se comporta como un sistema paralizante a partir del tiempo muerto, τ (ver GP. 5):

$$R_{20\%} = \frac{0,2231}{\tau}$$

Esta es la misma fórmula que la de la página 93, si bien esta $R_{20\%}$ representa la tasa incidente y no la observada como en dicha página.

3. También puede utilizarse un maniquí más acorde con la situación clínica de operación de la cámara, es decir con medio dispersor y con una fuente distribuída (no puntual) en dicho medio dispersor, como el propuesto por CEI. Para seguir el procedimiento anterior, o bien se llena el maniquí con una fuente de alta actividad y se van tomando medidas según va desvaneciéndose, o bien se van incrementando las actividades de la fuente con cantidades conocidas de la misma, procurando que no varíe su volumen.

GP.8 RESOLUCIÓN ESPACIAL

PROPÓSITO

Evaluar la capacidad que tiene un sistema de imagen nuclear para distinguir dos eventos que se producen a una corta distancia uno de otro como entidades independientes.

PARÁMETROS

- Ancho intrínseco a la mitad de la altura (AIMA).
- Ancho intrínseco a un décimo de la altura (AIDA).
- Ancho completo a la mitad de la altura (ACMA) de la función de dispersión lineal.
- Ancho completo a un décimo de la altura (ACDA) de la función de dispersión lineal.
- Función de transferencia de Modulación.
- Frecuencia de Corte (ver capítulo II-2).

TIPO

Aceptación, Referencia.

MATERIAL

- Fuente puntual de ^{99m}Tc con una actividad que proporcione 10 kcps.
- Maniquí de resolución espacial
- Maniquí de Función de Transferencia de Modulación, FTM.
- Fuente lineal de 37 MBq, (1 mCi) de ^{99m}Tc y 30 cm de longitud.
- Maniquí de resolución espacial de cuadrantes (Fig. II.11).
- Láminas de PMMA.

PROCEDIMIENTO

I. RESOLUCIÓN ESPACIAL INTRÍNSECA

I.1. Método del maniquí de resolución espacial

1. Desmontar el colimador y colocar el maniquí de resolución espacial.
2. Seleccionar una ventana del 20% centrada en el fotopico del ^{99m}Tc .
3. Seleccionar una matriz de adquisición tal que el tamaño del pixel será menor que 0.1 AIMA especificado por el fabricante. (En caso de no conocer el tamaño del pixel determinar primero este). Utilizar el «zoom» mas grande de que se disponga si es necesario.
4. Situar la fuente puntual de ^{99m}Tc para una medida directa del AIMA en un punto del eje del colimador a una distancia 5 veces el CTVU.
5. Adquirir una imagen que supere las 10.000 cuentas en los pixels incluídos en el pico de la función de dispersión.
6. Girar el maniquí 45° y repetir la adquisición para las cámaras de campo circular.

I.2. Método analógico

1. Colocar el anillo de plomo protector.

2. Situar el maniquí de cuadrantes alineándolo en una dirección seleccionada.
3. Situar la fuente puntual a una distancia de 5 veces el CTVU en el eje del detector.
4. Centrar una ventana del 20% en el fotopico del ^{99m}Tc .
5. Adquirir una imagen completando más de 1.500.000 cuentas para campos pequeños; 3.000.000 para grandes y 4.000.000 las de campo rectangular.
6. Repetir el proceso cada 45° en las cámaras de campo circular.

II. RESOLUCIÓN ESPACIAL EXTRÍNSECA

1. Disponer la fuente lineal con una actividad 400 MBq y colocarla en la superficie del colimador.
2. Centrar una ventana del 20% en el fotopico de ^{99m}Tc y adquirir una imagen digital con la mayor matriz, de manera que se acumulen al menos de 10 kc en el pico de la función de dispersión lineal.
3. Repetir el proceso situando la fuente a 100 mm de la cara del colimador en aire.
4. Repetir el proceso colocando un maniquí de metacrilato como medio dispersor.
5. Repetir el proceso para todos los colimadores disponibles.

ANÁLISIS DE DATOS

1. DETERMINACIÓN DEL AIMA Y AIDA

1.1. MÉTODOS DIGITALES

- Determinar el tamaño del pixel si no es conocido.
- Obtener un perfil transversal de una región de interés de 30 mm de ancho perpendicular a la posición de la fuente dando origen a la función de dispersión lineal.
- Determinar el AIMA y AIDA:
 - ◊ Por interpolación directa si el tamaño de pixel es menor de 0,1 AIMA.
 - ◊ Ajustar a una «gaussiana» de la forma:

$$Y = A + B \cdot \exp [- C \cdot (x - m)^2]$$

donde A es el fondo, B es la altura del pico, m la posición media del pico, y cuya desviación típica sea:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{2 \cdot C}}$$

por un procedimiento de mínimos cuadrados que asegure que χ^2 es mínima. Obtener de la curva el valor del AIMA ($2,36 \sigma$) y AIDA ($4,29 \sigma$).

1.2. MÉTODO ANALÓGICO

- Determinar el tamaño mínimo de las barras que pueden verse separadas en la imagen, en las direcciones X e Y.
- Medir las anchuras de las barras correspondientes en el maniquí, B.

- Estimar la respuesta espacial intrínseca en las direcciones X e Y, en términos de la AIMA usando:

$$AIMA = 1,75 \cdot B$$

- Promediar los valores obtenidos en las direcciones X e Y.

2.º FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN.

- A partir de la función de dispersión lineal obtenida mediante el procedimiento de ajuste anterior, obtener la función de transferencia de modulación como:

$$FTM = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} L(u) \cdot \cos(\omega u) \cdot du}{\int_{-\infty}^{+\infty} L(u) \cdot du}$$

- De la función obtenida determinar la frecuencia de corte, tendrá dimensiones de L⁻¹.

LIMITE DE ACEPTACIÓN

El valor del AIMA o del ACMA no debe sobrepasar en más de un 10% el valor establecido por el fabricante, debiéndose calibrar el sistema en caso contrario.

Como prueba de referencia una diferencia de un 20% sobre el valor de referencia justificara un paro en las operaciones y revisión por el servicio técnico.

PERIODICIDAD

Semestral.

SECUENCIA

En el caso de seguir el método I.1, se debe tener medido el tamaño de pixel.

OBSERVACIONES

1. La función de dispersión lineal es difícil de manejar cuando se obtiene con el maniquí de resolución espacial, ya que son escasos el número de puntos para realizar el ajuste.
2. Se consigue una medida más precisa si se obtienen los datos con un maniquí escalón. Su correspondiente función, E(u), puede ajustarse con más facilidad, obteniendo la función de dispersión lineal:

$$L(u) = \frac{dE(u)}{du}$$

3. Si se utiliza un maniquí con dos fuentes lineales paralelas separadas 50 mm. se podría determinar simultáneamente la resolución espacial extrínseca y el tamaño de pixel.

GP. 9 LINEALIDAD ESPACIAL

PROPÓSITO

Evaluar la capacidad que tiene un sistema nuclear para situar las coordenadas del punto de interacción de un evento en la posición en que ha tenido lugar.

PARÁMETROS

Linealidad diferencial:

Desviación típica de las separaciones entre los picos de un perfil longitudinal para CTVU y CCVU expresadas en mm.

Linealidad absoluta:

Máximo desplazamiento de la posición del pico en la matriz de adquisición con respecto a la real para CTVU y CCVU expresada en mm.

Índice de distorsión:

Cociente entre la media de las desviaciones en las direcciones X e Y.

TIPO

Aceptación, referencia.

MATERIAL

- Fuente puntual de $^{99m}\text{Tc}/^{57}\text{Co}$ con una actividad de 74 MBq (2 mCi).
- Maniquí ortogonal de linealidad ó maniquí de rendija tipo NEMA Fig. II.11.

PROCEDIMIENTO

1. Desmontar el colimador y sobre el cristal situar el maniquí, de forma que las líneas sean paralelas a la dirección x y de la cámara.
2. Centrar una ventana del 15% sobre el fotopico del radionucleido correspondiente.
3. Situar la fuente puntual a una distancia superior a 5 veces el campo de visión útil.
4. Adquirir una imagen en una matriz de 128×128 que llegue a acumular 10 millones de cuentas.

ANÁLISIS DE DATOS.

- Realizar n perfiles paralelos, perpendiculares a las líneas formadas por los huecos.
- Localizar en cada perfil el pico de la distribución que forma la imagen de cada hueco y las coordenadas que lo representen en la matriz.
- Comparar la matriz medida con la matriz real.
- Determinar la linealidad diferencial en mm de cada vector de la matriz.
- Determinar la linealidad absoluta en mm.
- Determinar el índice de distorsión y la dirección de máxima distorsión.

LIMITE DE ACEPTACIÓN

Los valores no deben sobrepasar en más de un 10% el valor establecido por el fabricante, debiéndose calibrar el sistema en caso contrario.

Como prueba de referencia una diferencia de un 20% sobre el valor de referencia justificara un paro en las operaciones y revisión por el servicio técnico.

PERIODICIDAD

Semestral.

SECUENCIA

Se debe conocer el tamaño de pixel (GP15).

OBSERVACIONES

La obtención de los parámetros de linealidad requiere de un análisis matemático complejo, por lo que si no se dispone del software adecuado se realizará solo una inspección visual de la imagen obtenida del maniquí.

GP. 10 UNIFORMIDAD DE CAMPO

PROPÓSITO

Determinar la capacidad de una cámara de centelleo para responder con una intensidad superficial de conteo constante cuando se la somete a flujo de radiación uniformemente distribuido.

Debe determinarse intrínsecamente y extrínsecamente.

PARÁMETROS

Uniformidad integral:

$$UI = \frac{C_{\max} - C_{\min}}{C_{\max} + C_{\min}} \cdot 100$$

donde UI es la Uniformidad Integral expresada en tanto por ciento.

C_{\max} y C_{\min} son, respectivamente, los contajes máximo y mínimo por pixel, de entre todos los pixels del campo de visión, cuando el detector está sometido a un flujo uniforme de radiación gamma.

Uniformidad diferencial:

$$UD = \frac{M - m}{M + m} \cdot 100$$

donde UD es la Uniformidad Diferencial expresada en tanto por ciento.

M y m son, respectivamente, las cuentas por pixel máxima y mínima que producen el mayor valor de la diferencia (M-m) de entre todas las existentes entre cualesquiera 6 pixels consecutivos, tanto en filas como en columnas. El tamaño de los conjuntos de pixels consecutivos suele ser de 6, pero podría escogerse otro, debiendo indicarlo cuando se dé el valor de la uniformidad diferencial.

TIPO

Aceptación, referencia y constancia.

MATERIAL

- Anillo de plomo que delimite el campo de visión útil CTUV.
- Fuente puntual de radionucleido no encapsulado en solución, con actividades del orden de 20-30 MBq (300-500 μ Ci) que proporcione \cong 10.000 cps.
- Fuente uniforme de ^{57}Co o de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ con una actividad de aproximadamente 70-200 MBq, (2-5 mCi).

PROCEDIMIENTO

I. UNIFORMIDAD INTRÍNSECA

1. Desmontar el colimador.
2. Colocar el anillo de plomo centrado sobre el cristal.
3. Situar la fuente puntual a una distancia de 5 veces el CTVU en el eje en la diagonal del detector.
4. Ajustar la ventana del Analizador de Altura de Impulsos, AAI, centrando la energía de 140 keV (^{99m}Tc), y con una anchura del 20% para las pruebas de aceptación y referencia, y la usada clínicamente (generalmente 15%) para las pruebas diarias.
5. Adquirir una imagen analógica en la pantalla y con una placa fotográfica u otro medio de copia dura, y un conteo preseleccionado de 10^6 cuentas para las cámaras de campo pequeño y de $3 \cdot 10^6$ para las de formato grande.
6. Si existe procesador digital de imagen, adquirir también una imagen digital, utilizando una matriz de 64×64 , si el diámetro del CTVU está ajustado a 60 pixels, para obtener un conteo de aproximadamente 4000 cuentas en el pixel central.
7. Quitar la fuente, el anillo de plomo, etc. Montar un colimador.

II. UNIFORMIDAD EXTRÍNSECA

1. Montar el colimador correspondiente. Girar la cabeza de modo que quede horizontal hacia arriba.
2. Colocar la fuente uniforme sobre el colimador.
3. Ajustar la ventana del AAI centrada en la energía del fotopico correspondiente y con la ventana usada clínicamente.
4. Adquirir una imagen analógica en la pantalla y con una placa fotográfica u otra copia dura, y un conteo preseleccionado de 10^6 cuentas para cámaras con CTVU pequeño (30 cm) ó $2 \cdot 10^6$ cuentas para cámaras con CTVU grande (40 cm).
5. Si existe procesador digital de imagen, adquirir simultáneamente una imagen digital en una matriz de 64×64 con el mismo conteo preseleccionado.
6. Quitar la fuente uniforme.
7. Repetir los pasos anteriores para todos los colimadores.

ANÁLISIS DE DATOS

Determinar la UI, la UD y el IEU en cada uno de los procedimientos descritos.

LÍMITE DE ACEPTACIÓN

Los valores de la UI y UD no deben exceder un 10% a lo establecido por el fabricante.

Como prueba de referencia una diferencia de un 20% sobre el valor de referencia justifica un paro en las operaciones y revisión por el servicio técnico.

Las imágenes obtenidas se comparan con las del fabricante.

PERIODICIDAD

I: Trimestral.

II: Semestral con todos los colimadores. Semanal con un colimador de baja energía.

OBSERVACIONES

Las especificaciones NEMA establecen la matriz de 64×64 de adquisición y el suavizado a 9 puntos.

El análisis de la uniformidad diferencial requiere un software específico para realizarse, si no se dispone del mismo, bastará con estimar la uniformidad integral.

GP. 11 RESOLUCIÓN ENERGÉTICA

PROPÓSITO

Determinar la capacidad que tiene un sistema detector de radiación para discriminar fotones de similares energías.

PARÁMETROS

Resolución Energética:

Rango mínimo de energía de dos fotones gamma para que sean reconocidos como diferentes. Se expresa como porcentaje de la energía del ^{99m}Tc .

Eficiencia de fotopico:

Número de eventos registrados en función de los producidos por el espectro.

TIPO

Aceptación, referencia.

MATERIAL

- Analizador Multicanal con visualización del espectro (generalmente incorporado al equipo).
- Fuentes puntuales de varios radionucleidos (^{99m}Tc y ^{57}Co)
- Anillo de plomo.

PROCEDIMIENTO

1. Desmontar el colimador, colocar el anillo de plomo y situar frente a él, una fuente puntual que proporciona una tasa de contaje próxima a los 10 kcps en la superficie del cristal, a una distancia superior a $5 * \text{CTVU}$.
2. Usando una fuente de ^{99m}Tc , ajustar la ganancia del analizador de manera que se incluyan al menos 10 canales en el AIMA del fotopico. Determinar la posición del canal del fotopico.
3. Adquirir un espectro en el analizador sin modificar los parámetros anteriores utilizando la fuente de ^{57}Co para determinar el canal que corresponde al fotopico.
4. Adquirir un espectro de ^{99m}Tc de por lo menos 30.000 cuentas en el canal central.
5. Adquirir un espectro del fondo ambiental.
6. Sustraer del espectro de ^{99m}Tc normalizado para igual tiempo de contaje.
7. Seleccionar diferentes ventanas como porcentaje del valor máximo obtenido en el fotopico y realizar contajes del orden de 50.000 cuentas en el canal central.
8. Repetir el último paso en modo manual y automático.

ANÁLISIS DE DATOS

- Ajustando por mínimos cuadrados el fotopico de ^{99m}Tc a una gaussiana o por interpolación directa determinar el AIMA.

- Obtener la Resolución Energética como porcentaje de acuerdo a la siguiente expresión:

$$\Delta E \% = \frac{\Delta E \cdot N_{TC}}{140 \cdot N_C} \cdot 100$$

donde:

ΔE : es la diferencia de energía entre ambos radionucleidos.

N_{TC} : el número de canales correspondidos en la AIMA.

N_C : número de canales entre los fotopicos de ambos radionucleidos.

- Calcular la eficiencia del fotopico como:

$$E_f = \frac{n_f}{n_s}$$

donde:

n_f : n.º de cuentas en el fotopico extrapolando hasta el eje X.

n_s : n.º de cuentas en el espectro entero.

El número efectivo de cuentas puede obtenerse determinando el área de la curva del fotopico ajustada.

- Medir el AIMA para cada ventana centrada en el fotopico.
- Expresar esta anchura como tanto por ciento de la energía del rayo gamma.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Se comparan los valores obtenidos con los suministrados por los fabricantes.

Se considera como límite de aceptación el valor superior en un 10% al indicado por el fabricante.

Valores 10% superiores al nivel de referencia deben ser advertidos al proveedor para su optimización.

PERIODICIDAD

Semestral.

OBSERVACIONES

GP. 12 RESPUESTA ENERGÉTICA

PROPÓSITO

Determinar la relación entre la altura del pulso producida por el amplificador y la posición del centro de la ventana necesaria para observar el fotopico.

PARÁMETROS

$$\text{Pendiente de la Recta} = \frac{\text{KeV}}{\text{canal}}$$

TIPO

Aceptación y Referencia.

MATERIAL

- Analizador multicanal de altura de pulso. (Generalmente incorporado).
- Fuentes puntuales de varios radionúclidos.
- Anillo de plomo.

PROCEDIMIENTO

1. Desmontar el colimador y colocar el anillo de plomo centrado sobre el cristal.
2. Colocar una fuente puntual de ^{99m}Tc a una distancia al menos 2 veces CTUV.
3. Ajustar la ganancia en el analizador para que el AIMA del fotopico comprenda al menos 10 canales (si es posible).
4. Reemplazar la fuente por otras y observar la posición del canal donde se encuentra el fotopico.

ANÁLISIS DE DATOS

- Representar gráficamente la energía del fotopico de cada radionucleido en función del canal donde es visible.
- Ajustar la función obtenida y expresarla como

$$E = f(\text{canal})$$

LIMITE DE ACEPTACIÓN

La ecuación debe ser una recta con ordenada en el origen nula.

PERIODICIDAD

Semestral.

OBSERVACIONES

Para aquellas gammacámaras que no suministran información sobre canal-energía, se tomará como parámetro de la prueba, la relación entre la energía real del radionucleido (pico fotoeléctrico) y la energía medida por la cámara.

GP. 13 REGISTRO ESPACIAL DE VENTANA MÚLTIPLE

PROPÓSITO

Determinar la diferencia en la localización espacial de dos eventos cuando tienen diferente energía.

PARÁMETROS

Desplazamiento máximo expresado en *mm*.

TIPO

Aceptación, Referencia.

MATERIAL

2 fuentes puntuales colimadas (en contenedor de 2,5 cm de Pb y orificio de 5 mm) de radionucleidos con diferentes picos, ejem. ^{67}Ga ó ^{201}Tl que proporcione una tasa de conteo próxima a 10 kcps.

PROCEDIMIENTO

1. Quitar el colimador.
2. Elegir la matriz con tamaño de pixel inferior a 2,5 mm.
3. Colocar dos fuentes puntuales separadas una distancia conocida, en la dirección del eje x.
4. Realizar una adquisición seleccionando un ancho de ventana de 20% centrado en el fotopico de cada uno de los picos de emisión del ^{67}Ga (93 keV, 184 y 296 keV).
5. Obtener un perfil y determinar los picos de ambas fuentes, a través de la interpolación del AIMA.
6. Repetir el procedimiento para otras direcciones: eje y, diagonales, etc.

ANÁLISIS DE DATOS

- Determinar la diferencia entre las distancias obtenidas en cada perfil.
- Averiguar el desplazamiento máximo.

LIMITE DE ACEPTACIÓN

El especificado por el fabricante.

PERIODICIDAD

Semestral

SECUENCIA

Hay que medir previamente el tamaño de pixel.

OBSERVACIONES

GP. 14 SINCRONISMO

PROPÓSITO

Determinar las diferencias de tiempo existentes entre las órdenes de adquisición y el momento de su ejecución.

PARÁMETROS

AT, tiempo de retardo.

TIPO

Aceptación, Referencia.

MATERIAL

- Fuentes puntuales con una actividad entre 10 MBq y 100 MBq de ^{99m}Tc .
- Cronómetro.
- Electrocardiógrafo.

PROCEDIMIENTO

I. ADQUISICIÓN SINCRONIZADA DINÁMICA PROGRAMADA

1. Desmontar el colimador y situar la fuente puntual de 10 MBq dentro del campo de visión de la cámara de manera que produzca una tasa de conteo de aproximadamente 20 kcps.
2. Adquirir una imagen estática durante un tiempo de colección de $20 \text{ s} = T_E$
3. Disponer un programa dinámico de adquisición de imágenes (>100) y el tiempo más corto posible de adquisición de cada imagen, hasta completar un tiempo total de colección de 20 s.
4. Medir con cronómetro el tiempo total de la adquisición, T_D .
5. Repetir el procedimiento para diferentes matrices y en modo lista cuando sea posible.

II. SINCRONIZACIÓN ECG

1. Colocar una fuente puntual de 100 MBq dentro del campo de visión de la cámara.
2. Conectar los cables de ECG a un generador de señal o a un voluntario que mantenga una actitud relajada durante la prueba.
3. Realizar una adquisición en modo pulsado (entrada puerta), siguiendo el protocolo clínico establecido por el equipo. Limitar la adquisición por tiempo de recuento, número total de cuentas o número de ciclos cardíacos.
4. Repetir el procedimiento con una adquisición en modo lista y reproduciendo aceleraciones en la señal de ECG (por ejemplo moviendo el brazo bruscamente por parte del voluntario o introduciendo un patrón periódico diferente en la señal), para comprobar la eliminación de pulsos cardíacos anormales.

ANÁLISIS DE DATOS

PROCEDIMIENTO I

- Determinar el conteo total C_E de la imagen estática.
- Determinar los conteos C_j , de cada imagen en la adquisición dinámica.
- Realizar la prueba del χ^2 para averiguar, si las diferencias encontradas son debidas únicamente al azar, utilizando un nivel de confianza en la valoración del 95%.
- Determinar el tiempo aparente de adquisición de cada imagen (T_i) de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$T_i = \frac{C_j}{C_E} \cdot T_E$$

donde T_E : Tiempo total de la adquisición de la imagen estática, 20 s.

- Determinar la media del conjunto de los tiempos aparentes de adquisición obtenidos.
- Determinar el tiempo aparente de colección, TAC como la suma del conjunto de los tiempos aparentes de adquisición obtenidos.
- Determinar el tiempo de retardo:

Si $T_E < T_D$, pueden darse las siguientes posibilidades:

- a) $T_{AC} < T_D$, esto demostraría que existe un tiempo de retardo entre el final de la adquisición de una imagen y el comienzo de la siguiente. El tiempo de retardo medio vendría dado por la expresión:

$$A_t = \frac{T_D - T_{AC}}{n - 1}$$

- b) $T_{AC} \geq T_D$, esto implicaría que $AT \leq 0$ lo que solo puede explicarse debido a fluctuaciones estadísticas en el conteo y la prueba debe repetirse.

Si $T_E = T_D$ el sistema es correcto.

Si $T_E > T_D$ significaría un funcionamiento incorrecto de alguno de los relojes.

PROCEDIMIENTO II

- Definir una región de interés, RDI, que incluya la imagen de la fuente puntual y obtener una curva actividad-tiempo.
- Calcular la media y desviación típica de los puntos incluidos en él los primeros tres cuartos de la curva.

LIMITE DE ACEPTACIÓN

PERIODICIDAD

Semestral.

SECUENCIA

Resolución temporal.

OBSERVACIONES

Esta Prueba es fundamental para los estudios dinámicos.

GP. 15 TAMAÑO DE PIXEL**PROPÓSITO**

Determinar el tamaño del pixel en la matriz utilizada.

PARAMETROS

El análisis requiere del cálculo del centroide (centro de gravedad) de las fuentes puntuales a lo largo de los ejes X e Y para cada una de las proyecciones tomadas. El centro de gravedad estimado a lo largo del eje X se calcula de la siguiente manera:

$$CDGX = \frac{\sum_{i=i_1}^{i_2} \sum_{j=j_1}^{j_2} i \cdot \text{Matriz}(i,j)}{\sum_{i=i_1}^{i_2} \sum_{j=j_1}^{j_2} \text{Matriz}(i,j)}$$

a lo largo de un perfil de espesor j_1 a j_2 y anchura i_1 a i_2 limitando la fuente puntual, 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 una forma similar:

$$CDGY = \frac{\sum_{j=j_1}^{j_2} \sum_{i=i_1}^{i_2} j \cdot \text{Matriz}(i,j)}{\sum_{j=j_1}^{j_2} \sum_{i=i_1}^{i_2} \text{Matriz}(i,j)}$$

Donde j es el índice en la dirección Y e i es el índice a lo largo del eje X.

Los cálculos de CDGX y CDGY deben ser estimados hasta un decimal.

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

Esta prueba debe ser realizada para todas las energías y colimadores utilizados en la práctica, y calculado para todos los tamaños de matriz y condiciones de zoom.

Una fuente pequeña de ^{99m}Tc ó ^{57}Co .

PROCEDIMIENTO

1. Situar la fuente puntual encima del colimador a lo largo del eje X, aproximadamente a unos 5 cm del borde del campo de visión.
2. Establecer los parámetros para una adquisición estática de unas 50 K cuentas utilizando la matriz que aporte mejor detalle, por ejemplo 256×256 , asegurarse de que no se utiliza el zoom.

3. Adquirir la imagen planar.
4. Mover la fuente puntual horizontalmente a otro punto que esté aproximadamente a 5 cm del otro borde del campo de visión, la distancia entre este punto y el anterior debe conocerse con un error de 1 mm.
5. Repetir la adquisición.
6. Repetir el procedimiento anteriormente descrito situando las fuentes a lo largo del eje Y.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Calcular el centro de gravedad para cada una de las fuentes puntuales en las distintas imágenes, obteniéndose cuatro centros de gravedad:
 (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 una de las dos observaciones, calcular las distancias entre las posiciones de cada uno de los pares de imágenes:
Distancia X = $[(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2]^{1/2}$
Distancia Y = $[(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2]^{1/2}$
Para el desplazamiento horizontal (procedimiento 4) $(y_1 - y_2)$ debe ser pequeña, así como $(x_3 - x_4)$ para el desplazamiento vertical (procedimiento 6).
3. Determinar el tamaño del pixel dividiendo la distancia entre las fuentes puntuales en mm por la distancia correspondiente en pixels. Esto da el tamaño en mm del pixel utilizado.
4. Multiplicar el valor encontrado en el punto 3 anterior por un factor apropiado, tal que ello corresponda al tamaño de matriz y tamaño de pixel utilizado en los estudios tomográficos (por un tamaño 4 si los datos se adquieren con una matriz de 256×256 y la matriz utilizada en el estudio tomográfico es de 64×64).

LIMITE DE ACEPTACIÓN

La diferencia entre los valores a lo largo del eje X e Y no debe ser superior al 5%, entre valores nominales y medidos.

PERIODICIDAD

Trimestral.

SECUENCIA

OBSERVACIONES

El tamaño del pixel es necesario en la reconstrucción tomográfica (por ejemplo al realizarse la corrección por atenuación), para determinar la resolución, y para realizar estimaciones cuantitativas del tamaño de los órganos.

El tamaño de pixel en las direcciones X e Y no tiene porque ser necesariamente el mismo y la diferencia entre los valores X e Y no puede ser superior a $\pm 5\%$.

4. BIBLIOGRAFÍA

1. BRUCE H. HASEGAWA. THE PHYSICS OF MEDICAL X-RAY IMAGINS., MEDICAL PHYSICS PUBLISHING. 1991.
2. BUSSEMAN-SOKOLE E. QUALITY ASSURANCE IN NUCLEAR MEDICINE IMAGING. HARDWARE AND SOFTWARE ASPECTS. AMSTERDAM 1990.
3. C.E.I. 789 CHARACTERISTICS AND TEST CONDITIONS OF RADIONUCLIDE IMAGING DEVICES; ANGER TYPE GAMMA CAMERAS. 1992.
4. CHANDRA R. NUCLEAR MEDICINE PHYSICS. WILLIAMS AND WILKINS. U.S.A. 1998
5. DESGREZ IDY REDETTI A. BASES PHISIQUES DE L'IMAGERIE MEDICALE. MASSON. 1992.
6. GLOSARIO MULTILINGUE DE TERMINOS USADOS EN EL CAMPO DE LA CALIDAD INDUSTRIAL. MINISTERIO DE INDUSTRIA Y ENERGIA.
7. GOTTSCHALK A. HOFFER P.B. POTCHEN. E.J. DIAGNOSTIC NUCLEAR MEDICINE. WILLIAMS AND WILKINS. U.S.A. 1988
8. HANNAN J. QUALITY CONTROL OF GAMMA CAMERAS AND ASSOCIATED COMPUTER SYSTEMS.. THE INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCE MEDICINE. 1992.
9. LI EVANS A. THE EVALUATION OF MEDICAL IMAGES. ADAM HOLGER 1981.
10. HPA QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTATION. 1983.
11. IAEA, QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTATION, IAEA 1991.
12. NEMA. PERFORMANCE MEASUREMENTS OF SCILLATION CAMERAS, STANDARD PUBLICATION NU 1-1994.
13. SORENSON J. A. AND PHELPS M. E. PHYSICS IN NUCLEAR MEDICINE. GRUNE AND STRATTON. NEW YORK. 1980
14. SORENSON J. A. AND PHELPS M. E. PHYSICS IN NUCLEAR MEDICINE. WB SANDERS AND COMPANY. NEW YORK. 1987
15. WHO. QUALITY ASSURANCE IN NUCLEAR MEDICINE WORLD HEALTH ORGANIZATION. GENEVA 1982

Capítulo III
TOMOGRAFÍA DE EMISIÓN
DE FOTÓN ÚNICO (SPECT)



1. INTRODUCCIÓN

La tomografía de emisión de fotón único (Single Photon Emission Tomography, SPECT) permite conocer la distribución tridimensional de un radionucleido en el interior del organismo. Por cada radionucleido que se desintegra desde el exterior se pretende detectar un fotón, por ello, esta técnica se denomina «de emisión de fotón único». La detección de una serie de fotones deberá proporcionar información acerca de la distribución del radiofármaco en el organismo. Esta información, que se presenta normalmente como imágenes de cortes o secciones bien definidas en el tomograma, es de carácter intrínsecamente tridimensional, porque cada corte tiene una sección y un área.

La SPECT se diferencia claramente de la gammagrafía planar. En ésta, las imágenes ofrecen una información limitada de la distribución real del radionucleido, ya que la superposición de planos adyacentes conlleva la pérdida de información acerca de la profundidad. Por ello, las imágenes planares se caracterizan por un bajo contraste al superponerse la actividad del órgano o zona de interés, con la actividad de fondo debida a otras estructuras anatómicas.

En SPECT los datos se recogen por medio de imágenes planares en múltiples direcciones, denominadas proyecciones. El procesado de dichas imágenes, que no ofrecen información acerca de la profundidad, permite conocer la distribución interna del radionucleido, es decir, reconstruir su distribución tridimensional. La actividad de fondo está prácticamente eliminada en las imágenes tomográficas y, en consecuencia, el contraste es mayor.

Las imágenes en SPECT se presentan normalmente en forma de cortes bidimensionales, cada uno en una posición distinta en la tercera dimensión. Ello permite por un lado medir tamaño y volúmenes, con limitaciones impuestas por la resolución del sistema, y por otro localizar, mejor que en gammagrafía planar, las distintas estructuras, eliminándose en gran medida los efectos de las estructuras de planos contiguos.

Las técnicas de marcaje con radionucleidos permiten seguir los caminos fisiológicos no solamente en cuanto a la distribución espacial de éstos, sino también de su captación. Así, la SPECT debería permitir cuantificar el trazador.

2. EL PROCESO TOMOGRAFICO

La mayoría de los equipos SPECT constan de un cabezal detector, compuesto por una gammacámara (cámara Anger) y un colimador, que puede girar alrededor de un eje en el que se sitúa el paciente. La gammacámara tiene como función la detección de los fotones emitidos en la desintegración del radionucleido, mientras que el colimador sólo permite que alcancen el detector aquellos fotones cuya dirección es paralela a la de sus agujeros. Los datos se obtienen en forma de imágenes planares en una serie de ángulos alrededor del paciente. El giro total suele ser de 360°, y el número de proyecciones de 60 a 128. La información en cada imagen o proyección equivale a un valor (número) en cada uno de los elementos (pixels) de la matriz de adquisición. Así, el contenido de cada pixel representa la suma de actividad (del radionucleido) a lo largo de la línea paralela a la dirección de los agujeros del colimador. Si éste es de agujeros paralelos, la dirección será perpendicular al colimador y al eje de rotación.

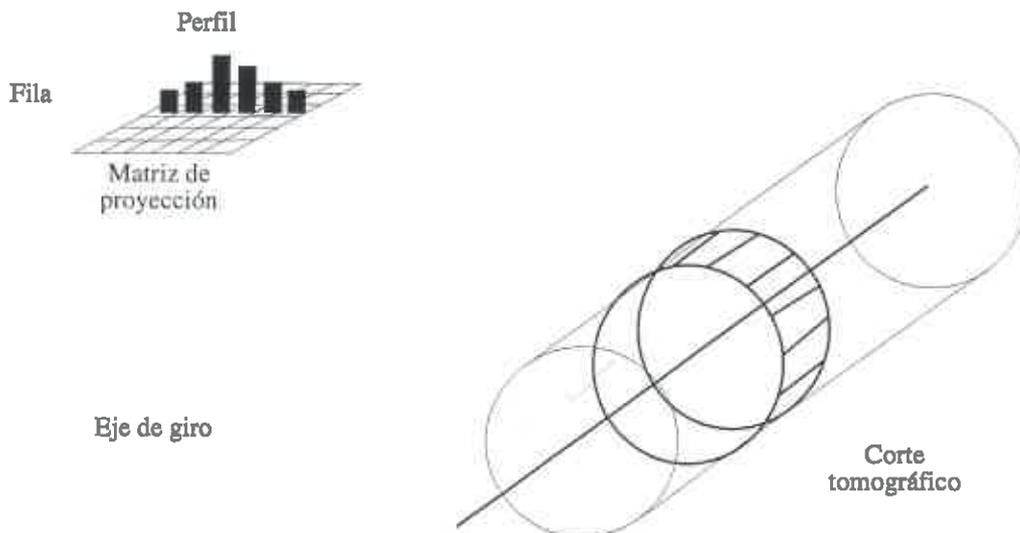


Figura III.1. Perfil de la actividad en la fila, de la matriz de proyección, correspondiente a una sección o corte tomográfico (Martí, JM. Rev Neurol 1994; 22 S 8-18)

La distribución tridimensional del radionucleido en el paciente se puede considerar como una serie de secciones o cortes bidimensionales paralelos entre sí y perpendiculares al eje de giro del cabezal detector Fig III.1. En cada una de las proyecciones, la información de cada corte se obtendrá en la misma fila de la matriz de proyección, proporcionando los pixels de dicha fila el perfil de la distribución del radionucleido. El número de pixels en la matriz de adquisición suele ser de 64×64 ó 128×128 . Si la matriz es de 128×128 , se pueden en principio generar 128 cortes tomográficos, siendo los perfiles en las proyecciones de 128 elementos.

En la figura III.2 se presentan los perfiles de las tres proyecciones de un mismo corte producidos por un objeto tridimensional en el que hay un foco activo. Cada perfil muestra la localización, para ese ángulo, del foco activo en la dirección de la propia fila de pixels, pero no se tienen información acerca de la línea perpendicular al perfil (no se conoce la profundidad del foco activo). Una primera aproximación para obtener el corte tomográfico consiste en proyectar cada uno de los perfiles y superponerlos en una matriz. En el proceso de retroproyección se asigna el mismo valor a cada punto (pixel) del corte tomográfico que contribuye al perfil proyectado. A este modo de obtener las imágenes tomográficas se le denomina superposición lineal de retroproyecciones.

Al aumentar el número de proyecciones que son retroproyectadas se mejora la calidad de la imagen tomográfica, pero el objeto original, que en el ejemplo de la figura III.2 es una fuente puntual, está borroso o artefactado. El foco caliente aparece como una estrella cuya intensidad decrece según $1/r$, siendo la r la distancia al foco caliente. El efecto es debido a la retroproyección de un punto con una raya. Esta distribución de actividad fuera del foco original degrada la calidad de la imagen del corte tomográfico cuando se estudian objetos complejos.

En términos matemáticos se observa que la imagen obtenida en la retroproyección es la convolución de la imagen real con la función $1/r$. Para compensar este efecto, el filtrado de la imagen puede realizarse en el espacio de frecuencias multiplicando la Transformada de Fourier de cada proyección por un factor proporcional a la propia frecuencia. Debido a la forma del filtro se le denomina filtro en Rampa. En el espacio real supone la

convolución de la imagen con un filtro cuya Transformada de Fourier es el filtro en Rampa. En la medida que el número de proyecciones aumenta, la distorsión introducida por el efecto estrella disminuye, eliminándose con infinitas proyecciones.

2.1. Filtros

Aquellas características del objeto (paciente) que varían muy lentamente de una zona a otra vienen representadas por una frecuencia baja, en cambio, aquellos caracteres que varían muy rápida o súbitamente (como el límite de un órgano) se caracterizan por una frecuencia alta. En una imagen obtenida con una matriz, la máxima frecuencia de variación que se puede obtener es una variación alterna de pixels, es decir $32 / 64 = 0,5$ ó $64 / 128 = 0,5$. A esta frecuencia se le denomina frecuencia de Nyquist, y representa la máxima frecuencia del objeto que se puede representar con la matriz imagen.

En el proceso de adquisición, las proyecciones tienen un número de cuentas, o fotones detectados, limitado. Además, la dispersión estadística hace que dos pixels que «ven» la misma actividad (cantidad de radionucleido desintegrándose) tengan un valor distinto (siguiendo la estadística de Poisson). Estas fluctuaciones están descritas por frecuencias altas (variación de pixel a pixel). Así, en el proceso de reconstrucción de la imagen, cuando se utiliza el espacio de frecuencias para filtrar las proyecciones y se multiplica por el filtro en Rampa, éste debe suavizarse en la zona de altas frecuencias para eliminar la introducción de ruido, y no resaltar las fluctuaciones estadísticas.

En el suavizado del filtro en Rampa se obtienen los filtros comunmente utilizados en el proceso de retroproyección filtrada: Butterworth, Hann, Hamming, Parzen y otros. Al-

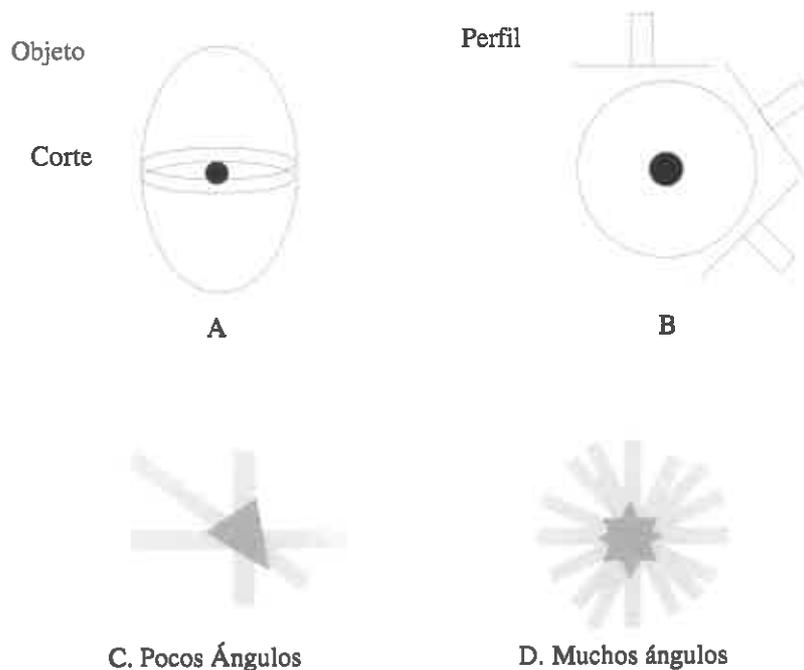


Figura III.2. Proceso de reconstrucción: A) Objeto que contiene una fuente puntual. B) perfiles de actividad producidos en las distintas proyecciones correspondientes al corte tomográfico en el que se encuentra la fuente. C) Retroproyección y superposición, en la matriz imagen, de tres perfiles obtenidos en las proyecciones. D) Mejora de la calidad de la imagen al aumentar el número de proyecciones; aunque aparece borrosa o artefactada con el denominado efecto estrella (Martí, JM. Rev Neurol 1994; 22 S 8-18).

gunos autores utilizan el término de «ventana» para referirse a la función que modifica o suaviza el filtro en Rampa. Además se especifica una frecuencia crítica (cut off) que caracteriza un punto del suavizado (transición de filtro en Rampa a valor cero). Según el filtro (o ventana) utilizado se especifican otros parámetros, como el orden del filtro que indica la rapidez (o brusquedad) del suavizado.

2.2. Parámetros de adquisición

El objetivo final de cualquier sistema de imagen es alcanzar una resolución óptima con un tiempo mínimo de exploración. Durante la adquisición de las proyecciones hay un compromiso entre el tiempo de duración de la exploración y la densidad de cuentas (información) en cada una de ellas imponiendo restricciones tanto al paciente como a la instrumentación. Ello se traduce en la selección de unos parámetros, tanto en el proceso de adquisición como en el de reconstrucción, que condicionan la calidad de la imagen final.

Fijados el órgano a estudiar y el sistema tomográfico que se va a emplear (detector y colimador), la adquisición de la información por medio de distintas proyecciones bidimensionales alrededor del paciente implica la selección de una serie de parámetros como son el número de proyecciones, el tiempo por proyección, el ángulo total de giro, la dirección de rotación, la adquisición por pasos o continua, el tipo de órbita, los radios de giro, la ventana de energía y la matriz de adquisición. Todos estos parámetros repercuten en la resolución y en la riqueza fotónica de las imágenes planares a partir de las cuales se obtendrán los cortes tomográficos de la distribución del radiofármaco.

La matriz de adquisición de las proyecciones, y de presentación de los cortes tomográficos, juega un papel importante en la calidad de la imagen. Para alcanzar una mejor resolución se aumenta el tamaño de la matriz, aunque la utilización de una matriz de 128×128 precisa incrementar en 4 la cantidad de información (cuentas) adquirida en una matriz de 64×64 , para mantener la misma calidad de la imagen. Por ello, debe mejorarse la sensibilidad del sistema detector o aumentar el tiempo de cada proyección, y en consecuencia el tiempo total de la exploración, suponiendo que no varíe la dosis del radionucleido. Como el tamaño óptimo de pixel debe ser al menos la mitad de la resolución del sistema, para valores de ésta de 12 a 20 mm resulta un tamaño de pixel de 6 a 10 mm, valor típico para una matriz de 64×64 . Para sistemas SPECT más modernos (equipos con colimadores especiales y /o multidetectores), con una resolución inferior a 10-12 mm, se utiliza la matriz de 128×128 con un tamaño de pixel de unos 3 mm.

Al incrementar el número de proyecciones mejora la calidad de la imagen, reduciéndose el efecto estrella. En la práctica, existe una relación de manera que la densidad del muestreo espacial (matriz de adquisición) debe ser del mismo orden que el número de proyecciones. Así, en una rotación de 360° , un número de proyecciones inferior a 60 puede introducir artefactos, siendo entonces el número normal de 64 ó 128 para matrices de 64×64 ó 128×128 respectivamente.

Por otro lado, la calidad de la imagen generalmente mejora aumentando el número de proyecciones aún si el número total de cuentas se reduce.

Matriz	Tamaño de pixel	Número de proyecciones
64 × 64	6,4 mm	64
128 × 128	3,2 mm	128

Para un detector de 40 cm. de diámetro.

Al aumentar tanto el tamaño de la matriz como el número de proyecciones, los ficheros ocupan mayor memoria en el ordenador, lo cual puede suponer un compromiso según sea la memoria de disco disponible

El radio de rotación del cabezal detector alrededor del paciente deberá ser el menor posible, ya que la distancia fuente-detector es la principal causa de la reducción de la resolución. La disminución de la distancia órgano-detector y el aumento de la sensibilidad de detección ha llevado al diseño de los modernos sistemas de SPECT. Otra posibilidad es la elección de una órbita elíptica en lugar de una circular, para mantener el detector lo más cerca posible del paciente durante la adquisición tomográfica. Además, una órbita no circular mejora tanto la resolución como la uniformidad de los cortes tomográficos.

La estadística de las proyecciones está limitada entre otros factores por el tiempo que el paciente puede permanecer inmóvil, de manera que una imagen con estadística ideal puede quedar artefactada si el paciente se mueve. Esto hace que sea conveniente analizar el sinograma antes de la reconstrucción.

2.3. Parámetros de reconstrucción tomográfica

El método empleado en la reconstrucción de la imagen (retroproyección filtrada, métodos iterativos,...) repercute en la calidad de la imagen tomográfica. El método está determinado por los programas que el fabricante ha implementado en su sistema tomográfico. El más común de ellos es el de la retroproyección filtrada en el cual se utilizan distintos filtros caracterizados por diversos parámetros, entre los que cabe destacar la frecuencia de corte. La elección de un filtro concreto y de sus parámetros depende de las características físicas del órgano en estudio, del equipo empleado y de la finalidad del estudio. Distintas combinaciones de los parámetros que determinan el filtro permiten obtener comportamientos muy parecidos a partir de distintos filtros, obteniéndose imágenes de calidad semejante. No hay un filtro perfecto sino óptimo, en el sentido de que el mejor filtro se debe elegir después de haber ensayado una variedad de filtros en distintos estudios clínicos. Así, con el filtro óptimo se obtendrá la mejor resolución, evitando tanto un suavizado excesivo de la imagen como la introducción de artefactos.

Con el fin de mejorar la imagen pueden realizarse en determinados estudios, correcciones de atenuación y de dispersión. Existen distintas aproximaciones para la corrección de atenuación, como las de Chang y Sorenson, cuya implementación suele utilizar métodos iterativos. Estos métodos dependen tanto del sistema SPECT que se utilice como de la posibilidad de realizar estudios de transmisión y emisión, tal como ofrecen algunos de los sistemas tomográficos más recientes. La utilización de estas correcciones debe realizarse con cuidado, debido a la posibilidad de introducir artefactos, como la sobreestimación de actividad en el centro de la imagen.

3. INSTRUMENTACIÓN

Las innovaciones tecnológicas hacia el desarrollo de colimadores especiales y de equipos multidetectores y multicabezales han sido motivados por:

- La pérdida de resolución de la imagen al aumentar la distancia fuente-detector
- La necesidad de optimizar (maximizar) el número de eventos registrados, para que mejore la calidad de la imagen
- Las características particulares de la cabeza, como órgano que está en un extremo del cuerpo con un diámetro relativamente pequeño y su proximidad a los hombros que obligan a aumentar el radio de giro del detector.

Para los sistemas SPECT monocabezales con un único detector que gira alrededor del paciente, la mejora de la calidad de la imagen se ha conseguido utilizando colimadores especiales, al aumentar la sensibilidad de detección y la resolución tomográfica. Estos diseños se basan en:

1. inclinar el cabezal detector y utilizar un colimador de agujeros paralelos y perpendiculares al eje de giro
2. cortar o modificar la forma del cabezal para que la rotación no se vea limitada por los hombros
3. alargar los agujeros de los colimadores
4. diseñar colimadores con agujeros convergentes, repartiendo así la imagen del cerebro sobre una porción mayor del cristal, haciendo el sistema más sensible, e incluso inclinando el cabezal para reducir el radio de giro. De este modo se utilizan los colimadores en abanico, cono o astigmáticos.

La otra línea de desarrollo tecnológico ha sido rodear el órgano (cerebro) por un detector. Así surgieron los sistemas multidetectores, con múltiples detectores individuales en disposición poligonal o en anillo, y los sistemas multicabezales con dos, tres o cuatro gammacámaras (cámaras Anger) en disposición poligonal. A estos sistemas multicabezales también se les pueden acoplar colimadores especialmente diseñados, como el de abanico. La sensibilidad aumenta en la medida que se disponga de más superficie de detección, pudiéndose reducir proporcionalmente el tiempo de exploración. La resolución que se alcanza con estos sistemas es de 7 mm.

4. PARÁMETROS DE CALIDAD EN UN SPECT

La calidad de las imágenes finales que se emplean para obtener un diagnóstico depende de cada uno de los eslabones que componen el proceso de formación de dichas imágenes, es decir: a) del radiofármaco, b) del paciente, c) del sistema tomográfico utilizado, d) de su estado de funcionamiento (control de calidad), e) de los parámetros de adquisición del estudio, y f) del método y de los parámetros utilizados en la reconstrucción de las imágenes y en su posterior manipulación.

Entendiendo por optimización la aplicación de un conjunto de acciones necesarias para obtener la máxima calidad con los recursos existentes, optimizar la imagen tomográfica del SPECT comportará tanto optimizar por separado cada uno de los procesos que intervienen en la formación de estas imágenes como conjuntamente, dada la interdependencia que existe entre ellos.

En cuanto a las pruebas que evalúan el estado de funcionamiento de la instrumentación de SPECT cabe destacar aquellas que miden parámetros que intervienen directamente en el proceso de reconstrucción, como son la uniformidad y el centro de rotación (COR), y el tamaño de pixel que se utiliza en la corrección de la atenuación. Estas pruebas junto a otras de menor frecuencia, como las de resolución, linealidad, contraste y variaciones rotacionales, permiten garantizar el funcionamiento óptimo del sistema SPECT.

Las medidas rutinarias de estos parámetros pueden realizarse sin dificultad ya que ni precisan de material sofisticado ni son difíciles de llevar a cabo. Los tres parámetros (uniformidad, COR y tamaño de pixel) que son utilizados por el sistema tomográfico en la reconstrucción y procesamiento deberán evaluarse con especial esmero y siguiendo las recomendaciones del fabricante de la tomocámara. Paralelamente, aunque con una frecuencia menor, es importante la realización periódica de una prueba de funcionamiento total con un maniquí especial, que permite evaluar en conjunto los parámetros de uniformidad y resolución tomográfica, y detectar la presencia de artefactos que pueden quedar enmascarados tanto en los estudios clínicos como en las pruebas específicas de los distintos parámetros.

5. PRUEBAS PARA UN SISTEMA SPECT

5.1. Lista de pruebas

Código	Prueba	Tipo y periodicidad		
		Acept.	Refer.	Const.
TM.1	Inspección general	X	A	
TM.2	Tamaño del pixel	X	TM	
TM.3	Centro de rotación (COR)	X		Q
TM.4	Uniformidad del sistema	X		M
TM.5	Pruebas de resolución			
TM.5.A	Resolución tomográfica sin dispersión	X	SM	
TM.5.B	Resolución tomográfica con dispersión	X	SM	
TM.6	Prueba de espesor de corte en el centro de la imagen	X	SM	
TM.7	Pruebas de sensibilidad			
TM.7.A	Sensibilidad planar (ver GP.6)			
TM.7.B	Sensibilidad volumétrica total y axial	X	SM	
TM.7.C	Sensibilidad del sistema a la radiación dispersa	X	SM	
TM.8	Variaciones angulares			
TM.8.A	Variación de la uniformidad y de la sensibilidad	X	SM	
TM.8.B	Variación angular de la posición espacial	X	SM	
TM.9	Contraste de la imagen		SM	
TM.10	Inclinación de los agujeros del colimador	X		
TM.11	Corrección de atenuación y posicionamiento del contorno del paciente	X	A	
TM.12	Prueba de funcionamiento global	X		M
TM.13	Pruebas para un sistema multicabezal	X		Q

R: Referencia, SM: Semestral, TM: Trimestral, Q: Quincenal, A: Anual, C: Constancia

5.2. Listado general de material

Maniquí de uniformidad tomográfica: Maniquí cilíndrico que se pueda llenar con una concentración de actividad conocida. Un tamaño típico sería de 10 cm de radio y de, al menos 10 cm de longitud.

Fuente puntual: Fuente esférica de tamaño inferior a 2 mm que pueda ser posicionada en varios puntos del campo de visión.

Maniquí de resolución: Maniquí que proporcione una atenuación uniforme (de unos 10 cm de radio y 5 de longitud) que permita posicionar en su interior la fuente puntual o lineal. Los agujeros, de aproximadamente 1 mm de diámetro, deben estar en el centro del maniquí y en distintas posiciones radiales.

Maniquí de funcionamiento total: Maniquí que contenga distintos patrones geométricos y esferas de tamaño conocido que puedan ser rellenas con una concentración de actividad determinada. Existen distintos modelos comerciales, aunque se pueden fabricar de modo casero. Este maniquí puede ser utilizado como maniquí de uniformidad tomográfica.

Fuente de flujo o inundación: Fuente para verificar la uniformidad. Disco con la actividad uniformemente distribuida.

Nota: Es importante que los maniqués de uniformidad y funcionamiento total tengan la actividad uniformemente distribuida. Para verificarlo se puede añadir un colorante al trazador comprobando de forma visual la homogeneidad.

TM.1 INSPECCIÓN GENERAL

PROPÓSITO

Comprobar el funcionamiento mecánico del sistema y su capacidad para girar el cabezal de manera apropiada para SPECT.

TIPO

Aceptación y referencia

MATERIAL

Medidor de nivel, reglas de distinta longitud y un cronómetro.

Manuales de operación y especificaciones técnicas del contrato.

PROCEDIMIENTO

1. Mirar daños del sistema.
2. Rotar el cabezal detector. Comprobar la constancia de la velocidad, si existen vibraciones la presencia de ruidos mecánicos, así como la parada correcta al final de la rotación. Comprobar la rotación en sentido horario y antihorario. Usar un cronómetro con el fin de comprobar si la velocidad de rotación cambia en función de la posición angular. Asegurarse, cuando sea posible, que los cabezales están correctamente balanceados para los distintos colimadores.
3. Cuando sea posible, comprobar que el sistema vuelve a su posición de origen de una manera precisa.
4. En la rotación por pasos, comprobar que se realiza el número de proyecciones (ángulos o imágenes) predeterminado. Realizarlo para cada uno de los incrementos angulares que se puedan seleccionar.
5. Comprobar que el cabezal(es) está(n) mecánicamente centrado(s) con respecto al eje de rotación dentro de las especificaciones del fabricante. Típicamente debe ser con una exactitud (diferencia) menor a 1 cm. Si los programas de reconstrucción tienen en consideración estos errores, y éstos son consistentes, se pueden aceptar errores de hasta 1 cm siempre que la resolución tomográfica sea aceptable (ver TM.5.A).
6. Comprobar que el eje y el cabezal(es) es paralelo al eje de rotación. Esto puede ser también difícil de medir mecánicamente sin un equipo especial; el fabricante debe comprobarlo al realizar las pruebas de aceptación. La prueba de centraje (punto TM.3) puede aportar información sobre la alineación del eje Y con el eje de rotación.
7. Comprobar que el eje largo de la camilla está razonablemente paralelo al eje de rotación, y centrado. Eso puede ser comprobado midiendo la distancia desde la camilla a la cámara con el cabezal rotado 90° y 270°. Estas distancias deben diferir en menos de 1 cm. Esto debe comprobarse asimismo para las posiciones extremas de la cámara, lo que confirmará que la camilla está razonablemente paralela al eje de rotación.
8. Comprobar que las distintas lecturas del cabezal, por ejemplo el ángulo o la distancia al eje de rotación son precisas, midiéndose las correspondientes distancias,

ángulos, etc. El radio de rotación es más fácil de comprobar: medir desde el cabezal a un punto fijo (por ejemplo la camilla), y rotando el cabezal 180° repetir la medida, finalmente dividir por dos la suma de las dos distancias.

9. Comprobar que el estativo está vertical. Esto puede realizarse con un nivelador, colocando el cabezal detector a 0° y a 180° a lo largo del eje Y. La lectura debe ser la misma en ambos casos; en caso contrario, el fabricante debe rectificar esta situación. Esto es importante cuando se ajusta el ángulo de inclinación, si se utiliza el nivelador. Errores en el ajuste de la verticalidad del estativo se mostrarían en la prueba de centraje (TM.3).
10. Si el sistema se utilizara para mantener el cabezal paralelo al eje de rotación mientras se mueve a diferentes radios de rotación, comprobar la inclinación del cabezal colocando el nivelador encima de la cara del colimador cuando el cabezal está en la posición más baja, y mover el cabezal hacia dentro y hacia fuera (respecto al eje de rotación).
11. Para un sistema que utilice un nivelador en la superficie trasera de la cámara, comprobar que la cara del colimador es paralela a esta superficie. Para ello, colocar el nivelador en el colimador con el cabezal en la parte más baja, y comparar con el nivelador en la parte trasera.
12. Comprobar visualmente cualquier daño que haya podido surgir en el colimador, y si es posible también cualquier deformación. La prueba de centraje (TM.3) dará valores malos si los agujeros de los colimadores no están perpendiculares al eje de rotación. Esto es particularmente importante para los colimadores de agujeros inclinados. Otros tipos de daños en los colimadores pueden ser comprobados con la prueba TM.4.
13. Comprobar el interruptor de parada de emergencia, y cualquier otro dispositivo de seguridad del paciente.
14. Para órbitas no circulares, comprobar que el sistema realiza correctamente los movimientos mecánicos para distintas órbitas seleccionadas. Pruebas más específicas serían normalmente necesarias y deberían ser indicadas en la documentación del fabricante.
15. Comprobar posibles daños de los cables debido a la rotación del sistema.

ANÁLISIS DE DATOS

Ninguno.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Para realizar estudios tomográficos SPECT de buena calidad, el posicionamiento mecánico del cabezal(es) necesita ser tal, que las desviaciones del centro de rotación sean menores de 2 mm. No obstante, si existen métodos de centraje electrónicos y los programas adecuados, las desviaciones del centro de rotación deben ser menores de 1 cm y con una reproducibilidad dentro de 1 mm.

Si la precisión mecánica está fuera de los límites de tolerancia y no pueden ser corregidos por los programas, entonces el sistema no debe ser utilizado para SPECT.

PERIODICIDAD

Anual

SECUENCIA

Primera prueba a realizar en la aceptación del equipo

OBSERVACIONES

Es importante que el sistema realice movimientos mecánicos sin ninguna vibración. Algunos problemas se pueden poner de manifiesto por ruidos generados por el sistema, o tras la observación del tiempo requerido para rotar de una posición a otra.

El radio de rotación indicado en algunos displays puede hacer referencia a la distancia desde el eje de rotación a la cara frontal del colimador o alternativamente a la cara del cristal. Determinar cual de los dos casos es.

Si la puesta en marcha del sistema SPECT no ha sido realizada cuidadosamente, el sistema no será capaz de obtener buenas imágenes tomográficas. Las tolerancias permitidas son mucho menores que para una gammacámara convencional. La mayoría de los errores debidos a problemas mecánicos serán más patentes en la prueba de centraje (TM.3).

TM.2 TAMAÑO DE PIXEL**PROPÓSITO**

Determinar el tamaño de pixel en la matriz utilizada para la reconstrucción tomográfica.

PARÁMETROS

El análisis requiere del cálculo del centroide (centro de gravedad) de las fuentes puntuales a lo largo de los ejes X e Y para cada una de las proyecciones tomadas. El centro de gravedad estimado a lo largo del eje X se calcula de la siguiente manera:

$$CDGX = \frac{\sum_{i=i_1}^{i_2} \sum_{j=j_1}^{j_2} i \cdot \text{Matriz}(i,j)}{\sum_{i=i_1}^{i_2} \sum_{j=j_1}^{j_2} \text{Matriz}(i,j)}$$

a lo largo de un perfil de espesor j_1 a j_2 y anchura i_1 a i_2 que limitan la fuente puntual respecto al fondo, 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 una forma similar:

$$CDGY = \frac{\sum_{j=j_1}^{j_2} \sum_{i=i_1}^{i_2} j \cdot \text{Matriz}(i,j)}{\sum_{j=j_1}^{j_2} \sum_{i=i_1}^{i_2} \text{Matriz}(i,j)}$$

Donde j es el índice en la dirección Y e i es el índice a lo largo del eje X.

Los cálculos de CDGX y CDGY deben ser estimados hasta un decimal.

TIPO

Aceptación y referencia

MATERIAL

Esta prueba debe ser realizada para las condiciones habituales de energía y colimador, tamaños de matriz tomográfica y zoom.

Una fuente pequeña.

PROCEDIMIENTO

1. Situar la fuente puntual encima del colimador a lo largo del eje X, aproximadamente a unos 5 cm del borde del campo de visión.

2. Establecer los parámetros para una adquisición estática de unas 50 kilocuentas utilizando la matriz que aporte mejor detalle, por ejemplo 256×256 . Asegurarse que no se utiliza el zoom.
3. Adquirir la imagen planar.
4. Mover la fuente puntual horizontalmente a otro punto que está aproximadamente a 5 cm del otro borde del campo de visión, la distancia entre este punto y el anterior debe conocerse con un error menor de 1 mm.
5. Repetir la adquisición.
6. Repetir todo el procedimiento anteriormente descrito situando las fuentes a lo largo del eje Y.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Calcular el centro de gravedad para cada fuente puntual en las distintas imágenes, obteniéndose cuatro centros de gravedad:
 (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 una de las dos observaciones, calcular las distancias entre las posiciones de cada uno de los pares de imágenes:
Distancia X = $[(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2]^{1/2}$
Distancia Y = $[(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2]^{1/2}$
Para el desplazamiento horizontal (procedimiento & 4) $(y_1 - y_2)$ debe ser pequeña, así como $(x_3 - x_4)$ para el desplazamiento vertical (procedimiento & 6).
3. Determinar el tamaño del pixel dividiendo la distancia entre las fuentes puntuales en mm por la distancia correspondiente en pixels. Esto da el tamaño en mm del pixel utilizado.
4. Multiplicar el valor encontrado en el punto 3 anterior por un factor apropiado, tal que ello corresponda al tamaño de matriz y tamaño de pixel utilizado en los estudios tomográficos (por un tamaño 4 si los datos se adquieren con una matriz de 256×256 y la matriz utilizada en el estudio tomográfico es de 64×64).

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

La diferencia entre los valores a lo largo del eje X e Y no debe ser superior al 5%.

PERIODICIDAD

Trimestral.

OBSERVACIONES

El tamaño de pixel es necesario en la reconstrucción tomográfica (por ejemplo al realizarse la corrección por atenuación) para determinar la resolución y para realizar estimaciones cuantitativas del tamaño de los órganos.

El tamaño de pixel en las direcciones X e Y no debe ser necesariamente el mismo.

TM.3 CENTRO DE ROTACIÓN (COR)

PROPÓSITO

Comprobar las desviaciones del centro de rotación, alineación del eje Y de la cámara, e inclinación del cabezal respecto al eje de rotación.

TIPO

Aceptación.

Constancia: Se sigue el procedimiento del fabricante, puesto que los datos obtenidos en esta prueba se utilizan en la reconstrucción tomográfica.

MATERIAL

Una fuente puntual de ^{99m}Tc , junto con algún método para suspenderla en el aire dentro del campo de visión, por ejemplo usando una regla.

PROCEDIMIENTO

1. Usando un nivel, asegurarse de la adecuada alineación de la cámara de modo que el cabezal esté paralelo al eje de rotación.
2. Suspender la fuente puntual en aire a no más de 2 cm del eje de rotación y dentro de los 2 cm del centro del campo de visión.
3. Realizar una adquisición tomográfica normal utilizando la matriz más fina disponible, recogiendo unas 10 kilocuentas en cada proyección. Una adquisición de 32 ángulos sobre 360 grados es la adecuada para esta prueba.
4. Repetir los puntos 2 y 3 con la fuente situada a unos 10 cm del centro de rotación.
5. Repetir los puntos 2 y 4, situando la fuente puntual a lo largo del eje de rotación, pero tan lejos como sea posible del corte central, por ejemplo dentro de los 5 cm del borde del campo de visión en la dirección Y+. Es importante asegurarse que la fuente puntual esté dentro del campo de visión de la cámara a lo largo de la adquisición tomográfica.
6. Repetir el apartado 5 con la fuente puntual cerca del borde opuesto del campo de visión.
Observación : de existir los programas adecuados, se pueden utilizar tres fuentes puntuales y una única adquisición.
7. Realizar los puntos 1 y 6 con el sentido de rotación opuesto (siempre que el sistema pueda adquirir los datos en sentido horario y anti-horario).

ANÁLISIS DE DATOS

La mayoría de los paquetes de programas permiten analizar el centro de rotación, tal como se utiliza en la reconstrucción, localizándolo en $N/2 + 0,5$ (donde el pixel en un borde es denominado 1, y el pixel en el otro borde es N). En caso contrario, los cálculos que siguen deben ser convertidos en el marco de referencia de los programas del sistema utilizado. Así por ejemplo, una conversión alternativa examinará al pixel de un borde como 0, y al del otro borde como N-1, situado en el centro de rotación en $(N-1)/2 + 0,5$.

El propósito de esta prueba es calcular el centro de gravedad de la imagen de la fuente puntual, ángulo a ángulo, y entonces determinar la posición del centro de rotación.

Calcular el centro de gravedad de la fuente puntual para cada imagen utilizando la metodología descrita en la sección TM.2.

Los valores CDGX y CDGY deben ser calculados con 1 decimal.

Existen dos métodos de análisis de los datos. La mayoría de los sistemas tomográficos proporcionan los programas de cálculo para uno de ellos.

Método A

1. Si X_0 es el valor de centro de gravedad X (CDGX) a 0° , y X_{180} es el valor a 180° , entonces, si N es el número de pixels a lo largo de la imagen la desviación del centro de rotación, R_0 , viene dada por:

$$R_0 = \frac{N + 1 - X_0 - X_{180}}{2}$$

2. Este valor debe ser calculado para cada par de ángulos Q separados por 180° para generar el conjunto de valores $R(Q)$.

Método B

1. El centro de gravedad de la posición X puede ser puesto en una gráfica en función del ángulo sobre la rotación total, esto es 360° .
2. Una función $A + B \cdot \text{sen}(Q + F)$ puede ser ajustada a dicha curva, donde Q es el ángulo de rotación, y donde A, B y F son las constantes a ajustar.
3. El valor de A debe ser comparado con el esperado del centro de la matriz $((N + 1)/2)$. La diferencia entre la constante A y el centro de rotación es la desviación media. Matemáticamente este valor debe ser idéntico al calculado por el método A.
4. La función seno ajustada debe ser sustraída a los valores observados de la curva para mostrar los residuos. Estos indican la variación del centro de rotación en función del ángulo de rotación. $R(Q)$ viene dado por estos residuos en función del ángulo Q.

Para ambos métodos

5. Representar $R(Q)$ en función del ángulo.
6. Calcular el valor medio del valor de $R(Q)$, desviación standard, y la desviación máxima de la media.
7. Calcular el centro de la fuente puntual a lo largo del eje utilizando el mismo método (para cada cabezal) y registrar el valor obtenido para cada posición angular. Si los programas de ordenador lo permiten, para obtener las variaciones en el eje Y se puede girar 90° cada una de las matrices de adquisición, y utilizar los mismos programas que se emplean para estimar las variaciones a lo largo del eje X.
8. Convertir estos valores determinados en mm usando el valor del tamaño de pixel de la cámara que es conocido, tal como se determina en la sección TM.2., para la matriz correspondiente.

Todos estos cálculos son idénticos para la adquisición normal con las fuentes bien centradas, para el sentido de adquisición horario y antihorario, y para las otras posiciones de la fuente puntual fuera del corte central.

La gráfica del centro de gravedad a lo largo del eje Y para la fuente apartada del eje central es un buen indicador de la inclinación del cabezal o de la posible angulación de los agujeros del colimador. Si el cabezal no está inclinado, las desviaciones Y deben ser independientes del ángulo de rotación y la gráfica será plana.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

La interpretación de resultados dependerá de la medida en que el instrumento y los programas del sistema tomográfico corrijan estos errores en el centraje, y por lo tanto de los resultados de la prueba TM.5.A (prueba de resolución tomográfica en aire). Si los resultados de la prueba TM.5.A no son satisfactorios, la explicación más probable es la imprecisión en el centraje del sistema. La interpretación de TM.3 y TM 5^a, deben ser consideradas a la par.

La curva de las desviaciones encontradas en el método 1 anterior debe ser razonablemente suave y plana. Las desviaciones iniciales y finales deben ser muy próximas. Si las fluctuaciones son considerables, evaluadas por la desviación estándar de las desviaciones, y además no son reproducibles, el sistema daría resultados pobres en el uso clínico.

Las desviaciones del centro de rotación deben ser independientes de la posición de la fuente puntual dentro del campo de visión. Si este no es el caso puede ser una indicación de que el eje Y no esté alineado con el eje de rotación.

El valor medio de las desviaciones del centro de rotación deben ser menores de 2 mm, o de otro modo deben ser corregidas.

La desviación del centro de rotación estimada en el centro y en los bordes del campo de visión no deben variar entre sí más de 2 mm.

Para los sistemas que no realicen la corrección del centro de rotación durante la reconstrucción el valor en esta prueba debe ser prácticamente cero.

Para sistemas multicaberales, la posición del eje Y = 0, así como la ganancia en Y deben ser las mismas para los dos cabezales.

Con un sistema multicabezal, es importante que las desviaciones en el eje X medidas para cada cabezal sean las mismas, a no ser que los programas de reconstrucción tengan este hecho especialmente en consideración. Adicionalmente, los valores del centro de gravedad Y deben ser los mismos para cada cabezal en cada posición angular. Así, las gráficas para cada cabezal deben ser comparables, o si los resultados para un cabezal se ponen en una gráfica a continuación de los obtenidos para otro cabezal, los datos deben ser continuos; por ejemplo, la gráfica de los centros Y de rotación debe ser plana sobre todo el rango y para todos los cabezales considerados.

PERIODICIDAD

Quincenal.

SECUENCIA

Es necesario saber el tamaño de pixel (TM.2)

Realizar después la prueba de resolución tomográfica (TM.5.A).

OBSERVACIONES

El apartado 7 del análisis debe ser realizado para cada cabezal separadamente para un sistema multicabezal, ya que es importante comprobar si las ganancias y desviaciones en el eje Y son del mismo orden.

Un sistema SPECT debe ser cuidadosamente centrado para que la resolución no se degrade. Esta prueba está diseñada para comprobar que la imagen reconstruida no sufre degradación debida a esta causa. Así, cada milímetro perdido en la precisión del centraje, bien sea por causa mecánica ó electrónica, en la cámara o en la interfase, degradará la resolución en una cantidad mayor en la imagen reconstruida.

Mientras que los dos métodos de análisis dan el mismo valor de las desviaciones medias en proyecciones opuestas, el segundo método da una mejor indicación de las variaciones de las desviaciones en función del ángulo de rotación.

Las desviaciones del centro de rotación pueden no ser constantes con respecto al ángulo. Estos efectos de segundo orden pueden ser observados en la gráfica de las variaciones respecto al ángulo, las cuales deben ser pequeñas. Aun así, dichas variaciones pueden ser ignoradas si son consideradas en los programas de reconstrucción, ya que son reproducibles. En este caso la prueba de centraje debe ser repetida para confirmar dicha reproducibilidad.

Si la desviación X del centro de rotación utilizado por el sistema durante la reconstrucción es accesible, ésta debe ser comparada con la obtenida en esta prueba.

Cuando se observan problemas en sistemas multicaberales, una buena estrategia para identificar la fuente de los mismos es considerar o tratar cada cámara separadamente como si fuera un sistema monocabezal. Por ejemplo, con un sistema de doble cabezal, adquirir los datos para cada cabezal sobre los 360°, y aplicar el análisis de datos separadamente para cada uno de ellos.

TM.4 UNIFORMIDAD DEL SISTEMA

4.1. Uniformidad planar para corrección

La no uniformidad planar de la gammacámara cuando se utiliza para SPECT debe ser inferior al 4%, cuando no se pueda realizar la corrección de uniformidad en las proyecciones. Si su corrección es posible, se admitirá una no uniformidad planar del 10 %.

4.2. Uniformidad tomográfica

La uniformidad tomográfica es una prueba importante para la medida del funcionamiento de un sistema SPECT, pero de difícil evaluación debido a la gran varianza asociada a la imagen reconstruida, habiéndose propuesto distintos métodos de medida. En la presente versión del protocolo se ha adoptado el procedimiento descrito por la OIEA, no descartándose cambios en futuras revisiones.

PROPÓSITO

Comprobar la uniformidad tomográfica del sistema SPECT y el procedimiento de delimitación de los contornos del cuerpo.

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

El maniquí de uniformidad tomográfica se debe rellenar con aproximadamente 200-400 MBq de ^{99m}Tc .

PROCEDIMIENTO

1. Asegurarse de que todos los procedimientos de calibración para la corrección de uniformidad de la gammacámara han sido realizados correctamente.
2. Situar el maniquí con su centro a no más de 2 cm del centro de rotación.
3. Asegurarse de que el eje central del maniquí es paralelo al eje de rotación.
4. Establecer los parámetros tomográficos de adquisición normales en cuanto al tamaño de matriz (ejemplo, 64×64), número de proyecciones (ángulos) y colimadores, tal como se hace en los estudios clínicos, junto al menor radio posible.
5. Realizar una adquisición tomográfica, recogiendo un total de 1 M cuentas por corte. Esto corresponde típicamente a un total de 15 M de cuentas para un maniquí de 25 cm de longitud y un diámetro de 20 cm, o unas 240 kilocuentas por proyección en una adquisición de 64 proyecciones.
6. Realizar la corrección de uniformidad (recomendada por el fabricante) de las proyecciones.
7. Reconstruir los datos con un filtro rampa.
8. Cuando sea posible, realizar las correcciones de atenuación y por dispersión (Scatter); en particular, obtener el contorno del maniquí utilizando el método descrito por el fabricante.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Inspeccionar los cortes transaxiales del maniquí en varias posiciones.
2. Situar un perfil de unos 5 pixels de grosor a lo largo del centro de la imagen (normalmente a lo largo del punto correspondiente al centro de rotación). Estimar la profundidad o altura de cualquier artefacto correspondiente a artefactos circulares (anillos), midiendo su contraste respecto a la actividad de los alrededores:
3. Identificar el valor máximo o mínimo correspondiente a la localización del artefacto en el anillo visualizado en la imagen reconstruída. Registrar este valor, C .
4. Registrar los dos valores a lo largo del perfil de la fuente uniforme justo más allá de los bordes de los artefactos identificados en el punto 3, denominándolos C_1 y C_2 .
5. Calcular

$$C_{ave} = \frac{C_1 - C_2}{2}$$

6. Estimar el contraste como:

$$\frac{C - C_{ave}}{C_{ave}} \cdot 100$$

7. Repetirlo para todos los cortes transaxiales dentro del maniquí, y determinar el valor absoluto máximo del contraste.
8. Para el corte central, determinar el valor central promediando sobre 5 pixels (aproximadamente 3 cm para una matriz de 64×64) en el perfil correspondiente al centro del maniquí, o usando una región de interés de 5×5 pixels.
9. Determinar el valor del borde, promediando sobre 3 cm en el perfil centrado 2 cm a partir del borde observado (50% del valor).
10. Donde sea posible, medir el tamaño del contorno en las direcciones horizontales y verticales en términos de pixels, y convertirlo en distancias en mm.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

El contraste entre los distintos artefactos en anillo y el fondo uniforme, medido usando un perfil, no deben exceder en un 20%. La diferencia entre el valor central y el valor del borde (puntos 8 y 9) no debe exceder de un 10%. Si esto no es así, primero comprobar el contorno del maniquí, y después comprobar el coeficiente de corrección de atenuación y el tamaño de pixel utilizado (TM.2).

Si se utilizan las correcciones de atenuación. Las direcciones horizontales y verticales del contorno del maniquí no deben diferir más de 1 cm. de los valores reales.

PERIODICIDAD

Constancia mensual.

SECUENCIA

Esta prueba debe ser realizada después de que la uniformidad de la gammacámara esté comprobada (Uniformidad planar, GP.10).

Tamaño de pixel (TM.2)

OBSERVACIONES

La uniformidad de la cámara centelleadora en un sistema SPECT debe ser tan buena como sea posible ya que cualquier no uniformidad es amplificada por el proceso de reconstrucción tomográfica.

Todos los cortes transaxiales reconstruidos que contengan la imagen del maniquí deben ser inspeccionados en cuanto a artefactos circulares (anillos), excepto aquellos que estén a 2 pixels del final del maniquí. Es de ayuda señalar el punto central de la imagen, por ejemplo realizando un perfil horizontal y vertical a lo largo del corte tomográfico en su centro. Los artefactos son siempre círculos centrados en el eje de rotación (para una órbita circular). Todos los artefactos visibles son significativos. Los valores medidos del contraste son bastante variables y es evidente que se puede realizar más de una estimación de la amplitud del artefacto en anillo. No realizar suma de cortes transaxiales o suavizado de los datos ya que ello puede hacer desaparecer los artefactos del anillo.

Si el sistema no ha sido centrado con precisión (TM.3) los artefactos circulares pueden no ser visibles debido a que sus efectos pueden haber sido difuminados

Cuando se realice la corrección de atenuación, un valor típico para el coeficiente de atenuación para el ^{99m}Tc es 0.12 cm^{-1} cuando no se efectúa corrección por dispersión.

Las variaciones en la uniformidad de la gammacámara vienen indicadas por la aparición de anillos gruesos bastante separados.

Cuando aparecen anillos delgados, estrechos y próximos, generalmente serán indicativos de errores en la interfase cámara ordenador o bien de los programas de corrección de uniformidad.

Si aparece una mancha caliente o fría bien diferenciada en el punto correspondiente al centro de rotación, será indicativo de problemas de uniformidad a lo largo de la proyección del eje de rotación.

Debe tenerse en cuenta que un 1% de no uniformidad en el centro de rotación puede significar hasta un 20% de no uniformidad en la reconstrucción.

TM.5 PRUEBAS DE RESOLUCION**TM.5.A. Resolución tomográfica sin dispersión****PROPÓSITO**

Medir la resolución tomográfica del sistema en aire.

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

Una fuente puntual de ^{99m}Tc .

PROCEDIMIENTO

1. Situar la fuente puntual en aire cerca del centro de rotación (no separada más de 1 cm), próxima al centro del campo de visión.
2. Establecer el radio de rotación de aproximadamente 15 cm. Utilizar una órbita circular de rotación.
3. Realizar la adquisición tomográfica utilizando tanto el tamaño de matriz como el número de proyecciones de los estudios clínicos, recogiendo unas 10 K cuentas por imagen (proyección).
4. Reconstruir los datos, utilizando el filtro en rampa.
5. Repetir esta prueba, con la fuente puntual permaneciendo en el eje de rotación, pero cerca del borde del campo de visión (cerca de $+Y_{\text{max}}$ y $-Y_{\text{max}}$), tal como se ha indicado para el centro de rotación (TM.3. apartado & 5).
6. Adquirir una imagen utilizando la misma matriz, colimador y energías, etc. que para la adquisición tomográfica.
7. Repetir 1-6 con la fuente puntual separada unos 8 cm del eje.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Trazar un perfil en la imagen reconstruida de la fuente, y calcular el ACMA tanto en la dirección horizontal como la vertical.
2. Medir el ACMA en las direcciones radial y tangencial para la imagen planar adquirida.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Se pueden obtener distintos valores para el ACMA dependiendo del colimador, el filtro de reconstrucción y el radio de rotación. La diferencia entre la resolución tomográfica y planar no debe ser más de 2 mm o el 10% (de la resolución planar, se considerará la de menor valor). Así, si el ACMA en la imagen planar es de 12 mm, en la tomográfica no debe ser peor de 13,2 mm cuando se utiliza un filtro en rampa. Si es peor, entonces es probable que el sistema no haya sido bien centrado (ver prueba TM.3). Si después de comprobar el centrado el ACMA es todavía mala, entonces puede haber vibraciones, u otro error, precisándose un reajuste del sistema.

La amplitud de las «rayas» alrededor de la imagen no debe exceder el 10% del valor en el centro de la fuente puntual.

PERIODICIDAD

Semestral

SECUENCIA

Es conveniente analizarla conjuntamente con la prueba del centro de rotación (TM.3)

OBSERVACIONES

No debe haber una diferencia significativa entre el ACMA calculado en los perfiles horizontal y vertical en la reconstrucción, cuando se utiliza una órbita circular en aire. Sin embargo, puede haber diferencias para órbitas no circulares, en condiciones de dispersión y cuando la fuente está desplazada fuera del eje de rotación.

La interpretación de los resultados no cambia cuando el radio de rotación es más grande que el recomendado, pero los valores absolutos del ACMA aumentarán tanto para la adquisición tomográfica como para la planar.

Esta es una prueba útil para comprobar o verificar que el sistema ha sido cuidadosamente centrado y que los programas de adquisición y reconstrucción funcionan correctamente. Cualquier error en el centraje, errores debidos a vibraciones, etc., pueden suponer una pérdida de la resolución tomográfica con respecto a la resolución planar. Si se utiliza un filtro distinto al filtro en rampa para la reconstrucción tomográfica se producirá una degradación en la resolución tomográfica.

Poner la pantalla (display) con un valor muy bajo del nivel máximo de corte (de manera que se vea el fondo por haberla saturado). La imagen reconstruída debería aparecer redonda. Habrá rayas emergiendo simétricamente desde la fuente puntual, pero en direcciones preferentes, más marcadas unas que otras. Comprobar la amplitud de las rayas como porcentaje del valor en el centro de la fuente puntual.

No debe haber una diferencia entre los resultados obtenidos con la fuente puntual en el centro del corte y los obtenidos con la fuente cerca del borde del campo de visión.

TM.5.B. Resolución tomográfica con dispersión

PROPÓSITO

Comprobar la resolución tomográfica del sistema en condiciones clínicas, esto es, con un radio de rotación que es real y con la presencia de dispersión.

TIPO

Aceptación y referencia

MATERIAL

Maniquí de resolución (o equivalente) lleno de agua.

Fuente puntual en el centro de este maniquí. Por ejemplo con el maniquí descrito, rellenar el agujero central con una alta actividad específica de ^{99m}Tc tal que el agujero esté completamente lleno y que contenga aproximadamente unos 20 MBq de actividad.

PROCEDIMIENTO

1. Situar el centro del maniquí no más allá de 2 cm del centro de rotación y cerca del campo de visión.
2. Ajustar el radio de rotación alrededor de 15 cm, si es posible tal como en la prueba TM.5.A.
3. Adquirir un tomograma en condiciones normales clínicas, utilizando tanto el tamaño matriz como el número de proyecciones, y recogiendo unas 10 K cuentas por ángulo.
4. Reconstruir los datos utilizando un filtro en rampa.
5. Realizar la corrección de atenuación cuando sea posible.
6. Mover el maniquí tal que el centro esté a unos 5 cm separada del eje de rotación y repetir los puntos 3 - 5 usando un mayor radio de rotación.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Medir la ACMA, en los perfiles horizontal y vertical a lo largo de la imagen reconstruida de la fuente puntual.
2. Obtener el valor máximo de la actividad del fondo en el borde de la y expresarlo como porcentaje del valor central.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Un cambio entre el valor de la resolución de aceptación y el valor medido indica un mal funcionamiento del sistema.

Si no hay concordancia con la prueba de resolución en aire, debe comprobarse la ventana de energía, ya que puede ser la causa de esta degradación.

El fondo en el borde del área de reconstrucción debe ser menor del 10% del valor del pico correspondiente a la fuente puntual reconstruida.

PERIODICIDAD

Semestral.

OBSERVACIONES

La resolución obtenida es muy dependiente del radio de rotación y del colimador utilizado.

Inspeccionar la imagen con un valor bajo del corte máximo de cuentas, tal como se describe en el apartado TM.5.A. Con un corte bajo, la fuente debe todavía aparecer razonablemente redonda, y no elíptica.

No debe haber diferencias entre el ACMA horizontal y vertical, para la fuente puntual central, y debe haber pequeñas diferencias entre la fuente situada en el centro y desplazada de éste.

TM.6 PRUEBA DEL ESPESOR DE CORTE EN EL CENTRO DE LA IMAGEN

PROPÓSITO

Comprobar el espesor de corte tomográfico en el centro de la imagen. Comprobar que la resolución a lo largo del eje tomográfico Z está dentro de los límites de aceptación.

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

Una fuente puntual de ^{99m}Tc .

PROCEDIMIENTO

1. Situar la fuente puntual en aire cercana al centro de visión y no más allá de 1 cm del centro de rotación.
2. Establecer el radio de rotación aproximadamente en 15 cm, si ello no es posible, utilizar el menor radio posible.
3. Realizar la adquisición tomográfica utilizando el tamaño de matriz y el número de ángulos habitual en los estudios clínicos. Adquirir 10 kilocuentas por ángulo.
4. Reconstruir los datos utilizando un filtro en rampa, o el filtro más agudo que el sistema permita. No sumar los cortes transaxiales ya que deberá utilizarse el espesor de un único pixel.

ANÁLISIS DE DATOS

Método A

1. Dibujar perfiles a lo largo de la imagen reconstruida de la fuente puntual, tanto horizontales como verticales en aquellos cortes en los cuales la fuente aparezca. Determinar el corte en el que la fuente puntual se ve con mayor claridad, y localizar el pixel en el cual el número de cuentas observado es máximo. Anotar las coordenadas (X, Y) de este pixel, así como su valor máximo.
2. Registrar el número de cuentas en este mismo pixel (X, Y) para todos los cortes adyacentes
3. Generar el perfil de la fuente puntual a lo largo del eje Z usando estos valores.
4. Calcular el AIMA de este perfil y convertirlo en mm usando la calibración del tamaño de pixel.

Método B

1. Representar gráficamente el número total de cuentas en aquellos cortes en los que aparece la fuente puntual frente al número de corte. Esa gráfica es la respuesta a la fuente puntual, pudiéndose calcular el AIMA tal como se ha descrito anteriormente.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

El espesor de corte en el centro debe estar dentro del 10% de la resolución tomográfica determinada en la prueba TM.5.A.

PERIODICIDAD

Semestral.

SECUENCIA

La adquisición de datos en esta prueba es similar a la prueba de resolución tomográfica en aire (prueba TM.5.A). Solamente difiere en el análisis de los datos, pudiéndose utilizar la misma adquisición que en aquel caso.

Es preciso conocer el tamaño de pixel (TM.2)

OBSERVACIONES

Es importante que la fuente sea puntual. Si se utiliza una jeringa, parte de la actividad puede quedar en la aguja. Esto no afecta a resultados de la prueba de resolución dado en el punto TM.5.A, pero si afectaría a los obtenidos en esta prueba. La presencia de la segunda fuente puntual puede ser observada inspeccionando cualquiera de los datos de las proyecciones originales.

El AIMA para el espesor de corte (aquí medida en aire) debería ser la misma que la resolución tomográfica en aire para el mismo radio de rotación.

En el método B, el AIMA no coincidirá con el obtenido en el método A, pero puede ser utilizado como una medida del espesor de corte.

TM.7 PRUEBAS DE SENSIBILIDAD**TM.7.A. Sensibilidad planar**

La sensibilidad planar debe ser medida para todos los colimadores de acuerdo con el procedimiento GP.6.

TM.7.B. Sensibilidades volumétrica total y axial**PROPÓSITO**

Determinar las sensibilidades volumétricas y axial.

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

Preparar un maniquí cilíndrico con agua y ^{99m}Tc , de diámetro conocido. La concentración de actividad que debe determinarse con precisión.

PROCEDIMIENTO

1. Colocar el maniquí de manera que el eje largo sea paralelo al eje de rotación.
2. Colocar el colimador de baja energía y propósito general.
3. Adquirir una imagen planar de 1 millón de cuentas utilizando la matriz de 128×128 . Anotar el tiempo de adquisición, T_{adq} .

ANÁLISIS DE DATOS

1. Dibujar una región rectangular de interés (ROI) centrada en la imagen. La longitud de la región debe ser suficientemente larga para cubrir el diámetro del cilindro y la anchura debe ser de 20 pixels (menor que la longitud del cilindro) en la dirección del eje de rotación. Registrar el número de cuentas en la región, C_{ROI} .
2. Determinar la longitud axial de la región, LA_{ROI} .

$$LA_{\text{ROI}} [\text{cm}] = 20 \text{ pix} \times TP [\text{mm} / \text{pix}] \times \text{cm}/10 \text{ mm}$$

Donde TP es la calibración del tamaño del pixel.

3. Determinar la sensibilidad axial, SA, dividiendo las cuentas en la región de interés por el producto de la concentración de actividad (A), el tiempo de adquisición (T_{adq}) y la longitud axial (LA_{ROI}).

$$SA [\text{cps}/(\text{mCi}/\text{cm}^2)] = \frac{C_{\text{ROI}} [\text{cuentas}]}{A [\text{MBq}/\text{cm}^3] \cdot T_{\text{adq}} [\text{seg}] \cdot LA_{\text{ROI}} [\text{cm}]}$$

4. Calcular la sensibilidad volumétrica, SV, multiplicando la sensibilidad axial por la amplitud axial del campo de visión, LA_{CTVu} .

$$SV [\text{cps}/(\text{MBq}/\text{cm}^3)] = SA [\text{cps}/(\text{MBq}/\text{cm}^2)] \cdot LA_{\text{CTVU}} [\text{cm}]$$

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Comprobar si los resultados confirman un funcionamiento aceptable.

PERIODICIDAD

Semestral.

SECUENCIA

Es preciso conocer el tamaño de pixel (TM.2).

OBSERVACIONES

TM.7.C. Sensibilidad del sistema a la radiación dispersa

PROPÓSITO

Determinar la sensibilidad del sistema a la radiación dispersa.

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

Una esfera de gran tamaño (de diámetro 6 cm), llena de agua no radiactiva, cerca del centro de un maniquí cilíndrico (que contendrá una disolución de $^{99\text{m}}\text{Tc}$).

PROCEDIMIENTO

1. Situar la esfera cerca del centro del maniquí cilíndrico.
2. Realizar un estudio tomográfico de 360 grados utilizando una matriz de 128×128 y una órbita circular del menor radio posible. El tiempo de adquisición debe ser suficiente para acumular al menos 250 K cuentas en cada proyección.
3. Corregir por uniformidad las imágenes planares y reconstruir las proyecciones usando 4 pixels (aproximadamente 12 mm) de espesor, y un filtro en rampa durante la reconstrucción, y corregir por atenuación.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Centrar una región rectangular de interés de 5×5 pixels en la esfera (fuente fría) en el corte central y registrar el número de cuentas por pixels (CPP).
2. Situar una región rectangular de interés de las mismas dimensiones en la región del fondo (5 pixels más allá del borde de la esfera) en el mismo corte y registrar la CPP.
3. Evaluar la sensibilidad a la radiación dispersa (SD_{est}) de acuerdo a la expresión:

$$SD_{\text{est}} = \frac{\text{CPP en la esfera}}{\text{CPP en el fondo} - \text{CPP en la esfera}}$$

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Determinar si los resultados confirman un funcionamiento aceptable.

PERIODICIDAD

Semestral.

OBSERVACIONES

El valor medido SD_{est} no es exactamente igual a la fracción verdadera de dispersión (SF). El verdadero valor de SF es extremadamente difícil de determinar experimentalmente. Aún así, el procedimiento descrito anteriormente es simple y proporciona de una manera útil y reproducible un indicador de la capacidad del sistema para rechazar los fotones dispersos.

Una variación del sistema a la radiación dispersa puede ser debida a un cambio en la ventana de energía.

TM.8 VARIACIONES ANGULARES

TM.8.A. Variación de la uniformidad y de la sensibilidad

PROPÓSITO

Determinar las variaciones de la sensibilidad y uniformidad del sistema en función de la posición angular del detector.

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

Una fuente de flujo de unos 200 MBq de ^{99m}Tc o de ^{57}Co (la misma que se utiliza en la uniformidad de campo GP.10). La fuente debe sujetarse firmemente a la cara del colimador para que el sistema pueda girar.

PROCEDIMIENTO

1. Sujetar la fuente de flujo firmemente a la cámara, de manera que no pueda desplazarse cuando el sistema está en rotación.
2. Realizar una adquisición de al menos 1 M cuentas, una vez obtenido el tiempo, realizar una adquisición tomográfica, prefijando el tiempo obtenido en la imagen anterior por proyección, para la matriz normalmente utilizada.
3. Para un sistema que adquiera los datos en rotación continua, registrar el tiempo total de rotación. Repetir la prueba para una rotación rápida y otra lenta, por ejemplo con tiempos de rotación de 4 y 30 minutos.
4. Para un sistema multicabezal, repetir lo anterior para cada cabezal.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Determinar el número total de cuentas registradas para cada ángulo. Corregir por la desintegración radiactiva del isótopo utilizado si el tiempo total de adquisición es significativo (60 minutos para ^{99m}Tc).
2. Calcular la media, desviación standard y desviación máxima de la media de las cuentas para las imágenes planares (proyecciones) para el campo útil de visión.
3. Realizar los mismos cálculos para el campo central de visión.
4. Si existen los programas adecuados, determinar la uniformidad integral para cada posición angular (proyección). De existir los programas adecuados puede ser útil también comparar cada adquisición (proyección) pixel a pixel.
5. Para un sistema en rotación continua, realizar el análisis tanto para la velocidad de rotación lenta como para la rápida.
6. Si la velocidad de rotación o el tiempo de adquisición pueden ser medidos independientemente, deben registrarse.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Obsérvese que no hay variaciones significativas de la uniformidad y la sensibilidad en función del ángulo de rotación. Realizar un análisis visual descartando cualquier patrón en la imagen.

Las variaciones de la sensibilidad deben ser menores del 1% del valor medio. Si son mayores, el sistema no está funcionando satisfactoriamente. Puede ser posible realizar una corrección apropiada por programas. La no uniformidad en cada una de las imágenes no puede ser peor que los valores tolerados para la planar.

Los resultados para una rotación continua deben ser similares para ambas velocidades de rotación. En particular, ver si hay un aumento aparente en el tiempo de medida, correspondiéndose a un aumento en el número de cuentas registradas para aquellos ángulos donde el cabezal de la cámara se esté elevando, comparado con los ángulos donde el cabezal esté descendiendo.

PERIODICIDAD

Semestral.

SECUENCIA

Es conveniente conocer la uniformidad diferencial e integral (GP.10).

OBSERVACIONES

Variaciones de la uniformidad y sensibilidad en función del ángulo pueden ser debidas a un mal blindaje magnético, a cambios de la temperatura en el cabezal durante la rotación, a un desplazamiento de un tubo fotomultiplicador o, para una rotación continua, a problemas mecánicos.

Algunos sistemas tienen variaciones considerables en la sensibilidad y uniformidad en función del ángulo, probablemente como resultado de la influencia del campo magnético terrestre. Estas variaciones pueden ser eliminadas tanto por un buen blindaje magnético de los tubos fotomultiplicadores como por una apropiada corrección de energía.

TM.8.B. Variación angular de la posición espacial

PROPÓSITO

Determinar las variaciones del registro de la posición espacial al girar el cabezal detector.

TIPO

Aceptación y referencia.

MATERIAL

Cinco fuentes puntuales (1 mm) de ^{57}Co o $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Una fuente está en el centro y las otras cuatro en los vértices de un cuadrado. Las fuentes deben quedar 1 - 2 cm separadas del colimador.

PROCEDIMIENTO

1. Fijar las fuentes en el cabezal detector.
2. Realizar una adquisición tomográfica, o 4 proyecciones planares en ángulos de 90°, acumulando 100.000 cuentas en una matriz de 256 × 256 con menos de 20.000 cps.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Determinar las coordenadas (X, Y) (centros de gravedad, ver TM.2) de las 5 fuentes en cada una de las proyecciones.
2. Medir el mayor desplazamiento de cada fuente entre cualquier par de posiciones angulares de la adquisición.

$$\text{Desplazamiento} = [(X_1 - X_2)^2 + (Y_1 - Y_2)^2]^{1/2}$$

3. Transformarlo a milímetros.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

La variación de la posición espacial de las distintas fuentes debe ser menor de **un pixel**.

PERIODICIDAD

Semestral.

SECUENCIA

Es preciso conocer el tamaño de pixel (TM.2).

OBSERVACIONES

Variaciones de la posición espacial según el ángulo pueden ser debidas a un mal blindaje magnético, a cambios de la temperatura en el cabezal durante la rotación, a un desplazamiento, de un tubo fotomultiplicador o, para una rotación continua, a problemas mecánicos.

TM.9 CONTRASTE DE LA IMAGEN

PROPÓSITO

Conocer el contraste en la imagen tomográfica.

TIPO

Referencia.

MATERIAL

Preparar el maniquí cilíndrico con varias esferas frías, rellenándolo con agua y ^{99m}Tc (400 MBq).

PROCEDIMIENTO

1. Colocar el maniquí de manera que su eje esté paralelo al eje de rotación.
2. Realizar un estudio tomográfico de 360 grados usando la matriz de adquisición más fina posible, una órbita circular y un radio de rotación de 15 cm.

El tiempo de adquisición debe ser suficiente para acumular 1 M cuentas por corte tomográfico.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Corregir por uniformidad, reconstruir con un filtro en rampa y efectuar la corrección por atenuación.
2. Usando regiones de interés cuadradas de 2×2 pixels centradas en la imagen de las esferas y en el fondo, calcular el contraste de la imagen (C_{imagen}) para todas las esferas (de distintos tamaños) de acuerdo a la expresión:

$$C_{\text{imagen}} = \frac{\text{CPP}_{\text{fondo}} - \text{CPP}_{\text{esfera}}}{\text{CPP}_{\text{fondo}}} \cdot 100$$

donde $\text{CPP}_{\text{fondo}}$ es el número de cuentas por pixel en la región del fondo y $\text{CPP}_{\text{esfera}}$ es el número de cuentas por pixel en la esfera.

Registrar el contraste para todas las esferas.

3. Repetir el procedimiento anterior para todos los colimadores, radionucleidos y filtros de reconstrucción que son de uso clínico.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Registrar si los resultados confirman el funcionamiento aceptable con variaciones menores del 10 % respecto al de referencia.

PERIODICIDAD

Semestral.

OBSERVACIONES

La resolución medida como ACMA no es suficiente para caracterizar el funcionamiento tomográfico del sistema ya que la dispersión, la atenuación y la penetración del colimador afectan al contraste medido para objetos esféricos, tanto en un fondo frío como en caliente. Además, los filtros de reconstrucción también afectan al contraste.

Los valores de los contrastes obtenidos para esferas pequeñas (con diámetros del orden de dos veces el ACMA) tendrán asociadas incertidumbres importantes debidas a la dificultad para posicionar las regiones de interés, a la limitada resolución espacial y a efectos parciales de volumen. El número de cuentas registrado debe ser grande (al menos un millón de cuentas para cada corte transaxial) para reducir los efectos del ruido.

TM. 10 INCLINACIÓN DE LOS AGUJEROS DEL COLIMADOR**PROPÓSITO**

Determinar la inclinación de los agujeros en un colimador paralelo.

TIPO

Aceptación

MATERIAL

Utilizar una fuente puntual de ^{99m}Tc ó ^{57}Co . Construir un soporte que permita la colocación precisa de la fuente en dos posiciones verticales separadas 10 cm.

PROCEDIMIENTO

1. Colocar el dispositivo que sujeta la fuente en el centro del colimador de manera que está aproximadamente a 5 cm de la cara del mismo. Debe comprobarse la nivelación tanto del colimador como de la fuente. Es muy importante la correcta alineación del soporte de la fuente con el colimador.
2. Adquirir una imagen planar con 50 K cuentas utilizando la mayor matriz de adquisición posible.
3. Colocar la fuente exactamente a 10 cm de la posición anterior y adquirir una segunda imagen planar tal como se indica en el punto anterior.
4. Determinar los centroides X e Y para ambas imágenes:
Posición inferior (X_1, Y_1)
Posición superior (X_2, Y_2)
5. Repetir los apartados 1 al 4 para distintas posiciones sobre el colimador.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Calcular la distancia en pixels entre las imágenes de las fuentes de acuerdo a la expresión:

$$D_p = [(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2]^{1/2}$$

Utilizar el factor de calibración del tamaño del pixel y convertir la distancia D_p en milímetros (D_{mm}).

2. Calcular la inclinación de los agujeros (IA) de acuerdo con la expresión

$$IA = \arctan \frac{D_{mm}}{100}$$

Registrar el valor IA

3. Repetir los cálculos para las distintas localizaciones del colimador.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

No debe haber discrepancias entre los valores de IA encontrados en las distintas localizaciones del colimador.

PERIODICIDAD

Sólo de aceptación, ya que la inclinación de los agujeros es sólo función de las características del colimador.

SECUENCIA

Tamaño de pixel (TM.2).

OBSERVACIONES

La determinación de la inclinación (angulación) de los agujeros en un colimador es importante para asegurar su correcto funcionamiento durante la adquisición tomográfica. En especial si la inclinación de los agujeros está relacionada con la posición del cabezal detector para mantener los agujeros perpendiculares al eje de rotación.

Las variaciones de los agujeros del colimador pueden ser locales o globales, afectando al centro de rotación.

Otra posibilidad es realizar múltiples medidas del COR a lo largo de la longitud del colimador y observar que se obtienen esencialmente los mismos valores.

TM. 11 CORRECCION DE ATENUACION Y POSICIONAMIENTO DEL CONTORNO DEL PACIENTE

PROPÓSITO

Evaluar la corrección de atenuación y la correcta determinación del contorno del paciente.

TIPO

Aceptación y referencia

MATERIAL

Preparar el maniquí cilíndrico con agua y ^{99m}Tc en disolución. Alternativamente puede utilizarse un maniquí cilíndrico de sección elíptica, con ejes de 30.5 y 22 cm y una longitud de al menos 15 cm.

Es preciso conocer los siguientes parámetros:

1. La concentración de actividad del maniquí AC [mCi/cm^3].
2. La sensibilidad planar SP [cuentas/min/mCi] (TM.7A).
3. Factor de calibración de pixel TP(mm/pix).
4. El espesor del maniquí D(cm). Para el maniquí cilíndrico es el diámetro interno, mientras que para un maniquí elíptico corresponde a la anchura interna del eje menor.

PROCEDIMIENTO

1. Adquirir una imagen planar del maniquí utilizando una matriz de 128×128 . El maniquí debe estar alineado a lo largo del eje de rotación, con un eje de rotación de 15 cm. El tiempo de adquisición, T_{adq} , debe ser suficiente para que se adquiera un mínimo de 500 cuentas por pixel, y conocido con precisión.
2. Adquirir un estudio tomográfico de 360 grados utilizando el maniquí con una matriz de 128×128 , en muestreo angular lo más fino posible y una órbita circular de 15 cm de radio de rotación. El tiempo de adquisición debe ser suficiente para adquirir al menos 250 K cuentas para cada proyección.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Sobre el estudio planar, generar un perfil de cuentas a lo largo de la imagen del maniquí. El espesor de corte (EC) debe ser aproximadamente de 6 cm (unos 20 pixels para una matriz de 128×128).
2. Determinar las cuentas máximas en el perfil, CM_{obs} .
3. Determinar las cuentas máximas esperadas, CM_{exp} suponiendo que no hay atenuación. Primero, determinar el volumen (V) de la actividad en cm^3 correspondiente al máximo de cuentas en el perfil de cuentas:

$$V [\text{cm}^3] = D [\text{cm}] \times EC [\text{pix}] \times 1 [\text{pix}] \times TP2 [\text{mm} / \text{pix}] \times \text{cm}^2 / 100 \text{ mm}^2$$

Las cuentas máximas esperadas de actividad en V está determinado por

$$CM_{exp} = AC [MBq/cm^3] \times V [cm^3] \times SP [cpm / MBq] \times T_{adq} [min]$$

4. Determinar el cociente

$$R = CM_{obs} / CM_{exp}$$

5. Se puede ver que:

$$R = \frac{1 - \exp(-\mu_{eff} \cdot D)}{\mu_{eff} \cdot D}$$

o

$$\mu_{eff} = \frac{1 - \exp(-\mu_{eff} \cdot D)}{R \cdot D}$$

Aunque esto no puede ser resuelto analíticamente, μ_{eff} puede ser determinado con un proceso de cálculo iterativo. En la primera interacción

$$\mu_1 = \frac{1 - \exp(-0,15 \cdot D)}{R \cdot D}$$

que es aproximadamente igual a $0.9 / (R \times D)$ para $D = 20$ cm. En la segunda interacción calcular

$$\mu_{eff} = \frac{1 - \exp(-\mu_1 \cdot D)}{R \cdot D}$$

6. Reconstruir las proyecciones utilizando el coeficiente de atenuación μ_{eff} calculado en el punto anterior. Salvar el contorno generado en la corrección de atenuación si el software lo permite.
7. Superponer el contorno con la imagen transversa reconstruida y comprobar su correspondencia.
8. Repetir el punto anterior para cada una de las secciones transversas del estudio.
9. Generar un perfil de cuentas a lo largo del centro de la distribución de la fuente.
10. Repetir el punto anterior para cada una de las secciones transversas del estudio tomográfico.
11. Repetir del punto 1 al 5 para todos los radionucleidos que se utilizan de una manera rutinaria.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

Verificar que la uniformidad de cuentas está dentro del $\pm 10\%$ a lo largo del perfil.

PERIODICIDAD

Anual.

SECUENCIA

Tamaño de pixel (TM.2).

Sensibilidad planar (TM.7A).

OBSERVACIONES

La corrección de atenuación es precisa para compensar la pérdida de cuentas debidas a la absorción y a la dispersión de rayos gamma en el cuerpo. Las imágenes reconstruídas de grandes órganos homogéneos (como el hígado) que no se corrijan por la atenuación, presentarán artefactos de borde caliente.

Algunos sistemas comerciales realizan la corrección de atenuación suponiendo un contorno elíptico del paciente. Otros sistemas utilizan una doble ventana de energía establecida en la región Compton del espectro de energía.

La correcta determinación del contorno del paciente es precisa para corregir por atenuación.

TM. 12 PRUEBA DE FUNCIONAMIENTO GLOBAL**PROPÓSITO**

Comprobar que el sistema funciona adecuadamente en condiciones similares a aquellas usadas en estudios clínicos. Estimar el contraste de objetos de tamaño conocido.

TIPO

Aceptación y constancia

MATERIAL

Un maniquí de funcionamiento total, como es el caso del Jaszczak o Carlson. Debe tener al menos una región con actividad uniforme, y otra región con lesiones frías. Es deseable que se pueda evaluar la resolución. La actividad contenida en el maniquí debe ser alrededor de 740 - 1110 MBq de ^{99m}Tc .

Observar las instrucciones del fabricante del maniquí.

PROCEDIMIENTO

1. Preparar el maniquí de funcionamiento total, situarlo en la camilla, y alinearlos cuidadosamente de manera que sea paralelo al eje de rotación.
2. Realizar la adquisición tomográfica usando el tiempo de adquisición recomendado por el fabricante del maniquí. Por ejemplo, para el Jaszczak este tiempo debe ser tal que el número total de cuentas sea del orden de 100 m.
3. Reconstruir el tomograma, utilizando el filtro, la atenuación de corrección, y la corrección de uniformidad recomendada por fabricante del maniquí. Para el maniquí Jaszczak, se recomienda un filtro en rampa ó lo más agudo posible.
4. En el momento de la aceptación, realizar esta prueba para todas las posibles formas de adquisición tomográfica, por ejemplo variando el número de ángulos, tamaño de matriz, etc.

ANÁLISIS DE DATOS

1. Situar un perfil a lo largo de la imagen de la región uniforme del maniquí. Medir la relación de cuentas entre el centro y el borde. Una estimación para el coeficiente de atenuación puede ser obtenido a partir de esta razón utilizando la siguiente expresión:

$$\mu = \frac{\ln \frac{\text{cuentas en borde}}{\text{cuentas en centro}}}{\text{radio}} \quad [\text{cm}^{-1}]$$

donde el valor de μ será utilizado para determinar la corrección de atenuación. Medir también la amplitud en porcentaje de cualquier artefacto, tal como se describió en la prueba de uniformidad tomográfica (TM.4).

2. Usando los perfiles adecuados en las regiones de interés, medir el contraste de las lesiones esféricas pequeñas que sean visibles.

LÍMITES DE ACEPTACIÓN

La utilización de un maniquí de este tipo es una buena prueba para el sistema tomográfico. Diferentes sistemas darán resultados distintos.

La presencia de artefactos circulares es una buena indicación de problemas asociados con la uniformidad. Cuando se utiliza la corrección de atenuación, el perfil de uniformidad no debe variar más de un 10% de valor medio del maniquí. Una pobre detección de lesiones pueden estar asociada con problemas en el centraje, o problemas con la ventana de energía.

Cualquier degradación significativa del funcionamiento entre la prueba de aceptación y las pruebas de rutina precisa ser investigada mediante la realización de las pruebas específicas.

Debe ponerse especial interés en la visualización de las lesiones simuladas más pequeñas, ya que es un parámetro sensible por el que puede valorarse el funcionamiento del equipo.

La forma de las lesiones detectadas, así como el número de ellas debe ser registrado. En general, la calidad de la imagen debe ser evaluada y se debe registrar el contraste de las lesiones.

PERIODICIDAD

Mensual

OBSERVACIONES

Se han diseñado distintos maniqués de funcionamiento total para distintos propósitos. Algunos maniqués, como el Jaszczak, permite determinar los límites de funcionamiento del sistema, y en consecuencia debe ser utilizado con el mayor número de cuentas posibles, circunstancias que son distintas a las de uso clínico. Se han diseñado otros maniqués para mimetizar las situaciones clínicas y se utilizan con menor número de cuentas, no reconstruyéndose con el filtro en rampa.

El primer tipo de maniquí es mucho más difícil de reproducir y probablemente es mejor para probar el funcionamiento del sistema, aunque ello requiere mayores tiempos de adquisición. El último tipo de maniqués pudiera no indicar adecuadamente cuando el sistema está funcionando óptimamente, pero puede dar una buena indicación de como el sistema funciona en condiciones clínicas.

Las imágenes deben inspeccionarse cuidadosamente para determinar la presencia de artefactos. Si se utiliza la corrección de atenuación, se ha de investigar la planitud (uniformidad) de la imagen, determinándolo en un perfil a lo largo de una sección uniforme.

TM. 13 PRUEBAS PARA UN SISTEMA MULTICABEZAL

1. Algunos de los criterios señalados para sistemas monocabezales son válidos aquí, aunque es esencial que las respuestas de todas las cámaras sean concordantes unas con otras. Todos los factores de calibración y localizaciones de los centroides deben estar dentro del 5% unos respecto a otros. Se deben realizar comparaciones cuantitativas para cada cabezal separadamente y después en el análisis conjunto de las respuestas cuando el sistema se utiliza en conjunto.

Así por ejemplo, reconstruir las imágenes de una fuente puntual, lineal o de un maniquí cilíndrico con esferas frías en cada uno de los cabezales separadamente. Realizar entonces todos los controles de calidad para cada cabezal. A continuación sumar las imágenes reconstruidas por cada cabezal separadamente para asegurarse que la imagen en definitiva no se ha degradado. Si se utilizan esferas, el contraste de la imagen debe ser el mismo pero la relación señal/ruido debe mejorar.

2. Debe haber coincidencia de los ejes de rotación del colimador/detector. Se deben adquirir los centros de rotación para cada cabezal separadamente. Cada cabezal debe tener su fuente de calibración. Asimismo, los colimadores deben estar identificados con sus cabezales, de manera que la corrección de uniformidad sea correctamente aplicada al cabezal con su correspondiente colimador.
2. Idealmente, el centroide de la proyección (imagen) de una fuente puntual localizada en cualquier punto del volumen de interés debe estar dentro de 1 mm del valor verdadero proyectado geoméricamente (basado en la localización relativa de la fuente puntual en el espacio y en la posición de las gammacámaras) para todas las orientaciones angulares de los cabezales.
4. En general, la linealidad integral absoluta $\pm X$, y $\pm Y$ debe estar dentro de 1 mm, y corresponderse si es posible. Un comentario similar es válido para la linealidad diferencial absoluta.
5. Las ventanas de energía y los colimadores deben ser también correspondientes.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. ROTATING SCINTILLATION CAMERA SPECT ACCEPTANCE TESTING AND QUALITY CONTROL. AAPM REPORT N. 22. NUEVA YORK 1987.
2. BIESZK JA, HAWMAN EG. EVALUATION OF SPECT ANGULAR SAMPLING EFFECTS: CONTINUOUS VERSUS STEP-AND-SHOOT ACQUISITION. J NUCL MED 1987, 28:1308-1314.
3. GOTTSCHALK S, SALEM D, BIN LIM C, WAKE RH. SPECT RESOLUTION AND UNIFORMITY IMPROVEMENTS BY NONCIRCULAR ORBIT. J NUCL MED 1983, 14: 822-829
4. GULLBERG, GT; ZENG, GL; DATZ, FL; CHRISTIAN, PE; TUNG, C-H; MORGAN, HT. REVIEW OF CONVERGENT BEAM TOMOGRAPHY IN SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY. PHYS MED BIOL. 1992; 37: 507-534.
5. HAWMAN, EG; HSIEH, J. AN ASTIGMATIC COLLIMATOR FOR HIGH SENSITIVITY SPECT OF THE BRAIN. J NUCL MED. 1986; 27: 930.
6. HAWMAN, PC; HAINES, EJ. THE CARDIOFOCAL COLLIMATOR: A VARIABLE-FOCUS COLLIMATOR FOR CARDIAC SPECT. PHYS MED BIOL. 1994; 39: 439-450.
7. HSIEH, J.; HAWMAN, EG. CONVOLUTION RECONSTRUCTION ALGORITHM FOR ASTIGMATIC COLLIMATOR IMAGING. J NUCL MED. 1986; 27: 896.
8. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTS 1991. IAEA-TECDOC-602. VIENA, 1991.
9. JASZCZAK, RJ; GREER, KL; COLEMAN, RE. SPECT USING A SPECIALLY DESIGNED CONE BEAM COLLIMATOR. J NUCL MED. 1988; 29: 1398-1405.
10. LEVI DE CABREJAS M, PÉREZ AM, GIANNONE CA, VÁZQUEZ S, MARRERO G. SPECT UNA GUÍA PRÁCTICA. COMITÉ DE GARANTÍA DE CALIDAD DE LA ALASBIMN, ARGENTINA 1992.
11. MARTÍ, JM Y PUCHAL, R. OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN SPET REV ESP MED NUCLEAR 1995; 14 (3): 111-115.
12. MARTÍ, JM Y MALDONDO, A. SPECT CEREBRAL: FUNDAMENTOS E INTERPRETACIÓN. REV NEUROL 1994; 22 S 8-18.
13. TODD-POKROPEK AE. THEORIES OF TOMOGRAPHIC RECONSTRUCTION. EN PHYSICAL PRINCIPLES, INSTRUMENTS AND CLINICAL APPLICATIONS. ED. AHLUWALIA BD. CRC PRESS. BOCA RATON, FLORIDA, 1989. PG 3-34.
15. TSUI, BMW; GULLBERG, GT; EDGERTON, ER; GILLAND, DR; PERRY, JR; MCCARTNEY, WH. DESIGN AND CLINICAL UTILITY OF A FAN BEAM COLLIMATOR FOR SPECT IMAGING OF THE HEAD. J NUCL MED. 1986; 27: 810-819.

PROCESAMIENTO DE DATOS

El procesamiento de datos ocupa un lugar muy importante en Medicina Nuclear ya que convierte en información directamente utilizable para el diagnóstico las señales generadas por las gammacámaras (impulsos de energía y coordenadas). En este procesamiento se distinguen varios aspectos:

- Adquisición de datos
- Elaboración de estudios
- Visualización de resultados
- Archivo de estudios y resultados
- Comunicación

1. ADQUISICIÓN DE DATOS

En la adquisición de datos cabe distinguir 3 aspectos: la digitalización de las señales electrónicas, la formación de las matrices que constituyen la estructura básica de las imágenes de Medicina Nuclear y la forma en la que estas matrices se registran en soporte informático para conseguir los estudios clínicos, aspectos que se describen a continuación.

1.1. Digitalización

Las señales generadas en los fotomultiplicadores son analógicas y su conversión tanto puede realizarse una vez se han obtenido los valores de las coordenadas del centelleo y su energía (gammacámara analógica) como directamente a la salida de cada fotomultiplicador haciéndose en este caso todos los cálculos y correcciones (energía, linealidad, uniformidad) directamente con la señal digitalizada (gammacámaras digitales).

Esta conversión se lleva a cabo en los convertidores analógico/digitales (A/D) que pueden ser de distinto tipo (rampa de Wilkinson, aproximación secuencial,...).

La calidad de un convertidor A/D viene determinada tanto por su velocidad de conversión como por la linealidad integral y diferencial. Estos parámetros se refieren a la capacidad de reproducir correctamente la señal analógica. La linealidad diferencial depende de la pendiente de la recta que relaciona la tensión de entrada con la tensión representada por la codificación de la salida, y la linealidad integral, que depende de la diferencia entre la recta identidad y la curva real generada por la codificación de la salida.

La conversión se hace con una resolución de 12 bits y el tiempo total de conversión está sobre los 4 ms. Aunque varían con el fabricante, los ritmos máximos utilizables se sitúan sobre las 200.000 cuentas por segundo.

1.2. Formación de matrices

La información que proporciona una gammacámara son las coordenadas de los eventos de centelleo y, si su energía cae dentro de los límites prefijados (ventanas de energía), el valor de ésta o impulsos de validez para cada ventana seleccionada.

Las imágenes se forman empleando matrices; cada matriz representa una distribución rectangular de celdas (como una malla) que recubre todo el campo de visión de la gammacámara. A cada celda le corresponde un área del cristal de centelleo cuya superficie viene regulada por la dimensión de la matriz, esto es, el número de casillas en que se consideran divididos los lados del rectángulo que engloba al cristal de centelleo. Las matrices suelen describirse dando sus dos dimensiones (tamaño), siendo en la actualidad las disponibles en los ordenadores las siguientes: 32×32 , 64×64 , 128×128 , 256×256 , 512×512 y 1024×1024 .

Además de la dimensión, en las matrices hay que fijar la capacidad de recuento máximo, es decir, la cantidad de impulsos que cada celda puede almacenar. Este parámetro se denomina profundidad y puede ser de 2 tipos: octeto (byte) o palabra (word), entendiéndose que una palabra está formada por 16 bits. Así, con matrices de tipo byte, cada celda puede contener un máximo de 255 cuentas (2^8-1) mientras que en modo palabra se pueden registrar hasta ($2^{16}-1$) que corresponden a 65535 cuentas. Estos valores se obtienen por tratarse de recuentos, esto es, de cantidades que siempre son positivas, por lo que se puede emplear el bit de signo para doblar su capacidad usual.

La formación de la imagen digitalizada se lleva a cabo asignando a cada impulso válido procedente del detector una celda de la matriz y sumando 1 a su contenido. Esta asignación hace que a todos los impulsos que se producen en una determinada zona del cristal les corresponde la misma celda de la matriz, convirtiéndose la dimensión de la matriz en uno de los factores que intervienen en la resolución espacial de las gammacámaras.

Incrementar la dimensión no siempre aporta ventajas ya que al tratarse de un proceso de detección pobre en número de fotones («photon limited»), la reducción por 4 en el número de cuentas registradas por celda al doblar la dimensión de la matriz, hace disminuir sensiblemente la relación señal/ruido ya que ni la fuente de fotones es muy abundante, ni el tiempo durante el cual se registran imágenes puede ser muy largo. Hay que pensar que cada celda se comporta como si de un detector independiente se tratara, es decir, el número de cuentas registrado en ellas sigue una distribución de Poisson y consecuentemente, la relación señal/ruido

$$\frac{N}{\sqrt{N}}$$

depende únicamente del número de cuentas registrado N .

El tamaño de celda ha de ajustarse de forma que se cumpla el teorema de muestreo de Shannon que establece las condiciones mínimas que debe cumplir un muestreo para poder reproducir correctamente una señal. En este contexto, este teorema establece un mínimo de dos muestras por AIMA del sistema, ya que por convenio, se toma como medida de la resolución del equipo detector. Una digitalización más fina incrementa la perturbación debida al ruido y una más grosera hace perder resolución.

Para un determinado CTVU el tamaño («sobre el cristal de centelleo») correspondiente a cada celda viene determinado por

$$p = \frac{\text{CTVU}}{\text{mag}} * \frac{1}{\text{dim}}$$

donde dim significa la dimensión de la matriz y mag el factor de magnificación que se emplee. La magnificación es un artilugio para aumentar las dimensiones relativas del objeto detectado respecto a la matriz. Para ello se selecciona una zona centrada en el campo de visión cuyos lados se obtienen de dividir las medidas del CTVU por este factor. Con ello se consigue que, manteniendo el mismo número de celdas, éstas representen una superficie menor del cristal, aumentando con ello la resolución de la digitalización. Obsérvese que una magnificación de 2 equivale a duplicar la dimensión de la matriz (en cuanto a tamaño de pixel) reduciendo en 4 el área registrada.

Para un CTVU de 40 cm, el tamaño de celda varía según la siguiente tabla (tabla IV.1) para un factor de magnificación igual a 1:

Dimensión	Tamaño [cm]
32 × 32	1,26
64 × 64	0,63
128 × 128	0,32
256 × 256	0,16
512 × 512	0,08

Tabla IV.1: Tamaño de celda en función de la dimensión de la matriz.

A su vez, la capacidad de las celdas ha de escogerse en función del número de cuentas que se puedan registrar. Puede programarse la adquisición de datos de manera que si una celda llega a rebosar (se excede su capacidad de almacenamiento) el registro se detenga. Este criterio asegura que las cuentas registradas son las correctas aunque esto puede llevar a que no se obtengan las cuentas que se habían preestablecido. Alternativamente, puede programarse para que el recuento prosiga hasta completar el número total de cuentas prefijado, debiendo tenerse en cuenta que al haber saturación en alguna celda, se habrá perdido información local y que por lo tanto, aunque el número total de cuentas sea correcto, el número de cuentas local en la zona donde ha habido «overflow» es incorrecto. Esto hace que deban efectuarse pruebas para no perder cuentas y también para no malgastar memoria en previsión de unos recuentos que difícilmente puedan darse.

Por extensión a cuando se visualiza el contenido de las matrices en forma de imágenes, las celdas se denominan pixels («picture elements»), esto es, elementos de una imagen.

1.3. Tipos de adquisición

La adquisición o registro de imágenes puede llevarse a cabo de distintas formas en función del tipo de información que se quiera obtener del paciente, estando por lo tanto íntimamente relacionada con la elaboración posterior de los estudios.

Una vez escogida la dimensión de la matriz y su profundidad, la grabación de imágenes en soporte informático puede hacerse de distintas formas:

- Estática
- Multi estática
- Dinámica
- Dinámica multifase
- Dinámica sincronizada

- Cuerpo entero
- Tomográfica
- Tomográfica sincronizada
- Modo lista

1.3.1. Adquisición estática

Consiste en la acumulación de cuentas en una sola matriz o imagen hasta conseguir acumular un número prefijado de cuentas o hasta agotar un determinado tiempo.

Este tipo de adquisición se emplea para obtener la distribución de radiofármaco en un órgano (p.e. tiroides) o también, por ejemplo, en las pruebas de uniformidad de gammacámaras. Es la forma de registro más versátil por cuanto que, en principio, sólo está limitada por la capacidad de las celdas de las matrices.

Es usual que si la cámara tiene capacidad para trabajar simultáneamente con 2 ventanas de energía, se emplee un equipo de registro que permita obtener a la vez imágenes para ambas ventanas de energía (2 picos fotoeléctricos o 2 isótopos distintos).

1.3.2. Multiestática

Consiste en obtener una sucesión de imágenes estáticas. Se acostumbra a prefijar un número de cuentas para la primera de ellas y adquirir las siguientes imágenes, que normalmente son distintas proyecciones del mismo órgano, en el mismo tiempo que el empleado para obtener la primera imagen. Esto permite comparar la actividad registrada en las distintas proyecciones respecto a una referencia (p.e. estudio de perfusión pulmonar). Naturalmente, se pueden adquirir todas las imágenes a un mismo número de cuentas o tiempo.

1.3.3. Dinámica

Consiste en obtener una sucesión de imágenes a determinado ritmo, es decir, una imagen cada cierto tiempo durante un lapso de tiempo prefijado como, por ejemplo, una imagen cada 20 segundos durante 30 minutos. Este tipo de adquisición permite obtener la evolución en el tiempo de la actividad en un órgano como expresión de su estado funcional. Un ejemplo es el estudio de la función renal mediante radiofármacos que se eliminan por riñón (^{131}I Hippuran, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MAG3, etc).

Hay que observar que no se trata de una adquisición cada cierto tiempo (p.e. 20 s) sino que durante 20 s se acumula en una matriz, transcurridos los cuales se vuelve a acumular durante otros 20 s en otra matriz, y así sucesivamente hasta completar el tiempo total. Esto hace que no siempre sean comparables las curvas (actividad/tiempo) que se obtengan de un estudio de este tipo con curvas procedentes de modelos teóricos (compartimentales) o con las obtenidas por extracción de muestras.

1.3.4. Dinámica-multifase

Si la evolución del trazador no es regular, esto es, si los cambios a lo largo del tiempo siguen distintos ritmos, (por ejemplo, una incorporación muy rápida y una eliminación lenta), se consiguen optimizar, tanto los recursos como la información obtenida, mediante adquisiciones dinámicas a distintos ritmos (fases) y con pausas entre ellas. Siguiendo el ejemplo de la función renal se puede adquirir un estudio en 3 fases: Durante el primer minuto post-inyección, una imagen cada segundo para recoger la fase vascular (angio-gam-

magraffa), seguida de 1 imagen/10 s durante 5 minutos para obtener la fase de incorporación y acabar con 1 imagen/30 s hasta los 30 minutos para poder estudiar la eliminación.

La adquisición y grabación de imágenes a un ritmo elevado impone restricciones a la dimensión de las matrices, ya que a mayor dimensión mayor número de bits deben moverse para adjudicar una celda a un impulso y proceder a su registro. Para poder ofrecer elevados ritmos de imágenes, los ordenadores actuales acostumbran a adquirir los datos en una memoria rápida de trabajo («buffer») para luego grabar los datos en soporte magnético. A fin de garantizar que se puedan grabar los datos obtenidos, los programas de adquisición reservan un espacio en disco equivalente al que se empleará para grabar posteriormente los datos. Estos se acostumbran a grabar, por seguridad, a medida que se van obteniendo, aunque depende de cada fabricante.

Las matrices utilizables en las adquisiciones dinámicas son 32×32 , 64×64 , 128×128 y 256×256 y los ritmos máximos dependen de la matriz escogida. La siguiente tabla (tabla IV.2) muestra esta dependencia para un equipo comercial:

Dimensión	16 bits (word)	8 bits (byte)
256×256	1	3
128×128	6	12
64×64	25	50
32×32	100	200

Tabla IV.2 Dependencia del ritmo máximo en función del tipo de matriz.

1.3.5. Dinámica sincronizada

Consiste en una adquisición dinámica sincronizada («gated») con una señal periódica fisiológica (p.e. ritmo cardíaco). Esta señal se divide en un cierto número de intervalos

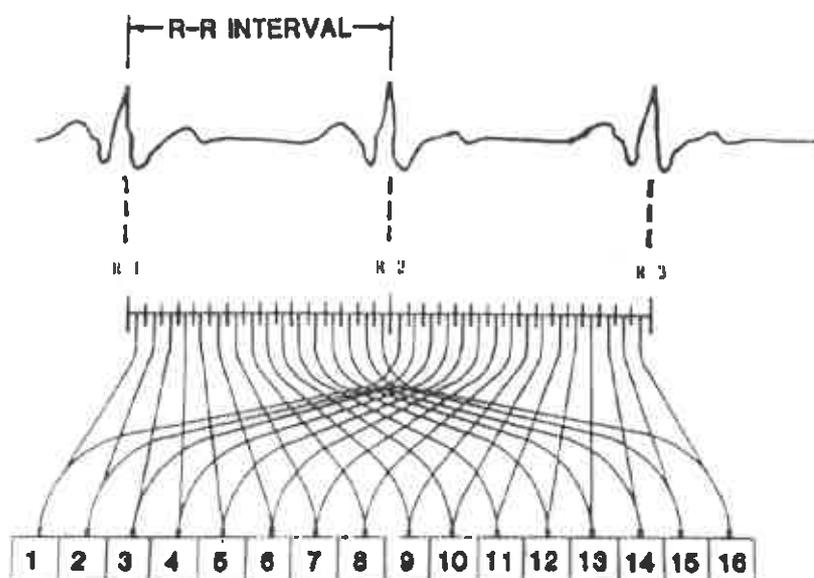


Figura IV.1: Esquema de la adquisición dinámica sincronizada.

de modo que a cada uno de ellos se le asigna una matriz. Estas matrices sólo acumularan cuentas cuando el órgano, en este caso el corazón, esté en la fase de movimiento que le corresponde por su intervalo (fig. IV.1).

Se trata de una adquisición mixta, ya que periódicamente (aspecto dinámico) se acumulan cuentas en la misma imagen (aspecto estático).

Este tipo de adquisición permite obtener imágenes del corazón en las fases más representativas de su ciclo y además disminuir la borrosidad de las imágenes estáticas convencionales debido al movimiento del corazón. El carácter repetitivo de esta adquisición permite acumular un número de cuentas por imagen que hace incrementar su fiabilidad estadística. Las matrices usuales son 64×64 y 128×128 aunque el rango puede ser más extenso. La dimensión de la matriz determina a su vez el número máximo de imágenes por ciclo que se puede alcanzar (tabla IV.3)

Dimensión	Profundidad	N.º máximo de imágenes por ciclo
256×256	16	2
256×256	8	4
128×128	16	8
128×128	8	16
64×64	16	32
64×64	8	64

Tabla IV.3 Número máximo de imágenes en la adquisición sincronizada en función del tipo de matriz.

1.3.6. Cuerpo entero

Se trata de obtener, en una sola imagen, (por ejemplo de 1024×512), una representación de la actividad de todo el cuerpo. Esto se consigue estableciendo un movimiento relativo a velocidad constante entre el cabezal de detección y la cama en la que yace el paciente. La imagen se va obteniendo línea a línea mediante un barrido electrónico y uno mecánico sincronizados, de manera que permita acumular adecuadamente la actividad en cada línea.

Se utiliza principalmente para rastreos óseos.

Los formatos de matriz pueden ser 512×512 , 1024×1024 , 256×1024 o 512×2048 según fabricante, siempre con matriz de 8 bits.

1.3.7. Tomografía (SPECT)

Consiste en la obtención de una secuencia de imágenes a distintos ángulos con la finalidad de poder reconstruir el interior a partir de las proyecciones laterales.

La órbita puede recorrer 180° (corazón) o 360° en general. Las matrices usuales que se pueden emplear son las de 64×64 y de 128×128 . El número de proyecciones, o lo que es lo mismo, el muestreo angular depende de la matriz empleada y del radio de giro. La aplicación del teorema de Shannon obliga a que la longitud angular entre proyecciones, en la periferia de la zona de interés (cráneo, tórax,...) sea igual a la longitud de los lados de los pixels de la matriz. Estas condiciones no se pueden cumplir en la práctica clínica ya que para conseguir un mínimo número de cuentas por proyección, la exploración se prolongaría desmesuradamente, con el consiguiente peligro de que el paciente se movie-

ra o simplemente que no es compatible el beneficio con la falta de confort del paciente. Como regla se toma, para una órbita de 360°, tantas proyecciones como dimensión tiene la matriz.

Las imágenes así obtenidas deben procesarse (reconstrucción) a fin de obtener las imágenes correspondientes a cortes sagitales, transversales y coronales.

1.3.8. Tomografía sincronizada

Reúne en una sola exploración las características de la adquisición dinámica sincronizada con la tomografía (Gated-SPECT). Consiste en obtener para cada segmento del ciclo cardíaco (usualmente 8 intervalos), 32 proyecciones (órbita de 180°) con matrices de 64 × 64.

Esto se consigue adquiriendo, para cada proyección, un determinado número de ciclos, como si de una adquisición dinámica sincronizada se tratara. La reordenación de las imágenes crea 8 estudios tomográficos que en la reconstrucción permitirán obtener 8 estudios, uno para cada intervalo del ciclo cardíaco.

1.3.9. Modo lista

Puede darse el caso de que el proceso que se quiere estudiar presente unas características (proceso muy rápido) que no permitan registrar directamente el estudio como un estudio dinámico. En este caso se descompone la formación de las imágenes en dos etapas. En la primera (modo lista) se graban directamente en soporte informático las coordenadas de los impulsos y el impulso de energía a medida que se van produciendo. Una vez acabada la adquisición, a partir del estudio grabado se obtiene un estudio dinámico convencional a un ritmo y con una matriz que de otra forma no hubiera sido posible.

2. ELABORACIÓN DE ESTUDIOS

La elaboración de estudios tiene por finalidad obtener la información diagnóstica deseada a partir de las exploraciones previamente registradas.

Las técnicas o procesos de elaboración se pueden clasificar en 2 grupos: el primero, de carácter general, es un conjunto de herramientas que permiten extraer, reorganizar y visualizar la información, como son las áreas de interés o la manipulación de imágenes. Estas herramientas constituyen por una parte las utilidades disponibles para el procesado «manual» y por otra son las funciones utilizadas en los programas de elaboración «específicos» de una determinada técnica que constituyen el segundo grupo de programas.

2.1. Herramientas comunes

2.1.1. Áreas de interés

Consiste en la posibilidad de extraer información local de una imagen. Esta extracción consiste en delimitar un contorno cerrado a partir del cual se obtiene el número de pixels de su interior y el número de cuentas registradas en él. El área delimitada se almacena para poder aplicarla a distintos estudios o, lo que es muy usual, proyectarla en un estudio dinámico a fin de obtener una curva actividad-tiempo.

El trazado de las áreas o regiones de interés («ROIs») se puede hacer tanto de forma totalmente libre, es decir, moviendo manualmente un «joystick», un «ratón» o con una forma geométrica determinada (rectangular/cuadrada, elíptica/circular) en la que se pueden variar sus dimensiones.

Esta herramienta también permite visualizar el valor de un pixel determinado al que se apunta mediante un cursor. Dentro de las áreas de interés, otra utilidad es la obtención del perfil de cuentas, esto es, una curva que representa la actividad respecto a la posición en alguna dirección determinada (usualmente horizontal o vertical).

Junto a estas propiedades también se tiene la posibilidad de duplicar, mover y simetrizar cualquier tipo de área.

2.1.2. Manipulación de imágenes

Los equipos ofrecen un gran número de herramientas para la manipulación de imágenes como pueden ser las operaciones aritméticas (+,-,×,÷) entre imágenes o con un valor constante, operaciones lógicas (and, or), rotación, traslación, interpolación, magnificación, normalización, suavizado, etc.

2.1.3. Manipulación de curvas

Las curvas obtenidas mediante las áreas de interés pueden ser manipuladas mediante operaciones aritméticas entre ellas: operaciones con constantes, pueden ser normalizadas al máximo, suavizadas, calcular su logaritmo, integradas y diferenciadas. En muchos procesadores se dispone también de utilidades de ajuste a unas pocas funciones (exponencial, gamma, polinómicas y gaussiana). Últimamente, se ha introducido la posibilidad de hacer transformadas de Fourier y aplicar técnicas de deconvolución.

2.2. Tratamientos específicos

Dentro de los tratamientos específicos se distinguen 2 clases. La primera consiste en aquellos programas que preparan los datos adquiridos para su interpretación, como son los de reconstrucción (tomográfica y de modo lista). Merece especial atención por su complejidad la reconstrucción tomográfica que es objeto de un capítulo específico en esta obra (capítulo III). La segunda clase lo forman los programas clínicos.

2.2.1. Programas clínicos

Las numerosas aplicaciones diagnósticas de la Medicina Nuclear pueden agruparse por órganos, entre los que cabe destacar por su incidencia en la práctica, los estudios cerebrales, cardíacos, pulmonares, renales, abdominales y óseos con los que se pueden realizar estudios estáticos, dinámicos y de tomografía (SPECT), dependiendo de protocolos clínicos concretos. Los métodos suministrados por los fabricantes acostumbran a estar basados en métodos desarrollados por otros usuarios y referenciados en la literatura.

2.2.2. Programación libre

Todos los ordenadores comercializados admiten, con mayor o menor dificultad, la programación en cada centro de sus propios métodos de elaboración. Estos pueden ser tanto

coleccionas de instrucciones grabadas por el usuario («macros») como programas escritos en algún lenguaje de programación. Desafortunadamente, cada fabricante ha desarrollado sus bibliotecas de utilidades y rutinas a partir de lenguajes distintos (CLIP, FORTH, PASCAL, C,...) lo que dificulta la reproducción de métodos de un equipo a otro.

3. VISUALIZACIÓN

La visualización de imágenes y resultados constituye de por sí todo un apartado del proceso de datos. Su importancia radica en que es la interfase visual con el usuario. Su calidad y flexibilidad determinan la calidad final que del equipo de proceso se pueda obtener.

Dentro de la visualización merece especial atención la codificación de los valores en colores, esto es, las denominadas paletas o tablas de colores. Se trata de establecer una correspondencia entre los niveles de cuentas de una imagen y los colores (mezclas de rojo, verde y azul) que se asignarán a éstos. El tema es delicado ya que visualizando una misma imagen con distintas tablas de color se puede llegar a cambiar el diagnóstico que de ella se derive, hecho agravado por el empleo de umbrales (inferiores y superiores) de visualización.

Una faceta interesante de la visualización es la posibilidad de tener simultáneamente en pantalla, tanto imágenes con distinta tabla de color como de distinto estudio (multizonas) como es el caso de mostrar al mismo tiempo las imágenes reconstruidas de SPECT cardíaco en esfuerzo y en reposo. Actualmente también se consigue, previo un proceso de superposición («registration»), superponer imágenes de distinta modalidad (p.e. resonancia y SPECT). Esta técnica también permite superponer las imágenes obtenidas en un estudio con las de un atlas anatómico o con distribuciones de valores de normalidad.

Dentro de la visualización cabe también mencionar el modo cine que consiste en proyectar una secuencia de imágenes (SPECT o sincronizada «gated») encadenadas para dar sensación de movimiento. Es especialmente útil en los estudios cardíacos sincronizados en los que se percibe la progresión del movimiento del corazón.

4. ARCHIVO DE ESTUDIOS

Aunque normalmente no se tiene en cuenta en el procesado de datos, los aspectos de archivo y recuperación de estudios son de gran importancia en el uso diario de los equipos informáticos. El registro de las exploraciones no sólo consiste en la sucesión de imágenes que se hayan programado, sino que lleva asociado una cabecera en la que registran los datos identificativos del paciente y de la exploración. El sistema de archivo ha de permitir clasificar y recuperar los estudios por estos campos. Una forma usual de organizar los estudios es crear una carpeta o portafolio por paciente, dentro del que se «archivan» las exploraciones que le corresponden. La forma de conseguirlo depende en definitiva del sistema operativo empleado, siendo una de ellas por creación de sub-directorios, uno por cada paciente.

5. COMUNICACIÓN

Los equipos de procesado no pueden estar aislados ni del entorno informático donde están instalados ni de otros equipos de Medicina Nuclear. Esto hace que últimamente se haya potenciado tanto la posibilidad de importar y exportar estudios en un formato independiente de los fabricantes (Interfile) como la conexión de los equipos a una red estándar (Ethernet). Esto permite, por ejemplo, la conexión de estaciones de visualización lejos del ordenador que ha procesado los estudios.

La estandarización de las comunicaciones ha permitido desarrollar formatos de imagen (DICON) que permiten emplear equipos de registro en placa o papel no específicos para cada fabricante, abriendo la puerta a compartir recursos.

6. HARDWARE

El desarrollo de programas de elaboración cada vez más sofisticados y con mayor requerimiento de potencia de cálculo por un lado, y la inclusión de estos en la rutina clínica que exige unos tiempos de respuesta breves, por otro lado, ha hecho que la mayoría de los constructores hayan optado por dejar de desarrollar su propio hardware adoptando plataformas de terceros que cumplen sobradamente estos requisitos.

La plataforma más común actualmente comercializada consiste en una estación de trabajo («workstation») con sistema operativo UNIX con interfases X-Windows y OSF / Motif (DIGITAL, IBM, SUN...). La unidad central de proceso es RISC de 64 bits con 64 MB de memoria. Existen fabricantes que emplean un sistema PowerPC y otro que todavía emplea su propio hardware multiprocesador.

El disco magnético interno es usualmente para registro de imágenes siendo como mínimo de 1 GB. En la tabla siguiente (tabla IV.4) se da el número de imágenes almacenables por GB, dimensión y tipo de matriz.

Dimensión	16 bits	8 bits
1024	390	780
512	1561	3121
256	6242	12484
128	24969	49938
64	99876	199751

Tabla IV.4 Variación del número de imágenes grabables por GigaByte.

Estas cantidades no son tan elevadas como pudiera parecer si se tiene en cuenta la producción de un servicio de Medicina Nuclear medio y que todo se procesa en un sólo puesto de trabajo.

Con dispositivos de este tipo, los tiempos de proceso de una reconstrucción topográfica de 64 imágenes de 64×64 es de 6 segundos, un protocolo renal de 3 segundos y una reconstrucción topográfica sincronizada de 8 segmentos y 32 proyecciones con matriz 64×64 es de unos 40 segundos, tiempos que hacen totalmente compatibles los procesos complejos con la práctica diaria.

Como dispositivo de copia de seguridad y de archivo a largo plazo se acostumbra a disponer de un disco óptico o magneto-óptico con cartuchos removibles.

Los periféricos para el registro gráfico acostumbran a ser impresoras de papel en color (normalmente por termodifusión) y registros en placa tanto en blanco y negro como en color.

7. PRUEBAS PARA PROCESAMIENTO DE DATOS

7.1. Introducción

El procesado de datos consiste en la manipulación de los datos brutos generados por los detectores (gammacámaras) a fin de hacerlos útiles para el diagnóstico. Esta manipulación consiste tanto en el registro de los datos según una determinada pauta (adquisición) como en la elaboración de los datos previamente registrados. Esto se consigue mediante procesadores digitales incorporados en las cámaras o mediante un ordenador externo.

El control de calidad debe ejercerse en todos aquellos aspectos que puedan influir en la calidad de los resultados. A partir de los datos suministrados por las gammacámaras, se trata de garantizar que la calidad de estos datos originales no se deteriora en el proceso de obtener la información sobre la que se diagnostica, es decir, que esta información simplemente se transforma de la manera mas adecuada para el diagnóstico.

El proceso de datos debe entenderse como aquella fase de la cadena diagnóstica de Medicina Nuclear en la que se establece un mayor diálogo hombre-máquina a través de los programas de ordenador. En consecuencia, su calidad no vendrá dada solamente por los aspectos puramente técnicos del equipo (no introducción de artefactos, correcta conversión analógico/digital, etc...) sino también, por ejemplo, por la facilidad de manejo de sus programas. Esto último incide directamente en la facilidad de cometer errores que pueden dar lugar a interpretaciones equivocadas y por lo tanto en degradar la calidad final de los resultados. Otro aspecto a tener en cuenta es la adaptación del equipo a la tarea que se le encomienda (funcionalidad). En definitiva el control de calidad en el proceso de datos debe contemplar tanto aspectos relacionados con las máquinas como los relacionados con la utilización que el hombre hace de la máquina.

La diversidad de los aspectos que han de tratarse hace que no puedan darse pautas de actuación estrictas en muchos de ellos, sino recomendaciones a fin de orientar al lector. Se han agrupado en orden secuencial, desde el momento en que se decide comprar un equipo hasta las pruebas rutinarias una vez está en pleno funcionamiento. Dado que la calidad no depende tan sólo del equipo sino de las condiciones de su utilización, en este protocolo de control de calidad se tiene en cuenta tanto lo que debe comprobarse, pedirse, exigirse, a los equipos o a los fabricantes de equipos como lo que debe hacer y exigirse el propio usuario como es, por ejemplo, ser responsable de la calidad de la infraestructura.

7.2. Adquisición de un equipo de proceso de datos

PD1: Aspectos del hardware a tener en cuenta en la selección y adquisición de equipos.

PD2: Aspectos del software de adquisición a tener en cuenta en la selección y adquisición de equipos.

PD3: Consideraciones sobre programas herramientas a tener en cuenta en la selección y adquisición de equipos.

Infraestructura:

PD4: Ubicación de los equipos.

PD5: Condiciones de instalación de los equipos.

PD6: Condiciones de utilización de los equipos.

Pruebas de funcionamiento:

PD7: Prueba de aceptación y referencia del hardware.

PD8: Verificación global por el usuario.

PD9: Prueba rutinaria de comprobación del equipo.

Interfase hombre-máquina:

PD10: Curso de formación inicial.

PD11: Utilización de programas clínicos.

PD12: Programación «in situ».

PD. 1 ASPECTOS DEL HARDWARE A TENER EN CUENTA EN LA SELECCIÓN Y ADQUISICIÓN DE LOS EQUIPOS

PROPÓSITO

Establecer los aspectos del hardware que deben tenerse en cuenta en la selección y adquisición de los equipos de procesado de datos.

PROCEDIMIENTO

1. El equipo ha de ser ampliable, en el sentido de poder añadir soportes de información adicionales (p.ej. discos ópticos, magneto-ópticos,..) e interfases para comunicación.
2. Una avería en un periférico o en la gammacámara no ha de interrumpir el funcionamiento del ordenador.
3. Hacer un estudio aproximado de la capacidad de disco necesaria para guardar los estudios durante un cierto tiempo.
4. Distinguir claramente qué es opcional y qué incremento de costo representa su incorporación.
5. Ser conectable a otros ordenadores (PC en particular) y a diversos tipos de cámaras.

OBSERVACIONES

1. No hacer exclusivamente caso de las «velocidades» y «potencias» que se expongan. La velocidad en términos prácticos tanto depende de la CPU como de los soportes de datos (discos, cintas, controladores,..) y de los programas que los manejan.
Una posible medida de comparación de velocidades puede ser el tiempo transcurrido desde el momento que se da la orden de ejecutar un programa hasta que se obtiene el resultado impreso.

PD. 2 ASPECTOS DEL SOFTWARE: SELECCIÓN Y ADQUISICIÓN

A: Software de adquisición de estudios

PROPÓSITO

Establecer los aspectos del software de adquisición de estudios que deben tenerse en cuenta en la selección y adquisición de los equipos de procesamiento de datos y/o de gammacámaras digitales.

PROCEDIMIENTO

1. Adquisición planar y tomográfica
2. Adquisición simultánea de 2 radioisótopos distintos (por lo menos 2 ventanas de energía).
3. Adquisición en modo lista
4. Adquisición dinámica con ritmo de adquisición fijo y variable de 0.5 a 1 minuto/imagen en incrementos de 0.1 segundos pudiendo registrar por lo menos 256 imágenes por estudio.
5. Amplia selección de matrices (de 32×32 a 512×512) tanto en modo octeto (byte) como en palabra (word).
6. Adquisición sincronizada con señal externa (gated).
7. Modo lista sincronizada
8. Posibilidad de tomografía sincronizada.
9. Zoom con diversos factores de ampliación y de posición variable.
10. Posibilidad de registro de adquisiciones de cuerpo entero.
11. Existencia de un programa de control de calidad de la gammacámara.
12. Posibilidad de encadenamiento de una adquisición con un procesamiento de forma automática.

B: Software de elaboración de estudios

PROPÓSITO

Establecer los aspectos del software de análisis de estudios que deben tenerse en cuenta en la selección y adquisición de los equipos de procesamiento de datos.

PROCEDIMIENTO

1. Visualización de imágenes en distintos formatos y escalas de color.
2. Visualización en modo cine.
3. Posibilidad de analizar un estudio adquirido mientras se adquiere otra exploración.
4. Análisis manual.
5. Macro instrucciones.
6. Manipulación lógica y aritmética de imágenes y regiones de interés.
7. Manipulación de curvas.

8. Posibilidad de desarrollo de programas por parte del usuario.
9. Posibilidad de generación de informes con datos importados del análisis de imágenes.
10. Ayuda por pantalla que explique las órdenes.
11. Los programas de elaboración (PE) han de ser fáciles de utilizar, con una mínima introducción de datos numéricos por parte del operador.
12. Los PE han de estar basados en principios y técnicas reconocidos.
13. Los PE han de estar bien documentados, tanto en la forma de adquirir el estudio como en la manera de elaborarlo.
14. En un futuro, solicitar que los PE estén probados sobre «software phantoms».

OBSERVACIONES

1. Comprobar si todos los programas de interés forman parte del paquete básico o si son opcionales.
2. Si se escoge software opcional, asegurarse de si precisa hardware opcional.
3. Asegurarse de que todo el software previsto exista en fase de comercialización y si no lo está, solicitar por escrito los plazos previstos.
4. Asegurarse de que existan cursos de formación, no tan sólo el obligado cursillo que se da cuando se instala el equipo.
5. Es interesante saber si existe un club de usuarios y la manera de formar parte de él. Muchas veces se consigue mayor información de otros usuarios que del fabricante.
6. Es extremadamente interesante que exista tratamiento manual y que las instrucciones puedan guardarse como pequeños programas llamados Macro instrucciones. Esto posibilita, dentro de ciertos límites, «programar» tareas sin necesidad de saber programar en el lenguaje particular del equipo.

PD. 3 CONSIDERACIONES SOBRE PROGRAMAS HERRAMIENTAS A TENER EN CUENTA EN LA SELECCION Y ADQUISICION DE LOS EQUIPOS

PROPÓSITO

Establecer los aspectos de las herramientas de software que deben tenerse en cuenta en la selección y adquisición de los equipos de procesado de datos ya que sirven para mantener el equipo operativo.

PROCEDIMIENTO

1. Herramientas para crear, borrar, listar.. estudios de pacientes, macro-instrucciones, programas, etc...
2. Forma de importar estudios obtenidos por otros equipos de Medicina Nuclear, tanto directamente como por formato intermedio Interfile.
3. Editor, compilador y ensamblador para que el usuario, si lo desea, pueda programar.

PD. 4 UBICACIÓN DE LOS EQUIPOS DE PROCESADO DE DATOS

PROPÓSITO

Factores a tener en cuenta en la ubicación de los equipos.

PROCEDIMIENTO

1. Asignar, si es posible, una habitación lo suficientemente grande como para albergar el ordenador, teclado, pantalla(s), registro en placa, impresora,..., es decir, el equipo mínimo funcional.
2. Destinar un espacio alrededor del equipo para facilitar:
 - Mantenimiento: limpieza de los filtros de aire, conexión / desconexión de cables, etc.
 - Reparación: facilitar el acceso al interior de los equipos.
 - Ventilación: garantizar que existan un mínimo de 20 cm libres de obstáculos frente a los orificios de ventilación.
3. Situar el equipo de forma que sea cómodo insertar y retirar discos y cintas para evitar caídas fortuitas y dobleces de los discos flexibles.
4. Situar los equipos de procesado de imágenes en habitación distinta a la de las exploraciones a fin de disminuir la irradiación del operador y mantener la intimidad del paciente.
5. Si la distancia entre equipos (gammacámaras, contadores, ordenadores, periféricos, etc.) es grande (>10 metros), consultar con el fabricante ya que las señales transmitidas pueden sufrir alteraciones.

PD. 5 CONDICIONES DE INSTALACIÓN

PROPÓSITO

Factores a tener en cuenta en la instalación del equipo.

PROCEDIMIENTO

1. Temperatura y humedad:

- Obtener de los fabricantes el margen de temperatura y humedad dentro de los que los equipos han de funcionar correctamente.
- Obtener la disipación calórica de cada uno de los equipos (ordenadores, impresoras, gammacámaras, etc..) a fin de suministrar estos datos al servicio encargado de la climatización de la instalación. De esta forma se puede saber si es necesario un sistema adicional de aire acondicionado y, en caso de serlo, la potencia requerida.

Valores orientativos:

Temperatura: 15-25 °C

Humedad relativa: 40-60% (80% max)

Disipación térmica: 7000-10000 BTU/h.

2. Suministro eléctrico.

- Garantizar la estabilidad de la tensión de alimentación eléctrica recurriendo a estabilizadores o a sistemas de alimentación ininterrumpida.
- Procurar que la acometida sea lo más «limpia» posible, es decir, que en la misma línea no hayan aparatos que puedan ocasionar bajadas de tensión (acondicionadores de aire, congeladores,...)
- Disponer de una toma de tierra correcta.

3. Cableado:

- Agrupar los cables por su función (señales y suministro eléctrico) en distintos soportes debidamente señalizados.
- Situar todos los cables fuera de las zonas de paso a fin de evitar desconexiones fortuitas (a cierta altura o en suelo falso).

PD. 6 CONDICIONES DE UTILIZACIÓN

PROPÓSITO

Factores que intervienen en la utilización de los equipos.

PROCEDIMIENTO

1. Tener en cuenta que tanto el ruido ambiental como el generado por los equipos de tratamiento de datos influyen en el operador.
2. Tener en cuenta la iluminación, orientando las luces o las pantallas a fin de eliminar reflejos en la posición normal de trabajo del operador.
3. Tener en cuenta la posición del operador respecto a los distintos componentes del equipo (altura pantalla, teclado, etc..).
4. Facilitar el acceso a los distintos periféricos que se emplean en el uso rutinario del equipo (registro de imágenes, impresoras, etc..)
5. Prever suficiente espacio alrededor del operador del equipo para que las imágenes pueden ser vistas simultáneamente por varias personas.
4. Facilitar las labores de limpieza ya que esta tanto procura un lugar agradable de trabajo como influye en el funcionamiento de los medios de almacenamiento (p.e.discos flexibles), en los teclados haciendo que algunas teclas se encallen, en los «joysticks» impidiendo un movimiento totalmente uniforme (sin sacudidas), y en los filtros del aire, obligando a limpiarlos más frecuentemente.

PD. 7 PRUEBAS DE ACEPTACIÓN Y REFERENCIA DEL HARDWARE

PROPÓSITO

Probar que la conexión cámara-ordenador funciona correctamente.

PROCEDIMIENTO

1. Utilizando la prueba de uniformidad de la cámara (GP 10) comprobar que la imagen conserva las proporciones del cabezal (circular, rectangular) calculando sus dimensiones utilizando para ello el tamaño de pixel (GP 15). Hacerlo mediante áreas de interés.
2. Empleando fuentes puntuales situadas en las zonas de zoom, comprobar que éstas se traducen en imágenes de puntos en las posiciones correspondientes. Comprobarlo mediante áreas de interés.
3. Adquirir una serie de estudios estáticos prefijando el tiempo. Comprobar la igualdad estadística del número de cuentas de las diversas adquisiciones.
4. Adquirir un estudio dinámico a un ritmo (10 imágenes/ segundo) durante el mismo tiempo que el empleado en (3). Delimitar un área de interés de toda la imagen, generar la curva y sumar todos los puntos de ésta. Verificar semejanza de esta suma con el valor encontrado en (3).
5. Adquirir un estudio dinámico a un ritmo (1 imagen/ 10 segundos) durante el mismo tiempo que el empleado en (3). Delimitar un área de interés de toda la imagen, generar la curva y sumar todos los puntos de ésta. Verificar semejanza de esta suma con el valor encontrado en (3) y en (4).
6. Adquirir un estudio en modo lista durante el mismo tiempo que el empleado en (3). Generar un estudio estático y verificar semejanza del número total de cuentas con el valor encontrado en (3).
7. Repetir (6) en modo sincronizado, empleando un simulador (los servicios de electroterapia acostumbra disponer de uno) o a alguien que se preste voluntario. Comprobar la semejanza en el número de cuentas de la curva correspondiente con la de (3).
8. Adquirir un estudio tomográfico de una fuente puntual en ambos sentidos de rotación: 360° y 60 proyecciones. Reconstruir ambos estudios con el mismo filtro y comprobar la coherencia de resultados.
9. Para los sistemas que permiten adquirir y procesar simultáneamente, comprobar que las adquisiciones no se alteran si han sido obtenidas mientras se procesaba, especialmente cuando se emplean «joysticks» o similares.

Probarlo para distintos tipos de adquisiciones (tomográfica, cuerpo entero, sincronizada). Esta prueba permite delimitar la capacidad de trabajo en paralelo.
10. Registrar los resultados de las pruebas.

Límite de aceptación de discrepancia: 10%

Tiempo aproximado de realización: 4-5 horas.

Ejecutor: El responsable del utillaje.

OBSERVACIONES

1. Verificar que no falte nada, en especial las opciones y toda la documentación (aunque los manuales no acostumbran a ser leídos, es imprescindible que estén al alcance del usuario).
2. Pedir separatas de la bibliografía en la que se basan los programas de elaboración.
3. Verificar que todo funcione:
4. **REGLA BASICA: NO TENER PRISA EN ACEPTAR UN EQUIPO.**

PD. 8 VERIFICACIÓN GLOBAL POR EL USUARIO

PROPÓSITO

Ensayar las tareas rutinarias de mantenimiento de la funcionalidad del equipo.

PROCEDIMIENTO

Preparar un esquema de los procesos que se van a emplear usualmente :

1. Grabación de un estudio.
2. Copia de seguridad de pacientes.
3. Listado de pacientes/contenido de un disco.
4. Ensayar especialmente las opciones.
5. Ensayar a fondo todo aquello en lo que intervienen distintos proveedores, como puede ser la conexión a un equipo de otro fabricante. Para esto último es muy aconsejable hacer coincidir los técnicos de las distintas firmas.

PD. 9 PRUEBA RUTINARIA DE COMPROBACIÓN DEL EQUIPO

PROPÓSITO

Efectuar una prueba mínima que permita detectar fallos tanto de la gammacámara como de la interfase y equipo de proceso de datos.

PROCEDIMIENTO

1. Registrar una imagen de 1 millón de cuentas.
2. Acceder a la imagen adquirida y obtener, delimitando un área de interés de todo el campo de la gammacámara, las cuentas registradas.
3. Observar si existen inhomogeneidades en la imagen.
4. Comparar con estudios anteriores el tiempo necesario para adquirir las cuentas prefijadas.

Límite de aceptación: 10% de discrepancia

Tiempo aproximado de realización: 1-5 minutos.

Ejecutor: Técnico o Diplomado.

PD. 10 APROVECHAMIENTO DEL CURSO DE FORMACION INICIAL

PROPÓSITO

Dar unas orientaciones para obtener el máximo provecho de los cursos de formación inicial.

PROCEDIMIENTO

1. Hacer que el instructor haga su cometido, es decir, además de informar debe instruir.
2. Adquirir con el instructor algunas exploraciones características (multi-estáticas, dinámicas, sincronizadas, tomográficas, cuerpo entero)
3. Procesar las exploraciones adquiridas en (2). En ningún caso limitarse a los ejemplos que a buen seguro vienen con el ordenador. Estos dos puntos (2 y 3) permiten ver si los programas de adquisición son flexibles, si los de elaboración se acomodan a distintas pautas de adquisición, etc...
4. Hacer que el instructor procese manualmente un estudio, por ejemplo, el cálculo de un índice como cociente del número de cuentas (totales y/o promedio) de dos regiones de interés. Es decir, cálculos «fáciles» que se emplean en la rutina y que no forman parte de protocolos de elaboración complejos.
5. Hacer lo mismo que en el apartado anterior pero con curvas (relación de áreas entre dos tiempos)
6. Crear, ejecutar, modificar, borrar y almacenar una Macro instrucción.
7. Aprender la manera de actualizar las bases de datos de normalidad que se emplean en algunos programas.
8. Hacer una copia de seguridad del software (sistema operativo, programas).
9. Copiar y recuperar pacientes del archivo (de la copia de seguridad).
10. Trabajar la gestión de pacientes (directorios, borrar, sacar listados en papel..).

PD. 11 UTILIZACIÓN DE PROGRAMAS CLÍNICOS

PROPÓSITO

Establecer pautas a seguir frente a un cambio en los programas de elaboración de estudios.

PROCEDIMIENTO

REGLA BÁSICA: Lo que «dice» el ordenador no tiene por qué ser forzosamente válido: **DISCUTIR, COMPARAR.**

1. Si ya se disponía de un ordenador, comparar los resultados sobre exploraciones antiguas. **¿HAY QUE OBTENER NUEVOS VALORES DE NORMALIDAD?** Si es así y si se disponía de un conjunto de pacientes «normales», pedir al fabricante del nuevo equipo que los convierta a su formato para poder recalcular los valores de normalidad con una población propia.
2. Estudiar la sensibilidad de los programas a los distintos aspectos que dependen del operador: distintas áreas de interés, valores iniciales, filtros, etc...
3. Sistematizar las elaboraciones para evitar al máximo la dependencia de los resultados con el operador (posición áreas de fondo, número de suavizados, escalas de colores,...). Protocolizar las elaboraciones.
4. Tener en cuenta que los programas se han diseñado teniendo en cuenta unas determinadas formas de adquirir el estudio. Comprobar si éstas se adaptan al protocolo usual.

PD. 12 PROGRAMACIÓN «IN SITU»

PROPÓSITO

La proliferación de equipos específicos para el tratamiento de datos en Medicina Nuclear ha hecho que la confección de programas complejos por los usuarios haya disminuído mucho. No obstante, sí que es frecuente la creación de pequeños programas basados en secuencias de instrucciones de las utilizadas en la elaboración manual. Estas «macro instrucciones» se almacenan y se ejecutan como si de programas se trataran. Aunque se trate de pequeños «programas», el valor diagnóstico de su resultado puede ser de la misma importancia que el obtenido mediante uno sofisticado. En consecuencia, el control de calidad deberá ser igual en ambos casos. Los puntos básicos a tener en cuenta son:

1. Corrección del modelo y/o hipótesis de base.
2. Corrección del algoritmo empleado.
3. Flexibilidad para adaptarse a los imponderables de las detecciones in-vivo.
4. Tener muy presente que los datos brutos (contajes radiactivos) poseen ineludiblemente una incertidumbre.
5. Probar el cálculo en estudios de un «Software phantom».
6. Documentar el programa por sencillo que sea.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. ASARD P.E. LARSSON S. SKRETTING A. SVENSSON L. VAURAMO E. VIRJO A. RECOMMENDATIONS FOR USER PRODUCED CLINICAL SOFTWARE AND UTILITY PROGRAMS IN NUCLEAR MEDICINE. NORDIK CO-OPERATIVE ORGANIZATION FOR APPLIED RESEARCH, 1985
2. BRITTON K.E. BUSEMANN SOKOLE E. QUALITY ASSURANCE IN NUCLEAR MEDICINE SOFTWARE AND «COST». NUCL.MED. COMMUN 1990;11:334-8
3. BRITTON K.E. VAURAMO E. COST B2: THE QUALITY ASSURANCE OF NUCLEAR MEDICINE SOFTWARE. EUR J NUCL MED (1993) 20: 815-816
4. BUSEMANN SOKOLE E. QUALITY ASSURANCE IN NUCLEAR MEDICINE IMAGING. HARDWARE AND SOFTWARE ASPECTS. RODOPI. 1990
5. EMNS/SNME NUCLEAR MEDICINE SOFTWARE TASK GROUP. SOFTWARE PROGRAMS IN NUCLEAR MEDICINE - RECOMENDATIONS BY THE JOINT...EUR J NUCL MED (1988) 14:517-521
6. ERIKSON J.J. PRICE R.R. TOUYA J.J. KRONENBERG M.W. PETERSON R. ROLLO F.D. QUALITY CONTROL OF SOFTWARE IN DISSIMILAR SYSTEMS USING A COMMON CLINICAL DATA BASE. MEDICAL RADIONUCLIDE IMAGING. IAEA, 1980
7. ERIKSON J.J. ROLLO F.D. QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE COMPUTER SYSTEMS. DIGITAL NUCLEAR MEDICINE.
8. HART G.C. SMITH A.H. EDTS. QUALITY STANDARDS IN NUCLEAR MEDICINE. THE INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE. REPORT NO. 65, 1992
9. INKERI SIPPO-TUJUNEN, ERKKI VAURANO. MINIMUM USER REQUIREMENTS FOR DATA SYSTEMS IN NUCLEAR MEDICINE. HELSINGIN KAUPUNGIN TERVEYSVIRASTON RAPORTTEJA. SARJA B. HELSINKI 1990
10. MICHAEL M. GRAHAM, JONATHAN M. LINKS, THOMAS K. LEWELLEN, MICHAEL A. KING, BARBARA Y. CROFT, DEAN F. WONG, PETER D. ESSER, MICHAEL L. GORIS. CONSIDERATIONS IN THE PURCHASE OF A NUCLEAR MEDICINE COMPUTER SYSTEM. J NUCL MED 29: 717-724,1988

1. INTRODUCCIÓN. IMPORTANCIA DEL CONTROL DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR

La Medicina Nuclear es una especialidad clínica que emplea radiotrazadores, distribuidos tanto «in vivo» como «in vitro» mediante mecanismos químicos y físicos, con objeto diagnóstico o terapéutico.

Desde el punto de vista de garantía de calidad, el objetivo de los Servicios de Medicina Nuclear será mantener una alta fiabilidad diagnóstica en la elaboración e interpretación de los estudios gammagráficos.

La interpretación de las imágenes en Medicina Nuclear dependen, a menudo de manera crítica, de la calidad de las imágenes y de los datos generados, los cuales a su vez dependen del equipo, técnica y procesado utilizados.

Las imágenes obtenidas en las gammacámaras pueden ser consideradas desde dos puntos de vista diferentes. Se han propuesto varios índices y parámetros para evaluar la calidad de las imágenes en términos físicos. Por otro lado, a menudo se tiende a pensar que la imagen obtenida es el resultado de un proceso diagnóstico perfecto hecho por el equipo, explicando cada cambio en la imagen en términos del paciente.

Estos dos enfoques diferentes se mantienen apartados en ocasiones, pero es importante resaltar que cualquier cambio atípico y significativo en la imagen, que no dependa del paciente, debería reflejar un cambio en los parámetros de control de calidad.

El **control de calidad** de cualquier sistema de imagen en Medicina Nuclear, sirve para asegurar que la imagen obtenida representa las variaciones de distribución del radiofármaco dentro del paciente y no variaciones en el funcionamiento del equipo. El mayor error en el control de calidad, es el uso de pruebas y evaluaciones subjetivas del tipo «hoy no se ve bien». Además la experiencia demuestra que puede ocurrir un deterioro gradual de la calidad de imagen, difícil de detectar, si nos basamos únicamente en las «inspecciones ocasionales» de las imágenes obtenidas durante el trabajo diario. Un deterioro lento, que produzca cambios sutiles, implica un mayor reto que un defecto obvio como puede ser el resultado de un fotomultiplicador defectuoso.

Por estas razones, los Servicios de Medicina Nuclear deberán incluir un **programa de control de calidad**, que permita conocer, por ejemplo, cuándo el deterioro del funcionamiento de un equipo da lugar a errores clínicos o cuál es el efecto sobre diferentes estudios clínicos de una alteración en cualquiera de los parámetros de control de calidad. Asimismo, permitirá decidir si una gammacámara no debe ser usada cuando uno de dichos parámetros está fuera de los límites establecidos, aunque en esta decisión intervienen otros factores como la posibilidad de reparación y de sustitución, el tipo de problema encontrado y los tipos de estudios que se vayan a realizar.

2. FACTORES QUE INTERVIENEN EN EL PROCESO DE FORMACIÓN DE LA IMAGEN EN MEDICINA NUCLEAR

La formación de la imagen en Medicina Nuclear es un proceso complejo y la calidad de los resultados obtenidos depende de un gran número de factores. Estos factores por otro lado influyen directamente en aquellas variables que definen la detectabilidad de una lesión.

El radiofármaco elegido, la actividad administrada del mismo, el diseño y elección del colimador, las características del detector junto con los medios de obtención de la imagen, son elementos que comprenden más allá de las propias características de la instrumentación, y que influyen en el resultado final.

La elección del radiofármaco que se va a utilizar tiene un efecto claro en la formación de la imagen, y aunque no existe un radiofármaco ideal para su uso en Medicina Nuclear, se debe establecer un compromiso entre las características físicas, químicas y el comportamiento biológico del radiofármaco elegido. Habrán de tenerse en cuenta asimismo otros factores, como son la compatibilidad con la instrumentación y la dosis absorbida por el paciente.

La actividad administrada tiene también impacto en la formación de la imagen y por tanto en la capacidad de detección de una lesión. Idealmente una alta actividad dará lugar a un aumento en la densidad de cuentas y a una reducción del tiempo de estudio; sin embargo, un flujo de radiación ó muy alto ó muy bajo da lugar a imágenes de calidad inaceptable y una actividad excesiva significa una dosis de radiación innecesaria para el paciente. La dosis absorbida por el paciente deberá ser conocida para así poder realizar un análisis riesgo-beneficio para cada exploración. Se debe determinar la actividad correcta según peso y edad y ésta debe ser comprobada antes de su administración y quedar reflejada en la historia del paciente.

El diseño, la elección y el manejo del colimador, es crítico en el proceso de obtención de una imagen de calidad. El colimador de un equipo de imagen define el campo de visión de un detector y tiene un efecto directo sobre la resolución espacial y la eficiencia de conteo del equipo. El criterio de elección del tipo de colimador en función del estudio a realizar, tendrá en cuenta la energía del radionúclido a emplear, la resolución y sensibilidad requerida para dicha exploración y siempre se deberá establecer una relación de compromiso entre los parámetros de sensibilidad y resolución. Una inadecuada selección del colimador dará lugar a una mala exploración; por último hay que señalar la importancia de un cuidadoso manejo del colimador que impida daños que puedan alterar los agujeros del mismo ó dañar al cristal de la gammacámara, así como mantener la mínima distancia colimador-paciente.

En cuanto al detector de una gammacámara, éste deberá tener la suficiente sensibilidad para que la distribución del radiotrazador pueda ser detectada con un precisión estadística adecuada, así como suficiente resolución espacial para reproducir esta distribución del radiofármaco con un detalle apropiado. El cristal del detector es higroscópico, y necesita estar bien encapsulado, la alteración del grado de hidratación puede producir artefactos en la imagen, el efecto en las imágenes será variable dependiendo del radionúclido que se utiliza, por ejemplo tendrá un mayor impacto en aquellos estudios que emplean radionucleidos cuyos fotones son absorbidos, en un porcentaje mayoritario, en la superficie del cristal, como es el caso de estudios con ^{201}Tl o ^{133}Xe .

Respecto a los sistemas de presentación de imagen (películas polaroid, placas multiformato, monitores de persistencia, etc.) se deberá tener en consideración el brillo, el tiempo de exposición de la película o la placa, la posibilidad de magnificación o minimización de la imagen, con el objetivo de obtener la mejor relación señal/ruido. Para conseguir la mayor información posible, el medio que se emplee deberá tener la suficiente graduación de grises ó color que represente toda la información recogida, asimismo para no perder parte de dicha información, el fondo deberá estar visible; también habrá que

tener precaución en la sobreexposición de imágenes que contienen una mayor actividad ya que podrían eliminarse detalles necesarios que se encuentran dentro de las mismas.

El movimiento del propio paciente puede afectar a la imagen, (por ejemplo, la respiración en la imagen hepática o la deglución en una imagen tiroidea). Por ello se deberá considerar el confort del paciente durante la exploración.

3. REPERCUSIÓN CLÍNICA DEL CONTROL DE CALIDAD EN GAMMACAMARA PLANAR

En general todos los parámetros de control de calidad influyen unos en otros y por tanto, en la calidad de imagen, debiendo realizarse un control de calidad sobre ellos y establecer un compromiso según la exploración a realizar.

La evaluación de la calidad de una imagen debe servir para comprobar si el funcionamiento de la instrumentación se ha deteriorado hasta un punto en el que estén afectados los datos clínicos, así como para comprobar si la instrumentación se está utilizando de manera efectiva. Es necesario conocer para qué tipos de estudios se está empleando ya que no todos los parámetros de control de calidad influyen en el mismo grado.

A efectos de valorar la repercusión clínica de los parámetros de control de calidad se han dividido las exploraciones que se realizan en Medicina nuclear, en términos generales, en dos grandes grupos: estudios morfológicos y estudios dinámicos-función.

A. Estudios morfológicos

Las imágenes morfológicas proporcionan un medio para analizar el patrón de distribución de un radionucleido en un órgano y de esta forma obtener información de su anatomía y fisiología. La alteración de los parámetros de control de calidad, podrá dar lugar a la aparición de diferentes artefactos en determinados tipos de estudios morfológicos.

No uniformidad

El criterio para juzgar la importancia de la no uniformidad es bastante diferente en los estudios morfológicos que en los estudios funcionales. La respuesta no uniforme de un equipo depende de la variación en la sensibilidad del detector y de la no linealidad (distorsión espacial), lo que dará lugar a la aparición de áreas frías y calientes erróneas, la presencia de no uniformidad puede dar lugar a **falsos positivos** en las gammagrafías renales y hepáticas así como en la gammagrafía miocárdica de perfusión con ^{201}Tl . En la gammagrafía ósea, por otro lado, la no uniformidad puede dar lugar a la aparición de **falsos negativos**.

En los estudios que se realizan con radionucleidos diferentes al $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (como ^{201}Tl , ^{131}I) es así mismo importante el control del parámetro de uniformidad ya que la uniformidad de la respuesta varía con la energía; por la misma razón hay que tener presente, la posibilidad de producción de artefactos en este tipo de exploraciones, cuando la evaluación de la uniformidad de campo se realiza con el uso de un maniquí que emplea una fuente plana de ^{57}Co , de energía semejante al $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Por último, la uniformidad debe ser especialmente controlada cuando se emplean ventanas asimétricas, por ejemplo cuando queremos mejorar el contraste y la resolución es-

pacial de una imagen, fundamentalmente en lesiones y estructuras profundas o cuando se utilizan técnicas con dos radionúclidos como por ejemplo ^{123}I y $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Falta de resolución

En general, la resolución espacial es un parámetro crítico en los estudios morfológicos para evitar la pérdida de nitidez. La resolución espacial ha ido aumentando en las nuevas generaciones de gammacámaras lo que ha dado lugar a un aumento en el grado de detección de las lesiones profundas.

Una mala resolución dará lugar a **falsos negativos** en los estudios mencionados anteriormente así como en el rastreo óseo para detección de metástasis. La gammagrafía tiroidea es una exploración donde la necesidad de una alta resolución espacial es mayor que en otras, una mala resolución del sistema ya sea por mal funcionamiento del equipo o por mala elección del colimador ó por una inadecuada distancia paciente-colimador, dará lugar tanto a la aparición de falsos negativos como positivos.

Sustracción de fondo

La sustracción de fondo tiene como objetivo aumentar el contraste, sin embargo, un mal método ó procedimiento de sustracción de fondo puede dar lugar a **falsos positivos** en la gammagrafía miocárdica de perfusión con ^{201}Tl , así como en la gammagrafía pulmonar de perfusión y en la de ventilación con gases ya que en estos últimos estudios existen una gran concentración del radionucleido en el órgano de interés por lo que aparecen significativas diferencias entre las áreas anormales y normales.

Problemas en el marcaje

Un fallo en el marcaje de los estudios con $^{99\text{m}}\text{Tc}$ dará lugar a la existencia de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ pertecnectato en forma libre y su aparición en mucosa gástrica, riñones e intestino contribuyendo a la radiación de fondo y a la degradación de la imagen. En la gammagrafía hepática la alteración del procedimiento de preparación del coloide a inyectar, puede dar lugar a partículas de mayor tamaño y a su visualización posterior en el lecho vascular pulmonar produciendo artefactos.

Técnica de inyección

La técnica de inyección afectará a aquellos estudios que precisen una embolada única como son las angiogammagrafías de los diferentes órganos. En la gammagrafía pulmonar de perfusión la técnica de inyección es fundamental ya que estos estudios se realizan con microsferas y antes de inyectar se debe agitar vigorosamente para resuspender las partículas sedimentadas ya que sino dan lugar a la aparición de «lesiones calientes» en el pulmón.

B. Estudios dinámicos funcionales

Con la instrumentación existente en Medicina Nuclear se pueden obtener imágenes de los fenómenos dinámicos. El objetivo de este tipo de estudios es cuantificar los cambios rápidos que se producen tras la inyección de un radiotrazador en el cuerpo.

Fuentes de error en la cuantificación

La evaluación cuantitativa requiere exactitud y precisión, la suma de estos dos criterios indica la fiabilidad de un procedimiento.

La fiabilidad de la evaluación cuantitativa va a depender del radiofármaco, de la instrumentación, de la interfase gammacámara ordenador y del software de adquisición y procesamiento de los datos.

Los parámetros de control de calidad que influyen y que pueden ser fuentes potenciales de error en los estudios cuantificados son los que se mencionan a continuación

Variación en la uniformidad

El parámetro que influye en la no uniformidad y que es fundamental en los estudios cuantificados, es la variación espacial de la sensibilidad del detector. La no linealidad no es tan crítica, salvo en aquellos casos en los que queramos definir una región de interés que está muy cercana al borde de un órgano.

Resolución temporal

Este parámetro será crítico en el estudio de la función de un órgano o sistema, donde el ritmo de adquisición de las imágenes siempre será menor que el periodo de tiempo que dura el fenómeno biológico que queremos estudiar (ej. estudios cardiacos de primer paso, shunt, perfusión, renogramas). Es un problema importante en los estudios cuantificados, dando lugar a pérdidas de cuentas a alta tasa de cuentas. Los factores que afectan a este parámetro son múltiples. Depende de la interfase gammacámara-ordenador, del tiempo de conversión del convertidor analógico-digital, CAD, del tiempo muerto del sistema detector. Era un parámetro crítico en las gammacámaras convencionales, las gammacámaras digitales tienen, actualmente, este problema bastante resuelto.

Funcionamiento de la interfase gammacámara-ordenador

Es importante comprobar que la interfase (CAD) no está retardando la adquisición de datos, para lo cual existen pruebas de control de calidad de la interfase. Así mismo son importantes los parámetros de linealidad, CAD integral y diferencial, los cuales describen la capacidad del CAD para convertir con precisión la señal de la posición analógica a la localización digital.

Resolución espacial

En las gammacámaras digitales la resolución espacial también dependerá del tamaño de la matriz elegida. Por otro lado el tamaño de la celda o pixel condicionará el número de cuentas que pueden ser recogidas en una imagen digital; si el tamaño de la matriz es pequeño se pueden producir errores, por ejemplo, por saturación de los pixels correspondientes.

Exactitud en el cronometraje de la adquisición de datos

La frecuencia de imágenes debe ser lo suficientemente alta para asegurarnos que son detectados los cambios rápidos que se producen en los estudios dinámicos. Este parámetro se degrada por retrasos en la respuesta del disco o del software en los sistemas que adquieren y procesan simultáneamente.

Software

Sin un programa, el ordenador es inútil. El software de un ordenador en Medicina Nuclear consiste en los programas que comprenden el sistema operativo, el programa para adquirir los datos de la gammacámara y para visualizarlos en los monitores, y los programas que manipulan o procesan los datos después de la adquisición. El incremento de las técnicas de ordenador en los estudios funcionales de Medicina Nuclear hace necesario promover el control de calidad en los programas de adquisición y análisis de datos ya que la calidad de los datos adquiridos en los estudios clínicos depende no solo de la instrumentación y de los radiofármacos, sino también del empleo de protocolos de adquisición de datos estandarizados que estén bien documentados y sean comprensibles para todo el personal del servicio de Medicina Nuclear.

Una vez conocidos todos los procesos que intervienen en un estudio dinámico o cuantificado, se presentan algunas exploraciones y los parámetros de control de calidad que influyen en las mismas.

Los **estudios cardíacos** son una versión especial de los estudios dinámicos; una de sus indicaciones, la determinación no invasiva de la fracción de eyección ventricular (FE), ha llegado a ser una exploración de rutina en los servicios de Medicina Nuclear; en este tipo de exploraciones, no existe un protocolo estandarizado por lo que los valores de FE pueden variar para una misma función cardíaca; se han realizado muchos estudios sobre el efecto de los diferentes parámetros en el resultado final.

El resultado de la FE va a depender entre otros procesos de la sincronización entre la señal del ECG y del ordenador, de la estabilidad de la frecuencia de adquisición de imágenes en el intervalo R-R del ECG, del mecanismo de rechazo de los latidos ectópicos y del algoritmo del software empleado para el cálculo de la FE. Es decir que el valor de la FE va a depender:

- del desempeño de la gammacámara.
- de la interfase gammacámara-ordenador.
- de los programas de adquisición y análisis de datos (software).

Dentro del funcionamiento de la gammacámara, se ha investigado el efecto de la no uniformidad en los valores de la FE, encontrándose que cuando la uniformidad diferencial alcanza un valor del 10% los resultados de los valores del FE no son fiables. En cuanto a la interfase gammacámara-ordenador puede existir problemas en la sincronización del ECG que afectarán también a la determinación de la FE, dando lugar generalmente a subestimaciones. Para comprobar esto existen tests de adquisición sincronizada cuyo objetivo es determinar si la detección de la onda R es correcta, es decir, si la interfase se inicia acoplada al ECG de tal forma que las curvas de actividad-tiempo sincronizadas que resultan no están distorsionadas.

Respecto al software de adquisición, éste debe cumplir unos requisitos específicos para que los programas de análisis de datos puedan trabajar correctamente. Se deberán controlar aquellos factores que afectan a la selección de un ROI (región de interés), es decir, que la frecuencia de las imágenes y el tamaño de la matriz seleccionada sean los adecuados para obtener una buena resolución temporal y espacial; también habrán de tenerse en cuenta los factores que influyen en la substracción de fondo.

Por último, en cuanto al programa de procesamiento de datos, se considera que la elección del tipo de algoritmo utilizado para el cálculo de la FE influye en los resultados que

obtenemos. Para controlar esto se deberán emplear maniqués de software con datos de pacientes, cuyos resultados hayan sido previamente validados.

En los **estudios de ^{201}Tl cuantificados** para valoración de patología miocárdica habrá que controlar todo lo reseñado respecto al funcionamiento de la gammacámara (teniendo en cuenta que es un radionúclido de baja energía), a la selección del ROI, es decir, el programa de adquisición y análisis de datos.

En los **estudios renales** se seleccionan regiones de interés, creándose curvas de actividad-tiempo para los estudios de vascularización, y para los estudios de excreción, se seleccionan ROI que nos dan el porcentaje de actividad en cada riñón; habrá que considerar todos aquellos factores que afectan a la selección. En cuanto al efecto de la no uniformidad, según los estudios, no está claro cuál es el valor de degradación de la misma que podría invalidar los resultados clínicos y por tanto tomar una acción respecto a la gammacámara.

4. REPERCUSIÓN CLÍNICA DEL CONTROL DE CALIDAD EN SPECT

Dadas las características especiales del SPECT se ha considerado conveniente separarlo de la gammagrafía planar.

Las imágenes tomográficas tienen grandes ventajas sobre las imágenes planares, ya que en las imágenes tomográficas la actividad de fondo está prácticamente eliminada y, en consecuencia, el contraste es mayor, aumentando la detectabilidad de lesiones antes inadvertidas.

Los sistemas SPECT más comunes están contruidos en base a una o varias gammacámaras planares, que rotan alrededor del paciente con una órbita circular o elíptica. El eje alrededor del cual rota el detector se denomina Centro de rotación (COR).

Tras la adquisición de los datos (serie de imágenes planares alrededor del paciente), es necesario reconstruir «en volumen» por un proceso matemático a fin de obtener una estimación de la distribución tridimensional del radiofármaco. El método más utilizado es denominado Retroproyección. Este proceso produce un «emborronamiento» de las estructuras que se intenta corregir mediante la aplicación de filtros.

El Control de Calidad en los equipos de SPECT consta de los parámetros utilizados en gammagrafía planar y de unos parámetros específicos para tomografía. Debe señalarse que para algunos de estos parámetros comunes los requisitos de medición y los valores mínimos aceptables son más estrictos en tomografía.

Los artefactos (falsas imágenes) constituyen uno de los mayores problemas en la interpretación de los estudios con SPECT. Factores relacionados con el paciente, la inadecuada selección de los parámetros de adquisición, el propio método de Retroproyección, la inadecuada selección del filtro, la incorrecta corrección de la atenuación y radiación dispersa así como factores técnicos propios de la gammacámara (error de uniformidad, error en COR) pueden ser causa de los mismos. Reconocer el origen de tales artefactos y los métodos disponibles para evitarlos, mejorará substancialmente la especificidad de los estudios tomográficos.

También cabe señalar como desventaja de este tipo de estudios, la relativa baja sensibilidad para detectar la radiación, precisando de un mayor número de cuentas lo cual im-

plica unos tiempos promedio por estudio de más de 25 minutos, pudiendo producirse movimientos del paciente. Debido a ello es de especial importancia en este tipo de estudios la colaboración del paciente, el cual debe estar suficientemente informado y motivado.

Si se utilizan dos o más detectores, la sensibilidad aumenta y disminuye el tiempo de estudio. Sin embargo cuando el sistema consta de más de un cabezal detector, los requerimientos de Control de Calidad aumentan considerablemente.

Factores que influyen sobre la calidad de la imagen final

El objetivo final de cualquier sistema de imagen es alcanzar una resolución óptima con un tiempo mínimo de exploración. Durante la adquisición de las proyecciones hay un compromiso entre el tiempo de exploración y la densidad de cuentas (información) en cada una de ellas, imponiendo tanto el paciente como la instrumentación, unas restricciones. Ello se traduce en la selección de unos parámetros, tanto en el proceso de adquisición como en el de reconstrucción, que condicionan la calidad de la imagen final.

Factores que influyen en la adquisición

Factores relacionados con el paciente

Entre los factores relacionados con el paciente que pueden dar lugar a la aparición de artefactos, se encuentran los asociados al movimiento, los asociados a la atenuación y los asociados a sus características fisiológicas o patológicas.

El paciente debe ser correctamente posicionado y no moverse durante el estudio. La camilla ha de estar paralela al cabezal y ser poco atenuante para evitar diferencias de atenuación entre las proyecciones anteriores y laterales respecto de las posteriores.

El posicionamiento del paciente es crítico y este debe encontrarse lo más cómodo posible utilizando para ello de todos los medios disponibles. Debe ser instruído para vaciar su vejiga y mantener una tasa de respiración lenta y estable. Asimismo debe ser observado durante toda la adquisición.

Los controles de posición ubican al paciente correctamente en la imagen. Es necesario utilizarlos con cuidado, ya que el SOFTWARE espera encontrar la imagen del paciente en una determinada orientación.

Un importante factor del control de calidad es asegurar que el movimiento del paciente durante el estudio sea detectado. Este tipo de movimiento es una de las causas más frecuentes de artefactos en los estudios SPECT. El movimiento puede ser gradual o brusco, vertical (axial) u horizontal, rotacional, y puede ocurrir una o varias veces. La localización del artefacto, su configuración y severidad dependerá de estos factores. Se ha evaluado el movimiento del paciente en la creación de artefactos durante los estudios tomográficos de perfusión con ^{201}Tl . Dicho efecto depende del ángulo de la cámara y de la dirección y distancia del movimiento. Al inicio ó al final del estudio es menos probable la aparición de artefactos que a mitad de una adquisición. El efecto en la dirección axial es mayor que en la dirección lateral. Movimientos mayores de 6,5 mm deben considerarse como una fuente potencial de error en este tipo de estudios, y fueron detectados en el 5% de las interpretaciones.

Los estudios tomográficos con ^{201}Tl , realizados en general con colimadores de agujeros paralelos y baja densidad de cuentas, tienen mayor tolerancia al movimiento del

paciente que los estudios con ^{99m}Tc Sestamibi realizados con colimadores de alta resolución y alta densidad de cuentas. Sin embargo, la mayor resolución de los filtros utilizados en este último tipo de estudios puede acentuar los defectos producidos por el movimiento.

Es esencial la adecuada interpretación de las imágenes por el técnico y el médico para la evaluación del movimiento y de los potenciales artefactos asociados al mismo. Técnicas como el examen en «cine display» ó «sinogram display» pueden ser útiles, pero estas técnicas no permiten establecer de forma cuantitativa la cantidad y tipo de movimiento, implicando un inherente grado de ambigüedad y subjetividad en la interpretación de resultados. Por ejemplo, una discontinuidad en el senograma indica movimiento del paciente, pero no es posible diferenciar su tipo o dirección y además un movimiento gradual y continuo puede que no se detecte. También se han estudiado métodos automáticos y algoritmos de corrección como la «función de cross-correlation» y «diverging squares», sin embargo, la inspección visual de las imágenes planares alrededor del paciente durante la adquisición por parte del médico y el técnico, es uno de los métodos más importantes de control de calidad.

El movimiento respiratorio es también un factor incontrolable que limita la resolución de las imágenes planares de órganos móviles (pulmones, hígado, bazo, riñones y corazón). Se han estudiado métodos para su corrección tanto en estudios planares como en SPECT (circuitos de reposicionamiento, «gating»). Diferentes autores también han estudiado la manera de identificar y discernir el movimiento cardíaco producido por la respiración, del movimiento del paciente, mediante análisis de las imágenes.

También pueden ser causa de la aparición de artefactos la atenuación producida por los tejidos blandos, tejido mamario, tejido graso en pared lateral de tórax, atenuación diafragmática o atenuación producida por superposición de actividad abdominal.

En cuanto a los artefactos asociados a las características fisiopatológicas, cabe señalar en los pacientes con hipertrofia miocárdica, hipertensión arterial o enfermedades valvulares pueden aparecer falsas imágenes. En los pacientes con Bloqueo de Rama Izquierda se ha descrito la aparición de defectos reversibles de perfusión septal entre un 30-90% de los casos en función del tipo de análisis utilizado, inspección visual o cuantificación. El médico que interpreta este tipo de estudios debe tener en cuenta su posible aparición, siendo por tanto muy importante el obtener una adecuada información del historial clínico y Electrocardiograma.

Los pacientes con enfermedades cardíacas congénitas o dilatación ventricular derecha o izquierda pueden presentar alteraciones en la rotación cardíaca. En los pacientes con dextro-rotación cardíaca pueden aparecer artefactos en paredes laterales y en aquellos con levo-rotación artefactos septales. Asimismo, anomalías en el volumen pulmonar por neumectomía, atelectasia, deformidades torácicas tales como pectus excavatum pueden alterar la posición del corazón en el interior del tórax y por tanto el patrón normal de distribución.

Selección del colimador

La elección de un colimador en Medicina Nuclear comporta un compromiso entre resolución y sensibilidad. Se han desarrollado una serie de colimadores convergentes de agujeros largos con distinta geometría (en cono, en abanico, astigmática o multifocal) que permiten mejorar tanto la sensibilidad como la resolución del sistema tomográfico.

En órganos menores que la superficie del cristal de la gammacámara (corazón, cerebro) han mostrado su utilidad mejorando la calidad de la imagen y la cuantificación. Además, en tórax, dado el problema de atenuación, se ha demostrado una mejoría en la calidad de imagen en los estudios de perfusión con ^{201}Tl .

Parámetros de adquisición

La adquisición de la información por medio de distintas proyecciones bidimensionales alrededor del paciente implica la selección de una serie de parámetros.

El tiempo de adquisición por proyección es variable dependiendo del radiofármaco utilizado, actividad inyectada, n.º de proyecciones, tipo de órbita y tiempo de adquisición total. En general, éste no debería exceder los 30 minutos. Una de las primeras variables a examinar debería ser el tiempo de estudio en función de la edad y características de los pacientes. Los pacientes de edad avanzada no toleran tiempos superiores a los 15-20 minutos. Si la adquisición es demasiado larga y el paciente no puede completar el estudio sin moverse el resultado será erróneo. García y col. han estudiado en detalle los parámetros de adquisición en los estudios de perfusión miocárdica. Para estudios de perfusión con ^{201}Tl o Sestamibi- $^{99\text{m}}\text{Tc}$, tiempos de adquisición por proyección de 15 a 45 segundos proporcionan una alta calidad de imagen. Los estudios de SPECT Gated usualmente requieren mayores tiempos de adquisición. En los sistemas tomográficos que utilizan más de un cabezal detector, los tiempos de adquisición pueden reducirse de 20-45 a 10-20 segundos.

La elección del tipo de órbita, 180° o 360° , dependerá de la configuración del Estativo y en gran medida de la experiencia del personal de operación. La revisión de las comparaciones de los estudios realizados a 180° y 360° son limitadas y los resultados no han sido concluyentes.

Las órbitas elípticas proporcionan una pequeña pero significativa ganancia en la resolución espacial y disminuyen el tiempo muerto y la aparición de artefactos. Sin embargo, la utilización de este tipo de órbitas no es posible en todos los sistemas SPECT.

Desde un punto de vista teórico los estudios cardíacos de SPECT podrían ser adquiridos con incrementos de 31° sobre 360° , con matrices de adquisición de 128, utilizando órbitas elípticas, rotación continua y gating. Esta estrategia podría minimizar artefactos y distorsiones de la imagen, aumentar la resolución y minimizar las variaciones de los efectos del volumen parcial. Desafortunadamente, esta opción no es siempre real en el momento actual y aunque ello fuera posible el movimiento del paciente durante la adquisición podría arruinar el estudio.

Factores que influyen en la reconstrucción

Algoritmo de reconstrucción

El tipo de algoritmo a utilizar viene determinado por el fabricante. Se han estudiado muchas aproximaciones matemáticas para la reconstrucción de imágenes; en general se pueden dividir en dos grupos: analíticas e iterativas.

El método más extendido es el de la Retroproyección filtrada. Este es un método analítico en el cual se utilizan distintos filtros caracterizados por diversos parámetros entre los que cabe destacar la frecuencia de corte. Algunos autores han demostrado que utilizar un algoritmo de reconstrucción iterativo es más efectivo en ciertos estudios como

son los de perfusión cerebral para diferenciar déficits debidos a verdaderos cambios fisiológicos de déficits aparentes debidos a la aparición de artefactos de reconstrucción al aplicar el algoritmo de Retroproyección.

Elección del filtro

La elección de un filtro concreto y de sus parámetros depende de las características físicas del órgano en estudio, del equipo empleado y de la finalidad del estudio. Distintas combinaciones de los parámetros que determinan el filtro permiten obtener comportamientos muy parecidos a partir de distintos filtros, obteniéndose imágenes de calidad semejante. No hay un filtro perfecto, sino óptimo, en el sentido de que el mejor se debe elegir después de haber ensayado una variedad de los mismos en distintos estudios clínicos. Así, con el filtro óptimo se obtendrá la mejor resolución, evitando tanto un suavizado excesivo de la imagen como la introducción de artefactos.

Factores que afectan a la cuantificación

El análisis cuantitativo en SPECT se basa en la obtención de áreas de interés y en el cálculo del porcentaje de captación entre dos áreas. Existen distintos factores que afectan a la cuantificación destacando los fenómenos de atenuación y dispersión de fotones y la limitada resolución del sistema tomográfico.

Radiación dispersa

La contaminación por radiación dispersa es un problema común en los estudios de SPECT; la fracción de cuentas dispersas en un estudio de corazón o cerebro es del orden del 20-40% de las cuentas totales; y si ésto no se corrige dará lugar a una pérdida de contraste y a una inexactitud en los estudios de cuantificación.

Es particularmente importante su corrección en los estudios de detección de zonas frías (estudios hepáticos), en la cuantificación de tumores (pacientes con Feocromocitoma sometidos a terapia con MIBG) y en el diagnóstico con anticuerpos monoclonales.

Para su corrección se utilizan algoritmos que separan la componente de radiación Compton. El método de la doble ventana es fácil de implementar en clínica y ha mostrado una clara mejoría en la calidad de imagen. En este método los datos se adquieren en dos ventanas energéticas simultáneamente, una en el pico de absorción total (fotones que interactúan por los efectos fotoeléctrico y Compton) y otra en la zona Compton del espectro de energías. Esta segunda ventana permite conocer la contribución Compton y es posible efectuar las oportunas correcciones a las proyecciones, restando de ellas las cuentas originadas por radiación Compton, y luego, reconstruir las imágenes libres de fotones dispersos.

Atenuación

La atenuación está relacionada con la pérdida de fotones (absorción o dispersión), a través del paciente. En estudios cerebrales y cardíacos, el efecto de la atenuación puede reducir la detección de cuentas considerablemente. Si dicho efecto no se corrige, la inexactitud en la cuantificación será una de sus mas importantes consecuencias, aunque también se verá afectada la calidad de imagen por reducción del contraste y producción de artefactos en anillo.

Existen distintos métodos para la corrección de la atenuación como el de Sorenson y el de Chang, siendo este último el más común. La utilización de estas correcciones debe realizarse con cuidado debido a la posibilidad de introducir artefactos.

Resolución del sistema tomográfico

El sistema tomográfico se caracteriza por tener un «volumen de resolución» que es el volumen mínimo a partir del cual la imagen representa tanto la actividad real como su concentración. Para volúmenes menores, el sistema refleja la actividad pero no su concentración, siendo su valor menor que el real. A este fenómeno se le denomina «efecto de volumen parcial» y es consecuencia de la limitada resolución tomográfica del sistema. Dicho efecto es importante tanto para el análisis cuantitativo como semicuantitativo de las imágenes tomográficas. Esta distorsión se corrige construyendo para cada equipo una «Curva de recuperación del contraste». Para corregir por esta curva el contraste de lesiones en un estudio, es necesario conocer la forma y diámetro real de la lesión por otro método de diagnóstico por imagen.

5. MANIQUÉS CLÍNICOS

Se denominan maniqués a aquellas estructuras que contienen uno ó más tejidos de sustitución y que se emplean para simular las interacciones de la radiación en el cuerpo. Los maniqués clínicos que se han empleado en Medicina Nuclear permiten evaluar un procedimiento de imagen que incluya, no sólo el desempeño del equipo con el que se realiza el diagnóstico, sino también el comportamiento del personal que interviene, por lo que forman parte de los programas de control de calidad externo, en los que se realizan estudios de intercomparación entre diferentes Servicios de Medicina Nuclear.

Están constituidos por tejidos sustitución que intentan replicar el tamaño, forma, distribución espacial, densidad de masa del cuerpo humano; es decir, simulan la forma y composición del cuerpo humano ó de una parte de él, en cuanto a las propiedades de atenuación, geometría y dimensiones físicas. Los maniqués clínicos se diferencian de los empleados en las pruebas de control de calidad como los de flujos, barras, en que éstos últimos no están relacionados con la anatomía humana.

La geometría de los maniqués puede variar desde una geometría muy simple, en la que se idealiza el órgano a simular, a una más compleja y por tanto más realista, lo que se conoce como maniqués antropomórficos. Generalmente están formados por un contenedor plástico que simula un órgano o una parte del cuerpo y con nódulos calientes o fríos imitando las lesiones.

Los maniqués deben cumplir una serie de requisitos diferentes. Los requisitos relacionados con la radiación son fundamentales para asegurar, de un manera precisa y exacta, la relación existente entre la interacción de la radiación con el maniqué y con el cuerpo humano. Además, los valores de tolerancia de las dimensiones físicas deben ser estrechos ya que se emplean para evaluar sistemas de resolución elevada. Por tanto, se deben realizar estrictos controles de calidad sobre los tejidos de sustitución que se emplean y de la profundidad a la que se encuentran las piezas, así como de la geometría tanto interna como externa y de las dimensiones físicas del maniqué.

Asimismo los maniqués clínicos deben cumplir unos requisitos de seguridad en cuanto a toxicidad (no deben ser alergénicos ni carcinogénicos), a propiedades mecánicas y de manejo (no deben tener fugas, ni filos y si son pesados deben ser fácilmente transportables); también deben estar contruados de forma que el riesgo de incendio sea mínimo, y por último deben asegurar un manejo seguro del radionucleido.

Cuando se recibe un maniqué, el usuario deberá poder identificar, de manera general, en sus especificaciones, el propósito del mismo, las unidades radiológicas y la exactitud de la medida, el tipo de energía, las interacciones radiológicas de interés, las dimensiones físicas, los valores de tolerancia y la composición química de los tejidos de sustitución.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. BGLL U.:INFLUENCE OF QUALITY ASSURANCE IN MEDICAL DIAGNOSIS. IN : CRADDUCK T.D.,BUSSEMAN SOKOLE E.,ROEDLER H.D. (ED) REVIEW OF QUALITY CONTROL IN NUCLEAR MEDICINE. MMV. MEDIZIN VERLAG MÜNCHEN (BGA.SCHRIFTEN 8/86).
2. BORM J.J., BUSEMANN SOKOLE E. THE USE OF FOURIER TECHNIQUES FOR THE EVALUATION OF ACD AND DCA CONVERTER PERFORMANCE IN SCINTILLATION CAMERAS. EUR.J.NUCL.MED. 16:442. 1990.
3. BUSEMANN SOKOLE. EFFECT OF SCINTILLATION CAMERA NONUNIFORMITY ON EYECTION CAMERA FRACTION MEASUREMENTS. EUR.J.NUCL.MED.26:1323-1330.1985.
4. BUSEMANN SOKOLE E.(ED). QUALITY ASSURANCE IN NUCLEAR MEDICINE IMAGING HARDWARE AND SOFTWARE ASPECTS. AMSTERDAM. 1990.
5. COOPER, JEFFREY A. ET AL. EFFECT OF PATIENT MOTION ON TOMOGRAPHIC MIOCARDIAL PERFUSION IMAGING. J NUCL MED 33:1566-1571.1992.
6. CRADDUCK T.B.BUSEMAN. USE OF NEMA PROTOCOLS FOR QUALITY ASSURANCE. J.NUCL.MED. 26: 95-97.1986.
7. DATZ, FREDERICK L. ET AL. APPLICATION OF CONVERGENT-BEAM COLLIMATION AND SIMULTANEOUS TRANSMISSION EMISSION TOMOGRAPHY TO CARDIAC SINGLE-PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY. SEM. NUC. MED.VOL 24, N°1, PP17-37.1994.
8. DENDY PP: AN EXPERIMENTAL STUDY OF THE RELATIONSHIP BETWEEN IMAGE QUALITY AND ASPECTS RESOLUTION FOR A GAMMA-CAMERA. EUR.J.NUCL.MED.14:579-585.
9. EISNER, R. L. ET AL. USE OF CROSS-CORRELATION FUNCTION TO DETECT PATIENT MOTION DURING SPECT IMAGING. J NUCL MED 28: 97-101, 1987.
10. EUR. J. NUCL. MED. 17: 10-14. 1990. A NORWEGIAN NATION WIDE QUALITY ASSURANCE PROJECT IN NUCLEAR MEDICINE: TOTAL PERFORMANCE IN BONE SCINTIGRAPHY MEASURED WITH A NEW TRANSMISSION PHANTOM.

11. FREDERIC H.F. SENSITIVITY, RESOLUTION AND IMAGE QUALITY WITH A MULTI-HEAD SPECT CAMERA. J. NUCL. MED. 33:1859-1863. 1992.
12. GILLEN, GERARD J. ET AL. AN INVESTIGATION OF THE MAGNITUDE AND CAUSES OF COUNT LOSS ARTIFACTS IN SPECT IMAGING. J. NUCL. MED, 32: 1771-1776. 1991.
13. GILLEN, GERARD J. ET AL. DIGITAL FILTERING OF THE BLADDER IN SPECT BONE STUDIES OF THE PELVIS. AL. J NUCL MED 29:1587-1595. 1988.
14. GORDON DE PUEY E, S. BERGMAN DANIEL, V. GARCIA ERNEST (ED). CARDIAC SPECT IMAGING. RAVEN PRESS. NEW YORK. 1995
15. GRAHAM R. EFFECTS OF A SYMETRIC PHOTOPEAK WINDOWS ON FLOOD FIELD UNIFORMITY AND SPATIAL RESOLUTION OF SCINTILLATION CAMERAS. J. NUCL. MED. 27:706-713. 1986.
16. HALAMA JAMES R, HENKIN ROBERT E. SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY. IN: FREEMAN AND JHONSON'S CLINICAL RADIONUCLIDE IMAGING. GRUNE & STRATON, INC. VOL III. PP: 1529-1651, 1986.
17. HEIKKINEN J. ET AL A FINNISH MULTICENTRE QUALITY ASSURANCE PROJECT IN BONE SCINTIGRAPHY AND BRAIN SPECT: A PHANTOM STUDY. J. NUC. MED. COMMUN. 15, 795-805. 1994
18. HELLER S.L., GOODWIN P.N. SPECT INSTRUMENTATION: PERFORMANCE, LESION, DETECTION AND RECENT INNOVATIONS. SEM NUCL. MED. VOL XVII, N13, PP 184-199. 1987.
19. HERRERA N.E., HERMAN G.A., HAUSER W., PARAS P. COLLEGE OF AMERICAN PATHOLOGISTS PROGRAM SERIES X SURVEY PROGRAM. IN: MEDICAL RADIONUCLIDE IMAGING. VOL. II. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. VIENNA. PAG: 177-187. 1981
20. HERRERA ET AL. COLLEGE OF AMERICAN PATHOLOGISTS PROGRAM SERIES X SURVEY PROGRAM. PRESENT STATUS. IAEA-SM-247/210.
21. IAEA. QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTS. 1991.
22. ICRU REPORT 48. PHANTOMS AND COMPUTATIONAL MODELS IN THERAPY, DIAGNOSIS AND PROTECTION. 1992.
23. J. NUCL. MED. 28:1221-1227. 1987. ACCEPTANCE TESTING AND QUALITY CONTROL OF GAMMACAMERAS INCLUDING SPECT.
24. KASAL B. AND COLS. GAMMACAMERA IMAGE QUALITY: A COMPARISON OF SUBJECTIVE AND OBJECTIVE MEASUREMENTS. IN: QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTATION. MOULA R.F. (ED). THE HOSPITAL PHYSICISTS' ASSOCIATION.
25. KEMP, BRAD J. ET AL. CORRECTION FOR ATTENUATION IN TECHNETIUM-99M-HMPAO SPECT BRAIN IMAGING. J NUCL MED, 33: 1875-1880. 1992
26. KIM HEE-JOUNG ET AL. COMPENSATION FOR THREE-DIMENSIONAL DETECTOR RESPONSE, ATTENUATION AND SCATTER IN SPECT GREY

- MATTER IMAGING USING AN ITERATIVE RECONSTRUCTION ALGORITHM WHICH INCORPORATES A HIGH-RESOLUTION ANATOMICAL IMAGE. J NUCL MED, 33: 1225-1234. 1992.
27. KNOOP.B.O. SPATIAL RESOLUTION IN IMAGING SYSTEMS: EQUIVALENT WIDTH A REALISTIC MEASURE TO REPLACE FWHM. J.NUCL.MED. 25: PAG.22. 1984.
 28. KORAL KENNETH F.ET AL. SPECT DUAL-ENERGY-WINDOW COMPTON CORRECTION:SCATTER MULTIPLIER REQUIRED FOR QUANTIFICATION. J. NUCL MED, 31: 90-98. 1990.
 29. LEVY DE CABREJAS M Y COL. SPECT UNA GUIA PRACTICA. (ED) COMITE DE GARANTIA DE CALIDAD DE ALASBIM. ARGENTINA.1992.
 30. LEWIS J.T. ET AL.THE EFFECT OF PHOTON ENERGY ON TESTS OF FIELD UNIFORMITY IN SCINTILLATION CAMERAS:CONCISE COMMUNICATION. J. NUCL MED, 19: 553-556. 1978.
 31. LIPCON KRAMER E, SANGER JOSEPH J. (ED) CLINICAL SPECT IMAGING. RAVEN PRESS, NEW YORK, 1995.
 32. MANGLOS, STEPHEN H. ET AL. CONE-BEAM TRANSMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY FOR NONUNIFORM ATTENUATION COMPENSATION OF SPECT IMAGES. J NUCL MED, 32: 1813-1820. 1991.
 33. MOORES B. M., PETOUSSI N. ET AL. TEST PHANTOMS AND OPTIMISATION IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY AND NUCLEAR MEDICINE. RADIATION PROTECTION DOSIMETRY.VOL.49 N°S 1/ 3 1993.
 34. NCRP 1982. REPORT 70. NUCLEAR MEDICINE FACTORS INFLUENCING THE CHOICE AND THE USE RADIONUCLIDES IN DIAGNOSIS AND THERAPY.NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS.BETHESDA.MARYLAND.
 35. NCRP. 1988. REPORT 99. QUALITY ASSURANCE FOR DIAGNOSTIC IMAGING EQUIPMENT.NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. BETHESDA, MARYLAND.
 36. NUCLEAR MEDICINE ANNUAL.1981.GAMMACAMERA TOMOGRAPHY: CURRENT CLINICAL STATUS AND BASIC PRINCIPLES OF OPERATION
 37. NUCLEAR MEDICINE ANNUAL, 1983. CLINICALLY APPLICABLE MODIFICATIONS OF ANGER CAMERA TECHNOLOGY.
 38. NUCL MED COMMUNICATIONS 15,857-859.1994. FILTER CHOICE FOR RECONSTRUCTION TOMOGRAPHY.
 39. O'CONNOR, M.K. ET AL. EVALUATION OF TECHNIQUES FOR THE ELIMINATION OF «HOT» BLADDER ARTIFACTS IN SPECT OF THE PELVIS. J NUCL MED,31:1872-1875.1990.
 40. OIEA. QUALITY CONTROL FOR DYNAMIC STUDIES: THE INTER-LABORATORY COMPARISON APPROACH FOR SCINTILLATION CAMERA COMPUTER SYSTEMS. IN: DYNAMIC FUNCTIONAL STUDIES IN NUCLEAR MEDICINE IN DEVELOPING COUNTRIES. VIENNA. PAG:517-524.
 41. OMS. GARANTIA DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR. 1984.

42. PARAS P. QUALITY ASSURANCE IN NUCLEAR MEDICINE. IN: MEDICAL RADIONUCLIDE IMAGING.VOL.I.INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. VIENNA.PAG.3-29. 1977.
43. RABINOWITZ A., WEXLER J.P., BLAUFOX M.D. QUANTIFICATION OF THE RADIONUCLIDE IMAGE THEORICAL CONCEPTS AND THE ROLE OF THE COMPUTER. IN: FREEMAN AND JHONSONS CLINICAL RADIO-NUCLIDE IMAGING. GRUNE&STRATON, INC VOL I. 1984. PAG 261-313.
44. SCHOKNECHT G.: AIMS OF QUALITY ASSURANCE IN MEDICAL CARE. IN : CRADDUCK T.D., BUSSEMAN SOKOLE E.,ROEDLER H.D. (ED). REVIEW OF QUALITY CONTROL IN NUCLEAR MEDICINE. MMV MEDIZIN VERLAG MÜNCHEN (BGA.SCHRIFTEN 8/86).
45. SORENSON J. A., PHELPS E. (ED) IMAGEN QUALITY IN NUCLEAR MEDICINE. IN: PHYSICS IN NUCLEAR MEDICINE.PAG 362-392.
46. SOUCHKEVITCH G, ASIKAINEN M ET AL. THE WORLD HEALTH ORGANIZATION AND INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY SECOND INTERLABORATORY COMPARISON STUDY IN 16 COUNTRIES ON QUALITY PERFORMANCE OF NUCLEAR MEDICINE IMAGING DEVICES. EUR. J. NUCL. MED. 13: 495-501.1988
47. THE INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE. REPORT 66. QUALITY CONTROL OF GAMMACAMERAS AND ASSOCIATED COMPUTER SYSTEMS.
48. THE INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE REPORT 65. QUALITY STANDARDS IN NUCLEAR MEDICINE.
49. TODD POKROPET A. DIGITAL QUALITY CONTROL OF THE CAMERA COMPUTER INTERFACE. IN: MOULD R.F.(ED). QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTATION CRS 38.THE HOSPITAL PHYSICISTS ASSOCIATION.LONDON. PAG: 54-73. 1983
50. TODD-POKROPEK A.E., ERBSMANN F., SOUSSALINE F. THE NONUNIFORMITY OF IMAGING DEVICES AND ITS IMPACT IN CUANTTITATIVE STUDIES. IN: MEDICAL RADIONUCLIDE IMAGING.VOL I.INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY.VIENNA.PAG:67-84. 1977
51. TSUI, BENJAMIN M.W. ET AL. QUANTITATIVE SINGLE-PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY: BASICS AND CLINICAL CONSIDERATIONS. SEMM. NUCL. MED.VOL 24, N°1, PP 38-65. 1994.
52. VOLODIN ET AL. WORLD HEALTH ORGANIZATION INTERLABORATORY COMPARISON STUDY IN 12 COUNTRIES ON QUALITY PERFORMANCE OF NUCLEAR MEDICINE IMAGING DEVICES. EUR. J. NUCL. MED. 10: 193-197. 1985
53. WEGST A.V., RHODES B.A. WHERE ARE WE GOING IN QUALITY CONTROL TESTING? IN: RHODES (ED) QUALITY CONTROL IN NUCLEAR MEDICINE. THE C.V.MOSBY COMPANY, SAINT LOUIS, PAG.368-372. 1977.

Capítulo VI
DOSIMETRÍA DE PACIENTES



1. INTRODUCCIÓN

Un parámetro importante de cualquier procedimiento diagnóstico con radiaciones ionizantes es el conocimiento, lo más preciso posible, de la dosis a la que será sometido el paciente, de manera que pueda evaluarse en cada situación la relación coste-beneficio entre la información que suministra el procedimiento y el riesgo asumido.

Puesto que una optimización de un programa de garantía de calidad afecta de forma muy directa a las dosis de radiofármacos que se administran a los pacientes, y por consiguiente a las dosis absorbidas en los órganos de los mismos, así como a la dosis de exposición que dichos pacientes infieren a la población general que tienen en su entorno, se ha pensado la conveniencia de incluir un apartado que proporcionará un «estado del arte» relativo a la dosimetría interna y externa con fuentes abiertas, así como dar una guía orientativa del procedimiento para estimar las dosis.

El comportamiento de la dosis absorbida por un órgano concreto, en el caso de fuentes abiertas, tiene unas peculiaridades que lo diferencia de los planteamientos físicos de haces de radiación externos emitidos por fuentes de RX, isótopos u otro tipo de elementos, de dimensiones más reducidas y encapsuladas. Algunas diferencias que se podrían apuntar son:

1. Las fuentes no son puntuales sino extensas y tienen formas irregulares dependiendo del órgano que las contenga y su distribución dentro del mismo.
2. La cantidad de radiación emitida por un órgano depende no solo del radionucleido, sino también del tiempo, siguiendo leyes biológicas complejas y difíciles de determinar experimentalmente, tanto por la medida en sí de la actividad, como de su distribución espacial y la propia fisiología del órgano concreto, que además, varía para cada patología.
3. Las fuentes suelen tener espectros complejos en los cuales la distribución de las partículas cargadas no es despreciable, y al tratarse de fuentes internas su contribución a la dosis absorbida es importante.
4. En cada procedimiento de valoración de dosis en un órgano, deben ser considerados siempre los órganos próximos que se convierten en fuentes.
5. Es difícil establecer un procedimiento metrológico que se adapte de forma general al conocimiento de la dosis.

Estas peculiaridades hacen que sea especialmente difícil calcular con exactitud la dosis absorbida y más bien se trate de estimar la misma en cada situación. Esto está motivado por el hecho de que los errores, desde el punto de vista de Protección Radiológica, tienen menos importancia. Sin embargo, recientemente han cobrado una importancia considerable las nuevas técnicas terapéuticas con fuentes internas (Radioinmunoterapia), donde las cantidades de radiofármacos administrados son mayores, así como la dosis que reciben órganos concretos.

Desde los comienzos de la utilización de los diferentes radionucleidos en los procedimientos diagnósticos, se sintió la necesidad de evaluar la dosis recibida. Los primeros trabajos al respecto fueron debidos a Marinelli y Col., 1945 y 1948, quienes establecen un procedimiento para valorar la dosis como:

$$D = I_{\gamma} \cdot g \cdot f_d \quad (1)$$

L_γ = Cte. específica de tasa de dosis R/h a 1 cm. en aire de una fuente puntual de 1 mCi.

g = Factor geométrico dependiente del tamaño, forma y composición del tejido del blanco (cm).

f_d = Fracción de la actividad que se desintegra en un día.

Posteriormente Loevinger y Col. en 1950, desarrollan el método y dan una formulación para fuentes de radiación beta, considerando que, para una distribución en un medio infinito de una fuente, la dosis absorbida en un pequeño volumen será igual a la emitida. Para un tejido:

$$R_B(t) = 51,2 \cdot \overline{E}_\beta \cdot c(t) \text{ [rad/día]} \quad (2)$$

\overline{E}_β = Energía media del espectro (MeV).

$c(t)$ = Concentración del radionucleido ($\mu\text{Ci/g}$).

Para la radiación gamma, la tasa de dosis en un punto P la expresan como:

$$R_{\gamma p}(t) = 10^{-3} \cdot c(t) \cdot \rho \cdot \Gamma \cdot g_p \text{ [R / h]} \quad (3)$$

$R_{\gamma p}$ = Tasa de dosis en un punto P para la radiación gamma.

ρ = Densidad 1 g/cm^3

Γ = Constante gamma = L_γ

g_p = Factor geométrico [cm]

Estos métodos adolecían de diferentes problemas que tenían que ver con la dificultad de obtener factores como g_p que incluye el valor del coeficiente de absorción, o la consideración del factor de acumulación, para tener en cuenta el efecto de la radiación dispersa como una función de la distancia a la fuente.

Hasta 1968 no se plantea un procedimiento más elaborado por el equipo MIRD, que partiendo de los modelos de Marinelli y Loevinger introduce una nueva formulación que ha sido modificada sucesivamente, y sirve de base al modelo seguido en este protocolo que no es otro que el propuesto en la publicación 53 de la ICRP.

Como aplicación final de este modelo, se adjuntan, las tablas correspondientes a los radiofármacos listados en el recientemente publicado Real Decreto sobre protección al paciente en Medicina Nuclear, que recoge los criterios de calidad en la materia, a seguir en nuestro país.

2. MODELO DOSIMÉTRICO. FORMULACIÓN

Las fuentes abiertas tienen dos peculiaridades con respecto a su utilización en el diagnóstico y tratamiento médico. Por un lado el hecho de que su forma se adapta, al tratarse de un fluido, a la del compartimento que las capta dentro del organismo y por otro que la emisión de energía desde este volumen no es constante, tanto por su propio decaimiento radiactivo, como por tener que participar de los procesos fisiológicos de transporte dentro del organismo.

La incorporación en el cuerpo de un radionucleido, implica un depósito de energía cuyo conocimiento requiere saber:

- Cómo se ha repartido la actividad administrada en los diferentes tejidos.
- Cuánto tiempo permanecerá en cada tejido.
- Cuánta energía emite el radionucleido de acuerdo a su actividad.
- Qué tipo de partícula emite dicho radionucleido.
- Qué fracción de la energía emitida es depositada en el tejido para el que se calcula la dosis.

2.1. Cálculo de la dosis absorbida

Las dosis absorbidas en diferentes órganos o tejidos denominados blancos, T, se calculan en función de las transformaciones radiactivas que suceden en otros órganos o tejidos denominados fuentes, S.

En particular, la dosis absorbida media en un órgano o tejido T es la suma de contribuciones de varias fuentes S que incluyen a dicho T:

$$D_T = \sum_S D(T \leftarrow S) \quad (4)$$

2.1.1. El factor S (T ← S)

Snyder y colaboradores introdujeron el concepto de factor S mediante el que puede expresarse:

$$D(T \leftarrow S) = \bar{A}_S \cdot S(T \leftarrow S) \quad (5)$$

en donde \bar{A}_S es la actividad acumulada, es decir, integrada en el tiempo, y es igual al número total de transformaciones nucleares en S y $S(T \leftarrow S)$ es la dosis absorbida en T por unidad de actividad acumulada en S.

Este factor S depende:

- Del tipo de radiación
- De la energía emitida por desintegración
- De la masa del órgano T
- De la geometría utilizada para representar el cuerpo del paciente, niño/a o adulto/a de varias edades.

Y la ventaja del mismo es su conocimiento para modelos anatómicos específicos que están tabulados por MIRD y por NCRP, para cada radionucleido.

También puede calcularse mediante el concepto de fracción absorbida f definido por los citados autores:

$$S(T \leftarrow S) = \frac{c}{M_T} \sum_i E_i \cdot Y_i \cdot \phi_i \quad (6)$$

siendo:

M_T = Masa del órgano blanco T.

E_i = Energía media emitida para cada tipo de radiación i.

c = Constante que depende de las unidades utilizadas; si M_T en kg y E_i en J; $c = 1$ para obtener S en Gy.

Y_i = Rendimiento de desintegración para cada tipo de radiación i.

ϕ_i = Fracción absorbida de la energía emitida de cada tipo de radiación i.

En algunas situaciones, puede darse la circunstancia de que los valores de S o f para un órgano fuente específico no estén disponibles; en estas circunstancias puede acudirse al llamado teorema de reciprocidad, que establece que si los órganos fuente y blanco son medios materiales suficientemente grandes para que los efectos de borde puedan considerarse despreciables y en los que la emisión de radiación se ha distribuido uniformemente, se verifica que:

$$\phi(T \leftarrow S) = \phi(S \leftarrow T); S(T \leftarrow S) = S(S \leftarrow T) \quad (7)$$

De acuerdo a lo anteriormente expresado, el problema fundamental que plantea la dosimetría interna es por un lado conocer los valores de S y por otro lado el valor de la actividad acumulada A_s .

2.2. Cálculo de la actividad acumulada

A_s , depende de la actividad administrada A_0 , del período de desintegración radiactivo T_p , y de la biocinética del radiofármaco en el organismo, pudiendo obtenerse integrando

En el tiempo:

$$\tilde{A}_s(t) = \int_0^t A_s(u) \cdot du \quad (8)$$

siendo A_s la actividad en el instante u en el tejido u órgano considerado (s).

El límite superior de la integral, t, puede sustituirse por ∞ , siempre que la vida media de los radionucleidos administrados sea suficientemente corta.

2.2.1 El modelo compartimental

La función $A(u)$ normalmente esta formada por una composición de funciones exponenciales de la forma $\exp(-au)$, que dan cuenta de los procesos de excreción y físicos de decaimiento radiactivo, y de la forma $1 - \exp(-au)$, que corresponden a procesos de acumulación. Esta función casi nunca es bien conocida y en la práctica se recurre a un número de suposiciones entre las que destacan como más frecuentes, como puede verse más adelante, el considerar captación instantánea, predominio del decaimiento físico sobre el biológico, situación compuesta sin absorción ni relación fisiológica entre órganos fuente, etc.

Para obtener mayor precisión se recurre al modelo compartimental como se describe a continuación.

Los mecanismos de captación y excreción del organismo pueden representarse mediante modelos cinéticos de primer orden, en donde un sistema de n compartimentos se entrelazan mediante coeficientes de tasas de entrada y salida, variando la cantidad de materia en cada compartimento como:

$$\frac{dq_i(t)}{dt} = -\lambda_{ii} q_i(t) - \lambda_p q_i(t) + \sum_{\substack{j=1 \\ j \neq i}}^n \lambda_{ij} q_j(t) \quad (9)$$

siendo:

q_i y q_j = Es la cantidad de materia en los compartimentos i y j.

λ_{ii} = Fracción de la cantidad de materia en el compartimento i que lo abandona por unidad de tiempo.

λ_p = Constante de desintegración radiactiva.

λ_{ij} = Fracción de la cantidad de materia en el compartimento j que fluye hacia el compartimento i por unidad de tiempo.

Las regiones anatómicas del organismo no son compartimentos, aunque a efectos prácticos se utilice dicho modelo para representar los diferentes órganos o tejidos.

La actividad en uno de ellos puede escribirse como:

$$A_S(t) = \sum_{i=1}^n K_i \cdot e^{-(\lambda_i + \lambda_p) \cdot t} \quad (10)$$

siendo:

K_i = Constante si se considera el sistema invariante en el tiempo o estado estacionario. Ello no siempre es así, y los parámetros K_i suelen ser funciones de la actividad presente y del tiempo siguiendo una cinética lineal.

λ_i = Constante de eliminación biológica para la componente i, ya que, como se ha mencionado, puede haber varias funciones exponenciales.

2.2.2. Expresión de A_S en función del tiempo

Dado que los valores de K_i solo pueden conocerse de forma experimental en cada caso y ello supone un procedimiento irrealizable en la mayoría de ellos, se realiza una aproximación al problema considerando que la actividad en cada compartimento se comporta siempre como una suma de exponenciales de la forma:

$$\frac{A_S(t)}{A_0} = F_S \sum_{j=n+1}^{n+m} \left\{ a_j \cdot \sum_{i=1}^n \left[\frac{a_i \cdot T_i}{T_i - T_j} \left(\exp\left(\frac{-\ln 2 \cdot t}{T_{i,ef}}\right) - \exp\left(\frac{-\ln 2 \cdot t}{T_{j,ef}}\right) \right) \right] \right\} \quad (11)$$

siendo:

F_S = Distribución fraccional al órgano o tejido S o fracción de la sustancia administrada que llega a S en todo el tiempo y en ausencia de desintegración radiactiva.

a_i = Fracción de FS eliminada con vida media biológica T_i ; la suma de todas las a_i es igual a la unidad.

a_j = Fracción de FS captada con vida media biológica T_j ; la suma de todas las a_j es igual a la unidad.

n = Numero de componentes de eliminación.

m = Numero de componentes de captación.

T_p = Período físico del radionucleido.

$T_{i,ef}$ = Vida media efectiva de eliminación; $1/T_{i,ef} = (1/T_i + 1/T_p)$

$T_{j,ef}$ = Vida media efectiva de captación; $1/T_{j,ef} = (1/T_j + 1/T_p)$

Esta ecuación es, bajo ciertas condiciones, la solución de la (9).

Aproximaciones

A) $T_i = T_j$

Si $T_i = T_j$, para alguna combinación de i y de j , el correspondiente sumando en (11) resulta:

$$F_S \cdot a_j \cdot a_i \cdot \exp\left(\frac{-\ln 2 \cdot t}{T_p}\right) \cdot \frac{\ln 2 \cdot t}{T_i} \cdot \exp\left(\frac{-\ln 2 \cdot t}{T_i}\right) \quad (12)$$

B) *Captación instantánea*

Un caso frecuente es la captación instantánea; en este caso desaparecen los términos con subíndice j en la ecuación (11):

$$\frac{A_S(t)}{A_0} = F_S \sum_{i=1}^n \left\{ a_i \cdot \exp\left(\frac{-\ln 2 \cdot t}{T_{i,ef}}\right) \right\} \quad (13)$$

2.2.3. Expresión para la Actividad acumulada

Integrando (11) en el tiempo se obtiene la actividad acumulada por unidad de actividad administrada:

$$\frac{\tilde{A}_S}{A_0} = F_S \sum_{j=n+1}^{n+m} \left\{ a_j \cdot \sum_{i=1}^n \left[\frac{a_i \cdot T_i}{T_i - T_j} \left(\exp\left(\frac{-T_i}{\ln 2}\right) - \exp\left(\frac{-T_j}{\ln 2}\right) \right) \right] \right\} \quad (14)$$

Aproximaciones

A) *Captación instantánea*

Integrando el caso de captación instantánea (13):

$$\frac{\tilde{A}_S}{A_0} = F_S \sum_{i=1}^n \left\{ a_i \cdot \frac{T_{i,ef}}{\ln 2} \right\} \quad (15)$$

B) Ordenada en el origen

La ordenada en el origen de la función exponencial para la componente i , es:

$$a_i \cdot \left| \frac{T_i}{T_i - T_j} \right|; \text{ con } T_i \neq T_j \quad (16)$$

C) Componentes de eliminación y de captación únicas

En el caso de una única componente de eliminación con vida media T_{el} , y otra única de captación con vida media T_{cap} , distintas entre si, la captación máxima en un órgano, A_{max} , como función de la actividad administrada, viene dada por:

$$A_{max} = \eta a^b$$

$$\eta = \frac{T_{el} \cdot (T_{el,ef} - T_{ca,ef})}{T_{el,ef} \cdot (T_{el} - T_{ca})} \quad (17)$$

$$a = \frac{T_{el,ef}}{T_{ca,ef}}$$

$$b = \frac{T_{ca,ef}}{T_{ca,ef} - T_{el,ef}}$$

que se incluye para hacer notar que ni la ordenada en el origen es igual a a_i , ni a A_{max} , lo que hay que tener presente al interpretar datos tabulados en la bibliografía.

3. DOSIS MEDIA POR UNIDAD DE ACTIVIDAD ACUMULADA

Los valores de S [Rad / $\mu\text{Ci} \cdot \text{h}$] que se aplican en la ecuación (5) han sido calculados para diferentes pares fuente-blanco y un número abundante de radionúclidos de interés en Medicina Nuclear. Las primeras tabulaciones fueron dadas por Berber (1968) para fuentes puntuales que emiten fotones de varias energías. Brownell (1968) utiliza el Método Monte Carlo para calcular S para varios isótopos en distribuciones geométricas como cilindros, esferas y elipsoides. Snyder (1975) realiza cálculos similares en un modelo anatómico complejo que dispone de órganos con masas y geometrías promedios de un hombre de 20 a 30 años y de 70 kg. de peso. Similares cálculos han sido desarrollados y utilizados para estimar las dosis absorbidas.

La fórmula 5 de apariencia simple, encierra la complejidad derivada de la imprecisión con que se conocen sus dos factores. Los valores de S , como se ha indicado, dependen de las características físicas del radioisótopo, las cuales pueden calcularse con suficiente precisión.

También el factor S depende de la anatomía y disposición topográfica de los distintos órganos del paciente: esta dependencia es promediada para un modelo antropomórfico y

su contribución a los errores de cálculo cambiará de unos pacientes a otros de acuerdo a lo que se separen del modelo promediado.

Aunque estadísticamente la distribución topográfica de los órganos interiores de un paciente difiere poco de la media, a pesar de que su forma exterior varíe mucho, conviene tener en cuenta que la distribución del radiofármaco dentro de un órgano determinado no depende sólo del isótopo, sino de la molécula neutra asociada.

Otra dependencia importante para S es la densidad y coeficiente de atenuación de los diferentes tejidos. Estos factores pueden valorarse con bastante precisión y por otro lado varían poco de unos órganos a otros, salvo en lo que se refiere a tres valores: músculo o tejido blando, hueso y aire.

El mayor problema, por lo tanto, en cuanto al conocimiento de S estará en que existan suficientes números de datos tabulados tanto para diferentes isótopos, como moléculas neutras que serán marcadas con los mismos. Dentro del campo de la Medicina Nuclear, el número de elementos que se incorporan al mercado es cada vez mayor y está exigiendo nuevos datos tabulados que no siempre llegan en forma rápida a la comunidad científica. A esto contribuye el hecho de que porcentualmente es mayor el número de moléculas neutras que el de marcadores radioisotópicos y, como en los cálculos de estimación de dosis absorbida se utilizan las tablas de isótopo y no las resultantes de radiofármaco formado con la molécula neutra, el conocimiento de S es muy impreciso.

4. METROLOGÍA DE PARÁMETROS FÍSICOS Y BIOLÓGICOS

De acuerdo con la expresión general para el cálculo de la dosis (5), se pueden agrupar en tres los parámetros que pudieran ser medibles.

Por un lado, aquellos que se refieren a las características físicas del isótopo radiactivo y que fundamentalmente están definidas para los propósitos de la dosimetría, el conocimiento del espectro de emisión y el período de semidesintegración del mismo.

En el estado actual del conocimiento, existe una variedad de referencias que de forma tabulada y muy exhaustiva, nos presentan las características de más de una centena de radionucleidos. Entre ellas citaremos las tablas de Dilman y Van der Lager (1975), que fueron usadas por Snyder para el cálculo de los factores S .

Para los propósitos de este protocolo en el capítulo VII se presenta un resumen de los isótopos más usuales, donde se indican los tipos y energía de la emisión, así como las unidades y los valores de λ , de manera que puedan calcularse los factores S y en especial para el caso de radiaciones no penetrantes.

En el caso de fotones, la utilización de las tablas de Snyder para el conjunto de las situaciones más frecuentes, haría innecesario cualquier planteamiento metrológico de obtención de estos parámetros. Si bien estas tablas han sido desarrolladas para un hombre de referencia de 70 kg. de peso, pueden hacerse correcciones de acuerdo a las tablas de peso en niños de diferentes edades de acuerdo al ICRP n.º 53.

En cuanto a las diferentes distancias entre órganos internos, no se dispone en el momento actual de tablas que permitan hacer las correcciones oportunas a las tablas de Snyder.

El segundo factor en la utilización de la fórmula corresponde a las medidas necesarias para el conocimiento de la actividad acumulada en cada órgano. Este factor puede ser ob-

tenido del conjunto de información disponible a través de diversas publicaciones que hacen referencia a la dosimetría interna (ICRP 53, ICRP 30, ICRU 32, MIRD 12). Para los propósitos de evaluar el impacto de la calidad de imagen sobre la dosis al paciente, consideramos que son suficientes. Sin embargo, pueden presentarse situaciones, que bien por la introducción de un nuevo fármaco o por un procedimiento específico, se quiera evaluar o conocer de forma más próxima a la realidad, que las suposiciones hechas en esta tabulación. En estos casos, habría que recurrir a medidas directas de la actividad y el comportamiento cinético de la misma.

El tercer factor, que se obtiene a partir de los anteriores, es la dosis absorbida. Actualmente la medida de la misma sólo puede realizarse a través de procedimientos indirectos, concretamente de la medida de la actividad. Los métodos directos con posibilidades de ser usados son la termoluminiscencia y la dosimetría de estado sólido. Sin embargo, cualquier localización dentro de un órgano o sus proximidades, es demasiado invasiva para obtener una medida «in situ» de la dosis absorbida.

5. ESTIMACIÓN DE INCERTIDUMBRES

La incertidumbre en la estimación de la dosis media absorbida refleja las incertidumbres en el valor de S y en la actividad acumulada.

La menor contribución a la incertidumbre total es la debida a la medida de la actividad administrada, A_0 (control de calidad del activímetro).

Las mayores contribuciones a la incertidumbre de S , se deben a variaciones en la masa del órgano blanco y, para radiación gamma, a variaciones en la distancia entre los órganos fuente y blanco, mientras que los datos físicos de emisión y deposición de energías en los órganos no parecen contribuir significativamente a dicha incertidumbre. La validación experimental de las dosis calculadas refleja un acuerdo entre estos valores del 20% al 60%, correspondiendo este último a grandes variaciones en el tamaño y forma del organismo de los pacientes. Las variaciones en las actividades acumuladas se deben a incertidumbres en la cuantificación de la incorporación, distribución y retención de los radiofármacos en los tejidos. El menoscabo funcional de un órgano repercute sobremanera en dicha cuantificación. Ya que la variación en retención corporal del radionucleido está limitada por la corta vida media de los mismos, las mayores incertidumbres en la actividad acumulada se deben a variaciones en los procesos de captación y distribución del radiofármaco entre órganos y tejidos.

Las estimaciones de dosis absorbidas en los diferentes órganos no se desvían más de un factor tres en las dosis absorbidas por los pacientes, como demuestran algunos cálculos realizados al efecto (Roedler, 1981). Además, esta desviación es menor para sustancias marcadas con radionucleidos de vida media corta como el ^{99m}Tc . Las dosis equivalentes efectivas son menos sensibles a variaciones en los modelos de distribución que las dosis en órganos con factores de discrepancia del orden de dos.

TABLAS**Dosis absorbida por unidad de actividad administrada (mGy/MBq)**

Las tablas que siguen a continuación incluyen los valores de dosis absorbida por unidad de actividad administrada para las exploraciones más frecuentes en Medicina Nuclear, y los radiofármacos más comunes incluidos en el ANEXO I del RD 1841/1997.

Todos los valores incluidos han sido extraídos de las dos publicaciones 53 de la ICRP:

1. «RADIATION TO PATIENS FROM RADIOPHARMACEUTICALS», 1987
2. «ADDENDUM», 1992.

Entre ambas publicaciones la ICRP editó en 1991 su publicación 60, cambiando la definición de dosis efectiva equivalente «Effective dose equivalent» dada en la publicación 26, por el concepto de dosis efectiva «Effective dose», y dando nuevos factores de peso en los diferentes órganos considerados para su estimación. Por ello, las tablas extraídas de su «addendum» incluyen la estimación de dosis efectivas y aquellas otras extraídas de su edición original incluyen la correspondiente a la dosis equivalente efectiva.

- 1ª Gammagrafía tiroidea ^{99m}Tc Pertecnato; ^{123}I INa
- 2ª Captación tiroidea ^{131}I INa
- 3ª Gammagrafía osea ^{99m}Tc Compuestos fosfonados
- 4ª Gammagrafía con citrato de galio ^{67}Ga Citrato
- 5ª Gammagrafía pulmonar perfusión ^{99m}Tc Macropartículas
- 6ª Gammagrafía miocárdica perfusión ^{201}Tl ; ^{99m}Tc MBI y ^{99m}Tc TTF
- 7ª Ventrículogammagrafía ^{99m}Tc Hematíes; ^{99m}Tc Seroalb.
- 8ª Renograma ^{99m}Tc MAG 3; ^{99m}Tc DTPA
- 9ª Gammagrafía hepatobiliar ^{99m}Tc IDA y derivados.
- 10ª Gammagrafía hepática ^{99m}Tc Coloide
- 11ª Gammagrafía cerebral ^{99m}Tc HMPAO
- 12ª Gammagrafía leucocitos ^{99m}Tc HMPAO; ^{111}In Oxina/tropolona
- 13ª Filtrado glomerular ^{51}Cr EDTA

Notas aclaratorias

- Las dosis a órganos o tejidos no incluidos de manera explícita en las tablas pueden estimarse aproximadamente con el valor dado en la fila titulada con «otros tejidos».
- La dosis al embrión o al feto puede estimarse con la dada para el útero, siempre que no exista transferencia en la placenta.
- En los valores por exploración extraídos de la ICRP 53 original, se marcan con un (*), los 5 órganos para el paciente adulto que sin estar incluidos en la ICRP 26, (a saber: gónadas, mamas, médula roja, pulmón, tiroides y superficie ósea), absorben dosis mayores. En las tablas, extraídas del addendum, no se marcan los 5 órganos que absorben dosis mayores.
- Cuando la contribución de la pared vesical a la dosis (equivalente) efectiva supera el 50% se indica explícitamente bajo la tabla correspondiente.

- Las unidades utilizadas para los valores expresados de dosis absorbidas son mGy/MBq y para los valores de dosis (equivalente) efectivas mSv/MBq.
- Los datos indicados del período de semidesintegración, T_d , se extraen de la publicación 38, de la ICRP.

1. 1ª Gammagrafía tiroidea con ^{99m}Tc Pertecnato $T_d = 6,02$ horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	3,6E-3	4,7E-3	7,1E-3	1,1E-2	1,9E-2	
(*) Pared Vejiga	1,9E-2	2,3E-2	3,4E-2	5,1E-2	9,1E-2	
Superficie ósea	3,9E-3	4,7E-3	6,9E-3	1,0E-2	1,9E-2	
Mamas	2,3E-3	2,3E-3	3,5E-3	5,7E-3	1,1E-2	
Tracto intestinal	(*) Pared estómago	2,9E-2	3,6E-2	5,0E-2	8,1E-2	1,5E-1
	(*) Intestino delgado	1,8E-2	2,2E-2	3,4E-2	5,2E-2	9,0E-2
	(*) Pared intestino grueso superior	6,2E-2	7,7E-2	1,3E-1	2,1E-1	3,9E-1
	(*) Pared intestino grueso inferior	2,2E-2	2,8E-2	4,6E-2	7,4E-2	1,4E-1
Riñones	5,0E-3	6,0E-3	8,7E-3	1,3E-2	2,1E-2	
Hígado	3,9E-3	4,8E-3	8,0E-3	1,3E-2	2,2E-2	
Pulmones	2,7E-3	3,4E-3	5,1E-3	7,9E-3	1,4E-2	
Ovarios	1,0E-2	1,3E-2	1,9E-2	2,7E-2	4,5E-2	
Páncreas	5,9E-3	7,2E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,7E-2	
Glándulas salivares	9,3E-3	1,2E-2	1,7E-2	2,4E-2	3,9E-2	
Médula roja	6,1E-3	7,1E-3	9,8E-3	1,3E-2	2,0E-2	
Bazo	4,4E-3	5,3E-3	7,9E-3	1,2E-2	2,1E-2	
Testículos	2,7E-3	3,7E-3	5,9E-3	9,3E-3	1,7E-2	
Tiroides	2,3E-2	3,7E-2	5,6E-2	1,2E-1	2,3E-1	
Útero	8,1E-3	1,0E-2	1,6E-2	2,4E-2	4,0E-2	
Resto tejidos	3,4E-3	4,0E-3	6,0E-3	9,3E-3	1,7E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	1,3E-2	1,6E-2	2,5E-2	4,0E-2	7,3E-2	

2. 1ª Gammagrafía tiroidea ¹²³I, Ina

Tiroides bloqueado, captación 0%

Td = 13,2 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	7,0E-3	8,7E-3	1,4E-2	2,1E-2	3,9E-2	
(*) Pared Vejiga	9,0E-2	1,1E-1	1,6E-1	2,4E-1	4,5E-1	
Superficie ósea	8,1E-3	9,7E-3	1,5E-2	2,4E-2	4,6E-2	
Mamas	5,6E-3	5,6E-3	8,1E-3	1,3E-2	2,5E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,9E-3	8,5E-3	1,4E-2	2,1E-2	3,7E-2
	(*) Intestino delgado	8,5E-3	1,0E-2	1,6E-2	2,5E-2	4,6E-2
	(*) Pared intestino grueso superior	8,0E-3	9,9E-3	1,5E-2	2,4E-2	4,3E-2
	(*) Pared intestino grueso inferior	9,7E-3	1,2E-2	1,9E-2	2,9E-2	5,4E-2
(*) Riñones	1,1E-2	1,4E-2	2,0E-2	2,9E-2	5,1E-2	
Hígado	6,7E-3	8,2E-3	1,3E-2	2,0E-2	3,7E-2	
Pulmones	6,1E-3	7,8E-3	1,2E-2	1,9E-2	3,5E-2	
Ovarios	9,8E-3	1,2E-2	1,9E-2	3,0E-2	5,3E-2	
Páncreas	7,6E-3	9,1E-3	1,4E-2	2,2E-2	4,1E-2	
Médula roja	9,4E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,6E-2	4,7E-2	
Bazo	7,0E-3	8,3E-3	1,3E-2	2,0E-2	3,7E-2	
Testículos	6,9E-3	9,4E-3	1,5E-2	2,5E-2	4,8E-2	
Tiroides	5,1E-3	7,7E-3	1,2E-2	2,0E-2	3,7E-2	
Utero	1,4E-2	1,7E-2	2,8E-2	4,3E-2	7,6E-2	
Otros tejidos	6,4E-3	7,7E-3	1,2E-2	1,9E-2	3,5E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	1,3E-2	1,6E-2	2,4E-2	3,7E-2	6,7E-2	

Bloqueo Incompleto: Dosis (Equivalente) Efectiva [mSv / MBq] para pequeña captación en el tiroides:

	Adulto	Niño			
		15 años	10 años	5 años	1 año
Captación 0,5%	1,6E-2	2,0E-2	3,1E-2	5,2E-2	9,6E-2
Captación 1,0%	1,9E-2	2,5E-2	3,8E-2	6,7E-2	1,3E-1
Captación 2,0%	2,5E-2	3,4E-2	5,2E-2	9,9E-2	1,8E-1

3. 1.ª Gammagrafía tiroidea ¹²³I, INa*Captación tiroidea del 5%*

Td = 13,2 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	6,4E-3	8,4E-3	1,3E-2	2,0E-2	3,7E-2	
(*) Pared Vejiga	8,5E-2	1,1E-1	1,6E-1	2,3E-1	4,3E-1	
Superficie ósea	6,8E-3	8,4E-3	1,3E-2	2,1E-2	4,0E-2	
Mamas	4,6E-3	4,6E-3	6,9E-3	1,1E-2	2,2E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,8E-2	8,5E-2	1,2E-1	2,0E-1	3,8E-1
	(*) Intestino delgado	4,3E-2	5,5E-2	9,2E-2	1,5E-1	2,7E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	1,9E-2	1,9E-2	3,0E-2	4,6E-2	7,8E-2
	(*) Pared intestino grueso inferior	1,1E-2	1,5E-2	2,3E-2	3,4E-2	6,2E-2
Riñones	1,2E-2	1,4E-2	2,0E-2	2,9E-2	5,1E-2	
Hígado	6,2E-3	7,6E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,8E-2	
Pulmones	5,4E-3	6,7E-3	1,0E-2	1,7E-2	3,1E-2	
Ovarios	1,2E-2	1,6E-2	2,6E-2	4,0E-2	7,0E-2	
(*) Páncreas	1,4E-2	1,6E-2	2,4E-2	3,5E-2	6,1E-2	
Médula roja	9,2E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,4E-2	4,1E-2	
Bazo	9,6E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,5E-2	4,4E-2	
Testículos	5,5E-3	7,6E-3	1,3E-2	2,1E-2	4,0E-2	
Tiroides	6,3E-1	9,9E-1	1,5E+0	3,3E+0	6,2E+0	
Utero	1,6E-2	2,0E-2	3,3E-2	5,1E-2	9,0E-2	
Otros tejidos	6,3E-3	7,6E-3	1,2E-2	1,9E-2	3,5E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	3,8E-2	5,3E-2	8,0E-2	1,5E-1	2,9E-1	

4. 1.^a GAMMAGRAFÍA TIROIDEA ¹²³I, INa

Captación tiroidea del 15%

Td = 13,2 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	6,3E-3	8,3E-3	1,3E-2	2,0E-2	3,7E-2	
(*) Pared Vejiga	7,6E-2	9,5E-2	1,4E-1	2,1E-1	3,8E-1	
Superficie ósea	7,1E-3	9,1E-3	1,4E-2	2,2E-2	4,1E-2	
Mamas	4,7E-3	4,7E-3	7,3E-3	1,2E-2	2,3E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,8E-2	8,5E-2	1,2E-1	2,0E-1	3,8E-1
	(*) Intestino delgado	4,3E-2	5,4E-2	9,1E-2	1,4E-1	2,7E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	1,8E-2	1,9E-2	2,9E-2	4,5E-2	7,7E-2
	(*) Pared intestino grueso inferior	1,1E-2	1,4E-2	2,2E-2	3,3E-2	6,0E-2
Riñones	1,0E-2	1,3E-2	1,8E-2	2,7E-2	4,6E-2	
Hígado	6,2E-3	7,6E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,8E-2	
Pulmones	5,7E-3	7,2E-3	1,1E-2	1,8E-2	3,4E-2	
Ovarios	1,2E-2	1,6E-2	2,5E-2	3,8E-2	6,8E-2	
(*)Páncreas	1,4E-2	1,6E-2	2,4E-2	3,5E-2	6,1E-2	
Médula roja	9,4E-3	1,2E-2	1,7E-2	2,5E-2	4,3E-2	
Bazo	9,5E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,5E-2	4,4E-2	
Testículos	5,3E-3	7,2E-3	1,2E-2	2,0E-2	3,8E-2	
Tiroides	1,9E+0	3,0E+0	4,5E+0	9,8E+0	1,9E+1	
Útero	1,5E-2	1,9E-2	3,1E-2	4,9E-2	8,6E-2	
Otros tejidos	6,8E-3	8,5E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,9E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	7,5E-2	1,1E-1	1,7E-1	3,5E-1	6,5E-1	

5. 1.ª Gammagrafía tiroidea ¹²³I, I_{Na}

Captación tiroidea del 25%

T_d = 13,2 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	6,4E-3	8,4E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,8E-2	
(*) Pared Vejiga	6,9E-2	8,5E-2	1,3E-1	1,9E-1	3,5E-1	
Superficie ósea	7,5E-3	9,9E-3	1,5E-2	2,3E-2	4,4E-2	
Mamas	5,0E-3	5,0E-3	7,9E-3	1,3E-2	2,5E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,8E-2	8,5E-2	1,2E-1	2,0E-1	3,8E-1
	(*) Intestino delgado	4,3E-2	5,4E-2	9,1E-2	1,4E-1	2,7E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	1,8E-2	1,9E-2	2,9E-2	4,5E-2	7,7E-2
	(*) Pared Intestino grueso inferior	1,1E-2	1,4E-2	2,2E-2	3,2E-2	5,9E-2
Riñones	1,1E-2	1,3E-2	1,9E-2	2,7E-2	4,7E-2	
Hígado	6,3E-3	7,7E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,9E-2	
Pulmones	6,1E-3	7,9E-3	1,2E-2	2,0E-2	3,8E-2	
Ovarios	1,1E-2	1,6E-2	2,4E-2	3,8E-2	6,8E-2	
(*) Páncreas	1,4E-2	1,6E-2	2,4E-2	3,6E-2	6,2E-2	
Médula roja	9,8E-3	1,3E-2	1,8E-2	2,6E-2	4,5E-2	
Bazo	9,6E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,5E-2	4,4E-2	
Testículos	5,2E-3	7,0E-3	1,2E-2	1,9E-2	3,7E-2	
Tiroides	3,2E+0	5,0E+0	7,5E+0	1,6E+1	3,1E+1	
Útero	1,4E-2	1,8E-2	3,0E-2	4,7E-2	8,3E-2	
Otros tejidos	7,4E-3	9,5E-3	1,5E-2	2,4E-2	4,4E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	1,1E-1	1,7E-1	2,6E-1	5,4E-1	1,0E+0	

6. 1.ª Gammagrafía tiroidea ¹²³I, INa*Captación tiroidea del 35%*

Td = 13,2 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	6,5E-3	8,4E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,8E-2	
(*) Pared vejiga	6,0E-2	7,4E-2	1,1E-1	1,6E-1	3,0E-1	
Superficie ósea	7,9E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,5E-2	4,6E-2	
Mamas	5,2E-3	5,2E-3	8,5E-3	2,0E-2	2,7E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,8E-2	8,5E-2	1,2E-1	2,0E-1	3,8E-1
	(*) Intestino delgado	4,2E-2	5,4E-2	9,0E-2	1,4E-1	2,7E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	1,8E-2	1,9E-2	2,9E-2	4,5E-2	7,6E-2
	(*) Pared intestino grueso inferior	1,0E-2	1,4E-2	2,1E-2	3,2E-2	5,8E-2
Riñones	9,1E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,4E-2	4,1E-2	
Hígado	6,3E-3	7,8E-3	1,3E-2	2,1E-2	4,0E-2	
Pulmones	6,5E-3	8,6E-3	1,4E-2	2,2E-2	4,2E-2	
Ovarios	1,1E-2	1,5E-2	2,4E-2	3,7E-2	6,6E-2	
(*) Páncreas	1,4E-2	1,6E-2	2,4E-2	3,6E-2	6,2E-2	
Médula roja	1,0E-2	1,3E-2	1,9E-2	2,8E-2	4,8E-2	
Bazo	9,6E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,5E-2	4,5E-2	
Testículos	5,0E-3	6,8E-3	1,1E-2	1,8E-2	3,5E-2	
Tiroides	4,5E+0	7,0E+0	1,1E+1	2,3E+1	4,3E+1	
Utero	1,4E-2	1,7E-2	2,9E-2	4,4E-2	7,9E-2	
Otros tejidos	8,0E-3	1,0E-2	1,6E-2	2,6E-2	4,9E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	1,5E-1	2,3E-1	3,5E-1	7,4E-1	1,4E+0	

7. 1.ª Gammagrafía tiroidea ¹²³I, INa

Captación tiroidea del 45%

T_d = 13,2 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	6,5E-3	8,4E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,9E-2	
(*) Pared Vejiga	5,1E-2	6,4E-2	9,4E-2	1,4E-1	2,6E-1	
Superficie ósea	8,2E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,6E-2	4,8E-2	
Mamas	5,4E-3	5,4E-3	9,0E-3	1,6E-2	2,9E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,8E-2	8,5E-2	1,2E-1	2,0E-1	3,9E-1
	(*) Intestino delgado	4,2E-2	5,4E-2	9,1E-2	1,4E-1	2,7E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	1,8E-2	1,9E-2	2,9E-2	4,4E-2	7,6E-2
	(*) Pared intestino grueso inferior	1,0E-2	1,3E-2	2,0E-2	3,1E-2	5,6E-2
Riñones	9,5E-3	1,2E-2	1,7E-2	2,5E-2	4,3E-2	
Hígado	6,3E-3	7,8E-3	1,3E-2	2,2E-2	4,0E-2	
Pulmones	6,8E-3	9,1E-3	1,5E-2	2,4E-2	4,5E-2	
Ovarios	1,1E-2	1,5E-2	2,3E-2	3,6E-2	6,5E-2	
(*) Páncreas	1,4E-2	1,6E-2	2,5E-2	3,6E-2	6,3E-2	
Médula roja	1,0E-2	1,4E-2	2,0E-2	2,9E-2	4,9E-2	
Bazo	9,6E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,6E-2	4,5E-2	
Testículos	4,8E-3	6,5E-3	1,1E-2	1,7E-2	3,3E-2	
Tiroides	5,7E+0	9,0E+0	1,4E+1	3,0E+1	5,6E+1	
Útero	1,3E-2	1,7E-2	2,7E-2	4,2E-2	7,5E-2	
Otros tejidos	8,6E-3	1,1E-2	1,8E-2	2,9E-2	5,3E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	1,9E-1	2,9E-1	4,4E-1	9,4E-1	1,8E+0	

8. 1.ª GAMMAGRAFÍA TIROIDEA ¹²³I, I_{Na}*Captación tiroidea del 55%*

Td = 13,2 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	6,5E-3	8,5E-3	1,4E-2	2,1E-2	3,9E-2	
(*) Pared Vejiga	4,3E-2	5,3E-2	7,9E-2	1,2E-1	2,2E-1	
Superficie ósea	8,6E-3	1,2E-2	1,8E-2	2,8E-2	5,1E-2	
Mamas	5,6E-3	5,6E-3	9,5E-3	1,7E-2	3,1E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,8E-2	8,5E-2	1,2E-1	2,0E-1	3,9E-1
	(*) Intestino delgado	4,2E-2	5,4E-2	9,1E-2	1,4E-1	2,7E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	1,8E-2	1,9E-2	2,9E-2	4,4E-2	7,6E-2
	(*) Pared Intestino grueso inferior	9,8E-3	1,3E-2	2,0E-2	3,0E-2	5,5E-2
Riñones	9,1E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,4E-2	4,1E-2	
Hígado	6,4E-3	7,9E-3	1,3E-2	2,2E-2	4,1E-2	
Pulmones	7,2E-3	9,7E-3	1,6E-2	2,6E-2	4,8E-2	
Ovarios	1,1E-2	1,5E-2	2,3E-2	3,6E-2	6,4E-2	
(*) Páncreas	1,4E-2	1,6E-2	2,5E-2	3,6E-2	6,3E-2	
Médula roja	1,1E-2	1,5E-2	2,1E-2	3,0E-2	5,2E-2	
Bazo	9,7E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,6E-2	4,6E-2	
Testículos	4,6E-3	6,2E-3	1,0E-2	1,6E-2	3,2E-2	
Tiroides	7,0E+0	1,1E+1	1,7E+1	3,6E+1	6,8E+1	
Útero	1,2E-2	1,6E-2	2,6E-2	4,0E-2	7,2E-2	
Otros tejidos	9,2E-3	1,2E-2	1,9E-2	3,1E-2	5,8E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	2,3E-1	3,5E-1	5,3E-1	1,1E+0	2,1E+0	

9. 2.ª CAPTACIÓN TIROIDEA ¹³¹I, INa*Tiroides bloqueado, captación 0%*

Td = 8,04 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	3,7E-2	4,2E-2	6,7E-2	1,1E-1	2,0E-1	
(*) Pared vejiga	6,1E-1	7,5E-1	1,1E-0	1,8E-0	3,4E-0	
Superficie ósea	3,2E-2	3,8E-2	6,1E-2	9,7E-2	1,9E-1	
Mamas	3,3E-2	3,3E-2	5,2E-2	8,5E-2	1,7E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	3,4E-2	4,0E-2	6,4E-2	1,0E-1	1,9E-1
	(*) Intestino delgado	3,8E-2	4,7E-2	7,5E-2	1,2E-1	2,2E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	3,7E-2	4,5E-2	7,0E-2	1,2E-1	2,1E-1
	(*) Pared intestino grueso inferior	4,3E-2	5,2E-2	8,2E-2	1,3E-1	2,3E-1
(*) Riñones	6,5E-2	8,0E-2	1,2E-1	1,7E-1	3,1E-1	
Hígado	3,3E-2	4,0E-2	6,5E-2	1,0E-1	2,0E-1	
Pulmones	3,1E-2	3,8E-2	6,0E-2	9,6E-2	1,9E-1	
Ovarios	4,2E-2	5,4E-2	8,4E-2	1,3E-1	2,4E-1	
Páncreas	3,5E-2	4,3E-2	6,9E-2	1,1E-1	2,1E-1	
Médula roja	3,5E-2	4,2E-2	6,5E-2	1,0E-1	1,9E-1	
Bazo	3,4E-2	4,0E-2	6,5E-2	1,0E-1	2,0E-1	
Testículos	3,7E-2	4,5E-2	7,5E-2	1,2E-1	2,3E-1	
Tiroides	2,9E-2	3,8E-2	6,3E-2	1,0E-1	2,0E-1	
Útero	5,4E-2	6,7E-2	1,1E-1	1,7E-1	3,0E-1	
Otros tejidos	3,2E-2	3,9E-2	6,2E-2	1,0E-1	1,9E-1	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	7,2E-2	8,8E-2	1,4E-1	2,1E-1	4,0E-1	

Bloqueo Incompleto: Dosis (Equivalente) Efectiva [mSv / MBq] para pequeña captación en el tiroides:

	Adulto	Niño			
		15 años	10 años	5 años	1 año
Captación 0,5%	3,0E-1	4,5E-1	6,9E-1	1,5E+0	2,8E+0
Captación 1,0%	5,2E-1	8,1E-1	1,2E+0	2,7E+0	5,3E+0
Captación 2,0%	9,7E-1	1,5E+0	2,4E+0	5,3E+0	1,0E+1

10. 2.^a CAPTACIÓN TIROIDEA ¹³¹I, INa

Captación tiroidea del 5%

Td = 8,04 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	3,2E-2	3,9E-2	6,3E-2	1,0E-1	1,9E-1	
(*) Pared vejiga	3,8E-1	7,2E-1	1,1E-0	1,7E-0	3,2E+0	
Superficie ósea	3,2E-2	4,2E-2	6,3E-2	9,7E-2	1,8E-1	
Mamas	3,1E-2	3,1E-2	5,4E-2	8,8E-2	1,7E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	4,5E-1	5,8E-1	8,4E-1	1,4E+0	2,9E+0
	(*) Intestino delgado	2,8E-1	3,5E-1	6,2E-1	1,0E+0	2,0E+0
	(*) Pared intestino grueso superior	5,9E-2	6,4E-2	1,0E-1	1,6E-1	2,7E-1
	(*) Pared intestino grueso inferior	4,3E-2	5,4E-2	8,3E-2	1,3E-1	2,3E-1
(*) Riñones	6,3E-2	7,7E-2	1,1E-1	1,7E-1	2,9E-1	
Hígado	3,0E-2	3,6E-2	6,0E-2	1,0E-1	1,9E-1	
Pulmones	3,4E-2	4,3E-2	7,0E-2	1,1E-1	2,1E-1	
Ovarios	4,4E-2	6,0E-2	9,2E-2	1,4E-1	2,6E-1	
Páncreas	5,0E-2	5,9E-2	9,2E-2	1,4E-1	2,5E-1	
Médula roja	3,8E-2	4,9E-2	7,0E-2	1,0E-1	1,8E-1	
Bazo	3,9E-2	4,6E-2	7,2E-2	1,1E-1	2,0E-1	
Testículos	2,9E-2	3,5E-2	5,9E-2	9,5E-2	1,8E-1	
Tiroides	7,2E+1	1,1E+2	1,7E+2	3,7E+2	6,8E+2	
Útero	5,5E-2	7,0E-2	1,1E-1	1,7E-1	3,1E-1	
Otros tejidos	4,0E-2	5,2E-2	8,1E-2	1,3E-1	2,4E-1	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	2,3E+0	3,5E+0	5,3E+0	1,1E+1	2,1E+1	

11. 2.ª CAPTACIÓN TIROIDEA ¹³¹I, INa*Captación tiroidea del 15%*T_d = 8,04 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	3,6E-2	4,3E-2	7,1E-2	1,1E-1	2,2E-1	
(*) Pared vejiga	5,2E-1	6,4E-1	9,8E-1	1,5E-0	2,9E-0	
Superficie ósea	4,7E-2	6,7E-2	9,4E-2	1,4E-1	2,4E-1	
Mamas	4,3E-2	4,3E-2	8,1E-2	1,3E-1	2,5E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	4,6E-1	5,8E-1	8,4E-1	1,5E+0	2,9E+0
	(*) Intestino delgado	2,8E-1	3,5E-1	6,2E-1	1,0E+0	2,0E+0
	(*) Pared Intestino grueso superior	5,9E-2	6,5E-2	1,0E-1	1,6E-1	2,8E-1
	(*) Pared Intestino grueso inferior	4,2E-2	5,3E-2	8,2E-2	1,3E-1	2,3E-1
(*) Riñones	6,0E-2	7,5E-2	1,1E-1	1,7E-1	2,9E-1	
Hígado	3,2E-2	4,1E-2	6,8E-2	1,1E-1	2,2E-1	
Pulmones	5,3E-2	7,1E-2	1,2E-2	1,9E-1	3,3E-1	
Ovarios	4,3E-2	5,9E-2	9,2E-2	1,4E-1	2,6E-1	
Páncreas	5,2E-2	6,2E-2	1,0E-1	1,5E-1	2,7E-1	
Médula roja	5,4E-2	7,4E-2	9,9E-2	1,4E-1	2,4E-1	
Bazo	4,2E-2	5,1E-2	8,1E-2	1,2E-1	2,3E-1	
Testículos	2,8E-2	3,5E-2	5,8E-2	9,4E-2	1,8E-1	
Tiroides	2,1E+2	3,4E+2	5,1E+2	1,1E+3	2,0E+3	
Útero	5,4E-2	6,8E-2	1,1E-1	1,7E-1	3,1E-1	
Otros tejidos	6,5E-2	8,9E-2	1,4E-1	2,2E-1	4,0E-1	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	6,6E+0	1,0E+1	1,5E+1	3,4E+1	6,2E+1	

12. 2.ª CAPTACIÓN TIROIDEA ¹³¹I, INa*Captación tiroidea del 25%*

Td = 8,04 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	3,9E-2	4,7E-2	8,0E-2	1,3E-1	2,5E-1	
(*) Pared vejiga	4,6E-1	5,7E-1	8,7E-1	1,4E+0	2,6E+0	
Superficie ósea	6,1E-2	9,2E-2	1,3E-1	1,9E-1	3,0E-1	
Mamas	5,5E-2	5,4E-2	1,1E-1	1,8E-1	3,2E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	4,6E-1	5,8E-1	8,5E-1	1,5E+0	3,0E+0
	(*) Intestino delgado	2,8E-1	3,5E-1	6,2E-1	1,0E+0	2,0E+0
	(*) Pared intestino grueso superior	5,9E-2	6,5E-2	1,0E-1	1,6E-1	2,9E-1
	(*) Pared intestino grueso inferior	4,1E-2	5,2E-2	8,1E-2	1,3E-1	2,4E-1
Riñones	5,8E-2	7,4E-2	1,1E-1	1,5E-1	2,7E-1	
Hígado	3,5E-2	4,5E-2	7,5E-2	1,3E-1	2,5E-1	
Pulmones	7,2E-2	9,8E-2	1,6E-1	2,6E-1	4,4E-1	
Ovarios	4,3E-2	5,8E-2	9,1E-2	1,4E-1	2,6E-1	
Páncreas	5,3E-2	6,6E-2	1,1E-1	1,7E-1	3,0E-1	
Médula roja	7,0E-2	9,9E-2	1,3E-1	1,8E-1	2,9E-1	
Bazo	4,4E-2	5,5E-2	8,9E-2	1,4E-1	2,5E-1	
Testículos	2,7E-2	3,4E-2	5,6E-2	9,2E-2	1,8E-1	
Tiroides	3,6E+2	5,6E+2	8,4E+2	1,9E+3	3,4E+3	
Útero	5,2E-2	6,6E-2	1,1E-1	1,7E-1	3,0E-1	
Otros tejidos	9,0E-2	1,3E-1	2,0E-1	3,1E-1	5,5E-1	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	1,1E+1	1,7E+1	2,5E+1	5,6E+1	1,0E+2	

13. 2.ª CAPTACIÓN TIROIDEA ¹³¹I, INa*Captación tiroidea del 35%*T_d = 8,04 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	6,5E-3	8,4E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,8E-2	
(*) Pared vejiga	6,0E-2	7,4E-2	1,1E-1	1,6E-1	3,0E-1	
Superficie ósea	7,9E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,5E-2	4,6E-2	
Mamas	5,2E-3	5,2E-3	8,5E-3	2,0E-2	2,7E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,8E-2	8,5E-2	1,2E-1	2,0E-1	3,8E-1
	(*) Intestino delgado	4,2E-2	5,4E-2	9,0E-2	1,4E-1	2,7E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	1,8E-2	1,9E-2	2,9E-2	4,5E-2	7,6E-2
	(*) Pared intestino grueso inferior	1,0E-2	1,4E-2	2,1E-2	3,2E-2	5,8E-2
Riñones	9,1E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,4E-2	4,1E-2	
Hígado	6,3E-3	7,8E-3	1,3E-2	2,1E-2	4,0E-2	
Pulmones	6,5E-3	8,6E-3	1,4E-2	2,2E-2	4,2E-2	
Ovarios	1,1E-2	1,5E-2	2,4E-2	3,7E-2	6,6E-2	
(*) Páncreas	1,4E-2	1,6E-2	2,4E-2	3,6E-2	6,2E-2	
Médula roja	1,0E-2	1,3E-2	1,9E-2	2,8E-2	4,8E-2	
Bazo	9,6E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,5E-2	4,5E-2	
Testículos	5,0E-3	6,8E-3	1,1E-2	1,8E-2	3,5E-2	
Tiroides	4,5E+0	7,0E+0	1,1E+1	2,3E+1	4,3E+1	
Útero	1,4E-2	1,7E-2	2,9E-2	4,4E-2	7,9E-2	
Otros tejidos	8,0E-3	1,0E-2	1,6E-2	2,6E-2	4,9E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	1,5E-1	2,3E-1	3,5E-1	7,4E-1	1,4E+0	

14. 2.ª CAPTACIÓN TIROIDEA ¹³¹I, INa*Captación tiroidea del 45%*

Td = 8,04 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	4,6E-2	5,6E-2	9,9E-2	1,6E-1	3,2E-1	
(*) Pared vejiga	3,4E-1	4,3E-1	6,5E-1	1,0E+0	1,9E+0	
Superficie ósea	9,1E-2	1,4E-1	1,9E-1	2,8E-1	4,2E-1	
Mamas	7,9E-2	7,9E-2	1,6E-1	2,7E-1	4,9E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	4,6E-1	5,9E-1	8,6E-1	1,5E+0	3,0E+0
	(*) Intestino delgado	2,8E-1	3,5E-1	6,2E-1	1,0E+0	2,0E+0
	(*) Pared intestino grueso superior	5,9E-2	6,8E-2	1,1E-1	1,8E-1	3,2E-1
	(*) Pared intestino grueso inferior	4,0E-2	5,2E-2	8,2E-2	1,3E-1	2,5E-1
Riñones	5,3E-2	7,0E-2	1,0E-1	1,7E-1	2,9E-1	
Hígado	4,0E-2	5,5E-2	9,2E-2	1,6E-1	3,1E-1	
Pulmones	1,1E-1	1,5E-1	2,6E-1	4,1E-1	6,9E-1	
Ovarios	4,2E-2	5,8E-2	9,3E-2	1,5E-1	2,8E-1	
Páncreas	5,6E-2	7,4E-2	1,3E-1	2,0E-1	3,6E-1	
Médula roja	1,0E-1	1,5E-1	1,9E-1	2,6E-1	4,1E-1	
Bazo	4,9E-2	6,5E-2	1,1E-1	1,7E-1	3,1E-1	
Testículos	2,6E-2	3,3E-2	5,6E-2	9,2E-2	1,8E-1	
Tiroides	6,4E+2	1,0E+3	1,5E+3	3,3E+3	6,1E+3	
Útero	4,8E-2	6,3E-2	1,0E-1	1,7E-1	3,1E-1	
Otros tejidos	1,4E-1	2,0E-1	3,2E-1	5,0E-1	8,8E-1	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	1,9E+1	3,1E+1	4,6E+1	1,0E+2	1,8E+2	

15. 2.ª CAPTACIÓN TIROIDEA ¹³¹I, INa*Captación tiroidea del 55%*T_d = 8,04 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	4,9E-2	5,8E-2	1,1E-1	1,7E-1	3,4E-1	
(*) Pared vejiga	2,9E-1	3,6E-1	5,4E-1	8,5E-1	1,6E+0	
Superficie ósea	1,1E-1	1,7E-1	2,2E-1	3,2E-1	4,8E-1	
Mamas	9,1E-2	8,9E-2	1,9E-1	3,1E-1	5,6E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	4,6E-1	5,9E-1	8,6E-1	1,5E+0	3,0E+0
	(*) Intestino delgado	2,8E-1	3,5E-1	6,2E-1	1,0E+0	2,0E+0
	(*) Pared intestino grueso superior	5,8E-2	6,7E-2	1,1E-1	1,8E-1	3,2E-1
	(*) Pared intestino grueso inferior	3,9E-2	4,9E-2	7,8E-2	1,3E-1	2,4E-1
Riñones	5,1E-2	6,8E-2	1,0E-1	1,7E-1	2,9E-1	
Hígado	4,3E-2	5,8E-2	9,7E-2	1,7E-1	3,3E-1	
Pulmones	1,3E-1	1,8E-1	3,0E-1	4,8E-1	8,0E-1	
Ovarios	4,1E-2	5,6E-2	9,0E-2	1,5E-1	2,7E-1	
Páncreas	5,8E-2	7,7E-2	1,3E-1	2,1E-1	3,8E-1	
Médula roja	1,2E-1	1,8E-1	2,2E-1	2,9E-1	4,6E-1	
Bazo	5,1E-2	6,8E-2	1,1E-1	2,7E-1	3,3E-1	
Testículos	2,6E-2	3,1E-2	5,2E-2	8,7E-2	1,7E-1	
Tiroides	7,9E+2	1,2E+3	1,9E+3	4,1E+3	7,4E+3	
Útero	4,6E-2	6,0E-2	9,9E-2	1,6E-1	3,0E-1	
Otros tejidos	1,6E-1	2,4E-1	3,7E-1	5,9E-1	1,0E+0	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	2,4E+1	3,7E+1	5,6E+1	1,2E+2	2,2E+2	

16. 3.ª Gammagrafía ósea ^{99m}Tc compuestos de fosfatos y fosfonatos

Td = 6,02 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	1,9E-3	2,7E-3	3,9E-3	6,0E-3	1,1E-2	
(*) Pared vejiga	5,0E-2	6,2E-2	9,0E-2	1,3E-1	2,4E-1	
Superficie ósea	6,3E-2	8,2E-2	1,3E-1	2,2E-1	5,3E-1	
Mamas	8,8E-4	8,8E-4	1,4E-3	2,2E-3	4,2E-3	
Tracto intestinal	(*) Pared estómago	1,2E-3	1,5E-3	2,5E-3	3,7E-3	7,0E-3
	(*) Intestino delgado	2,3E-3	2,8E-3	4,4E-3	6,6E-3	1,2E-2
	(*) Pared intestino grueso superior	2,0E-3	2,5E-3	3,8E-3	6,2E-3	1,1E-2
	(*) Pared intestino grueso inferior	3,8E-3	4,7E-3	7,2E-3	1,0E-2	1,7E-2
Riñones	7,3E-3	8,9E-3	1,3E-2	1,8E-2	3,3E-2	
Hígado	1,3E-3	1,6E-3	2,4E-3	3,8E-3	7,0E-3	
Pulmones	1,3E-3	1,6E-3	2,4E-3	3,6E-3	6,9E-3	
Ovarios	3,5E-3	4,6E-3	6,6E-3	9,7E-3	1,6E-2	
Páncreas	1,6E-3	2,0E-3	3,0E-3	4,6E-3	8,5E-3	
Médula roja	9,6E-3	1,3E-2	2,0E-2	3,8E-2	7,5E-2	
Bazo	1,4E-3	1,8E-3	2,8E-3	4,3E-3	8,1E-3	
Testículos	2,4E-3	3,3E-3	5,5E-3	8,4E-3	1,6E-2	
Tiroides	1,0E-3	1,6E-3	2,2E-3	3,5E-3	5,6E-3	
Útero	6,1E-3	7,6E-3	1,2E-2	1,7E-2	2,8E-2	
Otros tejidos	1,9E-3	2,3E-3	3,3E-3	5,0E-3	8,9E-3	
Dosis equivalente efectiva (mSv/MBq)	8,0E-3	1,0E-2	1,5E-2	2,5E-2	5,0E-2	

17. 3.ª Gammagrafía ósea ^{99m}Tc compuestos de fosfatos y fosfonatos

T_d = 6,02 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
(*) Glándulas suprarrenales	3,5E-3	5,0E-3	7,2E-3	1,1E-2	2,1E-2	
Pared vejiga	2,5E-3	3,5E-3	5,4E-3	7,4E-3	1,5E-2	
Superficie ósea	1,2E-1	1,6E-1	2,6E-1	4,3E-1	1,0E+0	
Mamas	2,1E-3	2,1E-3	3,2E-3	5,1E-3	9,6E-3	
Tracto intestinal	Pared estómago	2,6E-3	3,2E-3	5,1E-3	7,3E-3	1,4E-2
	(*) Intestino delgado	3,1E-3	3,8E-3	5,7E-3	8,5E-3	1,6E-2
	Pared intestino grueso superior	2,9E-3	3,6E-3	5,3E-3	8,6E-3	1,5E-2
	(*) Pared intestino grueso inferior	3,4E-3	4,2E-3	6,5E-3	9,6E-3	1,8E-2
(*) Riñones	3,0E-3	3,7E-3	5,6E-3	8,7E-3	1,6E-2	
Hígado	2,7E-3	3,3E-3	4,9E-3	7,5E-3	1,4E-2	
Pulmones	3,0E-3	3,7E-3	5,3E-3	8,1E-3	1,5E-2	
Ovarios	2,9E-3	4,1E-3	5,9E-3	8,9E-3	1,6E-2	
Páncreas	3,2E-3	4,0E-3	5,9E-3	8,9E-3	1,6E-2	
Médula roja	1,8E-2	2,3E-2	3,7E-2	7,2E-2	1,4E-1	
Bazo	2,6E-3	3,4E-3	5,1E-3	7,8E-3	1,5E-2	
Testículos	2,3E-3	2,7E-3	3,9E-3	6,0E-3	1,1E-2	
Tiroides	2,4E-3	3,7E-3	5,4E-3	8,3E-3	1,4E-2	
Útero	2,9E-3	3,7E-3	5,4E-3	8,2E-3	1,5E-2	
Otros tejidos	3,0E-3	3,6E-3	5,3E-3	8,1E-3	1,5E-2	
Dosis equivalente efectiva (mSv/MBq)	8,2E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,8E-2	6,1E-2	

18. 4.ª GAMMAGRAFÍA CON CITRATO DE GALIO ⁶⁷Ga, Citrato

Td = 78,26 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
(*) Glándulas suprarrenales	1,4E-1	1,8E-1	2,6E-1	3,6E-1	5,7E-1	
Pared vejiga	8,1E-2	1,1E-1	1,6E-1	2,3E-1	4,3E-1	
Superficie ósea	5,9E-1	8,7E-1	1,4E+0	2,4E+0	5,6E+0	
Mamas	6,2E-2	6,2E-2	9,5E-2	1,5E-1	2,9E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	7,2E-2	8,9E-2	1,4E-1	2,1E-1	3,8E-1
	Intestino delgado	5,9E-2	6,9E-2	1,1E-1	1,6E-1	2,7E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	1,2E-1	1,5E-1	2,5E-1	4,1E-1	7,5E-1
	(*) Pared intestino grueso inferior	2,0E-1	2,7E-1	4,5E-1	7,2E-1	1,4E+0
Riñones	1,1E-1	1,4E-1	2,0E-1	2,9E-1	5,1E-1	
(*) Hígado	1,2E-1	1,6E-1	2,3E-1	3,3E-1	6,1E-1	
Pulmones	6,5E-2	8,2E-2	1,2E-1	1,9E-1	3,6E-1	
Ovarios	8,2E-2	1,0E-1	1,6E-1	2,4E-1	4,4E-1	
Páncreas	8,3E-2	1,0E-1	1,6E-1	2,4E-1	4,3E-1	
Médula roja	1,9E-1	2,5E-1	4,0E-1	7,4E-1	1,5E+0	
(*) Bazo	1,5E-1	2,0E-1	3,1E-1	4,8E-1	8,7E-1	
Testículos	5,7E-2	7,0E-2	1,1E-1	1,7E-1	3,3E-1	
Tiroides	5,6E-2	7,8E-2	1,3E-1	2,0E-1	3,7E-1	
Útero	7,9E-2	9,6E-2	1,5E-1	2,3E-1	4,1E-1	
Otros tejidos	6,3E-2	7,5E-2	1,2E-1	1,8E-1	3,5E-1	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	1,2E-1	1,6E-1	2,5E-1	4,0E-1	7,9E-1	

19. 5.ª GAMMAGRAFÍA PULMONAR PERFUSIÓN MICROSFERAS DE ALBÚMINA MARCADAS CON ^{99m}Tc

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
(*) Glándulas suprarrenales	4,8E-3	6,9E-3	1,0E-2	1,6E-2	2,7E-2	
(*) Pared vejiga	1,7E-2	2,1E-2	3,0E-2	4,5E-2	8,2E-2	
Superficie ósea	3,7E-3	4,6E-3	6,7E-3	1,0E-2	1,9E-2	
Mamas	5,2E-3	5,2E-3	9,1E-3	1,3E-2	2,0E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	3,8E-3	4,8E-3	7,2E-3	1,0E-2	1,8E-2
	Intestino delgado	2,4E-3	3,0E-3	4,7E-3	7,3E-3	1,3E-2
	Pared intestino grueso superior	2,3E-3	3,0E-3	4,7E-3	7,7E-3	1,3E-2
	Pared intestino grueso inferior	2,5E-3	3,2E-3	5,1E-3	7,4E-3	1,4E-2
Riñones	3,4E-3	4,5E-3	6,6E-3	1,0E-2	1,7E-2	
(*) Hígado	4,5E-3	6,1E-3	8,6E-3	1,2E-2	2,2E-2	
Pulmones	5,8E-2	8,6E-2	1,2E-1	1,8E-1	3,5E-1	
Ovarios	2,6E-3	3,3E-3	5,0E-3	7,7E-3	1,4E-2	
(*) Páncreas	4,9E-3	6,0E-3	9,0E-3	1,4E-2	2,4E-2	
Médula roja	4,6E-3	6,2E-3	8,4E-3	1,1E-2	1,8E-2	
Bazo	4,4E-3	5,4E-3	8,1E-3	1,2E-2	2,1E-2	
Testículos	1,7E-3	2,3E-3	3,7E-3	5,7E-3	1,1E-2	
Tiroides	2,2E-3	3,7E-3	6,1E-3	9,8E-3	1,7E-2	
Útero	3,6E-3	4,3E-3	6,7E-3	9,9E-3	1,7E-2	
Otros órganos	3,0E-3	3,7E-3	5,4E-3	8,1E-3	1,5E-2	
Dosis equivalente efectiva [mSv/MBq]	1,1E-2	1,6E-2	2,2E-2	3,3E-2	6,2E-2	

20. 6.ª GAMMAGRAFÍA MIOCÁRDICA PERFUSIÓN ²⁰¹Tl

Td = 3,044 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	5,1E-2	6,6E-2	9,9E-2	1,4E-1	2,5E-1	
Pared vejiga	3,6E-2	4,8E-2	7,1E-2	1,0E-1	2,0E-1	
Superficie ósea	3,4E-1	4,5E-1	7,3E-1	1,3E+0	2,9E+0	
Mamas	2,8E-2	2,5E-2	4,1E-2	6,4E-2	1,2E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	1,2E-1	1,6E-1	2,4E-1	4,0E-1	7,8E-1
	Intestino delgado	1,6E-1	2,1E-1	3,6E-1	5,7E-1	1,1E+0
	(*) Pared intestino grueso superior	1,9E-1	2,3E-1	4,0E-1	6,5E-1	1,2E+0
	(*) Pared intestino grueso inferior	3,6E-1	4,5E-1	7,8E-1	1,3E+0	2,5E+0
(*) Corazón	2,3E-1	2,5E-1	3,9E-1	1,2E+0	2,1E+0	
(*) Riñones	5,4E-1	6,6E-1	9,4E-1	1,4E+0	2,5E+0	
(*) Hígado	1,8E-1	2,2E-1	3,4E-1	5,1E-1	9,6E-1	
Pulmones	1,2E-1	1,8E-1	2,6E-1	4,1E-1	7,9E-1	
Ovarios	1,2E-1	1,3E-1	3,2E-1	5,4E-1	1,2E+0	
Páncreas	5,4E-2	6,5E-2	1,0E-1	1,5E-1	2,6E-1	
Médula roja	1,8E-1	2,4E-1	3,9E-1	6,9E-1	1,4E+0	
Bazo	1,4E-1	1,9E-1	2,9E-1	4,6E-1	8,3E-1	
Testículos	5,6E-1	1,2E+0	9,7E+0	1,1E-1	1,5E-1	
Tiroides	2,5E-1	4,0E-1	6,2E-1	1,4E+0	2,7E+0	
Útero	5,0E-2	5,6E-2	9,1E-2	1,3E-1	2,4E-1	
Otros tejidos	5,6E-2	5,7E-2	9,1E-2	1,5E-1	2,8E-1	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	2,3E-1	3,6E-1	1,5E+0	2,0E+0	3,0E+0	

21. 6.ª GAMMAGRAFÍA MIOCÁRDICA PERFUSION ^{99m}Tc MIBI (Sujeto en reposo)

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	7,5E-3	9,9E-3	1,5E-2	2,2E-2	3,8E-2	
Pared vejiga	1,1E-2	1,4E-2	1,9E-2	2,3E-2	4,1E-2	
Superficie del hueso	8,2E-3	1,0E-2	1,5E-2	2,1E-2	3,8E-2	
Cerebro	5,2E-3	7,1E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,7E-2	
Mamas	3,8E-3	5,3E-3	7,1E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Vesícula biliar	3,9E-2	4,5E-2	5,8E-2	1,0E-1	3,2E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,5E-3	9,0E-3	1,5E-2	2,1E-2	3,5E-2
	Intestino delgado	1,5E-2	1,8E-2	2,9E-2	4,5E-2	8,0E-2
	Pared intestino grueso superior	2,7E-2	3,5E-2	5,7E-2	8,9E-2	1,7E-1
	Pared intestino grueso inferior	1,9E-2	2,5E-2	4,1E-2	6,5E-2	1,2E-1
Corazón	6,3E-3	8,2E-3	1,2E-2	1,8E-2	3,0E-2	
Riñones	3,6E-2	4,3E-2	5,9E-2	8,5E-2	1,5E-1	
Hígado	1,1E-2	1,4E-2	2,1E-2	3,0E-2	5,2E-2	
Pulmones	4,6E-3	6,4E-3	9,7E-3	1,4E-2	2,5E-2	
Músculos	2,9E-3	3,7E-3	5,4E-3	7,6E-3	1,4E-2	
Esófago	4,1E-3	5,7E-3	8,6E-3	1,3E-2	2,3E-2	
Ovarios	9,1E-3	1,2E-2	1,8E-2	2,5E-2	4,5E-2	
Páncreas	7,7E-3	1,0E-2	1,6E-2	2,4E-2	3,9E-2	
Glándulas salivares	1,4E-2	1,7E-2	2,2E-2	1,5E-2	2,6E-2	
Médula roja	5,5E-3	7,1E-3	1,1E-2	3,0E-2	4,4E-2	
Piel	3,1E-3	4,1E-3	6,4E-3	9,8E-3	1,9E-2	
Bazo	6,5E-3	8,6E-3	1,4E-2	2,0E-2	3,4E-2	
Testículos	3,8E-3	5,0E-3	7,5E-3	1,1E-2	2,1E-2	
Timo	4,1E-3	5,7E-3	8,6E-3	1,3E-2	2,3E-2	
Tiroides	5,3E-3	7,9E-3	1,2E-2	2,4E-2	4,5E-2	
Útero	7,8E-3	1,0E-2	1,5E-2	2,2E-2	3,8E-2	
Otros órganos	3,1E-3	3,9E-3	6,0E-3	8,8E-3	1,6E-2	
Dosis efectiva (mSv/MBq)	8,5E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,6E-2	5,0E-2	

22. 6.ª GAMMAGRAFÍA MIOCÁRDICA PERFUSION ^{99m}Tc MIBI (Sujeto en ejercicio)

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	6,6E-3	8,7E-3	1,3E-2	1,9E-2	3,3E-2	
Pared vejiga	9,8E-3	1,3E-2	1,7E-2	2,1E-2	3,8E-2	
Superficie del hueso	7,8E-3	9,7E-3	1,4E-2	2,0E-2	3,6E-2	
Cerebro	4,4E-3	6,0E-3	9,3E-3	1,4E-2	2,3E-2	
Mamas	3,4E-3	4,7E-3	6,2E-3	9,7E-3	1,8E-2	
Vesícula biliar	3,3E-2	3,8E-2	4,9E-2	8,6E-2	2,6E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	5,9E-3	8,1E-3	1,3E-2	1,9E-2	3,2E-2
	Intestino delgado	1,2E-3	1,5E-2	2,4E-2	3,7E-2	6,6E-2
	Pared intestino grueso superior	2,2E-2	2,8E-2	4,6E-2	7,2E-2	1,3E-1
	Pared intestino grueso inferior	1,6E-2	2,1E-2	3,4E-2	5,3E-2	9,9E-2
Corazón	7,2E-3	9,4E-3	1,0E-2	2,1E-2	3,5E-2	
Riñones	2,6E-2	3,2E-2	4,4E-2	6,3E-2	1,1E-1	
Hígado	9,2E-3	1,2E-2	1,8E-2	2,5E-2	4,4E-2	
Pulmones	4,4E-3	6,0E-3	8,7E-3	1,3E-2	2,3E-2	
Músculos	3,2E-3	4,1E-3	6,0E-3	9,0E-3	1,7E-2	
Esófago	4,0E-3	5,5E-3	8,0E-3	1,2E-2	2,3E-2	
Ovarios	8,1E-3	1,1E-2	1,5E-2	2,3E-2	4,0E-2	
Páncreas	6,9E-3	9,1E-3	1,4E-2	2,1E-2	3,5E-2	
Médula roja	5,0E-3	6,4E-3	9,5E-3	1,3E-2	2,3E-2	
Glándulas salivares	9,2E-3	1,1E-2	1,5E-3	2,0E-3	2,9E-3	
Piel	2,9E-3	3,7E-3	5,8E-3	9,0E-3	1,7E-2	
Bazo	5,8E-3		1,2E-2	1,7E-2	3,0E-2	
Testículos	3,7E-3	4,8E-3	7,1E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Timo	4,0E-3	5,5E-3	8,0E-3	1,2E-2	2,3E-2	
Tiroides	4,4E-3	6,4E-3	9,9E-3	1,9E-2	3,5E-2	
Útero	7,2E-3	9,3E-3	1,4E-2	2,0E-2	3,5E-2	
Otros órganos	3,3E-3	4,3E-3	6,4E-3	9,8E-3	1,8E-2	
Dosis efectiva (mSv/MBq)	7,5E-3	9,7E-3	1,5E-2	2,2E-2	4,3E-2	

23. 6.^a GAMMAGRAFÍA MIOCÁRDICA PERFUSION ^{99m}Tc TETROFOSMINA-TTF

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto en reposo	Adulto en ejercicio
Glándulas suprarrenales	4,1E-3	4,3E-3
Pared vejiga	19,3E-3	15,6E-3
Superficie del hueso	5,6E-3	6,2E-3
Cerebro	2,2E-3	2,7E-3
Mamas	1,8E-3	2,2E-3
Vesícula biliar	48,6E-3	32,2E-3
Tracto intestinal	Pared estómago	4,6E-3
	Intestino delgado	17,0E-3
	Pared intestino grueso superior	30,4E-3
	Pared intestino grueso inferior	22,2E-3
Corazón	4,0E-3	4,1E-3
Riñones	12,5E-3	10,4E-3
Hígado	4,2E-3	3,2E-3
Pulmones	2,1E-3	2,3E-3
Músculos	3,3E-3	3,5E-3
Ovarios	9,6E-3	7,9E-3
Páncreas	5,0E-3	5,0E-3
Glándulas salivares	11,6E-3	8,0E-3
Médula ósea	4,0E-3	4,1E-3
Piel	1,9E-3	2,2E-3
Bazo	3,8E-3	4,1E-3
Testículos	3,1E-3	3,4E-3
Timo	2,5E-3	3,1E-3
Tiroides	5,8E-3	4,3E-3
Útero	8,4E-3	7,3E-3
Total de cuerpo	3,7E-3	3,8E-3
Dosis equivalente efectiva (mSv/MBq)	11,17E-3	8,6E-3
Dosis efectiva (mSv/MBq)	7,5E-3	9,7E-3

Valores estimados por MIRD.

24. 7.^a VENTRICULOGAMMAGRAFÍA ERITROCITOS MARCADOS CON ^{99m}Tc

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	8,7E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,7E-2	4,9E-2	
Pared vejiga	9,2E-3	1,2E-2	1,7E-2	2,5E-2	4,6E-2	
Superficie ósea	9,2E-3	1,3E-2	2,3E-2	3,9E-2	7,8E-2	
Mamas	4,3E-3	4,5E-3	7,2E-3	1,1E-2	1,9E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	4,8E-3	6,1E-3	9,5E-3	1,4E-2	2,4E-2
	Intestino delgado	4,4E-3	5,3E-3	8,1E-3	1,2E-2	2,2E-2
	Pared intestino grueso superior	4,3E-3	5,5E-3	7,9E-3	1,3E-2	2,1E-2
	Pared intestino grueso inferior	3,9E-3	5,3E-3	8,0E-3	1,1E-2	2,1E-2
Corazón	2,3E-2	2,8E-2	4,1E-2	6,2E-2	1,1E-1	
Riñones	1,0E-2	1,2E-2	1,9E-2	3,0E-2	5,5E-2	
Hígado	7,5E-3	8,8E-3	1,4E-2	2,1E-2	3,8E-2	
Pulmones	1,4E-2	1,8E-2	2,9E-2	4,5E-2	8,5E-2	
Ovarios	4,2E-3	5,4E-3	7,9E-3	1,2E-2	2,1E-2	
Páncreas	6,2E-3	7,5E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,9E-2	
Médula roja	7,3E-3	8,8E-3	1,3E-2	2,0E-2	3,5E-2	
Bazo	1,5E-2	1,8E-2	2,8E-2	4,4E-2	8,4E-2	
Testículos	2,7E-3	3,7E-3	5,4E-3	8,3E-3	1,5E-2	
Tiroides	4,9E-3	7,1E-3	1,2E-2	1,9E-2	3,5E-2	
Útero	4,7E-3	5,7E-3	8,5E-3	1,3E-2	2,2E-2	
Otros órganos	3,7E-3	4,4E-3	6,4E-3	9,8E-3	1,8E-2	
Dosis equivalente efectiva (mSv/MBq)	8,5E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,5E-2	4,6E-2	

25. 7.^a VENTRICULOGAMMAGRAFÍA SEROALBÚMINA MARCADOS CON ^{99m}Tc

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
(*) Glándulas suprarrenales	8,3E-03	1,0E-03	1,6E-02	2,5E-02	4,7E-02	
Pared vejiga	4,0E-03	5,8E-03	8,1E-03	1,1E-02	2,1E-02	
Superficie ósea	8,9E-03	1,2E-02	2,2E-02	3,6E-02	7,1E-02	
Mamas	4,6E-03	4,7E-03	7,4E-03	1,1E-02	2,0E-02	
Tracto intestinal	Pared estómago	5,1E-03	6,5E-03	1,0E-02	1,4E-02	2,5E-02
	Intestino delgado	4,8E-03	5,8E-03	8,8E-03	1,3E-02	2,4E-02
	Pared intestino grueso superior	4,7E-03	6,0E-03	8,6E-03	1,4E-02	2,3E-02
	Pared intestino grueso inferior	4,2E-03	5,6E-03	8,6E-03	1,2E-02	2,3E-02
(*) Corazón	2,0E-02	2,5E-02	3,6E-02	5,4E-02	9,2E-02	
(*) Riñones	8,1E-03	9,7E-03	1,5E-02	2,4E-02	4,4E-02	
(*) Hígado	7,3E-03	8,7E-03	1,4E-02	2,1E-02	3,7E-02	
Pulmones	1,3E-02	1,6E-02	2,6E-02	4,1E-02	7,6E-02	
Ovarios	4,4E-03	5,7E-03	8,5E-03	1,3E-02	2,3E-02	
Páncreas	6,4E-03	7,7E-03	1,2E-02	1,7E-02	3,0E-02	
Médula roja	7,5E-03	9,0E-03	1,3E-02	2,0E-02	3,5E-02	
(*) Bazo	1,4E-02	1,6E-02	2,6E-02	4,0E-02	7,6E-02	
Testículos	2,9E-03	3,9E-03	5,7E-03	8,8E-03	1,6E-02	
Tiroides	4,9E-03	7,3E-03	1,2E-02	1,9E-02	3,5E-02	
Útero	4,8E-03	5,7E-03	8,5E-03	1,3E-02	2,3E-02	
Otros órganos	4,0E-03	4,7E-03	6,9E-03	1,1E-02	2,0E-02	
Dosis equivalente efectiva (mSv/MBq)	7,9E-03	9,7E-03	1,5E-02	2,3E-02	4,2E-02	

26. 8.ª RENOGRAMA ^{99m}Tc MAG3 (Función renal normal)

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	3,9E-4	5,1E-4	8,2E-4	1,2E-3	2,5E-3	
Pared vejiga	1,1E-1	1,4E-1	1,7E-1	1,8E-1	3,2E-1	
Superficie del hueso	1,3E-3	1,6E-3	2,1E-3	2,4E-3	4,3E-3	
Cerebro	1,0E-4	1,3E-4	2,2E-4	3,5E-4	6,1E-4	
Mamas	1,0E-4	1,4E-4	2,4E-4	3,9E-4	8,2E-4	
Vesícula biliar	5,7E-4	8,7E-4	2,0E-3	1,7E-3	2,8E-3	
Tracto intestinal	Pared estómago	3,9E-4	4,9E-4	9,7E-4	1,3E-3	2,5E-3
	Intestino delgado	2,3E-3	3,0E-3	4,2E-3	4,6E-3	7,8E-3
	Pared intestino grueso superior	1,7E-3	2,3E-3	3,4E-3	4,0E-3	6,7E-3
	Pared intestino grueso inferior	5,7E-3	7,0E-3	9,2E-3	8,7E-3	1,4E-2
Corazón	1,8E-4	2,4E-4	3,7E-4	5,7E-4	1,2E-3	
Riñones	3,4E-3	4,2E-3	5,9E-3	8,4E-3	1,5E-2	
Hígado	3,1E-4	4,3E-4	7,5E-4	1,1E-3	2,1E-3	
Pulmones	1,5E-4	2,1E-4	3,3E-4	5,0E-4	1,0E-3	
Músculos	1,4E-3	1,7E-3	2,2E-3	2,4E-3	4,1E-3	
Esófago	1,3E-4	1,8E-4	2,8E-4	4,4E-4	8,2E-4	
Ovarios	5,4E-3	6,9E-3	8,7E-3	8,7E-3	1,4E-2	
Páncreas	4,0E-4	5,0E-4	9,3E-4	1,3E-3	2,5E-3	
Médula roja	9,3E-4	1,2E-3	1,6E-3	1,5E-3	2,1E-3	
Piel	4,6E-4	5,7E-4	8,3E-4	9,7E-4	1,8E-3	
Bazo	3,6E-4	4,9E-4	7,9E-4	1,2E-3	2,3E-3	
Testículos	3,7E-3	5,3E-3	8,1E-3	8,7E-3	1,6E-2	
Timo	1,3E-4	1,8E-4	2,8E-4	4,4E-4	8,2E-4	
Tiroides	1,3E-4	1,6E-4	2,7E-4	4,4E-4	8,2E-4	
Útero	1,2E-2	1,4E-2	1,9E-2	1,9E-2	3,1E-2	
Otros órganos	1,3E-3	1,6E-3	2,1E-3	2,2E-3	3,6E-3	
Dosis efectiva [mSv/MBq]	7,3E-3	9,3E-3	1,2E-2	1,2E-2	2,2E-2	

27. 8.ª RENOGRAMA ^{99m}Tc MAG3 (Función renal anómala)

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	1,6E-3	2,1E-3	3,2E-3	4,8E-3	8,6E-3	
Pared vejiga	8,3E-2	1,1E-1	1,3E-1	1,3E-3	2,3E-1	
Superficie del hueso	2,2E-3	2,7E-3	3,8E-3	5,0E-3	9,1E-3	
Cerebro	6,1E-4	7,7E-4	1,3E-3	2,0E-3	3,6E-3	
Mama	5,4E-4	7,0E-4	1,1E-3	1,7E-3	3,2E-3	
Vesícula biliar	1,6E-3	2,2E-3	3,8E-3	4,6E-3	6,4E-3	
Tracto intestinal	Pared estómago	1,2E-3	1,5E-3	2,6E-3	3,5E-3	6,1E-3
	Intestino delgado	2,7E-3	3,5E-3	5,0E-3	6,0E-3	1,0E-2
	Pared intestino grueso superior	2,2E-3	3,0E-3	4,3E-3	5,6E-3	9,3E-3
	Pared intestino grueso inferior	5,1E-3	6,3E-3	8,5E-3	8,6E-3	1,4E-2
Corazón	9,1E-4	1,2E-3	1,8E-3	2,7E-3	4,8E-3	
Riñones	1,4E-2	1,7E-2	2,4E-2	3,4E-2	5,9E-2	
Hígado	1,4E-3	1,8E-3	2,7E-3	3,8E-3	6,6E-3	
Pulmones	7,9E-4	1,1E-3	1,6E-3	2,4E-3	4,5E-3	
Músculos	1,7E-3	2,1E-3	2,9E-3	3,6E-3	6,4E-3	
Esófago	7,4E-4	9,7E-3	1,5E-3	2,3E-3	4,1E-3	
Ovarios	4,9E-3	6,3E-3	8,1E-3	8,7E-3	1,4E-2	
Páncreas	1,5E-3	1,9E-3	2,9E-3	4,3E-3	7,4E-3	
Médula roja	1,5E-3	1,9E-3	2,6E-3	3,1E-3	5,0E-3	
Piel	7,8E-4	9,6E-4	1,5E-3	2,0E-3	3,8E-3	
Bazo	1,5E-3	1,9E-3	2,9E-3	4,3E-3	7,4E-3	
Testículos	3,4E-3	4,7E-3	7,1E-3	7,8E-3	1,4E-2	
Timo	7,4E-4	9,7E-4	1,5E-3	2,3E-3	4,1E-3	
Tiroides	7,3E-4	9,5E-4	1,5E-3	2,4E-3	4,4E-3	
Útero	1,0E-2	1,2E-2	1,6E-2	1,6E-2	2,7E-2	
Otros órganos	1,7E-3	2,1E-3	2,8E-3	3,4E-3	6,0E-3	
Dosis efectiva [mSv/MBq]	6,3E-3	8,0E-3	1,0E-2	1,1E-2	1,9E-2	

28. 8.^a RENOGRAMA ^{99m}Tc MAG3 (Bloqueamiento renal unilateral agudo)

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	1,1E-2	1,4E-2	2,2E-2	3,2E-2	5,5E-2	
Pared vejiga	5,6E-2	7,1E-2	9,1E-2	9,3E-2	1,7E-1	
Superficie del hueso	3,1E-3	4,0E-3	5,8E-3	8,4E-3	1,7E-2	
Cerebro	1,1E-4	1,4E-4	2,3E-4	3,9E-4	7,5E-4	
Mamas	3,8E-4	5,1E-4	1,0E-3	1,6E-3	3,0E-3	
Vesícula biliar	6,2E-4	7,3E-3	1,0E-2	1,6E-2	2,3E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	3,9E-3	4,4E-3	7,0E-3	9,3E-3	1,2E-2
	Intestino delgado	4,3E-3	5,5E-3	8,5E-3	1,2E-2	1,9E-2
	Pared intestino grueso superior	4,0E-3	5,1E-3	7,6E-3	1,0E-2	1,6E-2
	Pared intestinogrueso inferior	3,8E-3	4,8E-3	6,7E-3	8,2E-3	1,3E-2
Corazón	1,3E-3	1,6E-3	2,7E-3	4,0E-3	6,1E-3	
Riñones	2,0E-1	2,4E-1	3,3E-1	4,7E-1	8,1E-1	
Hígado	4,4E-3	5,4E-3	8,1E-3	1,1E-2	1,7E-2	
Pulmones	1,1E-3	1,6E-3	2,5E-3	3,9E-3	7,2E-3	
Músculos	2,2E-3	2,7E-3	3,7E-3	5,1E-3	8,9E-3	
Esófago	3,8E-4	5,4E-4	8,5E-4	1,5E-3	2,3E-3	
Ovarios	3,8E-3	5,1E-3	7,1E-3	9,2E-3	1,5E-2	
Páncreas	7,4E-3	9,0E-3	1,3E-2	1,8E-2	2,9E-2	
Médula roja	3,0E-3	3,6E-3	5,0E-3	6,0E-3	8,3E-3	
Piel	8,2E-4	1,0E-3	1,5E-3	2,2E-3	4,2E-3	
Bazo	9,8E-3	1,2E-2	1,8E-2	2,6E-2	4,0E-2	
Testículos	2,0E-3	2,9E-3	4,5E-3	5,0E-3	9,8E-3	
Timo	3,8E-4	5,4E-4	8,5E-4	1,5E-3	2,3E-3	
Tiroides	1,7E-4	2,3E-4	4,5E-4	9,2E-4	1,6E-3	
Útero	7,2E-3	8,7E-3	1,2E-2	1,3E-2	2,2E-2	
Otros órganos	2,1E-3	2,6E-3	3,6E-3	4,7E-3	8,0E-3	
Dosis efectiva [mSv/MBq]	1,0E-2	1,2E-2	1,7E-2	2,2E-2	3,8E-2	

29. 8.ª RENOGRAMA ^{99m}Tc DTPA (Función renal normal)

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	1,4E-3	1,8E-3	2,7E-3	4,2E-3	7,8E-3	
Pared vejiga	6,5E-2	8,1E-2	1,2E-1	1,7E-1	3,2E-1	
Superficie ósea	1,7E-3	2,1E-3	3,1E-3	4,6E-3	8,5E-3	
Mamas	9,4E-4	9,4E-4	1,4E-3	2,2E-3	4,3E-3	
Tracto intestinal	Pared estómago	1,3E-3	1,7E-3	2,8E-3	4,1E-3	7,5E-3
	Intestino delgado	2,6E-3	3,1E-3	5,0E-3	7,5E-3	1,3E-2
	Pared intestino grueso superior	2,2E-3	2,9E-3	4,4E-3	7,1E-3	1,2E-2
	Pared intestino grueso inferior	4,2E-3	5,4E-3	8,2E-3	1,1E-2	1,9E-2
Riñones	4,4E-3	5,4E-3	7,7E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Hígado	1,3E-3	1,6E-3	2,5E-3	3,9E-3	7,0E-3	
Pulmones	1,0E-3	1,3E-3	2,0E-3	3,1E-3	5,7E-3	
Ovarios	4,3E-3	5,3E-3	7,8E-3	1,1E-2	1,8E-2	
Páncreas	1,5E-3	1,8E-3	2,9E-3	4,5E-3	8,1E-3	
Médula roja	2,5E-3	3,0E-3	4,2E-3	5,7E-3	8,7E-3	
Bazo	1,4E-3	1,7E-3	2,5E-3	4,0E-3	7,2E-3	
Testículos	2,8E-3	4,1E-3	6,8E-3	1,0E-2	1,9E-2	
Tiroides	7,9E-4	1,3E-3	2,1E-3	3,4E-3	6,1E-3	
Útero	7,9E-3	9,6E-3	1,5E-2	2,1E-2	3,5E-2	
Otros órganos	1,7E-3	2,0E-3	3,1E-3	4,6E-3	8,3E-3	
Dosis equivalente efectiva [mSv/MBq]	6,3E-3	7,8E-3	1,1E-2	1,7E-2	3,0E-2	

30. 8.ª RENOGRAMA ^{99m}Tc DTPA (Función renal anómala)

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	4,1E-3	5,1E-3	7,8E-3	1,2E-2	2,1E-2	
Pared vejiga	2,2E-2	2,7E-2	4,0E-2	5,8E-2	1,1E-1	
Superficie ósea	4,4E-3	5,3E-3	7,9E-3	1,2E-2	2,1E-2	
Mamas	3,0E-3	3,0E-3	4,3E-3	6,9E-3	1,3E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	3,8E-3	5,0E-3	7,9E-3	1,1E-2	2,0E-2
	Intestino delgado	4,7E-3	5,6E-3	8,6E-3	1,3E-2	2,3E-2
	Pared intestino grueso superior	4,4E-3	5,6E-3	8,1E-3	1,3E-2	2,2E-2
	Pared intestino grueso inferior	4,7E-3	6,2E-3	9,6E-3	1,4E-2	2,5E-2
Riñones	7,9E-3	9,6E-3	1,4E-2	2,0E-2	3,4E-2	
Hígado	3,8E-3	4,6E-3	7,1E-3	1,1E-2	1,9E-2	
Pulmones	3,3E-3	4,2E-3	6,2E-3	9,5E-3	1,7E-2	
Ovarios	4,9E-3	6,3E-3	9,4E-3	1,4E-2	2,4E-2	
Páncreas	4,3E-3	5,4E-3	8,1E-3	1,2E-2	2,2E-2	
Médula roja	5,2E-3	6,3E-3	9,0E-3	1,3E-2	2,2E-2	
Bazo	4,0E-3	4,8E-3	7,2E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Testículos	3,3E-3	4,5E-3	6,9E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Tiroides	2,5E-3	4,3E-3	6,8E-3	1,1E-2	1,9E-2	
Útero	6,3E-3	7,5E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,9E-2	
Otros órganos	3,3E-3	4,0E-3	6,1E-3	9,4E-3	1,7E-2	
Dosis equivalente efectiva [mSv/MBq]	5,3E-3	6,6E-3	9,7E-3	1,5E-2	2,6E-2	

31. 9.ª GAMMAGRAFÍA HEPATOBILIAR DERIVADOS DEL ÁCIDO IMINODIACETICO (IDA) MARCADOS CON Tc

T_d = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	3,2E-3	4,7E-3	7,4E-3	1,1E-2	1,8E-2	
Pared vejiga	2,3E-2	2,8E-2	4,2E-2	6,3E-2	1,1E-1	
Superficie ósea	2,6E-3	3,3E-3	4,7E-3	7,1E-3	1,4E-2	
Mamas	6,1E-4	6,4E-4	1,3E-3	2,5E-3	4,8E-3	
Vesícula biliar	1,1E-1	1,2E-1	1,6E-1	2,8E-1	9,6E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,1E-3	7,7E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,4E-2
	Intestino delgado	5,2E-2	6,5E-2	1,1E-1	1,6E-1	2,9E-1
	Pared intestino grueso superior	9,2E-2	1,1E-1	1,9E-1	2,9E-1	5,5E-1
	Pared intestino grueso inferior	6,2E-2	7,7E-2	1,3E-1	2,1E-1	3,9E-1
Riñones	6,3E-3	7,4E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,5E-2	
Hígado	1,5E-2	1,8E-2	2,7E-2	4,0E-2	7,2E-2	
Pulmones	1,1E-3	1,6E-3	2,5E-3	4,0E-3	7,5E-3	
Ovarios	2,0E-2	2,4E-2	3,6E-2	5,2E-2	8,4E-2	
Páncreas	5,7E-3	7,5E-3	1,4E-2	2,2E-2	3,4E-2	
Médula roja	7,0E-3	8,0E-3	1,0E-2	1,3E-2	1,5E-2	
Bazo	2,6E-3	3,4E-3	5,9E-3	9,6E-3	1,6E-2	
Testículos	1,5E-3	2,3E-3	4,2E-3	7,0E-3	1,3E-2	
Tiroides	1,2E-4	1,8E-4	3,7E-4	7,3E-4	1,7E-3	
Útero	1,3E-2	1,7E-2	2,7E-2	4,0E-2	6,5E-2	
Otros órganos	3,0E-3	3,6E-3	5,3E-3	8,0E-3	1,4E-2	
Dosis equivalente efectiva [mSv/MBq]	2,4E-2	2,9E-2	4,4E-2	7,0E-2	1,5E-1	

32. 9.ª GAMMAGRAFÍA HEPATOBILIAR DERIVADOS DEL ÁCIDO IMINODIACETICO (IDA) MARCADOS CON Tc

Parénquima hígado enfermo

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	2,1E-3	3,0E-3	4,6E-3	6,7E-3	1,1E-2	
Pared vejiga	6,9E-2	8,5E-2	1,2E-1	1,9E-1	3,4E-1	
Superficie ósea	1,7E-3	2,1E-3	3,0E-3	4,6E-3	8,7E-3	
Mamas	5,6E-4	5,7E-4	1,0E-3	1,8E-3	3,5E-3	
Vesícula biliar	3,5E-2	4,0E-2	5,3E-2	9,2E-2	3,0E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	2,7E-3	3,4E-3	5,8E-3	9,4E-3	1,6E-2
	Intestino delgado	1,9E-2	2,4E-2	3,9E-2	6,0E-2	1,1E-1
	Pared intestino grueso superior	3,3E-2	4,0E-2	6,6E-2	1,0E-1	1,9E-1
	Pared intestino grueso inferior	2,4E-2	3,0E-2	5,0E-2	7,9E-2	1,5E-1
Riñones	6,6E-3	7,9E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,7E-2	
Hígado	1,0E-2	1,3E-2	2,0E-2	2,8E-2	5,0E-2	
Pulmones	9,2E-4	1,3E-3	1,9E-3	2,9E-3	5,4E-3	
Ovarios	9,9E-3	1,2E-2	1,8E-2	2,6E-2	4,2E-2	
Páncreas	2,8E-3	3,8E-3	6,6E-3	1,0E-2	1,7E-2	
Médula roja	3,8E-3	4,5E-3	6,0E-3	7,4E-3	9,4E-3	
Bazo	1,5E-3	1,9E-3	3,2E-3	5,2E-3	9,0E-3	
Testículos	2,5E-3	3,8E-3	6,7E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Tiroides	2,3E-4	3,7E-4	6,4E-4	1,1E-3	2,2E-3	
Útero	1,1E-2	1,4E-2	2,2E-2	3,1E-2	5,1E-2	
Otros órganos	2,1E-3	2,5E-3	3,6E-3	5,5E-3	9,5E-3	
Dosis equivalente efectiva [mSv/MBq]	1,3E-2	1,6E-2	2,4E-2	3,7E-2	7,5E-2	

33. 9.ª Gammagrafía hepatobiliar derivados del ácido iminodiacético (IDA) marcados con Tc

Oclusión del conducto cístico

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	2,2E-3	3,3E-3	5,2E-3	7,9E-3	1,3E-2	
Pared vejiga	3,9E-2	4,8E-2	7,0E-2	1,0E-1	1,9E-1	
Superficie ósea	2,3E-3	2,8E-3	4,1E-3	6,1E-3	1,2E-2	
Mamas	5,1E-4	5,1E-4	9,9E-4	1,9E-3	3,7E-3	
Tracto intestinal	Pared estómago	5,0E-3	6,2E-3	9,3E-3	1,5E-2	2,5E-2
	Intestino delgado	4,7E-2	5,9E-2	9,6E-2	1,5E-1	2,6E-1
	Pared intestino grueso superior	8,4E-2	1,0E-1	1,7E-1	2,7E-1	5,0E-1
	Pared intestino grueso inferior	5,8E-2	7,2E-2	1,2E-1	1,9E-1	3,7E-1
Riñones	5,5E-3	6,5E-3	9,7E-3	1,4E-2	2,3E-2	
Hígado	1,0E-2	1,3E-2	2,0E-2	3,0E-2	5,4E-2	
Pulmones	8,6E-4	1,2E-3	1,9E-3	3,1E-3	5,8E-3	
Ovarios	1,9E-2	2,3E-2	3,4E-2	4,9E-2	7,9E-2	
Páncreas	3,5E-3	4,7E-3	7,6E-3	1,2E-2	2,1E-2	
Médula roja	6,6E-3	7,5E-3	9,8E-3	1,2E-2	1,4E-2	
Bazo	2,2E-3	2,7E-3	4,6E-3	7,4E-3	1,3E-2	
Testículos	1,9E-3	3,0E-3	5,4E-3	8,6E-3	1,6E-2	
Tiroides	1,5E-4	2,2E-4	4,2E-4	7,7E-4	1,7E-3	
Útero	1,3E-2	1,7E-2	2,7E-2	4,0E-2	6,6E-2	
Otros órganos	2,7E-3	3,3E-3	4,8E-3	7,3E-3	1,3E-2	
Dosis equivalente efectiva [mSv/MBq]	1,8E-2	2,2E-2	3,5E-2	5,4E-2	9,8E-2	

34. 9.ª GAMMAGRAFÍA HEPATOBILIAR DERIVADOS DEL ÁCIDO IMINODIACETICO (IDA) MARCADOS CON Tc

Oclusión del conducto biliar común

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	8,8E-3	1,3E-2	1,9E-2	2,4E-2	3,6E-2	
Vejiga urinaria	2,0E-2	2,4E-2	3,6E-2	5,6E-2	1,0E-1	
Superficie ósea	2,4E-3	3,0E-3	4,2E-3	6,5E-3	1,3E-2	
Mama	2,3E-3	2,3E-3	4,0E-3	6,4E-3	1,2E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	3,7E-3	5,6E-3	1,0E-2	1,7E-2	3,0E-2
	Intestino delgado	3,6E-3	4,4E-3	8,3E-3	1,4E-2	2,4E-2
	Pared intestino grueso superior	5,2E-3	6,4E-3	1,2E-2	2,1E-2	3,5E-2
	Pared intestino grueso inferior	1,5E-3	1,8E-3	3,3E-3	5,7E-3	1,0E-2
Riñones	8,4E-3	9,9E-3	1,5E-2	2,1E-2	3,1E-2	
Hígado	8,5E-2	1,1E-1	1,6E-1	2,2E-1	3,9E-1	
Pulmones	4,9E-3	6,8E-3	9,3E-3	1,3E-2	2,2E-2	
Ovarios	1,9E-3	2,6E-3	4,7E-3	7,8E-3	1,4E-2	
Páncreas	8,3E-3	1,3E-2	2,0E-2	3,0E-2	4,9E-2	
Médula roja	3,5E-3	4,9E-3	6,6E-3	8,5E-3	1,2E-2	
Bazo	1,9E-3	2,9E-3	5,2E-3	8,5E-3	1,4E-2	
Testículos	7,6E-4	1,1E-3	1,9E-3	3,3E-3	6,5E-3	
Tiroides	3,4E-4	4,6E-4	9,1E-4	1,8E-3	3,5E-3	
Útero	2,8E-3	3,7E-3	6,6E-3	1,1E-2	1,9E-2	
Otros órganos	2,3E-3	2,8E-3	4,0E-3	6,0E-3	1,1E-2	
Dosis equivalente efectiva [mSv/MBq]	9,6E-3	1,2E-2	1,8E-2	2,6E-2	4,6E-2	

35. 10.ª Gammagrafía hepática con coloides de tamaño grande marcados con ^{99m}Tc

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	1,0E-2	1,5E-2	2,1E-2	2,8E-2	4,2E-2	
Pared vejiga	1,1E-3	1,6E-3	2,8E-3	5,7E-3	9,5E-3	
Superficie ósea	6,4E-3	8,4E-3	1,3E-2	2,2E-2	4,6E-2	
Mamas	2,7E-3	2,7E-3	4,6E-3	7,3E-3	1,3E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,2E-3	8,3E-3	1,3E-2	2,1E-2	3,5E-2
	Intestino delgado	4,3E-3	5,1E-3	9,0E-3	1,4E-2	2,5E-2
	Pared intestino grueso superior	5,6E-3	6,9E-3	1,2E-2	2,1E-2	3,4E-2
	Pared intestino grueso inferior	1,8E-3	2,2E-3	3,8E-3	6,1E-3	1,1E-2
Riñones	9,7E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,4E-2	3,5E-2	
Hígado	7,4E-2	9,2E-2	1,4E-1	1,9E-1	3,4E-1	
Pulmones	5,5E-3	7,5E-3	1,0E-2	1,5E-2	2,5E-2	
Ovarios	2,2E-3	2,9E-3	4,9E-3	7,9E-3	1,4E-2	
Páncreas	1,2E-2	1,7E-2	2,5E-2	3,7E-2	5,9E-2	
Médula roja	1,1E-2	1,5E-2	2,3E-2	3,8E-2	7,2E-2	
Bazo	7,7E-2	1,1E-1	1,6E-1	2,5E-1	4,5E-1	
Testículos	6,2E-4	7,6E-4	1,3E-3	2,2E-3	4,5E-3	
Tiroides	7,9E-4	1,2E-3	2,0E-3	3,5E-3	6,5E-3	
Útero	1,9E-3	2,5E-3	4,4E-3	7,4E-3	1,3E-2	
Otros órganos	2,8E-3	3,4E-3	4,9E-3	7,3E-3	1,3E-2	
Dosis equivalente efectiva [mSv/MBq]	1,4E-2	1,8E-2	2,8E-2	4,1E-2	7,3E-2	

36. 11.ª Gammagrafía cerebral
Y 12.ª Gammagrafía leucocitos HMPAO con ^{99m}Tc

Td = 6,02 horas.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				Recién nacido	
		15 años	10 años	5 años	1 año		
Glándulas suprarrenales	5,3E-3	6,7E-3	9,9E-3	1,4E-2	2,4E-2	6,6E-2	
Pared vejiga	2,3E-2	2,8E-2	3,3E-2	3,3E-2	5,6E-2	1,5E-2	
Superficie del hueso	5,1E-3	6,4E-3	9,4E-3	1,4E-2	2,4E-2	7,3E-2	
Cerebro	6,8E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,1E-2	3,7E-2	8,4E-2	
Mamas	2,0E-3	2,4E-3	3,7E-3	5,6E-3	9,5E-3	3,4E-3	
Vesícula biliar	1,8E-2	2,1E-2	2,8E-2	4,8E-2	1,4E-2	3,2E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	6,4E-3	8,5E-3	1,2E-2	1,9E-2	3,6E-2	1,4E-2
	Intestino delgado	1,2E-2	1,5E-2	2,4E-2	3,6E-2	6,5E-2	2,1E-2
	Pared intestino grueso superior	1,8E-2	2,4E-2	3,8E-2	6,0E-2	1,1E-1	3,1E-1
	Pared intestino grueso inferior	1,5E-2	1,9E-2	3,1E-2	4,8E-2	9,0E-2	2,7E-2
Corazón	3,7E-3	4,7E-3	6,7E-3	9,7E-3	1,6E-2	5,0E-2	
Riñones	3,4E-2	4,1E-2	5,7E-2	8,1E-2	1,4E-1	3,6E-1	
Hígado	8,6E-3	1,1E-2	1,6E-2	2,3E-2	4,0E-2	9,2E-2	
Pulmones	1,1E-2	1,6E-2	2,2E-2	3,4E-2	6,3E-2	1,7E-2	
Músculos	2,8E-3	3,5E-3	5,0E-3	7,3E-3	1,3E-2	4,5E-2	
Esófago	2,6E-3	3,3E-3	4,7E-3	6,9E-3	1,1E-2	4,1E-2	
Ovarios	6,6E-3	8,3E-3	1,2E-2	1,7E-2	2,7E-2	8,1E-2	
Páncreas	5,1E-3	6,5E-3	9,7E-3	1,4E-2	2,3E-2	6,9E-2	
Médula roja	3,4E-3	4,1E-3	5,9E-3	8,0E-3	1,4E-2	4,2E-2	
Piel	1,6E-3	1,9E-3	2,9E-3	4,5E-3	8,3E-3	3,2E-3	
Bazo	4,3E-3	5,4E-3	8,2E-3	1,2E-2	2,0E-2	5,9E-2	
Testículos	2,4E-3	3,0E-3	4,4E-3	6,1E-3	1,1E-2	3,9E-2	
Timo	2,6E-3	3,3E-3	4,7E-3	6,9E-3	1,1E-2	4,1E-2	
Tiroides	2,6E-2	4,2E-2	6,3E-2	1,4E-1	2,6E-1	3,7E-1	
Útero	6,6E-3	8,1E-3	1,2E-2	1,5E-2	2,5E-2	7,5E-2	
Otros órganos	3,2E-3	4,0E-3	6,0E-3	9,2E-3	1,7E-2	5,3E-2	
Dosis efectiva [mSv/MBq]	9,3E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,6E-2	4,8E-2	1,2E-1	

37. 12.ª GAMMAGRAFÍA LEUCOCITOS ¹¹¹In, Oxina/tropolona

Td = 2,83 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
(*) Glándulas suprarrenales	3,1E-1	4,0E-1	5,9E-1	8,2E-1	1,4E+0	
Pared vejiga	7,2E-2	1,0E-1	1,6E-1	2,4E-1	4,1E-1	
Superficie ósea	3,5E-1	5,0E-1	8,0E-1	1,4E+0	2,9E+0	
Mamas	9,0E-2	9,0E-2	1,5E-1	2,3E-1	3,9E-1	
Tracto intestinal	Pared estómago	2,8E-1	3,3E-1	4,9E-1	6,8E-1	1,1E+0
	Intestino delgado	1,6E-1	1,9E-1	2,9E-1	4,3E-1	7,1E-1
	Pared intestino grueso superior	1,6E-1	1,9E-1	3,0E-1	4,7E-1	7,8E-1
	Pared intestino grueso inferior	1,3E-1	1,6E-1	2,4E-1	3,3E-1	5,4E-1
Corazón	1,7E-1	2,1E-1	3,0E-1	4,3E-1	7,3E-1	
(*) Riñones	3,3E-1	3,9E-1	6,0E-1	8,7E-1	1,4E+0	
(*) Hígado	7,1E-1	8,8E-1	1,3E+0	1,8E+0	3,2E+0	
Pulmones	1,6E-1	2,1E-1	3,1E-1	4,6E-1	8,1E-1	
Ovarios	1,2E-1	1,7E-1	2,4E-1	3,5E-1	5,6E-1	
(*) Páncreas	5,2E-1	6,1E-1	9,1E-1	1,3E+0	2,1E+0	
Médula roja	6,9E-1	8,8E-1	1,3E+0	2,3E+0	4,5E+0	
(*) Bazo	5,5E+0	7,6E+0	1,1E-1	1,7E-1	3,0E-1	
Testículos	4,5E-2	6,4E-2	9,9E-2	1,5E-1	2,8E-1	
Tiroides	6,1E-2	9,0E-2	1,3E-1	2,1E-1	3,8E-1	
Útero	1,2E-1	1,4E-1	2,1E-1	3,0E-1	5,0E-1	
Otros tejidos	1,1E-1	1,4E-1	2,0E-1	3,0E-1	5,3E-1	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	5,9E-1	7,9E-1	1,2E+0	1,8E+0	3,2E+0	

38. 13.ª FILTRADO GLOMERULAR ⁵¹Cr, EDTAT_d = 27,704 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	8,1E-4	9,1E-4	1,4E-3	2,2E-3	4,0E-3	
(*) Pared vejiga	2,3E-2	3,2E-2	4,6E-2	7,0E-2	1,3E-1	
Superficie ósea	7,0E-4	8,2E-4	1,2E-3	1,9E-3	3,5E-3	
Mamas	5,6E-4	5,6E-4	8,3E-4	1,3E-3	2,6E-3	
Tracto intestinal	Pared estómago	7,3E-4	8,4E-4	1,3E-3	2,1E-3	3,6E-3
	(*) Intestino delgado	1,1E-3	1,4E-3	2,1E-3	3,3E-3	5,8E-3
	(*) Pared intestino grueso superior	1,0E-3	1,2E-3	1,9E-3	3,0E-3	5,1E-3
	(*) Pared intestino grueso inferior	1,6E-3	2,1E-3	3,0E-3	4,5E-3	7,6E-3
(*) Riñones	1,8E-3	2,2E-3	3,2E-3	4,6E-3	8,1E-3	
Hígado	6,8E-4	8,3E-4	1,3E-3	2,1E-3	3,8E-3	
Pulmones	5,7E-4	7,2E-4	1,1E-3	1,7E-3	3,2E-3	
Ovarios	1,6E-3	2,0E-3	3,0E-3	4,5E-3	7,6E-3	
Páncreas	7,8E-4	9,4E-4	1,5E-3	2,3E-3	4,1E-3	
Médula roja	8,7E-4	1,0E-3	1,5E-3	2,1E-3	3,5E-3	
Bazo	7,2E-4	8,6E-4	1,3E-3	2,0E-3	3,8E-3	
Testículos	1,2E-3	1,6E-3	2,8E-3	4,2E-3	7,8E-3	
Tiroides	5,3E-4	7,3E-4	1,2E-3	1,9E-3	3,5E-3	
Útero	2,8E-3	3,4E-3	5,3E-3	7,9E-3	1,3E-2	
Otros tejidos	8,0E-4	9,5E-4	1,5E-3	2,2E-3	4,1E-3	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	2,3E-3	3,1E-3	4,6E-3	7,0E-3	1,3E-2	

La pared vesical contribuye con un 60% a la dosis (equivalente) efectiva.

39. 13.ª FILTRADO GLOMERULAR ⁵¹Cr, EDTA**Función renal disminuida**T_d = 27,704 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
(*) Glándulas suprarrenales	4,5E-3	5,0E-3	7,7E-3	1,2E-2	2,1E-2	
(*) Pared vejiga	2,1E-2	2,9E-2	4,2E-2	6,4E-2	1,2E-1	
Superficie ósea	3,6E-3	4,2E-3	6,4E-3	9,8E-3	1,8E-2	
Mamas	3,2E-3	3,2E-3	4,8E-3	7,6E-3	1,4E-2	
Tracto intestinal	Pared estómago	4,1E-3	4,7E-3	7,2E-3	1,1E-2	1,9E-2
	(*) Intestino delgado	4,5E-3	5,5E-3	8,4E-3	1,3E-2	2,3E-2
	Pared intestino grueso superior	4,3E-3	5,2E-3	7,7E-3	1,2E-2	2,1E-2
	(*) Pared intestino grueso inferior	4,6E-3	5,7E-3	8,8E-3	1,3E-2	2,3E-2
(*) Riñones	8,3E-3	1,0E-2	1,4E-2	2,1E-2	3,6E-2	
Hígado	3,8E-3	4,6E-3	7,2E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Pulmones	3,3E-3	4,2E-3	6,3E-3	9,7E-3	1,8E-2	
Ovarios	4,6E-3	6,0E-3	9,1E-3	1,4E-2	2,5E-2	
Páncreas	4,3E-3	5,2E-3	8,1E-3	1,2E-2	2,2E-2	
Médula roja	4,0E-3	4,8E-3	7,1E-3	1,0E-2	1,8E-2	
Bazo	4,0E-3	4,8E-3	7,3E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Testículos	3,7E-3	4,6E-3	7,2E-3	1,1E-2	2,1E-2	
Tiroides	3,1E-3	4,3E-3	6,8E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Útero	5,8E-3	7,1E-3	1,1E-2	1,7E-2	2,9E-2	
Otros tejidos	3,4E-3	4,1E-3	6,3E-3	9,9E-3	1,8E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	5,2E-3	6,5E-3	9,7E-3	1,5E-2	2,7E-2	

40. 13.^a FILTRADO GLOMERULAR ⁵¹Cr, EDTA

Administración oral

Td = 27,704 días.

[mGy / MBq]

Órgano	Adulto	Niño				
		15 años	10 años	5 años	1 año	
Glándulas suprarrenales	2,0E-3	2,8E-3	4,7E-3	7,9E-3	1,4E-2	
(*) Pared vejiga	1,2E-2	1,4E-2	2,3E-2	3,3E-2	5,6E-2	
Superficie ósea	2,7E-3	3,3E-3	4,6E-3	6,8E-3	1,3E-2	
Mamas	4,2E-4	4,2E-4	1,1E-3	2,0E-3	4,0E-3	
Tracto intestinal	(*) Pared estómago	1,4E-2	2,0E-2	2,8E-2	4,7E-2	8,7E-2
	(*) Intestino delgado	4,7E-2	6,1E-2	9,7E-2	1,5E-1	2,6E-1
	(*) Pared intestino grueso superior	1,1E-1	1,6E-1	2,7E-1	4,4E-1	8,3E-1
	(*) Pared intestino grueso inferior	2,7E-1	4,0E-1	6,7E-1	1,1E+0	2,1E+0
Riñones	4,6E-3	5,7E-3	8,8E-3	1,3E-2	2,1E-2	
Hígado	3,1E-3	3,9E-3	7,4E-3	1,3E-2	2,3E-2	
Pulmones	5,6E-4	7,9E-4	1,5E-3	2,5E-3	5,5E-3	
Ovarios	3,9E-2	4,7E-2	7,0E-2	1,0E-1	1,7E-1	
Páncreas	4,5E-3	5,6E-3	9,0E-3	1,4E-2	2,5E-2	
Médula roja	8,1E-3	9,2E-3	1,2E-2	1,4E-2	1,6E-2	
Bazo	3,3E-3	4,0E-3	6,9E-3	1,1E-2	1,9E-2	
Testículos	3,4E-3	4,2E-3	8,2E-3	1,2E-2	2,4E-2	
Tiroides	6,1E-5	7,6E-5	2,3E-4	5,3E-4	1,4E-3	
Útero	1,6E-2	2,1E-2	3,4E-2	5,1E-2	8,4E-2	
Otros tejidos	4,1E-3	5,0E-3	7,4E-3	1,1E-2	2,0E-2	
Dosis (equivalente) efectiva [mSv/MBq]	3,4E-2	4,7E-2	7,7E-2	1,2E-1	2,3E-1	

7. BIBLIOGRAFÍA

1. BERMAN, M., ET AL.: MIRD/DOSE ESTIMATE REPORT 5. SUMMARY OF CURRENT RADIATION DOSE ESTIMATES TO HUMANS FROM ^{123}I , ^{124}I , ^{125}I , ^{126}I , ^{130}I , ^{131}I AND ^{132}I AS SODIUM IODIDE. J. NUCL. MED., 16:857, 1975.
2. BERMAN, M.: KINETIC MODELS FOR ABSORBED DOSE CALCULATIONS. NM/MIRD PAMPHLET 12. NEW YORK, SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, 1976.
3. CHANDRA RAMESH. NUCLEAR MEDICINE PHYSICS WILLIAMS WILKINS (USA) 1998.
4. HARBERT, M. D. AND GONÇALVES DA ROCHA, A. F.: TEXTBOOK OF NUCLEAR MEDICINE, VOL. I: BASIC SCIENCE, LEA & FEBIGER, PHILADELPHIA, 1984.
5. LOEVINGER, R. AND BERMAN, M.: A REVISED SCHEMA FOR CALCULATING THE ABSORBED DOSE FROM BIOLOGICALLY DISTRIBUTED RADIONUCLIDES. NM/MIRD PAMPHLET 1, REVISED. NEW YORK, SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, 1976.
6. SHAPIRO, J.: RADIATION PROTECTION. HARVARD UNIVERSITY PRESS, 1981
7. SNYDER, W. S., ET AL.: «S» ABSORBED DOSE PER UNIT CUMULATED ACTIVITY FOR SELECTED RADIONUCLIDES AND ORGANS. NM/MIRD PAMPHLET 11. NEW YORK, SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, 1975
8. SNYDER, W. S., ET AL.: ESTIMATES OF ABSORBED FRACTIONS FOR MONOENERGETIC PHOTON SOURCES UNIFORMLY DISTRIBUTED IN VARIOUS ORGANS OF A HETEROGENOUS PHANTOM. J. NUCL. MED./SUPPL. 3, MIRD PAMPHLET 5, AUGUST 1969
9. SORENSON, J. Y PHELPS, M. E.: PHYSICS IN NUCLEAR MEDICINE, 1987
10. TURNER, J. E., WRIGHT, H. A. Y MAMM, R. N.: «A MONTE CARLO PRIMER FOR HEALTH PHYSICISTS». HEALTH PHYS. 48, 717, 1985.
11. ICRP 53 RADIATION DOSE TO PATIENTS FROM RADIOPHARMACEUTICALS, OXFORD: PERGAMON PRESS, 1987
12. ICRP 53 ADDENDUM, 1992
13. ICRU REPORT 32. METHODS OF ASSESSMENT OF ABSORBED DOSE IN CLINICAL USE OF RADIONUCLIDES; 1974
14. NCRP REPORT N°83 THE EXPERIMENTAL BASIS FOR ABSORBED-DOSE CALCULATIONS IN MEDICAL USES OF RADIONUCLIDES. 1985
15. NCRP REPORT N°84. GENERAL CONCEPTS FOR THE DOSIMETRY OF INTERNALLY DEPOSITED RADIONUCLIDES. 1985.
16. NCRP REPORT N°87 USE OF BIOASSAY PROCEDURES FOR ASSESSMENT OF INTERNAL RADIONUCLIDE DEPOSITION. 1987.
17. NCRP REPORT N°89 GENETIC EFFECTS OF INTERNALLY DEPOSITED RADIONUCLIDES. 1987.
18. REAL DECRETO 1841/1997 DE 5 DE DICIEMBRE. POR EL QUE SE ESTABLECEN LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN MEICINA NUCLEAR. MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO.

En este capítulo se describen las características de la mayoría de los isótopos utilizados tanto en el diagnóstico como en la terapia.

1. GENERALIDADES

La razón entre el número de protones y de neutrones en el núcleo atómico determina la estabilidad o inestabilidad nuclear del mismo, de acuerdo a la relación de fuerzas nuclear atractiva y electromagnética repulsiva. Cuando de esta razón resulta ser el núcleo inestable, se produce el fenómeno de la radiactividad, en el que mediante la desintegración del mismo se modifica el número de protones y/o neutrones, resultando un nuevo núcleo más cercano a la estabilidad que el inicial. Siendo éste un proceso espontáneo, es favorable energéticamente. La energía liberada se manifiesta en la emisión de partículas o de radiación electromagnética, que al ser observables en su interacción con la materia, constituyen el método de cuantificación del fenómeno.

Las principales emisiones radiactivas son: Partículas alfa (α), desintegración beta (β^- , β^+ , Captura Electrónica), radiación gamma (γ) y Conversión Interna. Unidas a ellas es frecuente encontrar emisiones atómicas como consecuencia de las vacantes en la corteza electrónica: Rayos X característicos y electrones Auger.

Dada las grandes diferencias entre las emisiones, en cuanto a naturaleza, carga, masa, etc, su comportamiento en la interacción con los diferentes medios también es muy distinta, y no todas son útiles del mismo modo en su aplicación médica. En Medicina Nuclear diagnóstica interesan las emisiones de fotones gamma por su mayor poder de penetración. En la terapia con isótopos son utilizados principalmente los emisores beta o beta-gamma.

Para la imagen diagnóstica con la gammacámara no son útiles tampoco los radionúclidos con fotones de energía menores de 70 keV, pues la mayoría interactuarán con el tejido del paciente y no llegarán al detector, siendo los fotones más convenientes los que tengan energías entre 100 y 200 keV, pues por una parte la energía es suficientemente grande para atravesar los tejidos y alcanzar el detector gran parte de los fotones, que además tienen en esa energía gran sección eficaz de efecto fotoeléctrico en el INa del detector.

2. PRODUCCIÓN DE RADIONUCLEIDOS

Los radionúclidos naturales no suelen coincidir con las características convenientes para su utilización como trazadores radiactivos de procesos fisiológicos o morfológicos en Medicina Nuclear. Algunos de ellos son: Emisor gamma (si es puro mejor) de energía adecuada (100-200 keV en los sistemas actuales de gammacámara), semivida física adecuada al estudio a realizar (horas, días), buen comportamiento radioquímico con moléculas útiles clínicamente, y con semivida biológica corta. En terapia, interesan emisores beta puro o con beta-gamma de energía mayor. En los estudios de laboratorio «in vitro», es más importante su comportamiento como trazador y radioquímico.

Por tanto la Medicina Nuclear requiere de la utilización de radioisótopos producidos artificialmente.

Los métodos de producción de radionúclidos son mediante:

a) Reactores Nucleares

- Procesos de fisión
- Reacciones Nucleares con neutrones

b) Aceleradores de partículas (Ciclotrón)

Se puede considerar separadamente una tercera vía para la generación de radiosótopos:

c) Generadores en equilibrio radiactivo padre-hijo

A continuación se listan unas tablas con algunos de los parámetros fundamentales de los radionúclidos utilizados en la Medicina Nuclear. En el caso de la constante específica de exposición Γ se indican los diferentes valores encontrados en la bibliografía. Esta diferencia se debe a la energía de los fotones de corte considerada en su cálculo.

3. TABLAS

²²Na- (Sodio 22)

Período de semidesintegración	2,6 años					
Tipo de emisión principal	γ 1,27 MeV (100%) 0,511 MeV (180%)					
	β^+ $E_{m\acute{a}x} = 545$ keV					
Método de producción	Ciclotrón. Reacción $^{24}\text{Mg}(d,\alpha)$ ^{22}Na					
Constante específica de exposición Γ	90,6 ($\mu\text{C}/\text{kg}$)/(h·Mbq) a 1 cm.					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	2E+7	Bq	1E+7	2E+7	Bq	7E+6

Desintegración (principales emisiones):

Positrones		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,898400	0,54552	0,215540
0,000600	2,84210	0,834800
Electrones		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,092004	0,000820	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,001249	0,000849	
0,999400	1,274500	
1,798000	0,511000	

³H. (Tritio)

Período de semidesintegración	12,35 años					
Tipo de emisión principal	β-puro. E _{máx} = 18,6 keV E _{med} 5,68 keV					
Método de producción						
Alcance en aire	0,6 cm					
Alcance en agua	0,00052 cm					
LIA (Ocupacional)	Ingestión			Inhalación		
	ICRP-30	ICRP-61		ICRP-30	ICRP-61	
	3E+9	Bq	1E+9	3E+9	Bq	1E+9
Órganos más críticos	Todo el cuerpo. Agua del organismo.					
Uso habitual	Radioinmunoanálisis					
Moléculas habituales marcadas con él	Numerosos compuestos. Agua.					

Desintegración:

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
1,0000	0,018601	0,005685

¹⁴C. (Carbono 14)

Período de semidesintegración	5730 años						
Tipo de emisión principal	β - puro. $E_{m\acute{a}x} = 155$ keV. $E_{mod} = 49,5$ keV						
Método de producción	Reactor. Reacción $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$						
Alcance en aire	24 cm						
Alcance en agua	0,029 cm						
Alcance	29 mg / cm ²						
Capa hemirreductora	4 mg / cm ²						
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión			
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61	
	Comp. orgánicos	9E+7	Bq	4E+7	9E+7	Bq	4E+7
	Monóxido CO	6E+10		3E+10			
	Dióxido CO ₂	8E+9		3E+9			
Órganos más críticos	Todo el cuerpo. Tejido graso. Huesos.						
Uso habitual	Radioinmunoanálisis						
Moléculas habituales marcadas con él	Urea, Metionina, etc.						

Desintegración:

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
1,00000	0,15648	0,049470

²⁴Na. (Sodio 24)

Período de semidesintegración	15,0 horas					
Tipo de emisión principal	γ 1,37 MeV (100%) 2,75 MeV (100%)					
	β^- $E_{\text{máx}} = 1,39$ keV					
Método de producción	Reactor. Reacción $^{23}\text{Na}(n,\gamma)$ ^{24}Na					
Constante específica de exposición Γ	130,3 (128,3) (131,8) (127,6) ($\mu\text{C/kg}$)/(h-Mbq) a 1 cm.					
Alcance en agua de radiación β^-	0,024 cm					
LIA (Ocupacional)	Ingestión			Inhalación		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	2E+8	Bq	6E+7	1E+8	Bq	5E+7

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,99935	1,39020	0,553900
0,00062	0,27670	0,088600
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,99999	1,36850	
0,99862	2,75410	
0,00064	3,82360	

³²P. (Fósforo 32)

Período de semidesintegración	14,3 días					
Tipo de emisión principal	β- puro. $E_{\text{máx}} = 1709 \text{ MeV}$ $E_{\text{med}} = 695 \text{ keV}$					
Método de producción	Reactor. Reacción			$^{31}\text{P}(n,\gamma) ^{32}\text{P}$ $^{32}\text{S}(n,p) ^{32}\text{P}$		
Alcance en aire	720 cm					
Alcance en agua	0,79 cm					
Alcance	790 mg / cm ²					
Capa hemirreductora	100 mg / cm ²					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase D	3E+7	Bq	1E+7	2E+7	Bq
	Clase W	1E+7	Bq	5E+6		
Órganos más críticos	Huesos, retina, pulmón e intestino delgado					
Uso habitual	Terapia, radioinmunoanálisis, genética					
Moléculas habituales marcadas con él	Fosfato sódico, ADN					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
1,00000	1,71040	0,69490

³⁵S. (Azufre 35)

Período de semidesintegración	87,4 días						
Tipo de emisión principal	β^- $E_{\max} = 167 \text{ keV}$ $E_{\text{med}} = 49 \text{ keV}$						
Método de producción	Reactor. Reacción			$^{34}\text{S}(n,\gamma) ^{35}\text{S}$ $^{35}\text{Cl}(n,p) ^{35}\text{S}$			
Alcance en aire	30 cm						
Alcance en agua	0,032 cm						
Alcance	32 mg / cm ²						
Capa hemirreductora	4,5 mg / cm ²						
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión			
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61	
	Clase D	6E+8	Bq	2E+8	2E+8	Bq	7E+7
	Clase W	8E+7		3E+7			
	Vapores	5E+8		2E+8			
Órganos más críticos	Todo el cuerpo. Testículos						
Uso habitual	Radioinmunoanálisis						
Moléculas habituales marcadas con él	Sulfuros, Sulfatos						

Desintegración:

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
1,00000	0,167470	0,048830

⁴²K. (Potasio 42)

Período de semidesintegración	12,36 horas					
Tipo de emisión principal	γ 1,5 MeV (18%)					
	β- E _{máx} = 3,52 keV y E _{máx} = 2,0 keV					
Método de producción	Reactor. Reacción ⁴¹ K(n,γ) ⁴² K					
Constante específica de exposición Γ	9,76 (9,76) (5,58) (9,48) (μC/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.					
Alcance en aire de radiación β-	1481 cm					
Alcance en agua de radiación β-	1,5 cm					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	2E+8	Bq	5E+7	2E+8	Bq	5E+7

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,003190	1,68370	0,70090
0,175000	1,99640	0,82230
0,821000	3,52110	1,56390
0,001170	0,52000	0,19150
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,003186	0,312750	
0,179000	1,524700	
0,001409	1,446400	

⁴⁵Ca. (Calcio 45)

Período de semidesintegración	165 días					
Tipo de emisión principal	β- puro. $E_{\text{máx}} = 257 \text{ MeV}$ (100%) $E_{\text{med}} = 77 \text{ keV}$					
Método de producción	Reactor. Reacción $^{44}\text{Ca}(n,\gamma)^{45}\text{Ca}$					
Alcance en aire	52 cm					
Alcance en agua	0,06 cm					
Alcance	61 mg / cm ²					
Capa hemirreductora	8 mg / cm ²					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	3E+7	Bq	1E+7	6E+7	Bq	2E+7
Uso habitual	Radioinmunoanálisis					
Moléculas habituales marcadas con él	Cloruro de Calcio					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,999980	0,256900	0,07720
0,000017	0,245500	0,09210
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,00000266	0,01247	
0,00000147	0,00409	
0,00000074	0,00409	

⁴⁷Ca. (Calcio 47)

Período de semidesintegración	4,5 días					
Tipo de emisión principal	β- E _{máx} = 690 keV (82%) y E _{máx} = 1,99 keV (18%)					
	γ 1,30 MeV (75%)					
Método de producción	Reactor. Reacción ⁴⁶ Ca(n,γ) ⁴⁷ Ca					
Constante específica de exposición Γ	41,5 (39,7) (35,6) (40,4) (μC/kg)/(h·Mbg) a 1 cm.					
Alcance en aire de radiación β-	1000 cm					
Alcance en agua de radiación β-	0,96 cm					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	3E+7	Bq	1E+7	3E+7	Bq	1E+7
Uso habitual	Radioinmunoanálisis					
Moléculas habituales marcadas con él	Cloruro de Calcio					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,817000	0,690480	0,24090
0,180000	1,987600	0,81680
0,001090	0,935400	0,37399
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,067410	0,48923	
0,001049	0,53040	
0,001947	0,76700	
0,068908	0,80786	
0,749000	1,29710	
0,000348	1,54220	

⁵¹Cr. (Cromo 51)

Período de semidesintegración	27,71 días					
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. Asociados gamma, RX y e- Auger γ 320 keV (9,8%) RX-K _α del ⁵¹ V: 49,5 keV (13%)					
Método de producción	Ciclotrón. Reacción ⁵¹ V(d,2n) ⁵¹ Cr					
	Reactor. Reacción ⁵¹ Cr(n,γ) ⁵¹ Cr					
Constante específica de exposición Γ	1,12 (1,05) (1,32) (1,39) (1,12) (μC/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase D	2E+9	Bq	7E+8	1E+9	Bq
	Clase W	9E+8		3E+8		
	Clase Y	7E+8		2E+8		
Órganos más críticos	Todo el cuerpo. Intestino delgado. Pulmón					
Uso habitual	Radioinmunoanálisis. Diagnóstico in Vivo con Células marcadas					
Moléculas habituales marcadas con él	Cromato Sódico, Cr-EDTA, eritrocitos, leucocitos, etc.					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
1,446800	0,000470
0,668860	0,004380
Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,003335	0,000510
0,065943	0,004945
0,130840	0,004952
0,026172	0,005430
0,098300	0,320080

⁵⁷Co. (Cobalto 57)

Período de semidesintegración	270,9 días					
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. a ⁵⁷ Fe. Asociados gamma, RX, e- Auger y C.I. del ⁵⁷ Fe γ 122 keV (86%) 136 keV (11%) 14 keV (9,5%) X 6 keV (56%) e- 122 keV (86%) 6 keV (33%)					
Método de producción	Ciclotrón			⁵⁶ Fe(d,n) ⁵⁷ Co ⁵⁶ Fe(p,γ) ⁵⁷ Co		
Constante específica de exposición Γ	6,28 (5,93) (6,28) (6,62) (4,18) (μC/kg)/(h-Mbq) a 1 cm.					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase W	1E+8	Bq	3E+7	2E+8	Bq
Clase Y	2E+7		6E+6			
Uso habitual	Radioinmunoanálisis					
Moléculas habituales marcadas con él	Cianocobalamina, Vitamina B12, etc.					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
2,493400	0,000670
1,054800	0,005620
0,695050	0,007301
0,077842	0,013567
0,011496	0,014320
0,018385	0,114950
0,001830	0,121220
0,014208	0,129360
0,001474	0,135630
Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,007754	0,000700
0,166290	0,006391
0,327990	0,006404
0,066234	0,007060
0,095429	0,014413
0,855100	0,122060
0,106030	0,136480
0,001599	0,692000
0,000287	0,536020

⁵⁸Co. (Cobalto 58)

Período de semidesintegración	70,8 días					
Tipo de emisión principal	β^+ $E_{\text{máx}} = 475 \text{ keV}$ (15%) C.E. (%) γ 811 keV (99,5%) 0,511 MeV (29,9%)					
Método de producción	Ciclotrón. Reacción $^{55}\text{Mn}(\alpha, n) ^{58}\text{Co}$					
Constante específica de exposición Γ	38,3 (37,7) (36,7) (39,0) (38,8) ($\mu\text{C/kg}/(\text{h}\cdot\text{Mq})$) a 1 cm.					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase W	4E+7	Bq	1E+7	5E+7	Bq
	Clase Y	3E+7		7E+6		
Uso habitual	Radioinmunoanálisis					
Moléculas habituales marcadas con él	Cianocobalamina, Vitamina B12, etc.					

Desintegración (principales emisiones):

Positrones		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,149300	0,475040	0,20120
Electrones		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
1,16490	0,000670	
0,49366	0,005620	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,003622	0,000701	
0,077827	0,006391	
0,153500	0,006404	
0,030998	0,007060	
0,994300	0,810760	
0,007358	0,863940	
0,005369	1,674700	
0,298600	0,511000	

⁶⁴Cu. (Cobre 64)

Período de semidesintegración	12,8 horas					
Tipo de emisión principal	$\beta^- E_{m\acute{a}x} = 578 \text{ keV (37\%)}$ $\beta^+ E_{m\acute{a}x} = 652 \text{ keV (18\%) C.E. (\%)}$ $\gamma \text{ y X } 0,511 \text{ MeV (36\%) } 7,5 \text{ keV (9,6\%)}$ $e^- 6,5 \text{ keV (23,3\%) } 0,8 \text{ keV (59\%)}$					
Método de producción						
Constante específica de exposición Γ	7,67 (8,37) (8,23) (8,37) ($\mu\text{C/kg}/(\text{h}\cdot\text{Mqb})$) a 1 cm.					
Alcance en aire de β^-	22 cm					
Alcance en agua de β^-	0,21 cm					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
		ICRP-30	ICRP-61	ICRP-30	ICRP-61	
	Clase D	1E+9 Bq	4E+8	4E+8 Bq	2E+8	
	Clase W	9E+8	3E+8			
Clase Y	8E+8	3E+8				

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,37200	0,57820	0,190200
Positrones		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,1787	0,6529	0,2781
Electrones Auger		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,59075	0,00084	
0,23341	0,00654	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,002253	0,000850	
0,048943	0,007461	
0,096344	0,007478	
0,019614	0,008260	
0,004898	1,345900	
0,357400	0,511000	

⁶⁷Ga. (Gallo 67)

Período de semidesintegración	78,26 horas					
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. Emisiones asociadas al ⁶⁷ Zn γ 93 keV (36%) 184 keV (20%) 300 keV (16%) 393 keV (5%) 208 keV (2%) 887 keV (0,1%) X K_{α} 8,6 keV (49%) e- 8,6 keV (31%)					
Método de producción	Ciclotrón. Reacción				⁶⁶ Zn(d,n) ⁶⁷ Ga	
					⁶⁷ Zn(d,2n) ⁶⁷ Ga	
					⁶⁸ Zn(d,2n) ⁶⁷ Ga	
Constante específica de exposición Γ	6,97 (7,67) (4,53) (7,67) (6,62) (μ C/kg)/(h-Mbq) a 1 cm.					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase D	5E+8 Bq	2E+8	3E+8 Bq	8E+7	
Clase W	4E+8	1E+8				
Uso habitual	Diagnóstico in vivo					
Moléculas habituales marcadas con él	Citrato de Galio					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones		Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
1,648900	0,000990	0,008286	0,001010
0,602060	0,007530	0,164720	0,008616
0,002085	0,081607	0,322970	0,008639
0,268110	0,083652	0,065838	0,009570
0,032844	0,092117	0,028560	0,091266
0,010853	0,093175	0,357000	0,093311
	0,174920	0,197060	0,184580
		0,022420	0,208950
		0,159940	0,300220
		0,044768	0,393530
		0,001385	0,887690
		0,001247	0,629410

⁷⁵Se. (Selenio 75)

Período de semidesintegración	119,8 días					
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. Emisiones del ⁷⁵ As γ 136 keV (61%) 264 keV (59%) 279 keV (25%) 121 keV (17%) 400 keV (11%) 96 keV (3%) X K_{α} 10 keV (48%) K_{β} 11,7 keV (7%)					
Método de producción	Reactor. Reacción ⁷⁴ Se(n, γ) ⁷⁵ Se Ciclotrón. Reacción ⁷⁵ As(d,2n) ⁷⁵ Se					
Constante específica de exposición Γ	12,3 (13,9) (14,5) (10,5) (13,3) (μ C/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.					
	Total:		44,1 (μ C/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.			
	(RX < 10 KeV)		29,6 (μ C/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.			
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30	ICRP-61	ICRP-30	ICRP-61		
	Clase D	3E+7 Bq	1E+7	1E+7 Bq	9E+6	
	Clase W	2E+7	1E+7			
Uso habitual	Diagnóstico					
Moléculas habituales marcadas con él	Se-colesterol, Selenio metionina, Se-teurodelcolólico, etc.					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones		Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
1,295000	0,001240	0,009129	0,001280
0,418330	0,009110	0,161090	0,010508
0,050232	0,012533	0,314010	0,010544
0,009807	0,022874	0,072690	0,011700
0,003599	0,054183	0,010226	0,066050
0,026451	0,084866	0,034086	0,096733
0,003545	0,095206	0,167440	0,121120
0,006245	0,109250	0,592020	0,136000
0,015570	0,124130	0,014472	0,198600
0,001610	0,134470	0,598000	0,264650
0,003809	0,252780	0,252360	0,279530
0,001792	0,267660	0,013216	0,303910
		0,114220	0,400650
		0,000972	0,332650

⁸⁹Sr. (Estroncio 89)

Período de semidesintegración	50,5 días					
Tipo de emisión principal	β- E _{max} = 1,491 MeV (99,9%) γ 909 keV (0,01%)					
Método de producción	Ciclotrón. ⁸⁸ Sr(d,p) ⁸⁹ Sr					
	Producto de fisión					
Alcance en aire de radiación β-	642 cm					
Alcance en agua de radiación β-	0,69 cm					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase D	3E+7	Bq	1E+7	2E+7	Bq
	Clase Y	5E+6		2E+6		6E+6
Órganos más críticos	Huesos					
Uso habitual	Terapia					
Moléculas habituales marcadas con él	Cloruro de Stroncio					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,999850	1,491300	0,583000
0,000150	0,582200	0,187600
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,000150	0,909100	

⁹⁰Y. (Ytrio 90)

Período de semidesintegración	2.671 días					
Tipo de emisión principal	β^- $E_{\max} = 2,273 \text{ MeV}$ $E_{\text{med}} = 931 \text{ keV}$					
Método de producción	Reactor. reacción $^{89}\text{Y}(n,\gamma)^{90}\text{Y}$ Más habitual desde la desintegración del ^{90}Sr que desintegra β^- ($T_{1/2} = 28,5$ años) y decae en ^{90}Y . El ^{90}Sr es un producto de fisión.					
Alcance en aire	884 cm					
Alcance en agua	1,1 cm					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30	ICRP-61	ICRP-30	ICRP-61	ICRP-30	ICRP-61
	Clase W	3E+7 Bq	8E+6	2E+7 Bq	5E+6	
	Clase Y	2E+7	7E+6			
Órganos más críticos						
Uso habitual	Terapia					
Moléculas habituales marcadas con él	o-Silicato de ytrio					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,999890	2,283900	0,934800
0,000115	0,523200	0,186500

⁹⁹Mo. (Molibdeno 99)

Período de semidesintegración	66,02 horas						
Tipo de emisión principal	β^- $E_{\max} = 1,214$ MeV (83%) $E_{\max} = 436$ keV (17%) γ 740 keV (13%) 778 keV (4,4%) 181 keV (6%) X 18 keV (3%) 20,6 keV (0,5%)						
Método de producción	Reactor. Reacción $^{98}\text{Mo}(n,\gamma)$ ^{99}Mo Ciclotrón. Reacción $^{100}\text{Mo}(p,2p)$ ^{99}Mo Producto de fisión						
Constante específica de exposición Γ	8,99 (12,55) (12,55) (12,55) ($\mu\text{C/kg}$)/(h·Mbq) a 1 cm.						
	Total:		11,78 (Inc. ^{99m}Tc)				
	RX < 10 KeV		1,74 (Inc. ^{99m}Tc)				
Alcance en aire de radiación β^-	500 cm						
Alcance en agua de radiación β^-	0,52 cm						
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión			
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61	
	Clase D	1E+8	Bq	5E+7	4E+7	Bq	1E+7
	Clase Y	5E+7		2E+7			
Uso habitual	Generador de ^{99m}Tc						
Moléculas habituales marcadas con él	No se marca. Viene en forma de Molibdato absorbido en columna de Alúmina						

Desintegración (principales emisiones):Fracción que decae en Tc^{99m} : 0,886Fracción que decae en Tc^{99} : 0,114

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,001130	0,214590	0,059800
0,001360	0,352650	0,104200
0,173000	0,436040	0,133000
0,013600	0,847600	0,289600
0,827000	1,214000	0,442700
0,000578	0,559300	0,180890
Electrones de conversión		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,043503	0,002170	
0,008946	0,015500	
0,028881	0,019540	
0,003497	0,037542	
0,003743	0,119460	
0,007854	0,160020	
0,001172	0,178020	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,002050	0,002420	
0,009046	0,018251	
0,017297	0,018367	
0,005190	0,020600	
0,008832	0,040584	
0,037889	0,140510	
0,062336	0,181060	
0,013696	0,366439	
0,128000	0,739590	
0,044880	0,778000	
0,001331	0,823000	
0,002584	0,860130	

^{99m}Tc. (Tecnecio 99 metaestable)

Período de semidesintegración	6,02 horas					
Tipo de emisión principal	γ 140 keV (89%) 142,6 keV (0,02%) X 18 keV (6,1%) 20,6 keV (1,2%) e^- 1,6 keV (74,5%) 2,1 keV (34,6%) 119 keV (8,8%) 137 keV (1,1%)					
Método de producción	Decaimiento del ⁹⁹ Mo Generadores en equilibrio ⁹⁹ Mo/ ^{99m} Tc					
Constante específica de exposición Γ	4,88 (4,74) (μ C/kg)/(h-Mbq) a 1 cm.					
	RX < 10 KeV	1,19				
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30	ICRP-61	ICRP-30	ICRP-61		
	Clase D	6E+9 Bq	2E+9	3E+9 Bq	1E+9	
	Clase W	9E+9	2E+9			
Uso habitual	Diagnóstico in vivo					
Moléculas habituales marcadas con él	Pertecnecinato Sódico, HMPAO, DMSA, Coloide, Albumina, Células marcadas RBC, Macroagregados, fosfonatos, Sestamibi, etc.					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones de conversión	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,74546	0,001626
0,24584	0,002102
0,10268	0,002170
0,02079	0,015500
0,08793	0,119460
0,00613	0,121590
0,01061	0,137470
0,00191	0,139590
0,23000	0,139960
Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,004838	0,002420
0,021021	0,018251
0,040194	0,018367
0,012059	0,020600
0,890700	0,140510
0,000214	0,142630

¹¹¹In. (Indio 111)

Período de semidesintegración	2,84 días					
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. Emisiones del ¹¹¹ Cd γ 245 keV (94%) 171 keV (90%) X 23 keV (68%) 26 keV (15%) e- Auger, y de C.I.					
Método de producción	Ciclotrón			¹¹⁰ Ag(α,2n) ¹¹¹ In ¹¹² Cd(p,2n) ¹¹¹ In ¹¹¹ Cd(p,n) ¹¹¹ In ⁷⁹ Br(d,2n) ¹¹¹ In		
Constante específica de exposición Γ	(20,7) (μC/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase D	2E+9	Bq	1E+8	2E+8	Bq
	Clase W	2E+9		9E+7		
Uso habitual	Diagnóstico in vivo					
Moléculas habituales marcadas con él	Cloruro de Indio, Indio oxima, Pentreótido, Ac. monoclonal, etc.					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
1,002700	0,002720
0,157720	0,019300
0,084090	0,144570
0,010499	0,167260
0,002450	0,170510
0,050384	0,218680
0,007849	0,241370
0,001814	0,244620
Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,70853	0,003130
0,23628	0,022984
0,44581	0,023174
0,14597	0,026100
0,90240	0,171280
0,94000	0,245390
0,00003	0,150810

^{113m}In. (Indio 113 metaestable)

Período de semidesintegración	1,7 horas					
Tipo de emisión principal	γ 392 keV (65%) X 24 keV (18%)					
Método de producción	Decaimiento de ¹¹³ Sn (115 días) producido en ciclotrón Generadores de ¹¹³ Sn/ ^{113m} In					
Constante específica de exposición Γ	12,2 (10,5) (μC/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.					
	Total:		12,3 (μC/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.			
	RX < 10 KeV		2,0 (μC/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.			
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase D	5E+9	Bq	2E+9	2E+9	Bq
	Clase W	7E+9		2E+9		9E+8
Uso habitual	Diagnóstico in vivo					
Moléculas habituales marcadas con él	Cloruro de Indio, etc.					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,296530	0,00284
0,042300	0,02010
0,282000	0,36375
0,054800	0,38745
0,011100	0,39086
0,002450	0,39157
Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,023351	0,003290
0,068312	0,024002
0,128650	0,024210
0,042740	0,027300
0,649000	0,391690

¹²³I. (Iodo 123)

Período de semidesintegración	13,0 horas					
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. Emisiones del ¹²³ Te γ 159 keV (83%) 528 keV (1,4%) X 27 keV (71%) 31 keV (16%) e^- 127 keV (14%) 22 keV (12%)					
Método de producción	Ciclotrón. Reacciones				¹²¹ Sb(α ,2n) ¹²³ I	
					¹²² Te(d,n) ¹²³ I	
					¹²³ Te(p,n) ¹²³ I	
					¹²⁴ Te(p,2n) ¹²³ I	
	Decay del Xe ¹²³					
Constante específica de exposición Γ	11,1 (5,6) (μ C/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.					
	Total:				11,0	
	RX < 10 keV				5,8	
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30	ICRP-61		ICRP-30	ICRP-61	
	Clase D	2E+8	Bq	2E+8	1E+8	Bq 9E+7
Órganos más críticos	Tiroides					
Uso habitual	Diagnóstico					
Moléculas habituales marcadas con él	Ioduro Sódico, I-MIBG, I-hipurato, etc.					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,940730	0,003190
0,123630	0,022700
0,135940	0,127190
0,017597	0,154060
0,004328	0,157990
Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,093039	0,003770
0,246310	0,027202
0,459540	0,027472
0,159520	0,031000
0,834000	0,159000
0,001259	0,346350
0,004287	0,440020
0,003161	0,505330
0,013928	0,528960
0,003820	0,538540
0,004763	0,494440

¹²⁵I. (Iodo 125)

Período de semidesintegración	60,14 días						
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. Emisiones del ¹²⁵ Te γ 35,5 keV (65%) X 27 keV (114%) 31 keV (26%) e- Auger y de Conversión interna						
Método de producción	Ciclotrón. Reacciones			¹²³ Sb(α ,2n) ¹²⁵ I ¹²⁴ Te(d,n) ¹²⁵ I ¹²⁵ Te(p,n) ¹²⁵ I ¹²⁶ Te(p,2n) ¹²⁵ I			
Constante específica de exposición Γ	8,6 (4,9) (4,9) (4,9) (9,7) (9,5) (μ C/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.						
	RX < 10 KeV		9,1				
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión			
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61	
	Clase D		2E+6	Bq	2E+6	1E+6	Bq
Órganos más críticos	Tiroides						
Uso habitual	Diagnóstico in vivo						
Moléculas habituales marcadas con él	Ioduro Sódico, HSA, Iodotalamato, etc.						

Desintegración (principales emisiones):

Electrones	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
1,56100	0,00319
0,77880	0,00368
0,19691	0,02270
0,12266	0,03055
0,02466	0,03449
0,00811	0,03532
Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,154380	0,003770
0,392330	0,027202
0,731960	0,027472
0,254090	0,031000
0,064900	0,035492

¹³¹I. (Iodo 131)

Período de semidesintegración	8.040 días					
Tipo de emisión principal	β^- $E_{\max} = 606$ keV (89%) $E_{\max} = 333$ keV (7%) γ 364 keV (81%) 636 keV (7,3%) 284 keV (6,1%) 80 keV (2,6%) 722 keV (1,8%) X 29 keV (3,9%) 33 keV (0,9%)					
Método de producción	Producto de fisión Decaimiento del ¹³¹ Te					
Constante específica de exposición Γ	15,3 (15,3) (14,8) (16,0) (15,5) (14,2) (μ C/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.					
	RX < 10 KeV		0,3			
Alcance en aire de rad. β	165 cm					
Alcance en agua de rad. β	0,2 cm					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61		ICRP-30	
					ICRP-61	
	Clase D		2E+6	Bq	1E+6	1E+6 Bq 8E+5
Órganos más críticos	Tiroides					
Uso habitual	Terapia. Diagnóstico					
Moléculas habituales marcadas con él	Yoduro Sódico, I-MIBG, I-colesterol, I-hipurato, etc.					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,021200	0,247910	0,069360
0,006270	0,303880	0,086950
0,073600	0,333830	0,096620
0,893000	0,606320	0,191580
0,003930	0,806870	0,283250
0,000690	0,629700	0,200220
Electrones		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,049501	0,003430	
0,005911	0,024600	
0,035346	0,045622	
0,004634	0,074730	
0,001176	0,079041	
0,002481	0,249740	
0,015421	0,329920	
0,002443	0,359030	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,005500	0,004110	
0,013468	0,029458	
0,024987	0,029779	
0,008883	0,033600	
0,026182	0,080183	
0,002648	0,177210	
0,060521	0,284300	
0,002507	0,325780	
0,811640	0,364480	
0,003605	0,502990	
0,072605	0,636970	
0,002195	0,642700	
0,018025	0,722890	
0,002304	0,329390	

¹³³Xe. (Xenon 133)

Período de semidesintegración	5,3 días
Tipo de emisión principal	β- E _{max} = 346 keV (99,3%) γ 81 keV (37%) 178 keV (0,7%)
Método de producción	Producto de fisión
Constante específica de exposición Γ	5,09 (0,70) (3,27) (0,70) (0,70) (3,21) (μC/kg)/(h-MBq) a 1 cm.
Total:	3,21
	RX < 10 keV
Alcance en aire de rad. β-	93 cm
Alcance en agua de rad. β-	0,1 cm
lím. derivado Concentración en aire (ICRP-30)	4E+6 Bq/m ³
Órganos más críticos	Pulmón. Cerebro
Uso habitual	Diagnóstico in vivo
Moléculas habituales marcadas con él	Xenon gas.

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,006900	0,266680	0,075100
0,993000	0,346300	0,100600
0,000076	0,043500	0,011100
Electrones		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,496930	0,003550	
0,056275	0,025500	
0,003291	0,043636	
0,532660	0,045012	
0,081358	0,075283	
0,016709	0,079780	
0,004342	0,080766	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,061416	0,004290	
0,136410	0,030625	
0,252620	0,030973	
0,090644	0,035000	
0,002165	0,079621	
0,364830	0,080997	
0,000712	0,177700	

¹⁶⁹Er. (Erbio 169)

Período de semidesintegración	9,3 días					
Tipo de emisión principal	β^- $E_{\max} = 350$ keV (55%) $E_{\max} = 342$ keV (45%)					
Método de producción principal	Reactor. Reacción $^{168}\text{Er}(n,\gamma)^{169}\text{Er}$					
Alcance en aire	93 cm					
Alcance en agua	0,1 cm					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30	ICRP-61	ICRP-30	ICRP-61		
	Clase W	9E+7 Bq	3E+7	1E+8 Bq	3E+7	
Uso habitual	Terapia					
Moléculas habituales marcadas con él	Citrato de Erbío					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,450000	0,341800	0,097900
0,550000	0,350200	0,100600
0,000048	0,232000	0,073800
Electrones		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,448650	0,006094	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,001560	0,008401	
0,000014	0,110540	

²⁰¹Tl. (Talio 201)

Período de semidesintegración	3.044 días					
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. Emisiones del ²⁰¹ Hg γ y X: 167 keV (10%) 80 keV (20,5%) 71 keV (46,5%) 69 keV (27%) 135 keV (2,6%)					
Método de producción	Producto de fisión Decaimiento del ¹³¹ Te					
Constante específica de exposición Γ	3,0 (0,56) (μ C/kg)/(h·Mbq) a 1 cm.					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase D	8E+8	Bq	4E+8	4E+8	Bq 3E+8
Uso habitual	Diagnóstico in vivo					
Moléculas habituales marcadas con él	Cloruro de Talio					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,113000	0,000770
0,725060	0,007600
0,081400	0,015761
0,070180	0,017351
0,025300	0,027038
0,021736	0,028628
0,074730	0,052238
0,033207	0,053800
0,002400	0,082778
0,154000	0,084328
0,012747	0,120500
0,003922	0,131780
0,026200	0,152590
0,006100	0,163870
0,001960	0,166630
Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
0,444390	0,009990
0,002200	0,030600
0,002200	0,032190
0,273570	0,068895
0,465250	0,070819
0,204650	0,080300
0,026500	0,135340
0,001600	0,165880
0,100000	0,167430

¹³³Ba. (Bario 133)

Período de semidesintegración	10,7 años			
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. Emisiones del ¹³³ Cs X 31 keV (97%) 4,3 keV (17%) 35 keV (23%) γ 81 keV (33%) 302 keV (18%) 356 keV (61%)			
Constante específica de exposición Γ	16,7 (μC/kg)/(h-Mbq) a 1 cm.			
LIA (Ocupacional)	Inhalación		Ingestión	
	ICRP-30	ICRP-61	ICRP-30	ICRP-61
Clase D	3E+7	1E+7	6E+7	2E+7
Uso habitual	Fuente de comprobación			

Desintegración (principales emisiones):

Electrones		Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
1,359200	0,003550	0,167990	0,004290
0,104510	0,017170	0,342460	0,030625
0,141280	0,025500	0,634190	0,030973
0,038715	0,043640	0,227560	0,035000
0,481400	0,045012	0,021417	0,053155
0,015634	0,047441	0,025471	0,079621
0,004026	0,051938	0,329730	0,080997
0,005629	0,073907	0,005989	0,160600
0,073529	0,075283	0,004416	0,223110
0,001457	0,078404	0,069031	0,276400
0,015101	0,079780	0,177870	0,302840
0,003924	0,080766	0,605000	0,356010
0,001431	0,124620	0,086697	0,383850
0,003189	0,240410		
0,006688	0,266850		
0,012766	0,320020		
0,001465	0,347870		
0,002105	0,350290		

¹⁸⁶Re. (Renio 186)

Período de semidesintegración	90,64 horas					
Tipo de emisión principal	β- (93,1%) a ¹⁸³ Os E _{máx} = 1,08 MeV (71%) E _{máx} = 939 DeV (22%) Decae también por C.E. (6,9%) a ¹⁸⁶ W					
Alcance en aire de rad. β	400 cm					
Alcance en agua de rad. β	0,44 cm					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase D	1E+8	Bq	2E+7	7E+7	Bq
	Clase W	6E+7	Bq	2E+7		
Uso habitual	Terapia. Diagnóstico in vivo. Metástasis Oseas.					
Moléculas habituales marcadas con él	Sulfuro de Renio, HEDfosfonato					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,22	0,939440	0,308800
0,71	1,076600	0,362000
0,0005	0,309000	0,087086
Electrones		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,045323	0,00653	
0,002495	0,04570	
0,004174	0,052775	
0,006430	0,110200	
0,002087	0,119480	
0,064654	0,006880	
0,001630	0,048300	
0,041782	0,063286	
0,060817	0,124190	
0,015418	0,134110	
0,004654	0,136500	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,019424	0,00840	
0,015963	0,05798	
0,027762	0,05932	
0,011806	0,06720	
0,007004	0,12230	
0,030425	0,00891	
0,011575	0,06149	
0,019992	0,06300	
0,008586	0,07140	
0,095176	0,13716	
0,000560	0,70219	

¹⁹⁸Au. (Oro 198)

Período de semidesintegración	13,0 horas					
Tipo de emisión principal	β^- $E_{máx} = 961$ keV (99%) $E_{máx} = 285$ keV (1%) Del ¹⁹⁸ Hg (hijo): X 69 keV (8%) 71 keV (14%) 80 keV (6%) γ 412 keV (96%) 676 keV (1%)					
Constante específica de exposición Γ	16,0 (15,9) (μ C/kg)/(h·Mq) a 1 cm.					
	RX < 10 KeV	0,8				
Alcance en aire de rad. β	380 cm					
Alcance en agua de rad. β	0,40 cm					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30	ICRP-61	ICRP-30	ICRP-61		
	Clase D	1E+8 Bq	5E+7	5E+7 Bq	1E+7	
	Clase W	4E+7 Bq	2E+7			
Clase Y	4E+7					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,0132	0,28481	0,07941
0,9865	0,96070	0,31460
0,00025	1,37250	0,46720
Electrones		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,020774	0,007600	
0,000977	0,053800	
0,028749	0,328700	
0,010220	0,396970	
0,003333	0,408240	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,012732	0,00999	
0,008052	0,06889	
0,013695	0,07082	
0,006024	0,08030	
0,955100	0,41180	
0,010602	0,67589	
0,002292	1,08770	

¹⁵³Gd. (Gadolinio 153)

Período de semidesintegración	241,6 días					
Tipo de emisión principal	Decae por C.E. Emisiones del ¹⁵³ Eu e- 4,7 keV (113%) 21 keV (11%) 55 keV (32%) X 41 keV (100%) 47 keV (25%) 6 keV (25%) γ 97 keV (31%) 103 keV (22%)					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30	ICRP-61	ICRP-30	ICRP-61		
	Clase D	5E+6 Bq	5E+6	6E+7 Bq	5E+7	
	Clase W	3E+7 Bq	2E+7			
Uso habitual	Fuente de uso en estudios con coincidencia					

Desintegración (principales emisiones):

Electrones		Gammas y Rayos X	
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]
1,13500	0,00469	0,24915	0,00585
0,00163	0,00602	0,35789	0,04090
0,00396	0,01176	0,64718	0,04154
0,00121	0,01801	0,25328	0,04700
0,11498	0,02115	0,02567	0,06967
0,09326	0,03370	0,00219	0,08337
0,00519	0,03485	0,31300	0,09743
0,00156	0,04096	0,22223	0,10318
0,08075	0,04891	0,00220	0,09583
0,32223	0,05466		
0,01881	0,06162		
0,00411	0,06787		
0,00115	0,06931		
0,00245	0,07531		
0,01202	0,08938		
0,04845	0,09563		
0,01049	0,10138		
0,00302	0,10282		

¹⁵³Sm. (Samario 153)

Período de semidesintegración	46,7 horas					
Tipo de emisión principal	β^- $E_{m\acute{a}x} = 632 \text{ keV (34\%)} \quad E_{m\acute{a}x} = 702 \text{ keV (44\%)}$ $E_{m\acute{a}x} = 805 \text{ keV (21\%)}$ Del Hijo ¹⁵³ Eu e^- 4,7 keV (54%) 21 keV (23%) 55 keV (41%) X 41 keV (48%) 47 keV (12%) 6 keV (12%) γ 97 keV (7%) 103 keV (28%)					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30		ICRP-61	ICRP-30		ICRP-61
	Clase W	1E+8	Bq	3E+7	6E+7	Bq
Uso habitual	Terapia. Metástasis Óseas					
Moléculas habituales marcadas con él	EDTMP-fosfonato Ac. etilendiamino tetrametil fosfórico					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,341	0,6323	0,1986
0,441	0,7020	0,2244
0,005	0,7078	0,2265
0,210	0,8052	0,2634
0,0015	0,2621	0,0809
Electrones		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,54058	0,00469	
0,00324	0,01176	
0,23162	0,02115	
0,04499	0,03370	
0,00474	0,03485	
0,00341	0,04096	
0,00185	0,04891	
0,41035	0,05466	
0,03790	0,06162	
0,00827	0,06787	
0,00233	0,06931	
0,00224	0,07531	
0,00133	0,08157	
0,06169	0,09513	
0,01336	0,10138	
0,00385	0,10282	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,11866	0,00585	
0,17263	0,04090	
0,31218	0,04154	
0,12217	0,04700	
0,05170	0,06967	
0,00194	0,07542	
0,00200	0,08337	
0,00158	0,08948	
0,00718	0,09743	
0,28300	0,10318	
0,00278	0,42266	

¹³⁷Cs. (Cesio 137)

Período de semidesintegración	30,0 años					
Tipo de emisión principal	β^- $E_{\text{máx}} = 0,511 \text{ MeV}$ (95%) $E_{\text{máx}} = 1,17 \text{ MeV}$ (5%) Del Hijo $\text{Ba}^{137\text{m}}$ γ 661 keV (90%) X 32 keV (4%) 36 keV (1,4%)					
Método de producción principal	Fisión					
Constante específica de exposición Γ	23,01 ($\mu\text{C/kg}$)/(h-Mbq) a 1 cm.					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30	ICRP-61		ICRP-30	ICRP-61	
	6E+6	Bq	2E+6	4E+6	Bq	1E+6
Clase D						
Uso habitual	Fuente de comprobación					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
0,946	0,5116	0,1568
0,054	1,173	0,415
Electrones		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,0761	0,00367	
0,0080	0,02640	
0,8080	0,62421	
0,0146	0,65660	
0,0048	0,66036	
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
0,0104	0,00447	
0,0207	0,03182	
0,0382	0,03219	
0,1390	0,03640	
0,8998	0,66165	

⁶⁰Co. (Cobalto 60)

Período de semidesintegración	5,27 años					
Tipo de emisión principal	$E_{\text{máx}} = 0,318 \text{ MeV (100%)}$ Del Hijo ⁶⁰ Ni $\gamma \text{ } 1,17 \text{ MeV (100%) } 1,33 \text{ MeV (100%)}$ $X \text{ } 69,4 \text{ keV (0,02%)}$					
Método de producción principal						
Constante específica de exposición Γ	92,04 ($\mu\text{C/kg}$)/(h-Mbq) a 1 cm.					
LIA (Ocupacional)	Inhalación			Ingestión		
	ICRP-30	ICRP-61		ICRP-30	ICRP-61	
	Clase W	6E+6 Bq	2E+6	2E+7 Bq	7E+6	7E+6
Clase Y	1E+6	Bq	4E+5	7E+6	Bq	3E+6
Uso habitual	Fuente de comprobación					

Desintegración (principales emisiones):

Betas		
Probabilidad por desintegración	Energía máxima [MeV]	Energía media [MeV]
1,00	0,31790	0,09579
Gammas y Rayos X		
Probabilidad por desintegración	Energía [MeV]	
1,00000	1,1732	
1,00000	1,3325	
0,00016	0,6938	

Isótopo	Densidad [g / cm ³]	Período de semidesintegración	Γ [R cm ² / h mCi]	HVL en Plomo [cm]
³ H	0,000090	12,3 a	-	-
¹⁴ C	1,813,5	5730 a	-	-
²² Na	0,97	2,60 a	13	
²⁴ Na	0,97	15,0 h	18,4	
³² P	2,312,7	14,3 d	-	-
³⁵ S	2,07	87,4 d	-	
⁴² K	0,86	12,4 h	1,4	
⁴³ K	0,86	22,4 h	5,6	
⁴⁵ Ca	1,54	164 d	-	
⁴⁷ Ca	1,54	4,54 d	5,95	
⁵¹ Cr	7,20	27,7 d	0,16	0,2
⁵⁷ Co	8,90	271,7 d	0,90	0,3
⁵⁸ Co	8,90	70,8 d	5,5	
⁵⁹ Fe	7,86	44,6 d	6,4	1,1
⁶⁴ Cu	8,92	12,8 h	1,1	
⁶⁷ Ga	5,9 6,1	78,3 h	1,1	
⁷⁵ Se	4,81	119,8 d	2,0	0,2
⁸⁹ Sr	2,6	50,5 d	-	
⁹⁰ Y	4,47	2,67 d	-	
⁹⁹ Mo	10,2	66,2 h	1,8	
^{99m} Tc	„	6,02 h	0,7	0,03
¹¹¹ In	7,30	2,80 d	2,97	
^{113m} In	7,30	1,70 h	1,75	0,03
¹²³ I	4,93	13,2 h	1,6	0,04
¹²⁵ I	4,93	60,0 h	0,7	
¹³¹ I	4,93	8,04 d	2,2	0,3
¹³³ Xe	0,00589	5,28 d	0,44	
¹⁵³ Sm	7,52	46,7 h		
¹⁶⁹ Er	9,006	9,30 d		
¹⁸⁶ Re	20,53	3,04 d		
¹⁹⁸ Au	19,3	2,70 d	2,4	
²⁰¹ Tl	9,32	3,04 d	0,43	
⁶⁰ Co	8,9	5,27 a	13,2	
¹³³ Ba	3,51	10,5 a	2,85	
¹³⁷ Cs	1,88	30,2 a	3,27	
¹⁵³ Gd	7,90	241,6 d		

**COEFICIENTES MÁSCOS DE ATENUACIÓN SEGÚN ENERGÍA
DE LOS FOTONES EN cm^2 / g**

Energía [MeV] Z ρ [g / cm^3]	Agua 7,51 1,00	NaI 3,67	Pb 82 11,34	Músculo 7,64 1,040	Hueso 12,31 1,65
0,001	4083			3771	3464
0,002	627			576	533
0,003	195			187	241
0,004	82,74			82	107
0,005	42,13			42	137,5
0,008	9,982			10,1	37,31
0,010	5,066	136	128	5,15	19,79
0,015	1,568	45,9	112	1,604	6,193
0,020	0,761	21,2	83,4	0,778	2,753
0,030	0,361	6,86	28,4	0,365	0,953
0,033		5,19			
0,033		30,4			
0,040	0,263	18,9	13,1	0,264	0,509
0,050	0,225	10,5	7,22	0,224	0,347
0,060	0,205	6,42	4,43	0,204	0,273
0,080	0,183	3,00	2,07	0,182	0,208
0,088			1,62		
0,088			7,23		
0,100	0,171	1,64	5,23	0,169	0,180
0,150	0,151	0,590	1,89	0,149	0,149
0,200	0,137	0,314	0,945	0,136	0,133
0,300	0,119	0,158	0,383	0,118	0,114
0,400	0,106	0,112	0,220	0,105	0,102
0,500	0,0969	0,0921	0,154	0,096	0,093
0,600	0,0857	0,0802	0,120	0,089	0,088
0,800	0,0787	0,0663	0,0856	0,0779	0,0752
1,000	0,0707	0,0580	0,0690	0,0701	0,0676
1,250	0,0632		0,0580	0,0626	0,0604
2,000	0,0494	0,0412	0,0450	0,0490	0,0473
4,000	0,0340	0,0350	0,0414	0,0337	0,0331
8,000	0,0242	0,0355	0,0459	0,0239	0,0242

ALCANCE ELECTRONES SEGÚN ENERGÍA Y MEDIO EN g / cm²

Energía [MeV] ρ [g / cm³] [elect / m³]	Agua 1,00 3,34E+26	Aire 0,001205 3,00E+26	Carbono 2,250 3,00E+26	Hueso 1,65 3,19E+26
0,01	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003
0,015	0,0005	0,0006	0,0006	0,0006
0,02	0,0009	0,0010	0,0010	0,0009
0,03	0,0018	0,0020	0,0020	0,0019
0,04	0,0029	0,0033	0,0033	0,0032
0,05	0,0043	0,0049	0,0048	0,0047
0,06	0,0059	0,0067	0,0066	0,0064
0,07	0,0078	0,0088	0,0087	0,0084
0,08	0,0098	0,0111	0,0109	0,0106
0,09	0,0119	0,0136	0,0134	0,0130
0,1	0,0143	0,0162	0,0160	0,0155
0,2	0,0447	0,0507	0,0500	0,0483
0,3	0,0838	0,0948	0,0936	0,0904
0,4	0,1282	0,1450	0,1432	0,1384
0,5	0,1759	0,1989	0,1965	0,1900
0,6	0,2258	0,2551	0,2524	0,2441
0,7	0,2771	0,3128	0,3100	0,2999
0,8	0,3294	0,3215	0,3689	0,3567
0,9	0,3824	0,4308	0,4287	0,4143
1	0,4359	0,4905	0,4890	0,4725
2	0,9720	1,083	1,097	1,056
3	1,502	1,655	1,701	1,633
4	2,019	2,206	2,291	2,194
5	2,524	2,738	2,867	2,741

ATENUACIÓN EN PLOMO DE UNA FUENTE PUNTUAL DE LOS DIFERENTES ISÓTOPOS

Los valores de la 1.^a columna son el valor de la constante específica de dosis en $\mu\text{Sv} / \text{h} / \text{GBq}$ a 1m.

El resto de las columnas son los valores de tasa de dosis por unidad de actividad a 1 metro ($\mu\text{Sv} / \text{h} / \text{GBq}$ a 1 m) una vez se atraviesan los espesores de plomo indicados.

[mm de Pb interpuesto]

Núcleo	0	1	2	5	7	10	20	50
Na-22	320	300	280	220	190	160	83	15
Na-24	500	490	470	420	390	350	240	71
K-42	38	37	36	32	29	26	17	4,3
Ca-47	150	150	140	120	111	97	60	12
Cr-51								
Co-57	16	0,66	0,18	0,12	0,10	0,078	0,029	0,0013
Co-58	150	140	130	100	87	69	30	2,5
Co-60	360	350	330	290	270	230	150	29
Fe-59	170	160	160	140	130	110	66	12
Cu-64								
Ga-67	22	9,9	6,5	2,4	1,4	0,64	0,11	0,0076
Se-75	56	29	19	5,9	2,9	1,1	0,085	6,5E-5
Mo-99	41	22	19	15	13	9,9	4,2	0,27
Tc-99m	17	1,5	0,12	6,6E-5	4,3E-7			
In-111	84	24	12	1,7	0,48	0,07	0,0001	
In113m	46	31	25	13	8,3	4,1	0,37	0,0002
I-123	44	5,1	2,3	1,2	0,93	0,62	0,16	0,0036
I-125	34	< E-10						
I-131	57	45	37	19	13	7	1,5	0,05
Xe-133	12	0,37	0,037	3,8E-5	4,1E-7			
Ba-133	77	39	29	13	7,2	3	0,17	3,6E-5
Cs-137	87	79	72	55	46	35	13	0,5
Sm-153								
Gd-153								
Er-169								
Re-186								
Au-198	61	51	42	24	16	8,6	1,2	0,03
Tl-201	12	0,95	0,13	8,8E-4	3,4E-5	2,6E-7		

**TABLA DE ENERGÍAS DE EMISIÓN [keV] DE LOS RAYOS X
CARACTERÍSTICOS**

Elemento	$K_{\alpha 1}$	$K_{\alpha 2}$	K_{β}	$L_{\alpha 1}$	$L_{\alpha 2}$	$L_{\beta 1}$	$L_{\beta 2}$	$L_{\gamma 1}$
3 Li	0,0543							
4 Be	0,1085							
5 B	0,1833							
6 C	0,2770							
7 N	0,3924							
8 O	0,5249							
9 F	0,6768							
10 Ne	0,8486	0,8486						
11 Na	1,0410	1,0410	1,0711					
12 Mg	1,2536	1,2536	1,3022					
13 Al	1,4867	1,4863	1,5575					
14 Si	1,7399	1,7394	1,8359					
15 P	2,0137	2,0127	2,1391					
16 S	2,3078	2,3066	2,4640					
17 Cl	2,6224	2,6208	2,8156					
18 Ar	2,9577	2,9556	3,1905					
19 K	3,3138	3,3111	3,5896					
20 Ca	3,6917	3,6881	4,0127	0,3413	0,3413	0,3449		
21 Sc	4,0907	4,0861	4,4605	0,3954	0,3954	0,3996		
22 Ti	4,5108	4,5049	4,9318	0,4522	0,4522	0,4584		
23 V	4,9522	4,9446	5,4273	0,5113	0,5113	0,5192		
24 Cr	5,4147	5,4055	5,9467	0,5728	0,5728	0,5828		
25 Mn	5,8987	5,8877	6,4904	0,6374	0,6374	0,6488		
26 Fe	6,4039	6,3908	7,0580	0,7050	0,7050	0,7185		
27 Co	6,9303	6,9153	7,6494	0,7762	0,7762	0,7914		
28 Ni	7,4781	7,4609	8,2647	0,8515	0,8515	0,8688		
29 Cu	8,0478	8,0278	8,9053	0,9297	0,9297	0,9498		
30 Zn	8,6389	8,6158	9,5720	1,0117	1,0117	1,0347		
31 Ga	9,2517	9,2248	10,264	1,0979	1,0979	1,1248		
32 Ge	9,8864	9,8553	10,982	1,1880	1,1880	1,2185		
33 As	10,544	10,508	11,726	1,2820	1,2820	1,3170		
34 Se	11,224	11,181	12,496	1,3791	1,3791	1,4192		
35 Br	11,924	11,878	13,291	1,4803	1,4803	1,5259		
36 Kr	12,649	12,598	14,112	1,586	1,586	1,6366		
37 Rb	13,395	13,335	14,961	1,694	1,693	1,752		
38 Sr	14,165	14,098	15,738	1,807	1,805	1,871		
39 Y	14,958	14,883	16,738	1,923	1,920	1,996		
40 Zr	15,775	15,691	17,668	2,042	2,040	2,124	2,219	2,303
41 Nb	16,615	16,521	18,622	2,166	2,163	2,257	2,367	2,462
42 Mo	17,479	17,374	19,608	2,293	2,290	2,395	2,518	2,623
43 Tc	18,367	18,251	20,619	2,424	-	2,537	-	-
44 Ru	19,279	19,150	21,657	2,558	2,554	2,683	2,836	2,964
45 Rh	20,216	20,074	22,724	2,697	2,692	2,834	3,001	3,144
46 Pd	21,177	21,020	23,819	2,839	2,833	2,990	3,172	3,329
47 Ag	22,163	21,990	24,942	2,984	2,978	3,151	3,348	3,516
48 Cd	23,174	22,984	26,096	3,134	3,127	3,317	3,528	3,717

Elemento	K _{α1}	K _{α2}	K _β	L _{α1}	L _{α2}	L _{β1}	L _{β2}	L _{γ1}
49 In	24,210	24,002	27,276	3,287	3,279	3,487	3,714	3,921
50 Sn	25,271	25,044	28,486	3,444	3,435	3,663	3,905	4,131
51 Sb	26,359	26,111	29,726	3,605	3,595	3,844	4,101	4,348
52 Te	27,472	27,202	30,996	3,769	3,759	4,030	4,302	4,571
53 I	28,612	28,317	32,295	3,938	3,926	4,221	4,508	4,801
54 Xe	29,779	29,458	33,624	4,110	-	-	-	-
55 Cs	30,973	30,625	34,987	4,286	4,272	4,620	4,936	5,280
56 Ba	32,194	31,817	36,378	4,466	4,451	4,827	5,156	5,531
57 La	33,442	33,034	37,801	4,651	4,634	5,041	5,383	5,788
58 Ce	34,720	34,279	39,257	4,840	4,823	5,262	5,613	6,052
59 Pr	36,026	35,550	40,748	5,034	5,013	5,489	5,850	6,322
60 Nd	37,361	36,847	42,271	5,230	5,208	5,722	6,089	6,602
61 Pm	38,725	38,171	43,826	5,432	5,408	5,961	6,339	6,892
62 Sm	40,118	39,522	45,413	5,636	5,609	6,205	6,586	7,178
63 Eu	41,542	40,922	47,038	5,846	5,817	6,456	6,843	7,480
64 Gd	42,996	42,309	48,697	6,057	6,025	6,713	7,102	7,786
65 Tb	44,482	43,744	50,382	6,273	6,238	6,978	7,367	8,102
66 Dy	45,998	45,208	52,119	6,495	6,458	7,248	7,636	8,419
67 Ho	47,547	46,700	53,877	6,720	6,679	7,525	7,911	8,747
68 Er	49,128	48,221	55,681	6,949	6,905	7,811	8,189	9,089
69 Tm	50,742	49,773	57,517	7,180	7,133	8,101	8,468	9,426
70 Yb	52,389	51,354	59,37	7,416	7,367	8,402	8,759	9,780
71 Lu	54,070	52,965	61,283	7,666	7,605	8,709	9,049	10,143
72 Hf	55,790	54,611	63,234	7,899	7,845	9,023	9,347	10,516
73 Ta	57,532	56,277	65,223	8,146	8,088	9,343	9,652	10,895
74 W	59,318	57,982	67,244	8,398	8,335	9,672	9,962	11,286
75 Re	61,140	59,718	69,310	8,652	8,586	10,010	10,275	11,685
76 Os	63,000	61,487	71,413	8,912	8,841	10,355	10,598	12,095
77 Ir	64,896	63,287	73,561	9,175	9,099	10,708	10,920	12,513
78 Pt	66,832	65,112	75,748	9,442	9,362	11,071	11,250	12,942
79 Au	68,803	66,989	77,984	9,713	9,628	11,442	11,585	13,382
80 Hg	70,819	68,895	80,253	9,989	9,898	11,823	11,924	13,830
81 Tl	72,871	70,832	82,576	10,27	10,172	12,213	12,271	14,292
82 Pb	74,969	72,804	84,936	10,55	10,449	12,614	12,623	14,764
83 Bi	77,108	74,814	87,343	10,84	10,731	13,023	12,980	15,248
84 Po	79,290	76,862	89,80	11,13	11,016	13,447	13,340	15,744
85 At	81,520	78,95	92,30	11,43	11,305	13,876	-	16,251
86 Rn	83,780	81,07	94,87	11,73	11,598	14,316	-	16,770
87 Fr	86,100	83,23	97,47	12,03	11,895	14,770	14,45	17,303
88 Ra	88,470	85,43	100,13	12,34	12,196	15,236	14,841	17,849
89 Ac	90,884	87,67	102,85	12,65	12,501	15,713	-	18,408
90 Th	93,350	89,953	105,61	12,97	12,810	16,202	15,624	18,983
91 Pa	95,868	92,287	108,43	13,29	13,122	16,702	16,024	19,568
92 U	98,439	94,665	111,30	13,61	13,439	17,220	16,428	20,167
93 Np	-	-	-	13,94	13,760	17,750	16,840	20,785
94 Pu	-	-	-	14,28	14,084	18,294	17,255	21,417
95 Am	-	-	-	14,62	14,412	18,852	17,676	22,065

4. BIBLIOGRAFÍA

1. AMERSHAM. «GENERAL INFORMATION». AMERSHAM HEALTHCARE 1993.
2. AMERSHAM. «NUCLEAR MEDICINE». AMERSHAM INFORMATION 1990.
3. CIS RADIOQUÍMICA. «ETALONS DE RADIATIVITE» CIS. CATÁLOG 1996.
4. ANDERSON DW. «ABSORPTION OF IONIZING RADIATION». UNIVERSITY PARK PRESS. BALTIMORE 1984.
5. DAVID C. KOCHER. RADIOACTIVE DECAY DATA TABLES. REPORT DOE/TIC-11026. TECHNICAL INFORMATION CENTER. U.S. DEPARTMENT OF ENERGY. WASHINGTON D.C. 1981. APLICACIÓN INFORMÁTICA RADDECAY. RISC.
6. JOHNS J.E. Y CUNNINGHAM J.R. «THE PHYSICS OF RADIOLOGY», 4.^a EDITION. CHARLES C. THOMAS PUBLISHERS. SPRINGFIELD. USA. 1983.
7. INTERNATIONAL COMISION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. «DOSE COEFFICIENTS FOR INTAKES OF RADIONUCLIDES BY WORKERS». REPORT ICRP 68. PERGAMON PRESS. OXFORD 1994.
8. INTERNATIONAL COMISION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. «ANUAL LIMITS ON INTAKE OF RADIONUCLIDES BY WORKERS BASED ON THE 1990 RECOMENDATIONS». REPORT ICRP 61. PERGAMON PRESS. OXFORD 1990.
9. INTERNATIONAL COMISION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. «INDIVIDUAL MONITORING FOR INTAKES OF RADIONUCLIDES BY WORKERS: DESIGN AND INTERPRETATION». REPORT ICRP 54. PERGAMON PRESS. OXFORD 1988.
10. INTERNATIONAL COMISION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. «PROTECTION OF THE PATIENT IN NUCLEAR MEDICINE». REPORT ICRP 52. PERGAMON PRESS. OXFORD 1987.
11. INTERNATIONAL COMISION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. «RADIATION DOSES IN NUCLEAR MEDICINE AND DIAGNOSTICS X-RAY». REPORT ICRP 53. PERGAMON PRESS. OXFORD 1988.
12. INTERNATIONAL COMISION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. «RADIONUCLIDE TRANSFORMATIONS. ENERGY AND INTENSITY OF EMISSIONS». REPORT ICRP 38. PERGAMON PRESS. OXFORD 1983.
13. INTERNATIONAL COMISION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. «THE HANDLING, STORAGE, USE AND DISPOSAL OF UNSEALED RADIONUCLIDES IN HOSPITAL AND MEDICAL RESEARCH ESTABLISHMENTS». REPORT ICRP 25. PERGAMON PRESS. OXFORD 1976
14. KERIAKES J.G., ROSENSTEIN M. «HANDBOOK OF RADIATION DOSES IN NUCLEAR MEDICINE AND DIAGNOSTIC X-RAY». CRC PRESS. FLORIDA. 1988

15. MACÍAS M.T. «INFORMACIÓN BÁSICA RADIOISÓTOPOS UTILIZADOS EN INVESTIGACIÓN BIOLÓGICA» INSTITUTO DE INVESTIGACIONES BIOMÉDICAS. CSIC. CURSO SUPERIOR DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. CIEMAT 1993.
16. REAL DECRETO 53/1992 DE 24 DE ENERO DE 1992 (BOE 12/2/1992) POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO DE PROTECCIÓN SANITARIA CONTRA LAS RADIACIONES IONIZANTES.
17. SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT. «TÉCNICA MÉDICA». BERLÍN. 1975



