



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

**“LA GAMMAGRAFÍA COMO TÉCNICA DE DIAGNÓSTICO EN
MEDICINA NUCLEAR”**

TESIS DE GRADO

Previa la obtención del título de

BIOFÍSICA

Presentado por:

TERESA ANGÉLICA ALTAMIRANO NOVILLO.

RIOBAMBA – ECUADOR

2006

AGRADECIMIENTO

Al personal del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín, Quito, en la persona del Doctor. Eduardo Rubio, por su constante ayuda y colaboración, la cual facilitó este trabajo de investigación.

De la misma forma a la Doctora. Jenny Orbe O., Directora de Tesis y a los Doctores: Celso Recalde y Richard Pachacama, miembros.

DEDICATORIA

El presente trabajo se lo dedico,
a mis padres, hermanos, abuelitos,
tíos, a mi esposo Jorge y a mi linda hija Sarahí.

NOMBRE

FIRMA

FECHA

Dr. Iván Ramos.
DECANO DE LA FACULTAD
DE CIENCIAS

Dr. Carlos Donoso.
DIRECTOR DE LA ESCUELA
DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

Dra. Jenny Orbe.
DIRECTORA DE TESIS

Dr. Celso Recalde.
MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Dr. Richard Pachacama.
MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Ing. Eduardo Tenelanda.
DIRECTOR DEL CENTRO
DE DOCUMENTACIÓN

NOTA DE LA TESIS ESCRITA

Yo, Teresa Angélica Altamirano Novillo, soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en esta Tesis; y, el patrimonio intelectual de la Tesis de Grado pertenece a la “ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DE CHIMBORAZO”.

Nombre y firma del autor

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

BGO	Germanato de Bismuto
Ca.	Cáncer
CFOV	Campo central de visión
COR	Centro de rotación
CPU	Unidad central de proceso
CT	Cortes transversales
DEXA	Doble haz de rayos X
DMSA	Ácido dimercapto-succínico
DO	Densitometría ósea
DPA	Doble haz de rayos gamma
ECD	Etil-cisteinato-dímero
ECG	Electrocardiograma
GM	Geiger Muller
GSO	Orto silicato de gadolinio
HCAM	Hospital Carlos Andrade Marín
HMDP	Hidroxi-metil-difosfonato
HMPAO	Hexametil-propilenoamina-oxima
IR	Índice de resolución
Kcps	Kilo cuentas por segundo
KeV	Kilo electron volts
LOR	Línea de respuesta
LSO	Orto silicato de lutecio
MAA	Macroagregados de albúmina

MBq	Mega bequerelios
MDP	Metilen-difosfonato
MHR	Registro de múltiples cabezas
MIBI	6-metoxi-isobutil-isonitrilo
MN	Medicina Nuclear
MSA	Microesferas de albúmina
N	Número másico
NaI(Tl)	Yoduro de sodio, talio
NCO	Órbita no circular
PET	Positron emission tomography
PET-C	Emisión de positrones por coincidencia
PTH	Hormona paratiroidea
RAM	Memoria de acceso aleatorio
R _C	Resolución del colimador
R _I	Resolución intrínseca
rpm	Revoluciones por minuto
R _T	Resolución total
SPECT	Single photon emission computed tomography
T _{1/2}	Vida media o periodo de semidesintegración
TAC	Tomografía axial computarizada
TFM	Tubos fotomultiplicadores
uCi	Microcuries
UFOV	Campo útil de visión
Z	Número atómico

ÍNDICE GENERAL

Índice de abreviaturas.....	6
Índice general.....	8
Introducción.....	11
Capítulo I: Medicina Nuclear	
1.1. Presentación.....	14
1.2. Principios físicos básicos de la Medicina Nuclear.....	18
1.2.1. Radiación y radioactividad.....	18
1.2.2. Radiación alfa.....	19
1.2.3. Radiación beta.....	20
1.2.4. Radiación gamma.....	20
1.2.5. Obtención de radioisótopos radioactivos.....	22
1.2.6. Vida media de un radionúclido.....	25
1.3. Detección de radioisótopos.....	26
1.3.1. Cámaras de ionización.....	26
1.3.2. Tubo de Geiger Muller.....	28
1.3.3. Detector de centelleo.....	30
1.3.4. Contador de pozo.....	32
1.3.5. Espectrometría gamma.....	33
Capítulo II: Principales equipos empleados en medicina Nuclear	
2.1. Presentación.....	37
2.2. Gammacámaras.....	38
2.2.1. Descripción de los elementos de una gammacámara.....	39
2.2.2. Funcionamiento de la gammacámara.....	47
2.2.3. Parámetros de calidad de la gammacámara.....	49
2.2.4. Formación de la imagen.....	51
2.2.5. Descripción de la gammacámara del Hospital Carlos Andrade Marín – Quito.....	53
2.3. Equipos de emisión de positrones por coincidencia.....	59
2.4. Tomógrafo de emisión de positrones (PET dedicado).....	62
2.4.1. Rendimiento de los equipos PET-C comparados con PET dedicado....	68

2.5. Equipos de densitometría ósea.....	70
---	----

Capítulo III: Radiofármacos utilizados en Medicina Nuclear

3.1. Presentación.....	73
3.2. Radiofármacos.....	74
3.2.1. Clasificación de los radiofármacos.....	76
3.3. Generador de Tecnecio (^{99m}Tc).....	77
3.3.1. Características físicas del generador.....	78
3.3.2. Procedimiento para la obtención del eluato en generador de columna seca.....	80
3.3.3. Control de calidad del eluato.....	82
3.3.4. Cuidados con el eluato.....	83

Capítulo IV: Estudios realizados con la gammacámara

4.1. Presentación.....	85
4.2. Estudios que se realizan en Medicina Nuclear.....	87
4.2.1. Gammagrafía tiroidea.....	88
4.2.2. SPECT cerebral.....	89
4.2.3. SPECT cardíaco.....	90
4.2.4. Gammagrafía renal.....	91
4.2.5. Gammagrafía pulmonar.....	92
4.2.6. Gammagrafía ósea.....	93

Capítulo V: Gammagrafías óseas

5.1. Presentación.....	96
5.2. Definición de gammagrafía ósea.....	98
5.2.1. Casos indicados para una gammagrafía ósea.....	99
5.2.2. Dosis y administración del radiofármaco.....	100

5.2.3. Interpretación de las imágenes óseas.....	101
5.3. Algunas imágenes gammagráficas óseas captadas en el Servicio de Medicina Nuclear del HCAM.....	102

Capítulo VI: Análisis estadístico descriptivo e inferencial

6.1. Presentación.....	107
6.2. Tabla de datos.....	108
6.3. Análisis descriptivo.....	111
6.4. Prueba de hipótesis.....	116
Discusión de resultados.....	117
Conclusiones y Recomendaciones.....	120
Resumen.....	123
Summary.....	124
Bibliografía.....	125

INTRODUCCIÓN

La Medicina Nuclear es una especialidad médica que utiliza sustancias radiactivas o radiofármacos, combinadas con técnicas de imagen que permiten diagnosticar y tratar lesiones, como las deportivas, o enfermedades, como las cardíacas, el cáncer o la enfermedad de Alzheimer.

Cuando se usan las técnicas nucleares para establecer un diagnóstico, se pueden visualizar funciones corporales en el momento en que éstas se producen. Cuando se aplican como tratamiento, lo que es menos común, se utilizan dosis de radiación bastante mayores para destruir tejidos enfermos.

Dichas técnicas nucleares se conocen como gammagrafías, estos estudios son exploraciones no invasivas, seguras y de baja morbilidad que se vienen realizando con el propósito de explorar órganos y sistemas, aportando al avance de la Medicina Nuclear en el diagnóstico de enfermedades, en su control evolutivo, y postratamiento.

Gracias al avance de la medicina, la tecnología y la física, hoy en día estos estudios son más demostrativos y aportan a un buen diagnóstico morfológico-funcional; sin embargo quedan muchos aspectos por explicar y conocer.

Es por esta razón y siendo tan importantes estos estudios que el presente trabajo de investigación tiene por objetivo general estudiar las imágenes gammagráficas óseas de los pacientes con cáncer que acuden al Servicio de

Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín – Quito.

Y por objetivos específicos:

1. Describir la gammacámara y su funcionamiento como la principal técnica de diagnóstico en medicina Nuclear.
2. Interpretar las imágenes óseas de los estudios gammagráficos tomados durante el periodo febrero 2005-febrero 2006.
3. Realizar un análisis estadístico de las imágenes de la actividad metabólica ósea.

En el capítulo I se da a conocer lo que es la Medicina Nuclear y sus principales aplicaciones; mientras que en el capítulo II se explica acerca de la gammacámara y su funcionamiento como la principal técnica de diagnóstico.

Luego en el capítulo III se revisa que son los radiofármacos y como se los usa dentro del campo de la Medicina Nuclear, y a continuación en el capítulo IV conocemos cuales son los principales estudios de diagnóstico que se realizan, continuando en el capítulo V se habla de las gammagrafías óseas y además de su interpretación.

El capítulo VI corresponde al análisis estadístico descriptivo de las imágenes de la actividad metabólica ósea, obtenidas de los archivos del Servicio de Medicina Nuclear del HCAM.

Finalmente se da a conocer los resultados obtenidos, conclusiones y prueba de hipótesis.

CAPÍTULO I

MEDICINA NUCLEAR

1.1. PRESENTACIÓN

Medicina Nuclear (MN), es una especialidad de diagnóstico por imágenes de tipo funcional-molecular, y en menor grado terapéutica, que emplea para tales fines, diferentes tipos de radioisótopos, en forma de fuentes abiertas, a diferencia de la Radiología (Imagenología de predominio morfológico) y la Radioterapia externa que usan fuentes cerradas. (1).

El uso médico de las sustancias radioactivas se remonta a casos esporádicos en seres humanos antes de los años 1930. La era de la Medicina Nuclear como tal, se remonta a la década del 40 al 50, siendo empleado entre los primeros isótopos, el Iodo radioactivo, en el tratamiento de pacientes con enfermedades tiroideas, habiéndose alcanzado el mayor crecimiento, posterior a la década del 70, con la aparición de gammacámaras planares (imágenes sólo en 2D), las cuales hacia principio de los 80 estaban conectadas a rudimentarios computadores. (7).

La segunda mitad de la década de los 80 dio paso a la aplicación de estudios con gammacámaras tomográficas, SPECT (single photon emission computed tomography), con posibilidad de reconstrucción de los estudios en imágenes 2D y 3D, conectadas a computadores con softwares mas versátiles, abriendo todo un espectro nuevo aplicaciones, especialmente en estudios a nivel del Sistema Nervioso Central, Miocardio y de la Columna vertebral, mejorando significativamente el rendimiento de los exámenes.

La década de los 90 marca otro hito de la Medicina Nuclear, con la realización de estudios de Positrones PET (positron emission tomography), y de SPECT con Coincidencia (C-PET), desarrollándose toda una nueva gama de estudios, a nivel metabólico y molecular, constituyendo sin duda, una verdadera revolución en el ámbito diagnóstico por imágenes.

El siglo XXI, inicia otro aspecto importante en la Medicina Nuclear, esencialmente funcional-molecular, por la aparición de equipos SPECT y especialmente PET, a los cuales se les incluye un Scanner, teniendo así la posibilidad de que a los estudios funcionales, se complementen con el componente anatómico, para una mejor correlación y posibilidad diagnóstica.

La resolución espacial llega a niveles insospechados anteriormente con rangos menores a 1 cm para los equipos SPECT y de 0,5 cm para los equipos PET. Se mejora con esta complementariedad de técnicas, especialmente la especificidad diagnóstica, sin invadir el campo de la Radiología, ya que para el Médico de Medicina Nuclear, constituye un apoyo anatómico para localizar alteraciones visualizadas en los estudios de PET, no realizando diagnóstico en este campo.

Las técnicas de medicina nuclear más comunes se centran en dos grandes áreas médicas: *diagnóstico y terapéutico*

Diagnóstico.- Las técnicas de diagnóstico se basan en los radiofármacos o trazadores, que son sustancias que, introducidas en el organismo, permiten su seguimiento desde el exterior. El trazador se fija en un tejido, órgano o sistema

determinado.

Mediante la utilización de una gammacámara se obtienen imágenes de dicho órgano, que no son únicamente morfológicas, sino funcionales y morfo-funcionales.

Los trazadores reciben este nombre porque se administran en dosis muy pequeñas, que no tiene ninguna acción fármaco-terapéutica, ni efectos secundarios, ni reacciones adversas graves.

En la actualidad están disponibles cerca de 100 radiofármacos, que permiten el diagnóstico precoz en patología ósea, cardiología y oncología, así como en infecciones y nefrología.

Terapéutico.- Desde el punto de vista terapéutico, la medicina nuclear tiene sus principales aplicaciones en el cáncer de tiroides, el hipertiroidismo y el tratamiento del dolor óseo.

Actualmente se hallan en fase de investigación radiofármacos para tratar más de 35 enfermedades.

La Medicina Nuclear tiene varias características:

- ✚ *No es invasiva.*- A diferencia de otras técnicas de diagnóstico que exigen cirugía o introducción de aparatos en el cuerpo, la MN no es invasiva, ya que en la mayoría de los casos basta con una inyección endovenosa. El trazador viaja a través de la sangre y se localiza en el órgano a estudiar.

- ✚ *Es funcional.*- A diferencia de las llamadas técnicas estructurales (escáner, resonancia magnética, ecografía), las técnicas de MN no estudian la morfología del organismo, sino su *funcionalismo*.
- ✚ Su campo de aplicación abarca la *práctica totalidad del organismo*.
- ✚ *El nivel de irradiación.*- tanto para el paciente como para el personal, es similar o inferior al de otras técnicas radiológicas.
- ✚ *Costo.*- para analizar el costo de las técnicas en la Medicina Nuclear, de forma comparativa con otras técnicas de diagnóstico, se debe considerar no el costo unitario de cada exploración, sino el costo total del proceso de diagnóstico. Aunque el costo de un procedimiento de MN sea elevado, las ventajas derivadas de la precisión y fiabilidad del diagnóstico sobrepasan ampliamente al valor, al hacer innecesarias otras técnicas de diagnóstico.

La Medicina Nuclear puede detectar anomalías más pequeñas que las que otras técnicas pueden observar, por lo que suponen un ahorro en procesos de diagnóstico adicionales.

Hoy en día la Medicina Nuclear constituye una herramienta de diagnóstico, de sustancial utilidad prácticamente en todas las especialidades médicas, siendo materia de estudio imprescindible y parte del currículo de formación de diferentes especialidades como la Cardiología, Oncología, Radiología, Neurocirugía, Pediatría, Cirugía, Endocrinología, Reumatología, Medicina Interna, Traumatología y Psiquiatría, entre otras.

1.2. PRINCIPIOS FÍSICOS BÁSICOS DE LA MEDICINA NUCLEAR

1.2.1. Radiación y Radioactividad

Los primeros estudios efectuados con sustancias radiactivas revelaron que las mismas emitían tres tipos de radiaciones diferentes. Progresivos descubrimientos vinculados con la radioactividad revelaron que la presencia del neutrón está directamente relacionada con la estabilidad nuclear, de manera tal que cuando la relación Z/N es igual o próxima a 1, el núcleo es estable; Z = número atómico de X elemento, e indica también el número de electrones de un átomo neutro, y N = Número másico de un elemento X .

Esta relación se cumple casi estrictamente en los núcleos livianos, mientras que a medida que aumenta Z la línea de estabilidad va alejándose de la relación teórica, hasta tal punto que a partir de $Z = 83$ ya no hay núcleos estables; es decir, que de allí en adelante todos son radiactivos. En suma, la estabilidad o inestabilidad del núcleo que sea está determinada por su mayor o menor proximidad a la línea de estabilidad y, en definitiva, es función de la relación protones-neutrones.

Cuanto más alejado de la línea de estabilidad esté un nucleido, tanto más inestable será. Dicha inestabilidad se manifestará por una mayor energía de las partículas emitidas y por un período de semidesintegración menor. A la inversa, cuanto más cerca de la línea de inestabilidad se encuentre, tanto mayor será

su estabilidad, tanto menor la energía de las partículas emitidas y tanto más largo el período de semidesintegración.

La inestabilidad del núcleo se pone de manifiesto por la emisión de partículas y esta emisión lo hace tender hacia la estabilidad, a través de una o más transformaciones sucesivas. Si tenemos cierto número N_0 de átomos radiactivos en el instante $t = 0$, al cabo de cierto tiempo, en el instante t_1 , tendremos el número de átomos N_t menor que el anterior, pues algunos de ellos se habrán transformado en otros, por emisión de partículas.

1.2.2. Radiación alfa (α)

Es una partícula nuclear de carga positiva, y que está formada por dos protones unidos a dos neutrones. Las partículas alfa se emiten espontáneamente en algunos tipos de desintegración radiactiva. Corresponden a átomos de He totalmente ionizados. Es decir, las partículas alfa son núcleos de helio. La mayor parte de los emisores naturales de partículas alfa la conforman los isótopos del curio; se entiende por isótopo un elemento con mismo número atómico y diferente número másico. En menor cantidad este tipo radiación es emitida por el radón 222, y por un elemento creado artificialmente llamado californio.

1.2.3. Radiación beta (β)

Para propósitos terapéuticos en Medicina Nuclear se emplean radionúclidos emisores de energía beta, que es emisión de electrones las cuales dada su condición de tales (presentan masa y carga eléctrica), interactúan rápidamente con la materia y son capaces de producir alteraciones a nivel molecular y celular. Dependiendo de su energía, son capaces de penetrar sólo algunos pocos milímetros en tejidos blandos o agua, por lo que no es posible obtener imágenes externas de su distribución corporal.

Las partículas beta son de alto poder energético ocasionando una mayor dosis de radiación a nivel local. Esta posibilidad es usada con fines terapéuticos de radioterapia por vía sistémica o local, ya que al igual que los radionucleidos emisores gamma, pueden emplearse por si solos, o unirse con una molécula para actuar en un órgano definido. El principal emisor de estas partículas es el promecio y en menor cantidad pero no menos importante el neptunio.

1.2.4. Radiación gamma (γ)

Radiación electromagnética, haz de fotones de alta energía. No tienen carga eléctrica y su masa es de aproximadamente cero. Es la radiación de mayor energía.

Los emisores naturales de radiación gamma son, entre los más importantes: polonio, radio, torio, actinio, radón, uranio, y un elemento que fue el primero en ser creado artificialmente, el tecnecio; el cual es el isótopo más usado en Medicina Nuclear, el Tecnecio 99 metaestable (Tc-99m), tiene una vida media de 6.02 h y es emisor de energía gamma de 140 Kev.

Para que un radionúclido sea utilizado en Medicina Nuclear, se requiere que trace una vía fisiológica, o sea constituyente molecular esencial.

Por ejemplo el uso de Iodo radioactivo, que puede administrarse vía oral e incorporarse a nivel Tiroideo, para la síntesis hormonal.

También es posible que éste sea ligado a una molécula que siga una vía metabólica definida (Radiofármaco). Es el caso del MDP (metilendifosfonato) que unido a Tc-99m, se incorpora en el metabolismo óseo.

Las emisiones gamma por su condición de corresponder a fotones (emisiones sin carga eléctrica ni masa en la practica) y no de partículas (emisiones con carga eléctrica y masa), interactúan con menor probabilidad con la materia, por lo que permite puedan ser detectados fuera del paciente, por medio de una Gammacámara.

Las concentraciones de los radionucleidos empleados en Medicina Nuclear son muy bajas (hasta 30 mCi), por lo cual no son capaces de producir reacciones tóxicas o alérgicas, aún en pacientes con antecedentes de alergia.

1.2.5. Obtención de isótopos radioactivos

La obtención de isótopos radioactivos en Medicina Nuclear, y que se utilizarán finalmente, para la preparación del radiofármaco se lleva a cabo por distintas técnicas. Los radionúclidos de período más corto son obtenidos de generador o de ciclotrón, por lo general. Los de periodo menos breve proceden de reactor de fisión nuclear o de ciclotrón.

1.2.5.1. Generador

De forma esquemática, un generador es una estructura que contiene en su interior una cantidad determinada de un núclido precursor o “padre” (procedente de reactor o ciclotrón) que se desintegra para dar lugar a la aparición de un núclido “hijo”, de periodo más corto (normalmente pocas horas), y que es el de utilidad para fines diagnósticos. (5).

El elemento hijo se obtiene por la extracción líquido-líquido, destilación o difusión gaseosa, según sean sus propiedades físico-químicas. Lo más habitual es hacer pasar un eluyente a través de la columna que contiene al elemento padre adsorbido en algún material inerte, extrayendo solamente el elemento hijo en el llamado “*eluido*”.

Una característica, indispensable en un generador, es la de poseer una

situación en la que el período del “padre” sea mayor que el del “hijo”; de este modo, la actividad del segundo tiende a aproximarse a la del primero y, una vez alcanzado ese equilibrio, la actividad del hijo decaerá.

Mediante el generador, se suele obtener isótopos radioactivos que son utilizados directamente y de forma inmediata para el marcaje de fármacos. Este sistema permite la obtención del radionúclido en el propio Servicio de Medicina Nuclear, su gran ventaja es la facilidad para tener este equipamiento, y obtener aquí el radioisótopo, sin riesgo para el personal o los pacientes, obviando el problema que supone la rápida desintegración del elemento y ofreciendo, al mismo tiempo, un costo fácilmente asumible.

En el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín se cuenta con un generador el cual llega cada dos semanas, los tecnólogos son los encargados de hacer la elución para en lo posterior obtener un radiofármaco.

1.2.5.2. Ciclotrón

Es básicamente un acelerador de partículas que impactan un isótopo blanco precursor, el cual es capaz de reaccionar al impacto de estas partículas y producir emisores de Positrones. Existen ciclotrones de diversas capacidades de aceleración; uno de mediana energía es capaz de producir unos cincuenta

radionúclidos distintos. (5).

Los radionúclidos obtenidos en el ciclotrón suelen ser de alta actividad específica, a diferencia de los obtenidos en un reactor y, sobre todo, si el origen de estos últimos se encuentra en la activación neutrónica.

A pesar de las grandes ventajas que supondría la instalación de este dispositivo aun no está generalizado por su alto costo y además requiere de gran implementación física y de personal calificado.

1.2.5.3. Reactor de Fisión Nuclear

Este equipamiento físico es de gran envergadura, similar a un edificio de varios pisos, se compone, muy esquemáticamente, de tres elementos: un combustible formado por múltiples barras de material inerte intercaladas con las de combustible y un bloque que contiene a los anteriores. En el es posible obtener al igual radioisótopos, como Tc-99m. (5).

Durante la reacción de fisión, el núcleo de un elemento químico de masa atómica elevada, como el ^{235}U , se rompe y da lugar a la aparición de otros núcleos menos pesados, al tiempo que libera neutrones y, secundariamente, calor. Este calor es la energía que se utiliza, finalmente, en este tipo de instalaciones, aprovechándolo para la obtención de electricidad.

Parte de estos neutrones pueden ser captados dentro del núcleo de otro elemento utilizado como “diana”, originando nuevos radionúclidos y emitiendo radiación gamma. Igualmente pueden aparecer elementos nuevos que sean producto directamente de la desintegración del elemento combustible, es así como se generan los radioisótopos, para su posterior distribución a diferentes Servicios de Medicina Nuclear.

1.2.6. Vida media de un radionúclido

La vida media de un radionúclido, es el tiempo requerido, para que el número total de átomos radioactivos de un determinado elemento, disminuya a la mitad. Esta es una característica diferencial para cada uno de los elementos, el tiempo de vida media puede ir desde menos de un segundo hasta cientos de años.

En Medicina Nuclear en general los radionúclidos utilizados tienen una vida media corta de sólo horas o algunos días y son de baja energía relativa, lo que da seguridad en su uso, al ser baja la radiación absorbida en el paciente, la que en general no es significativamente superior a las dosis de radiación en un examen habitual de la Radiología y en algunos casos significativamente inferior.

1.3. DETECCIÓN DE RADIOISÓTOPOS

La materia, al ser atravesada por las partículas ocurre una serie de fenómenos de ionización cuya magnitud es proporcional al número y a la energía de las partículas incidentes. Los equipos de medición se basan esencialmente en éste fenómeno.

El dispositivo simple para la detección de radiaciones ionizantes es la película fotográfica, cuyo ennegrecimiento es proporcional a la radiación absorbida. El resultado no es muy exacto, pero da una idea aproximada del fenómeno, y la visualización sólo es posible después de haberse revelado la película.

Vale decir que estos dispositivos informan de la energía total acumulada y, aunque obviamente no sirven para el seguimiento de un proceso dinámico, son sumamente útiles, por ser, para el control de las dosis de radiación recibidas por personas que trabajan con material radiactivo o con campos de radiación.

1.3.1. Cámaras de ionización

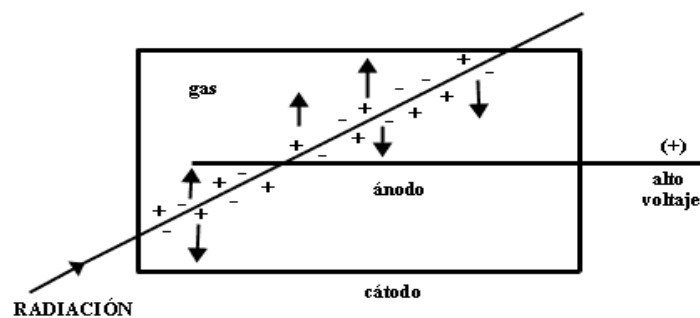


Fig.1.3.1. esquema de una cámara de ionización

Estas cámaras generalmente en su interior contienen gas e incluso aire a presión y temperatura ambiente; dicho gas está encerrado en un recipiente de paredes tan delgadas como sea posible para no interferir con la radiación que llega.

Debido a la baja densidad del gas (comparado con un sólido), las cámaras de ionización tienen baja eficiencia para detectar rayos X o gamma (típicamente del orden de 1%) pero detectan prácticamente todas las alfas o betas que logran traspasar las paredes del recipiente.

El dispositivo ilustrado (*fig. 1.3.1*) consta de un filamento central (ánodo) y una pared envolvente (cátodo). Entre el ánodo y el cátodo se establece por medio de una batería una diferencia de potencial perceptible en un medidor de corriente intercalado en el circuito.

Generalmente, el interior de la cámara cuando las partículas provenientes de una fuente radiactiva interactúan con el aire contenido en la cámara, producen una serie de pares de iones que son atraídos hacia el ánodo (los electrones) y hacia el cátodo (el resto de la molécula).

Estos iones transportan cierta cantidad de corriente que circula por el circuito y es revelada por el medidor intercalado. Dicha corriente será proporcional al número de pares de iones formados y, en consecuencia, a la actividad de la fuente que se quiere medir.

La diferencia de potencial aplicada a una cámara de ionización debe ser la adecuada para asegurar que todos los iones formados sean descargados en el

ánodo y en el cátodo (impidiendo su recombinación), pero no excesivamente alta para que no provoque una aceleración indebida de los iones formados y, con ello, la producción de ionizaciones secundarias. Dicha diferencia de potencial varía según los modelos, entre 50 y 200 V.

1.3.2. Tubo de Geiger Muller (GM)

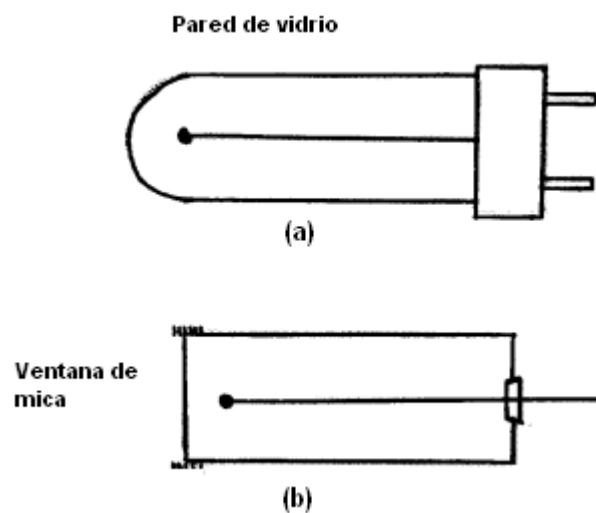


fig.1.3.2. Clases de tubos Geiger Muller

Al igual que la cámara de ionización, consta de un filamento central, o ánodo, rodeado de una pared o cátodo (fig. 1.3.2); pero a diferencia de ésta, contiene gas a baja presión que, en general, es una mezcla de argón y alcohol.

La diferencia de potencial aplicada entre el ánodo y el cátodo es superior a la de la cámara de ionización y suele ser alrededor de 1000 V.

Cuando una partícula entra en el tubo Geiger Muller produce, al igual que en la cámara de ionización, cierto número de pares de iones; pero en razón de la alta diferencia de potencial existente, éstos son acelerados hacia el ánodo y hacia el cátodo, produciendo gran número de iones secundarios que, a su vez, reproducen el fenómeno, provocando una avalancha de iones que siguen igual suerte.

Es así como se origina un pulso de corriente que es registrado en un contador que puede ser un escalímetro (equipo contador que registra los eventos individualmente en forma digital, acumulándolos uno a uno) o un integrador (equipo que integra cierto número de cuentas y da la lectura directa de ese valor por medio de un instrumento de aguja).

Hay dos tipos de tubos Geiger Muller los llamados de **inmersión** (pared de vidrio) y los de **ventana de mica**. Ambos se usan principalmente para llevar la cuenta de partículas β .

Las α son prácticamente detenidas por la ventana del tubo, mientras que los fotones γ son registrados tan solo en una proporción del 1 a 2 % en relación con las partículas β de igual energía, debido a la baja probabilidad de interacción del fotón con los componentes del tubo.

1.3.3. Detector de centelleo

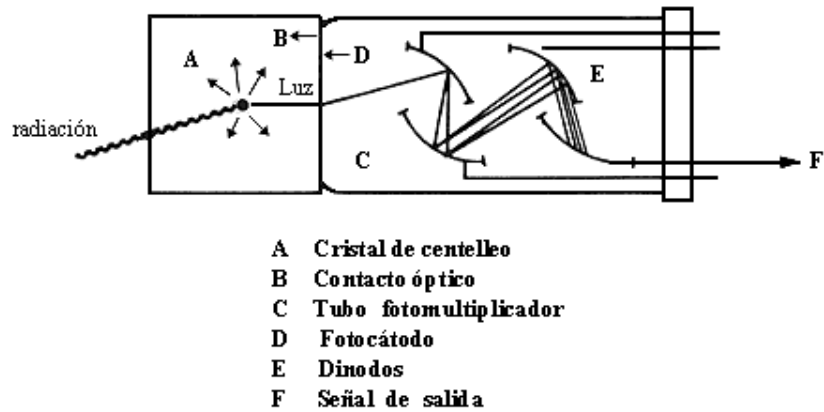


fig. 1.3.3. Esquema de un detector de centelleo fotomultiplicador

El contador de centelleo se basa en la ionización producida por partículas cargadas, se emplean, fundamentalmente, para la detección de fotones centelleadores, que pueden ser sustancias sólidas o líquidas, orgánicas o inorgánicas.

Estas sustancias tienen la propiedad de emitir un pequeño destello que interaccione dentro de ellas. El más empleado es el cristal de yoduro de sodio, al que se incorporan trazas de talio que producen deformación en la red del cristal y le permite emitir luz a temperatura ambiente.

Los cristales son de forma cilíndrica y están revestidos en toda su superficie, menos en una de las bases, por una cubierta de aluminio que los protege de la humedad, de la luz exterior y de los golpes. Dicha cubierta tiene un depósito de

óxido de magnesio en la superficie en contacto con el cristal, a fin de reflejar al máximo los fenómenos luminosos.

La base no recubierta por el aluminio se sella con un disco plástico transparente, al cual se apoya un fotomultiplicador que visualiza los fenómenos que ocurren dentro del cristal.

El detector de centelleo fotomultiplicador (*fig.1.3.3.*) consta de una fotocélula (fotocátodo) que transforma el destello luminoso en una pequeña corriente de electrones.

A continuación de la fotocélula hay una serie de dinodos con una diferencia de potencial creciente. Los dinodos están hechos de un material que, por excitación, cede fácilmente electrones; entonces, cada uno de los electrones provenientes de la fotocélula y atraídos hacia el primer dinodo, al chocar contra él, arranca por lo menos dos electrones.

Ésta nueva corriente de electrones es atraída hacia el segundo dinodo, donde se reproduce el fenómeno anterior, y así sucesivamente hasta que a la salida del fotomultiplicador se tiene cierto pulso de electrones que puede ser registrado como una cuenta en un equipo contador.

Dicho pulso es proporcional a la energía del fotón incidente original, por lo que, mediante el cristal de centelleo, podemos medir no solo el número de eventos, sino también su energía.

La unidad cristal-fotomultiplicador se llama cabezal de centelleo o sonda y es

de gran aplicación en la medicina nuclear, sobre todo para localizar la distribución de radioisótopos en el cuerpo. Toda vez que se emplee como detector, el cristal debe contar con un colimador adecuado.

1.3.4. Contador de pozo

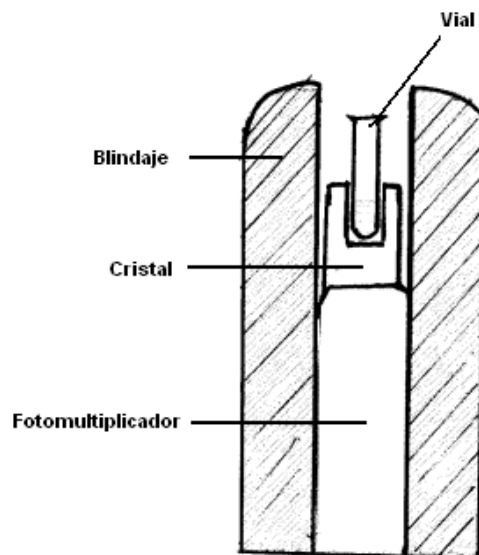


fig. 1.3.4. Esquema de un contador tipo pozo

Consta de un cristal de centelleo de NaI (TI) provisto de un orificio a lo largo del eje del cilindro que permite introducir "viales" con muestras radiactivas y medirlas en una geometría casi envolvente, con lo cual aumenta el rendimiento de la medición.

1.4. ESPECTROMETRÍA GAMMA

Con el dispositivo formado por el detector de centelleo acoplado a un fotomultiplicador se obtienen unos impulsos eléctricos cuya altura es proporcional a la energía liberada por los fotones incidentes sobre el detector.

A pesar de la elevada ganancia que se obtiene con el fotomultiplicador, la intensidad de los impulsos eléctricos generados es muy pequeña y de muy corta duración por lo que se requiere una amplificación posterior, que consta de un preamplificador y un amplificador.

Cuando se irradia el cristal de centelleo con una radiación monoenergética como la que produce el Tc^{99m} que es de 140 keV, con esta energía, en el cristal se van a producir interacciones por efecto fotoeléctrico y por efecto Compton.

La interacción fotoeléctrica se caracteriza por una absorción total de la energía del fotón en el medio, mientras que en la interacción Compton se producen un nuevo fotón de menor energía, es decir, que en la interacción Compton la energía cedida al medio es inferior y a menos que el nuevo fotón producido no sea absorbido totalmente en el cristal, se obtendrá a la salida de amplificador un impulso de menor altura que en el caso de una interacción fotoeléctrica.

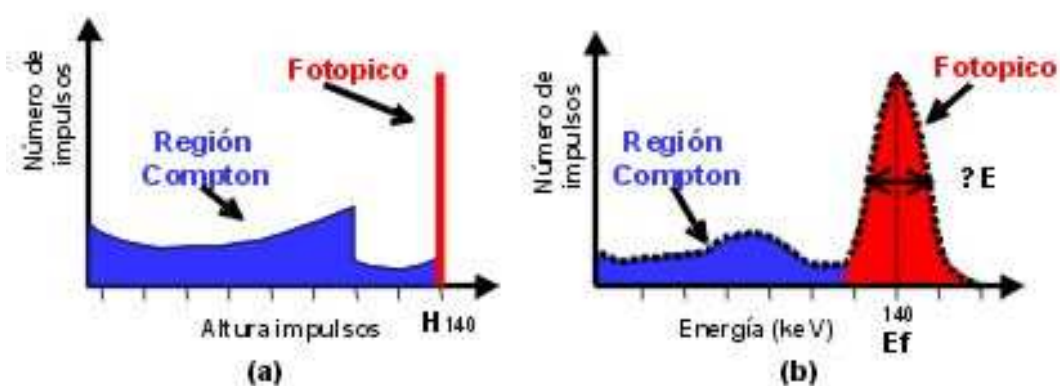


Fig.1.4. Espectrometría gamma

De una manera ideal, si para el caso considerado se representa el número de impulsos obtenidos en función de la altura de los impulsos, se obtiene una representación conocida como espectro que tiene la forma de la Fig.1.4. (a), en la que la línea del fotopico (H_{140}) se corresponde con la amplitud del impulso obtenido a las interacciones por efecto fotoeléctrico y el resto para interacciones tipo Compton.

Cuanto más alto sea el pico, mayor fue el número de fotones Gamma que produjeron efecto fotoeléctrico, lo que equivale a decir que mayor es la cantidad de radionucleido “trazador” o “marcador”.

En el espectro real Fig.1.4. (b), puesto que existe una relación lineal entre la altura del impulso y la energía, en el eje de abscisas se indica el valor de la energía que se obtiene mediante una calibración del detector y además, se puede observar que el fotopico presenta un ensanchamiento, causado por varias razones: imperfecciones del acoplamiento entre el detector de centelleo y fotomultiplicador, fluctuaciones estadísticas de la conversión de los fotones

gamma, ruido electrónico, etc.; que se traducen en una variación en la altura de los impulsos, para una misma energía absorbida en el detector de centelleo.

CAPÍTULO 2

PRINCIPALES EQUIPOS EMPLEADOS EN MEDICINA NUCLEAR

2.1. PRESENTACIÓN

De los procesos de interacción de la radiación con la materia, se desprende que los resultados inmediatos son las excitaciones e ionizaciones que produce en el medio con el que interacciona, estos efectos dan lugar a que se pongan de manifiesto distintos procesos físicos o químicos y que van a ser las bases de la detección.

Por ello obligatoriamente en todo equipo de medida de la radiación existe un elemento que recibe el nombre de detector, en el que como resultado de estos procesos se obtendrá una señal, normalmente muy débil, pero que amplificada y tratada nos permite conocer el valor de la medida.

En general, en la evaluación de la radiación, tres son los parámetros que nos pueden interesar y que en cada caso da lugar a una familia distinta de equipos de medida:

1. La actividad de una fuente radiactiva, es decir, el número de desintegraciones por segundo, el equipo de medida recibe el nombre de contador.
2. La energía depositada por la radiación en un medio, para lo que se utilizan los dosímetros.
3. La energía de la radiación, para lo que se utilizan unos equipos denominados espectrómetros.

Además de esta clasificación, se introduce otra que tiene en cuenta el material

del que esta formado el detector, que puede ser un gas, un sólido o un líquido.

Todos los sistemas utilizados en medicina nuclear para la obtención de imágenes, están basados en la información que proporciona la distribución de una sustancia radiactiva en el cuerpo del paciente, resulta entonces necesario que dispongan de un módulo de detección de la radiación.

Este elemento, que es el receptor primario de la información, va por lo tanto a influir de una manera fundamental en las características de los equipos.

Otro aspecto a tener en cuenta, es el referente a los equipos utilizados ya sea en la determinación de la cantidad de sustancia radiactiva que hay que suministrar a los pacientes o de los equipos utilizados en la radioprotección, todos ellos necesitan disponer de un elemento de detección de la radiación.

2.2. GAMMACÁMARAS

Una Gammacámara, es un equipo de detección externa (centelleo), es capaz de detectar emisión gamma, y de efectuar la adquisición de información de varias regiones orgánicas vecinas de forma simultánea sin necesidad de movimiento de rastreo.

Esto puede ser a modo de una imagen planar como una fotografía, que es la técnica mas utilizada, o por medio de la Tomografía de Emisión de Fotón Único, SPECT.

Este instrumento he desplazado a los equipos anteriores, siendo en la actualidad el más utilizado en los centros de Medicina Nuclear.

2.2.1. Descripción de los elementos de una Gammacámara

Una Gammacámara planar o una de tipo SPECT (*fig. 2.2.1.*), consta básicamente de: un cabezal detector de radiación, que esta constituido por,

- a) un colimador
- b) un cristal de centelleo, comúnmente de Yoduro de Sodio
- c) tubos fotomultiplicadores
- d) un computador

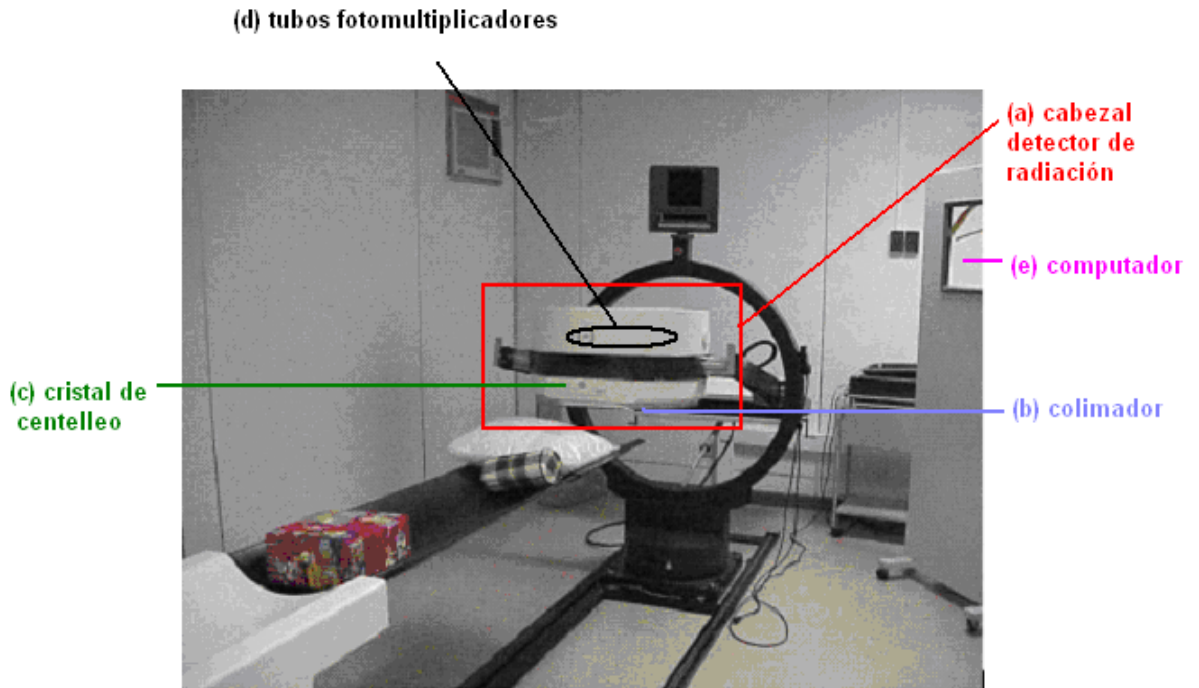


Fig. 2.2.1. Gammacámara SPECT de 1 detector, General Electric.

2.2.1.1. Colimador.-

El colimador está formado por una gruesa lámina de plomo o tungsteno, completamente llena de orificios hexagonales o circulares. Su misión es la de seleccionar los rayos gamma, que procedentes del paciente, inciden sobre el cristal de centelleo. Según la disposición de los orificios existen diversos tipos de colimadores: paralelo (orificios perpendiculares al cristal), convergente y divergente (orificios convergentes o divergentes, respecto al cristal), finalmente existe un tipo de colimador con un único orificio que recibe el nombre de "pinhole".

El colimador de mayor uso es el paralelo, que permite obtener una imagen real

que se corresponde con la proyección de la distribución del radiofármaco en el paciente, puesto que solo los rayos gamma que pueden pasar por el interior de los orificios alcanzan el cristal de centelleo, mientras que el resto son absorbidos en las paredes ("septos") de separación de los mismos.

Las características del colimador paralelo dependen de su espesor y tamaño de los orificios, existiendo colimadores denominados de "alta energía", que presentan un espesor mayor que los de "baja energía" o propósito general, así como, los denominados de "alta resolución" que disponen de orificios de menor diámetro que los de "baja resolución".

Cuando se desea estudiar alguna zona concreta se utiliza el "pinhole", que únicamente dispone de un orificio, obteniéndose una imagen invertida y ampliada. En la *fig.2.2.1.1. (a) y (b)* se representa un colimador paralelo y "pinhole"

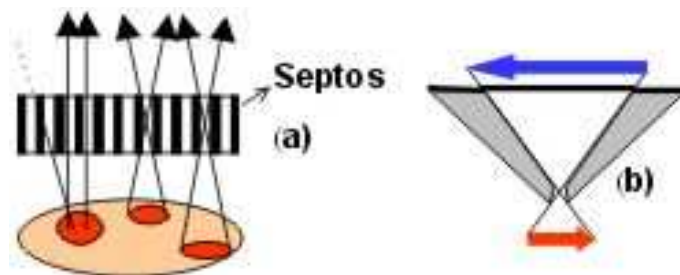


Fig.2.2.1.1. Tipos de Colimadores

La resolución de un colimador se mide mediante el índice de resolución (**IR**):

$$IR = ((a+b+c)/a) * d$$

Donde:

a= grosor del colimador.

b= distancia entre superficie externa del colimador y objeto.

c= distancia entre superficie interna del colimador y plano medio de interacción del cristal de centelleo.

d= diámetro de los agujeros del colimador.

Se entiende que tanto mejor es la resolución cuanto más bajo sea IR.

2.2.1.2. Cristal de centelleo.-

Prácticamente todas las gammacámaras utilizan un cristal de centelleo de yoduro de sodio con trazas de talio INa (TI) de forma rectangular o circular, ya que presenta sobre otros tipos una buena eficiencia de conversión (fracción de energía de radiación absorbida que se convierte en luz), tiene el inconveniente de ser higroscópico y no resistir cambios bruscos de temperatura, por todo ello, se requiere que esté encapsulado herméticamente y que la temperatura ambiental se mantenga estable.

La eficiencia de detección resulta afectada por el espesor del cristal, de tal forma que aumenta a medida que el espesor es mayor, en contraposición, a mayor espesor de cristal, menor es la resolución geométrica, ya que aumenta

el área de detección de los tubos fotomultiplicadores.

2.2.1.3. Tubos fotomultiplicadores.-

Los tubos fotomultiplicadores son un tipo especial de válvula electrónica que representa una parte fundamental en un sistema de detección por centelleo. Su misión consiste en convertir la luz emitida por el detector de centelleo en una señal eléctrica.

Los tubos fotomultiplicadores están dispuestos en forma de matriz y en número de 19 a 96. La calidad de la imagen depende del número de fotomultiplicadores, es decir cuando tenemos mayor número, la imagen va mejorando, mientras que con un número menor o con fallas en algunos de ellos la resolución de la imagen decrece y se puede dar una mala información en el diagnóstico.

Un tubo fotomultiplicador está formado por una ampolla de cristal (*fig. 2.2.1.3.*) estanca y con un alto vacío en su interior, que consta de una ventana en donde incide la luz del detector y en cuya parte interior se encuentra el fotocátodo, varios electrodos que reciben el nombre de dinodos y el ánodo A.

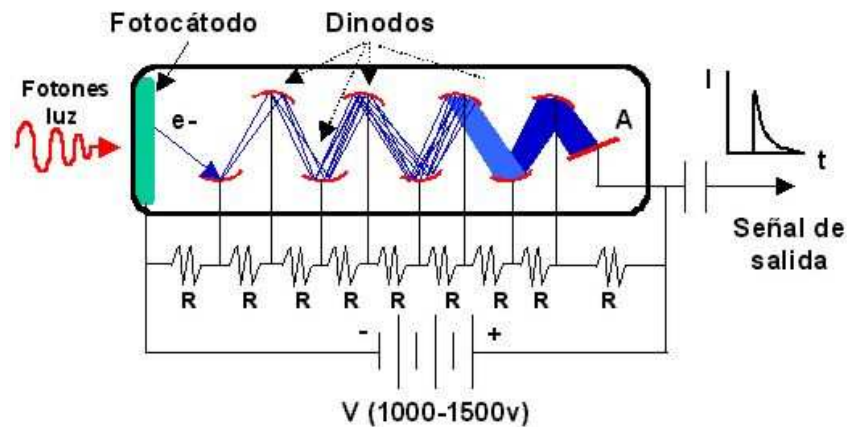


Fig.2.2.1.3. Estructura de un tubo fotomultiplicador

Para su funcionamiento, se utilizan una tensión continua del orden de 1000 a 1500 V, aplicados entre el fotocátodo y el ánodo, entre los dinodos se aplica una tensión del orden de 100 V mediante un divisor de tensión a base de resistencias.

En el fotocátodo, la luz incidente produce una emisión de electrones (fotoelectrones) que son acelerados y focalizados sobre el primer dinodo. Estos electrones al chocar con el dinodo, ceden parte de su energía en arrancar nuevos electrones, de tal forma que por cada uno que llega salen varios (efecto multiplicador), los cuales a su vez son acelerados hacia el segundo dinodo y al chocar con el mismo se produce de nuevo un efecto multiplicador y así sucesivamente.

Al final todos los electrones resultantes inciden sobre el ánodo, de tal forma que al final se tiene una ganancia que viene dada por la expresión: $G = d^m$, siendo d el factor de multiplicación de cada dinodo (del orden de 4) y m el número de dinodos que puede oscilar de 8 a 14. Con estos valores se pueden

obtener ganancias del orden de 10^{10} .

2.2.1.4. Computador.-

Las señales de salida de los diferentes equipos, sobre todo de una gammacámara, pueden ser introducidas a un computador para que la información sea procesada. Previamente estas señales tienen que ser digitalizadas para que el computador pueda trabajar con ellas.

A su vez, el computador puede controlar el funcionamiento de la cámara mediante señales de salida que se introducen en la consola, de hecho, las modernas gammacámaras la consola está sustituida por un computador.

Los computadores usados en Medicina Nuclear constan de los mismos elementos que cualquier otro, pero con algunas características propias:

HARDWARE

- ✚ CPU (unidad central de procesamiento) conectada a la cámara o a varios equipos simultáneamente.
- ✚ RAM (memoria de acceso aleatorio) de gran capacidad, puesto que tiene que procesar a la vez varias imágenes.
- ✚ Gran velocidad de procesado.
- ✚ Al menos dos pantallas, una para texto, datos numéricos y control de software, y otra para visualizar imágenes.

- ✚ Un monitor con un dispositivo fotográfico sobre placa o papel para obtener registros de imágenes o de datos numéricos.
- ✚ Una unidad de disco duro con gran capacidad, para almacenar la información de los pacientes en un archivo.
- ✚ Un ratón o lápiz óptico para señalar en la pantalla puntos o áreas de interés.
- ✚ Una impresora para recoger los datos de interés y las imágenes.

SOFTWARE

- ✚ Estudios estáticos, que introducen las señales digitales en matrices espaciales de 128x128, 256x256 o 512x512 píxeles o puntos de luz. Lógicamente, cuanto más píxeles tenga la matriz mayor resolución tendrá la imagen.
- ✚ Estudios dinámicos, se usan matrices más simples 64x64x8 píxeles y y realiza la adquisición de las imágenes en tiempos que podemos preseleccionar.
- ✚ Estudios con gating, más usados en cardiología precisa de introducir en el computador las señales digitalizadas del electrocardiograma (ECG) del paciente para poder recoger información separada de cada fase del ciclo cardíaco.
- ✚ Estudios tomográficos, ordena las condiciones de adquisición de las imágenes SPECT.
- ✚ Datos de identificación, se debe introducir el nombre del paciente, número de historia, fecha, hora, edad, rotulación de cada estudio y todos

los datos que se crean necesarios para presentar.

- ✚ Tratamiento de imágenes, aumento y disminución de contraste, reducción de la actividad de fondo, suma y sustracción de imágenes.
- ✚ Delimitación de áreas de interés, podemos dibujar en la pantalla áreas de contorno irregular, rectangulares, circulares o elípticas, copiar otras áreas, y perfiles de actividad.
- ✚ Cuantificación de los datos, los datos serán expresados en forma de número de cuentas o de índices comparativos de la actividad de una zona con respecto a otra, también se pueden expresar en curvas de actividad.

2.2.2. Funcionamiento de la Gammacámara

Para su funcionamiento la cabeza/s giran alrededor de paciente (Fig. 2.2.2.), obteniendo una adquisición planar (proyección) a intervalos regulares.

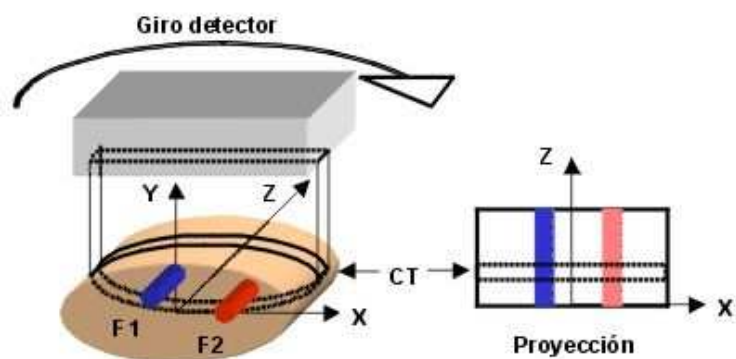


Fig.2.2.2. SPECT

Los cortes transversales (CT) del paciente se obtienen a partir de la combinación de todas las proyecciones resultantes en cada posición angular del detector, mediante un algoritmo matemático se conoce como algoritmo de retroproyección (en inglés back projection).

Cuanto mayor sea el número de proyecciones realizadas la imagen obtenida se aproximará más a la realidad. En la práctica el número de proyecciones de adquisición varía con el tamaño de la matriz de imagen, por ejemplo para obtener corte transversal con una matriz de imagen de 64x64, pueden ser necesarias 120 proyecciones para una gammacámara con una cabeza de detección.

El simple algoritmo de retroproyección indicado da lugar a imágenes que presentan artefactos en las zonas de intersección de las proyecciones, la utilización de un filtro matemático aplicado a los datos de las proyecciones, permite su eliminación y el algoritmo se denomina retroproyección filtrada, que permite la obtención de imágenes en reconstrucción tomográfica con cortes de un órgano en sus planos sagital, coronal, transaxial y la reconstrucción de imágenes de tipo tridimensional.

La capacidad de realizar cortes tomográficos, elimina la sobreposición de estructuras, y así la interferencia que se produce en las imágenes en 2 planos, mejorando la sensibilidad y resolución espacial de un estudio.

Existen Gammacámaras 1, 2 ó 3 detectores. El mayor número de detectores no

mejora la calidad o resolución del estudio, salvo para algunos casos puntuales en grado mínimo, pero si mejora el tiempo en el cual se realiza, siendo en algunos casos menos de la mitad, por ejemplo de 45 minutos para un Cintigrama Óseo en un equipo de 1 detector; a 20 minutos aproximadamente, para uno de doble detector. Los equipos de 3 detectores, se emplean especialmente para estudios a nivel del Sistema Nervioso Central, en que si mejoran en cierto grado la resolución y aun mas el tiempo de examen, comparados especialmente con los equipos de un detector, aproximadamente 40 minutos versus 12 a 15 minutos.

2.2.3. Parámetros de calidad de una gammacámara

2.2.3.1. Resolución espacial

Se refiere a la calidad de la formación de la imagen. Depende de la resolución intrínseca (RI) y de la resolución del colimador (RC). La intrínseca ha mejorado mucho en los últimos años, variando desde 12 mm a finales de los años 60 hasta 3mm en la actualidad.

Ello es debido, sobre todo, al aumento de número de los fotomultiplicadores y a la disminución de espesor del cristal, en general, las cámaras de campo pequeño tienen mejor resolución que las de campo ancho; entendiendo por campo el área que está emitiendo radiación.

La resolución total (R_T) es:

$$R_T = R_C^2 + R_I^2$$

2.2.3.2. Uniformidad

Cuando la cámara es expuesta a un campo de radiación uniforme, puesto que, si resultan zonas más calientes o más frías que el resto, el explorador puede interpretarlas como lesiones.

La falta de uniformidad suele ser debida a alteraciones en la ganancia de uno o varios tubos fotomultiplicadores que se hacen inestables con el paso del tiempo, por lo que periódicamente debemos realizar un test de uniformidad. Para ello exponemos a la cámara a una fuente de radiación puntual (sin colimador) o a una fuente ancha de radiación uniforme (con colimador) hasta acumular un número determinado de cuentas. Las cámaras actuales suelen estar provistas de un sistema corrector de ganancias de TFM automático.

2.2.3.3. Capacidad de contaje de alta actividad

En estudios dinámicos, como los que se realizan en cardiología es preciso que la cámara recoja la máxima información de una fuente con gran actividad. Pueden llegar a contar hasta 100 000 cps; esta capacidad está limitada por el

tiempo de decaimiento de la luminiscencia del cristal de centelleo (240 nanosegundos en el INa (TI)).

Conviene comprobar este parámetro con frecuencia con una fuente. En la práctica suele fallar por error en la calibración de la ventana energética seleccionada, que no se ajusta simétricamente al fotopico.

2.2.4. Formación de la imagen

Los rayos gamma emitidos por el radiofármaco que se encuentra distribuido en el interior del paciente, atraviesan el colimador e interactúan con el cristal de centelleo, produciéndose los destellos luminosos.

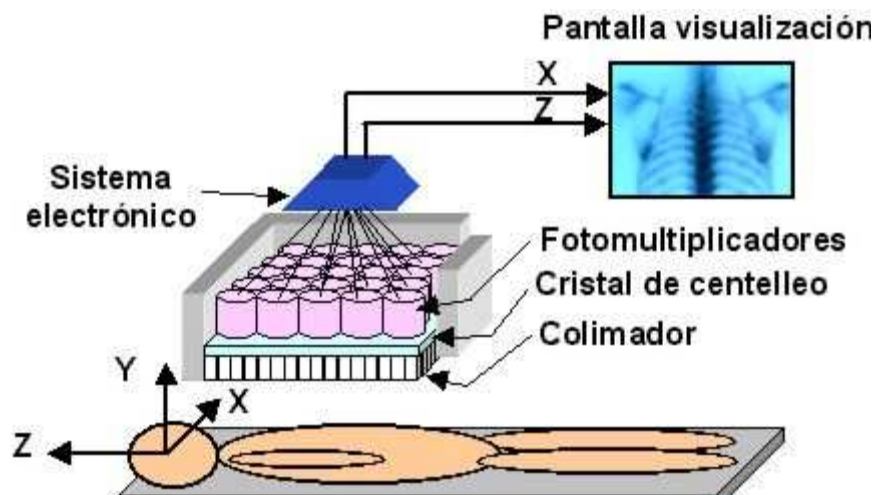


fig. 2.2.4. Formación de las imágenes en una Gammacámara.

Cada destello es detectado por varios fotomultiplicadores y los impulsos que se

obtienen de ellos son tratados por el sistema electrónico, de tal forma que a partir de la altura de estos impulsos asociada a la posición de los fotomultiplicadores permite obtener las coordenadas (z, x) del origen del destello (fig.2.2.4.) y el impulso resultante de la suma de todos los impulsos que ha ocasionado un destello, aplicado a un analizador monocanal, permite determinar la energía del rayo gamma original; si esta energía esta dentro del intervalo de la ventana de energía, la detección se acepta como válida y se representa sobre la pantalla de visualización como un punto luminoso en la posición correspondiente.

En los equipos iniciales (analógicos), se utilizaba como pantalla de visualización un osciloscopio de persistencia, la acumulación de los puntos luminosos sobre la pantalla (fig. 2.2.5. a), da lugar a una mayor o menor densidad de puntos, que se corresponde con la distribución de la sustancia radiactiva en el paciente.

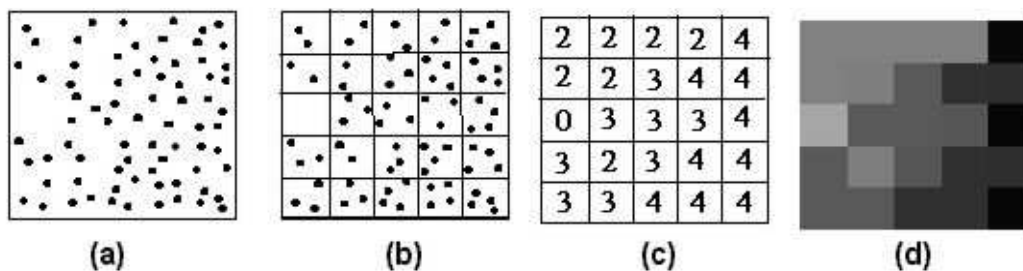


Fig.2.2.5. Esquema de la obtención de imágenes.

En la actualidad y mediante el uso de los procesadores digitales, se genera en la memoria del ordenador una matriz 128x128, en la que cada posición se

corresponde con un valor de coordenadas (z, x) distinta, mediante una conversión analógico a digital de la posición detectada (y en ella se van acumulando el número de eventos detectados (*fig.2.2.6. b y c*). Al finalizar la adquisición, se realiza una representación de la matriz sobre la pantalla de visualización del total de impulsos acumulados en cada posición y codificada según una escala de color o de niveles de gris (*fig. 2.2.6. c*). Cada elemento de la imagen (que se corresponde con un elemento de la matriz) recibe el nombre de píxel.

La imagen que se obtiene con este tipo de gammacámaras es una proyección en el plano, de la distribución del radiofármaco en el volumen del paciente, por lo que no contiene ninguna información sobre la profundidad (distancia a la superficie del paciente) a que se encuentra la fuente de emisión, por lo que las imágenes obtenidas reciben el nombre de gammagrafías planares.

2.2.5. DESCRIPCIÓN DE LA GAMMACÁMARA DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN – QUITO

El Hospital de Seguridad Social Carlos Andrade Marín – Quito, cuenta con dos gammacámaras en el Servicio de Medicina Nuclear, una de ellas la que llegó en el año de 1982 es de marca General Electric y su funcionamiento ha sido bueno hasta el año 2000 en el cual se paró su servicio, pues una de sus tarjetas se había quemado. Mientras tanto las autoridades logran la donación de una gammacámara de marca Siemens, modelo ECAM, que es un sistema

de detector único (un solo cabezal) la cual llega al Servicio de Medicina Nuclear en el año 2001, desde esa fecha y hasta hoy se encuentra en funcionamiento.

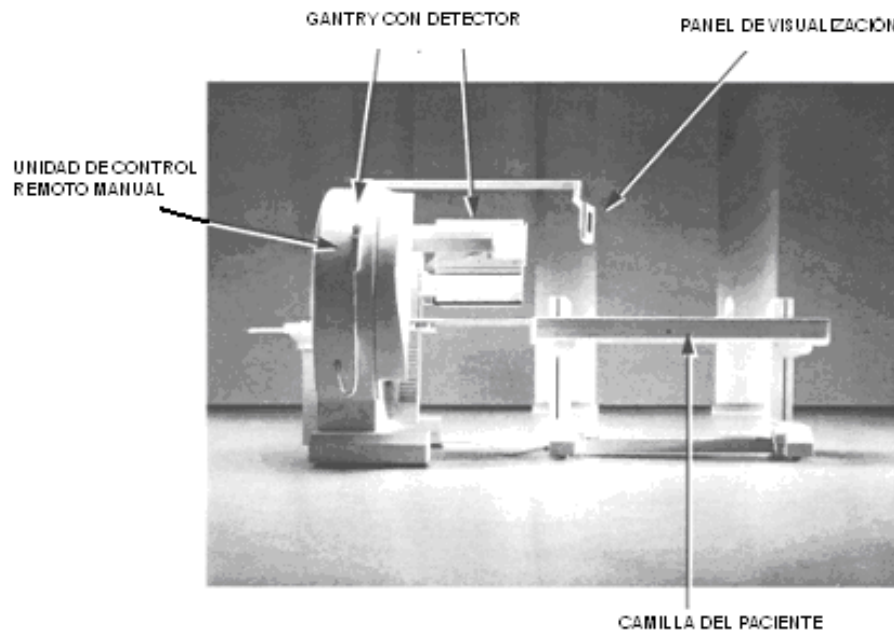


fig. 2.2.6. Sistema de detector único ECAM

Esta gammacámara tiene todos los elementos ya mencionados con características especiales de cada uno.

Cabezal.- es la parte que gira y se le conoce como Gantry.

Rango de rotación: 470°

Precisión de rotación: 0.1°

Velocidad máxima de rotación: 3 rpm

Velocidad mínima de rotación: 0.33 rpm

Colimadores.- son de plomo y tungsteno, además se tiene cuatro tipos:

- Colimador de baja energía, alta resolución.
- Colimador de baja energía, propósito general (es el más usado).
- Colimador de baja energía, alta sensibilidad.
- Colimador de energía media, alta sensibilidad.

Cristal de centelleo.- está formado por yoduro de sodio con trazas de de talio NaI (TI), sus características son:

Tamaño: 59.1x44.5 cm (23x17.4 pulg).

Diagonal: 69.2 cm (27 pulg).

Grosor: 9.5 cm (0.37 pulg).

Tubos fotomultiplicadores.- su estructura es igual que el resto de fotomultiplicadores, la ECAM tienen las siguientes características:

Número total de fotomultiplicadores: 59

Diámetro: 53 de ellos tienen 7.6 cm, el resto tiene 5.1 cm

Tipo: bialkali High efficiency Box type dynodes

Arreglo: hexagonal.

Computador.- como todos los computadores es igual en el hardware tiene un CPU, un monitor, una impresora a colores y teclado; además posee una pantalla de visualización donde se muestra la imagen que está siendo captada, el número de cuentas por segundo y la energía de el radiofármaco.

En cuanto al software tiene un programa llamado ESOFIT 2000 que permite hacer cortes tomográficos, variar colores, captar zonas de interés, ingresar datos, todo a favor de un mejor diagnóstico, este software es de fácil manejo y los utilizan los médicos del Servicio.

Por último un elemento importante, pero extrínseco a la gammacámara, es la mesa de exploraciones o camilla donde se coloca al paciente para realizar su estudio.

La camilla soporta un peso máximo de 180 kg (400 lb), y está compuesta por:

- Una base
- Una paleta delgada
- Dos tornillos aseguradores
- Dos pedales
- Dos manecillas para desplazamientos
- Dos interruptores laterales.

Calibración de la ECAM.- hay varias pruebas que se hacen para la perfecta calibración de la gammacámara, para todo ello debemos utilizar fuentes de distinta actividad cada una.

FUENTES PARA LA CALIBRACIÓN DE LA ECAM

CALIBRACIÓN	ACTIVIDAD MBq	ACTIVIDAD μCi
Peaking	0.55 – 0.75	15 – 20
Tuning	0.55 – 0.75	15 – 20
MHR/COR	33.0 – 40.0	900 – 1100
NCO	33.0 – 40.0	900 – 1100

- Peaking: esta calibración sirve para reconocer el fotopico “picado” luego de seguir los pasos que se indicarán en el software tenemos que reconocer el espectro correcto en este caso del tecnecio – 99, la medida

apropiada para un espectro apropiado es la relación de cuentas que quedan en la ventana de energía versus todas las cuentas procesadas por la electrónica del detector, a esto se le denomina tiempo muerto.

La relación se muestra en la siguiente tabla:

99 m Tc – 20% ventana	6000 cps con un tiempo muerto de 1%
-----------------------	-------------------------------------

Tuning: es una calibración fina y durante esta se realiza un ajuste de la ganancia de fotomultiplicadores, los valores de ganancia deben ser: menores de 7 (0.7%) para los tubos fotomultiplicadores centrales y de 15 (1.5%) para los periféricos.

Si estos valores no aparecen en rango normal significa que hay una falla, entonces debemos hacer un tuning nuevamente.

MHR/COR y NCO: con esta calibración vemos, registro de múltiples cabezas, centro de rotación y la órbita no circular, respectivamente.

Hay otro tipo de calibración llamado Uniformidad intrínseca, cuyos valores nos sirven para el control de calidad de las imágenes.

VALORES NORMALES PARA LA ECAM

Dosis 20 μCi – tasa máxima de conteo 75 kcps	
Diferencial en CFOV	< 2.5%
Diferencial en UFOV	< 2.7%
Integral en CFOV	< 2.9%
Integral en UFOV	< 3.7%

kcps kilo cuentas por segundo

CFOV campo central de visión

UFOV campo útil de visión

2.3. EQUIPOS DE EMISIÓN DE POSITRONES POR COINCIDENCIA (PET-C)

Los equipos de Positrones por Coincidencia, son Gammacámaras SPECT de doble o triple cabezal, asociado a significativas mejoras de su función, con la incorporación de software y electrónica entre otros, que permite la detección de eventos coincidentes de positrones, colimados electrónicamente (sin colimadores de plomo).

La gran ventaja de los equipos de este tipo, es que pueden realizar

indistintamente estudios tradicionales de Cintigrafía como de Positrones y a un costo significativamente menor.

Estos equipos pueden definir en rango de nanosegundos, dos eventos coincidentes (2 fotones de 511 keV) que “impactan” en ambos cristales detectores (cabezales), prácticamente simultáneamente. Estos eventos, son reconocidos por la electrónica incorporada al equipo, como eventos coincidentes, asignándoles un origen espacial común, según su ubicación en el cabezal detector, eliminando aquellos eventos que no caen dentro del rango temporal.



Fig.2.3. Philips Forte, de 4ª Generación, SPECT/PET-C con cristal de 5/8”, colimación electrónica y Corrección de Atenuación por fuentes de Cesio-137.

Estos estudios inicialmente fueron realizados con gammacámaras de doble detector que poseían, colimadores de plomo de ultra alta energía (511 keV para positrones), los cuales de alguna manera simulaban la electrónica de coincidencia. En la actualidad son escasamente utilizados por su baja capacidad de detección de eventos útiles, baja calidad de imagen (resolución mayor de 2 cm) y demora en la adquisición del estudio, aunque constituye una forma económica, con algunas limitadas aplicaciones en cardiología para evaluación de Viabilidad.

Una segunda generación de equipos incorporó cristales de detección mas gruesos de 5/8", a los tradicionales de 3/8" y posteriormente una tercera generación incorpora corrección de atenuación, lo que fue mejorando progresivamente la calidad y resolución de las imágenes

Hoy día, los modernos equipos de Coincidencia de Positrones, de 4ª generación, incluyen cristal detector de al menos 5/8", colimación electrónica, Corrección de atenuación y circuitos de coincidencia mejorados que permite un significativo mayor conteo estadístico de 4 a 5 veces mayor que los equipos de segunda ó tercera generación y por ende resolución mejorada que alcanza a una resolución clínica de 1 cm o menos dependiente de la localización.

Hay que considerar que en la medida que el cristal es mas grueso, su capacidad de detectar eventos de coincidencia aumenta, pero a la vez, se degrada levemente la resolución y por ende la calidad para las imágenes con isótopos de baja energía como el Tecnecio-99m (140 keV.), por lo que debe combinarse, ambas alternativas de uso. Esto se logra de la mejor manera con

un cristal de 5/8".

La resolución intrínseca para estudios con Tc-99m (140 keV), de un equipo con cristal de 3/8" es de aprox. 3,5 mm y de 3,9 mm para uno de 5/8", superando los 5 mm los cristales de una pulgada.

Algunas pruebas se hicieron con equipos que combinan un cristal de 3/8" de adosado a un cristal de alta densidad de Ortosilicato de Lutecio (LSO), especial para detectar positrones, con buenos resultados, pero se ha desechado en la práctica por su alto costo.

2.4. TOMÓGRAFO DE EMISIÓN DE POSITRONES (PET dedicado)

En la tomografía por emisión de positrones, se utilizan como trazadores radionucleidos emisores de positrones, en lugar de los emisores de radiación gamma, que son los utilizados en el SPECT.

Tras la emisión de un positrón, este pierde su energía rápidamente y tras recorrer una distancia del orden de 1 mm, se combina con un electrón (*Fig.2.3.1*), produciéndose una reacción de aniquilación (transformación de la masa del electrón y del positrón en energía), produciéndose simultáneamente dos fotones gamma de 511 keV cada uno que se emiten en direcciones opuestas, formando un ángulo de 180°.

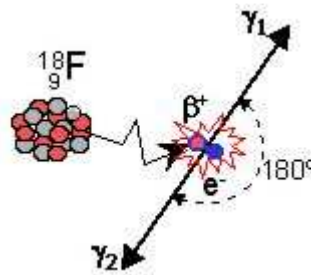


Fig. 2.4.1. Aniquilación de positrón

Un tomógrafo de emisión de positrones dedicado, utiliza, una serie de cristales (sobre 18.000 cristales en equipos actuales) conectados a fototubos, similar en su base a una Gammacámara, pero a diferencia de ésta, agrupados en múltiples anillos de detección en 360° (hasta 64 anillos). El tipo de cristal empleado varía según el fabricante de los equipos siendo los mas frecuentemente usados:

- Germanato de Bismuto (BGO).
- Ortosilicato de Lutecio (LSO).
- Ortosilicato de Gadolinio (GSO).

La principal diferencia en los cristales, está dada por el tiempo de decaimiento para la detección de positrones del cristal, es decir, la capacidad para detectar eventos en forma sucesiva, lo que define, una mayor capacidad de detección y por ende menor tiempo de adquisición del estudio, que puede llegar a ser menor de 20 minutos en algunos equipos con cristales de Ortosilicato de Lutecio, versus no menos de 25 a 30 minutos con cristales de Ortosilicato de Gadolinio; y de 40 a 45 minutos con cristales de Germanato de Bismuto.

Para el Germanato de Bismuto el tiempo de decaimiento para detección es de 300 nanosegundos (ns), 60 ns para el Ortosilicato de Gadolinio; y de 40 ns para Ortosilicato de Lutecio.

A modo de comparación un cristal de Yoduro de Sodio tiene un tiempo muerto de 230 ns.

El proceso de obtención de imágenes se basa en determinar el lugar en el que se produce la reacción de aniquilación, por lo que es necesario detectar los dos fotones resultantes, método denominado detección por coincidencia.

Para la detección se utilizan distintas configuraciones de detectores, dependiendo de si el sistema de detección gira alrededor del paciente durante la adquisición o si permanece estático.

En el sistema con giro, se necesita un mínimo de dos cabezas de detección enfrentadas entre sí y que giran alrededor del paciente durante la adquisición, mientras que en el estático se utiliza una configuración de anillo (fig. 2.3.2), en el que el sistema de detección está formado por múltiples detectores de pequeño tamaño que rodean al paciente.

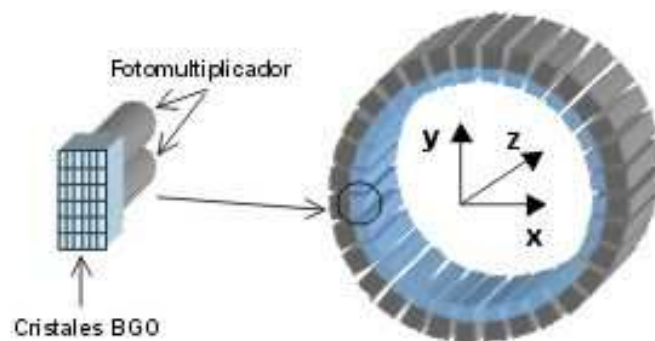


Fig. 2.4.2. Módulo de detección y disposición anular

La detección de los fotones de aniquilación se realiza por medio de circuitos de coincidencia, de tal forma que cuando se han detectado dos fotones de aniquilación en un intervalo de tiempo muy corto (del orden de 15×10^{-9} s), se estima que corresponde a la aniquilación de un positrón y a partir de la posición de los detectores que han intervenido en su detección, se determina la línea recta o línea de respuesta (LOR) que contiene el punto en el que se ha producido la reacción de aniquilación.

Las líneas de respuesta obtenidas no guardan ningún orden establecido, ya que las desintegraciones se producen de manera aleatoria y por lo tanto también lo serán las parejas de detectores que intervienen en cada coincidencia, por este motivo, cada línea de respuesta caracterizada por su ángulo con respecto al sistema de coordenadas y por su distancia al origen es almacenada en una matriz, de forma que, al finalizar la adquisición en cada celda de la matriz se dispone del número total de líneas de respuesta con el mismo ángulo y distancia al origen, la representación de dicha matriz recibe el nombre de **sinograma**.

A partir del sinograma y mediante un algoritmo de reconstrucción similar al utilizado en el SPECT, se obtiene la imagen reconstruida (*fig.2.4.3*).

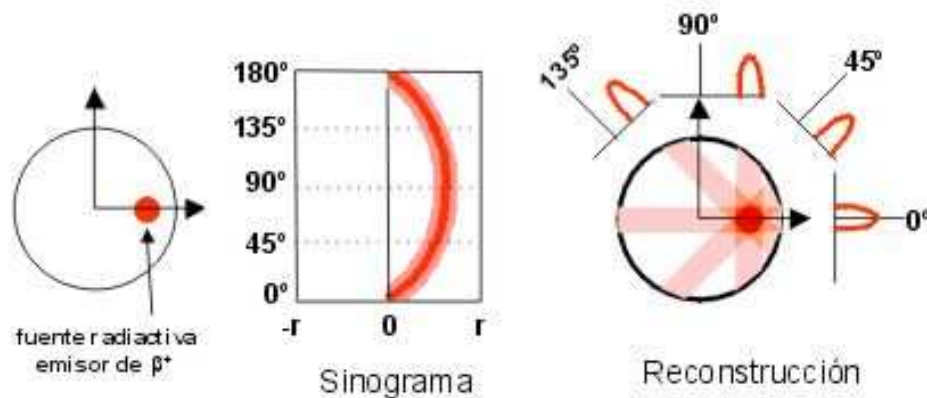


Fig. 2.4.3. Sinograma y reconstrucción

Muchos equipos actuales han optado por realizar estudios en 3D, ya que existen nuevos software de reconstrucción iterativa, que mejoran la calidad de la imagen, evitando la degradación producida por el scatter, no habiendo en la práctica grandes diferencias en la calidad de la imagen final, con un significativo menor tiempo de adquisición para el 3D.

Es importante al igual realizar corrección de atenuación para mejorar la calidad de la imagen. La corrección de atenuación es vital especialmente para detectar lesiones de menos de 1 cm, con baja actividad y localizadas en una región central. Esta puede realizarse a modo de imágenes de transmisión con fuentes de Cesio o Germanio.

Esto aumenta aún mas el tiempo de estudio, ya que debe realizarse por separado. Esto determina que los estudios en general tengan una duración entre 60 a 90 minutos en total.

Por su vida media las fuentes de Germanio requerirán de recambio como

máximo cada 12 a 18 meses para mantener su efectividad y no demorar el estudio, a diferencia de las de Cesio, que son permanentes, dada su larga vida media, que supera la vida útil de los equipos.



fig. 2.4.4. Equipo PET, General Electric.

Los equipos PET dedicados son de alto costo de adquisición y de funcionamiento, lo que limita su fácil disponibilidad.

Nueva generación de equipos incluye la unión de un equipo PET y un Scanner Tomografía Axial Computarizada (TAC), son los llamados equipos PET-CT, con lo cual se logra la capacidad de obtener imágenes moleculares, funcionales, asociadas a una imagen anatómica de alta resolución, especialmente en equipos multislice entre 2 a 16 cortes, llegando a resoluciones de menos de 1 mm.

Esto también disminuye el tiempo de examen menos de 30 minutos, ya que la corrección de atenuación se hace simultánea al estudio de positrones.

La principal ventaja de usar PET-CT, es por la mejoría especialmente de la especificidad del estudio, más que de la sensibilidad. Se describe mejoría en la especificidad de un 10 a 15% y de 5% en la sensibilidad, llegando hasta un 10% en lesiones menores de 1 cm.

Otra ventaja comparativa a los equipos de PET-CT, es en la capacidad de fusión inmediata en un mismo estudio, de imágenes, en relación a la fusión de imágenes de equipos separados, ya que es más exacta al estar integrados.

La dificultad radica en que al realizar la fusión especialmente para pequeñas lesiones, menores de 1 cm, no siempre se logra una buena sobreposición anatómica, por las posibles diferencias de posicionamiento del paciente y niveles de cortes anatómicos de la Tomografía axial computarizada.

2.4.1. Rendimiento de los equipos PET-C, comparados con PET dedicados

Los equipos de PET-C, son actualmente una buena alternativa en algunas patologías frente al PET dedicado, por su menor costo de examen.

La menor resolución comparativa, es de aproximadamente de 0.45 mm teóricos de un PET de última generación, con mas de 12.000 cristales, versus 0.5 mm en Coincidencia, aunque ambos, con resolución práctica clínica de 0.6 a 0.7 cm

vs. 1 cm, respectivamente.

Los equipos de PET-C en la actualidad, ya han superado en resolución a las primeras generaciones de equipos PET dedicados (No SPECT) de principios de la década de los 90, con resolución sólo muy levemente inferior a muchos equipos PET dedicados actuales.

Los estudios realizados, con equipos de cuarta generación, con cristal de 5/8" o mas, con corrección de atenuación , nueva electrónica y métodos de reconstrucción, son concordantes que para nódulos de 1,5 cm, la sensibilidad observada es prácticamente la misma que para los PET dedicados, y de un 90% para nódulos mayores de 1 cm.

Varios estudios han demostrado que la sensibilidad para evaluación de nódulos en tumores de cabeza y cuello es prácticamente la misma para ambos estudios, al igual que significativamente mejor en ambos casos, en sensibilidad y especificidad que la tomografía axial computarizada.

Ahora para nódulos pulmonares diferentes publicaciones hablan de sensibilidad de prácticamente un 100% comparado a PET-Dedicado en caso de nódulos mayores de 1,5 cm, habiéndose detectado con los equipos mas modernos, lesiones incluso de 0.8 cm en cuello y tórax.

El menor rendimiento se alcanza en general en lesiones centrales del abdomen y a nivel hepático, donde la sensibilidad para detectar lesiones de 1 a 1,5 cm es del orden del 85% y un 100% para las lesiones mayores de 1.5 – 2.0 cm.

Parte de la menor resolución se explica por la atenuación de la radiación producida por los diferentes órganos que rodean la lesión, la que es significativamente menor el cuello y el pulmón, en que predomina el espacio aéreo, lo que se mejora en parte con los equipos con corrección de atenuación.

2.5. EQUIPOS DE DENSITOMETRÍA ÓSEA (DO)

Equipos iniciales de D.O. empleaban doble haz de rayos gamma (Dual Photon Absorciometry, DPA), técnica que cambió a los actuales emisores de un doble haz de rayos X, DEXA, por lo que esta técnica se inicia en el ámbito de la Medicina Nuclear, lo cual se mantiene hasta hoy.

Equipos antiguos, demoraban en el estudio no menos de 20 a 30 minutos en total, para adquirir la columna lumbar y la cadera.

Equipos modernos pueden realizar estudios completos de columna y caderas, localizaciones validadas en forma universal para el estudio de la Osteoporosis, en menos de 1 minuto, empleándose técnicas tipo Fan-Beam o de haz en abanico y Pencil Beam, de haz puntual. Esta última es levemente mas lenta, con tiempo de examen de menos de 2 a 3 minutos, pero tiene a su favor una leve menor radiación al paciente y una leve mejor exactitud, aun cuando ambas son consideradas óptimas sin diferencias significativas. Es posible realizar estudio de: Columna lumbar, Caderas, Antebrazo, Pediátrico, Cuerpo Entero y Periprotésico para fémur.

Otra metodología, con la cual no se ha logrado buenos resultados comparativos y de precisión, en mediciones, es por medio de *Ultrasonografía* (Sonometría), realizada en el talón, tibia y mano, por lo cual esta técnica sólo se ha reservado para promociones de controles de Densitometría Ósea. Esta técnica llega a presentar un 25 a 30% de falsos positivos y negativos, con error de hasta el 7 a 10%. Su uso no se ha validado médicamente.

CAPÍTULO 3

RADIOFÁRMACOS UTILIZADOS EN MEDICINA NUCLEAR

3.1. PRESENTACIÓN

Los radiofármacos son medicamentos que han adquirido gran importancia en la práctica clínica por su aplicación con finalidades tanto terapéuticas como diagnósticas.

La mayor parte de los radiofármacos se usan con fines de diagnóstico médico. Suelen administrarse sólo una vez o, a veces, en repetidas ocasiones. Contienen solamente pequeñas cantidades de principios activos, con un radionucléido unido a ellas de manera que se pueda conseguir una imagen por gammagrafía o una medida de su biodistribución. (2).

A menudo, estos radiofármacos no muestran ningún efecto farmacodinámico medible. La radiación es una propiedad general de todos los radiofármacos, cuya administración hace que el paciente reciba una dosis de radiación inevitable. En el caso de los radiofármacos con fines terapéuticos, la radiación es el efecto que se busca.

La evaluación de la seguridad y eficacia de los radiofármacos debe incluir, además de los parámetros generales, aspectos radiofarmacológicos y de protección contra las radiaciones, así como una dosimetría de la radiación.

La composición de los radiofármacos cambia con el tiempo de acuerdo con la desintegración radiactiva. El período de semidesintegración del radionucleido a menudo es tan corto que, en algunos casos, el producto final debe prepararse inmediatamente antes de administrarlo al paciente, lo que da lugar a utilizar

productos semimanufacturados como generadores, precursores y equipos reactivos.

En la evaluación de la seguridad y eficacia de los radiofármacos deben tenerse en cuenta las especificaciones de los generadores, equipos y otros productos semimanufacturados.

Hay que prestar una atención especial en los casos en los que se marca con una sustancia radiactiva una muestra del paciente antes de volver a administrarla (radiofármacos autólogos). Cuando los radiofármacos van directamente del generador al paciente, la homogeneidad del proceso de producción es de especial importancia.

3.2. RADIOFÁRMACOS

Se denomina radiofármaco a «toda sustancia que, por su forma farmacéutica, cantidad y calidad de radiación emitida puede usarse en el diagnóstico o tratamiento de las enfermedades de los seres vivos, cualquiera sea la vía de administración empleada».

En general, un radiofármaco consta de dos partes bien diferenciadas:

La **molécula soporte** a la que se une el radionucleido y que condiciona la ruta metabólica del radiofármaco dentro del organismo y el **radionucleido** propiamente dicho que emite radiación permitiendo la detección externa del

radiofármaco y la valoración del proceso estudiado cualitativa y/o cuantitativamente.

Existen, también, radiofármacos de carácter iónico, en los que el propio radionucleido determina la ruta metabólica del compuesto.

Los radiofármacos permiten estudiar la morfología y el funcionamiento de los órganos, incorporándose a ellos y emitiendo una pequeña cantidad de radiación que es detectada por las Gammacámaras.

Esta señal radioactiva es amplificada y posteriormente transformada en una señal eléctrica que es analizada mediante un computador y representada como una imagen, en escala de grises o en color, cuya intensidad es proporcional a la energía recibida.

De esta forma se puede estudiar la llegada del radiofármaco al órgano, su distribución y posteriormente su eliminación.

Un radiofármaco, habitualmente se prepara de forma inmediata antes de su utilización, dado que la mayoría de los radionúclidos utilizados en Medicina Nuclear poseen un período de semidesintegración $T_{1/2}$ muy breve, no obstante también se utilizan algunos isótopos radioactivos con un $T_{1/2}$ más largo.

Dada la característica de ellos es necesaria su preparación dentro del laboratorio del servicio de Medicina Nuclear, esto implica no solo el conocimiento del radiofármaco como tal, sino también los productos radiofarmacéuticos que se utilizarán.

3.2.1. Clasificación de los radiofármacos

Los radiofármacos se clasifican en:

3.2.1.1. Radiofármacos para uso Diagnóstico:

Se consideran verdaderos trazadores radiactivos y se administran con el fin de:

- Visualizar la anatomía de un órgano o sistema
- Evaluar el comportamiento fisiológico a nivel de los tejidos
- Analizar a través de su metabolismo el comportamiento bioquímico
- Determinar cuantitativamente sus parámetros farmacocinéticos.

Casi el 80% de los compuestos radiofarmacéuticos utilizados con fines diagnósticos son marcados con ^{99m}Tc .

3.2.1.2. Radiofármacos para uso Terapéutico:

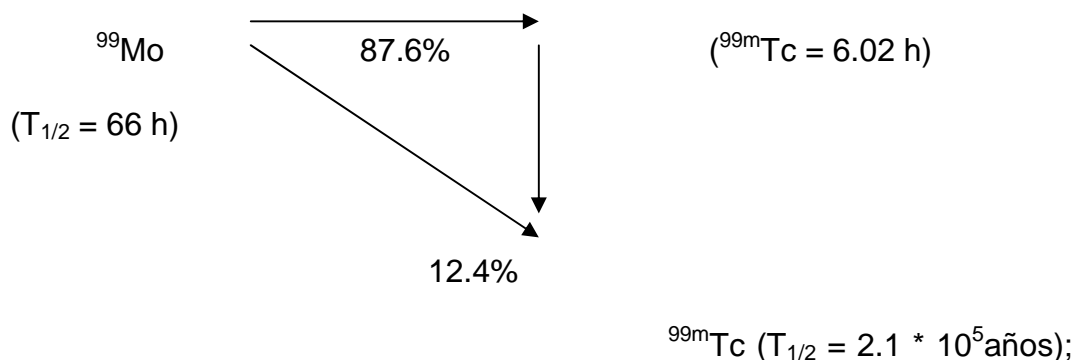
Se administran al paciente con el propósito de irradiar tejido interno. Su valor terapéutico se basa en el efecto de las radiaciones sobre el tejido blanco (target) y en la selectividad de la localización de la fuente radiactiva (in situ).

3.3. GENERADOR DE TECNECIO (^{99m}Tc)

El generador de ^{99m}Tc es un sistema cerrado para la producción de solución estéril de ^{99m}Tc , que aprovecha la condición fisicoquímica que presenta el ^{99}Mo retenido; el cual en el estado de oxidación de (molibdato) queda firmemente retenido en la fase estacionaria del sistema (columna de alúmina ácida).

Su hija, el ^{99m}Tc , es oxidada por el oxígeno ambiente a pertechnetato y es eluida por la solución fisiológica (fase móvil) que se hace pasar a través de la columna. Por este motivo se llama generador de columna seca, se precisa del oxígeno para la eficiente elución del ^{99m}Tc de la columna. De esta manera se logra una elución de alta pureza sin oxidantes químicos.

La formación del radioisótopo hija, el ^{99m}Tc ; con un periodo de semidesintegración o vida media de 6.02 horas, a partir del radioisótopo madre ^{99}Mo de 66 horas, de periodo de vida media ocurre según el siguiente esquema de desintegración radiactiva que se conoce con el nombre de “equilibrio transiente”.



$T_{1/2}$ = periodo de semidesintegración o vida media.

La cantidad de ^{99m}Tc irá creciendo a partir de la desintegración del ^{99}Mo alcanzando el máximo de actividad en aproximadamente 23h, tiempo que permite obtener el rendimiento máximo del generador.

Puede así realizarse sucesivas separaciones de ambos radioisótopos, por el simple pasaje de la solución fisiológica a través de la columna.

El rendimiento de elución de estas separaciones, estará entonces dado por el tiempo transcurrido entre las mismas, para un determinado generador.

3.3.1. Características físicas del generador

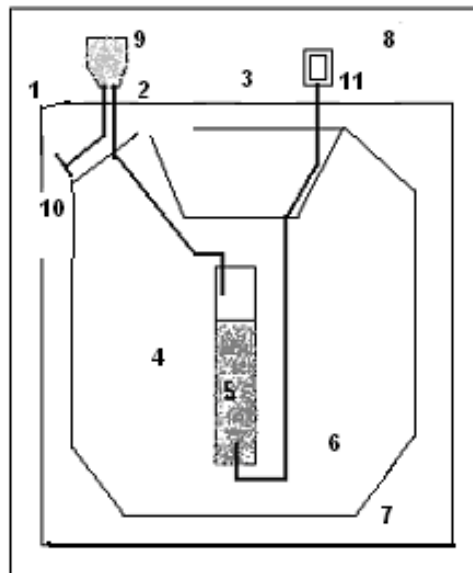
El Tecnecio – ^{99m}Tc decae por transición isomérica con una vida media de 6.02 horas. El fotón principal que es útil en los estudios de detección e imagenología aparece en la siguiente tabla:

Radiación	Porcentaje Medio/Decaimiento	Energía (keV)
Gamma - 2	89.07	140.5

La constante específica de radiación para el rayo Gamma del Tecnecio – 99m es:

(0.78 R/h mCi a 1cm) ó (0.021 mSv/h Mbq a 1cm).

El espesor de la capa de plomo que reduce la actividad medida a la mitad es de 0.017 cm. Por ejemplo, el uso de un espesor de 0.25 cm. De plomo va a atenuar a la radiación emitida en un factor cercano a 1000 veces.



Generador de columna seca

- 1.- aguja compensadora de aire
- 2.- aguja de entrada de solución fisiológica
- 3.- aguja de salida de elución de ^{99m}Tc
- 4.- columna de vidrio
- 5.- alúmina soporte

- 6.- blindaje de columna
- 7.- carcaza
- 8.- blindaje de elusión y frasco de vacío
- 9.- frasco de solución fisiológica
- 10.- filtro de entrada de aire
- 11.- filtro esterilizante

3.3.2. Procedimiento para la obtención del eluato en generador de columna seca

1. Se quita el frasco de solución bacteriostática que protege la doble aguja de ingreso de solución fisiológica.
2. Se inserta en su lugar un frasco de solución fisiológica estéril de 5 mL desinfectando previamente el tapón.
3. Se quita el frasco de solución bacteriostática que protege la aguja de salida del ^{99m}Tc y en su lugar insertar un frasco de vacío, estéril. Previamente desinfectar el tapón y blindamos el frasco con el recipiente protector de plomo apropiado.
4. Al cabo de 3 minutos la elusión habrá llegado a su fin, se retira el conjunto (frasco + blindaje) y el frasco de solución fisiológica, restituir en

ambas agujas los frascos con solución bacteriostática.

5. El eluato obtenido está en condiciones de ser empleado acorde a las necesidades del paciente.

El eluato es un reactivo de diagnóstico de uso “*in vivo*”, inyectable intravenoso, uso exclusivo en centros de Medicina Nuclear, y se usa en adultos para:

- Exploración del Cerebro (incluyendo angiografía cerebral con radiofármacos).
- Exploración de la Tiroides.
- Exploraciones Óseas.
- Exploración de las Glándulas Salivales.
- Estudios Cardiovasculares.
- Estudios del Lecho Vascular.
- Exploración de la Vejiga para la detección de reflujo vesico – uretral.
- Exploración del Sistema de Drenaje Nasolacrimal.
- Estudios Pulmonares.
- Estudios Renales.

Y en niños se usa como agente para:

- Exploración del Cerebro (incluyendo angiografía cerebral con radiofármacos).

- Exploración de la Tiroides.
- Estudios del Lecho Vascular.
- Exploraciones Renales.
- Estudios Óseos.
- Exploración de la Vejiga para la detección de reflujo vésico – uretral.
- Exploración de Reflujo Gástrico.
- Estudios Pulmonares.

3.3.3. Control de calidad del eluato

- a) *Test de claridad:* el eluato debe ser una solución cristalina, incolora y libre de partículas, para esto debe observarse el vial con una buena iluminación.
- b) *Determinación de ^{99}Mo en el eluato:* se toma el vial con la elución y se coloca en el actinómetro, medimos la radiactividad en escala de $^{99\text{m}}\text{Tc}$, se coloca el vial con la elución en un blindaje y lo ponemos en el actinómetro lo leemos en la escala de ^{99}Mo . Relacionamos las actividades medidas. El límite de ^{99}Mo es de 0.15 μCi por mCi de $^{99\text{m}}\text{Tc}$.
- c) *Determinación de pH:* se puede efectuar mediante tiras reactivas de tipo universal, extraemos 0.2 mL de eluato y colocamos una gota sobre la tira reactiva y comparamos colores. El pH debe estar entre: 4.5 y 7.5.
- d) *Determinación de Al^{3+} :* se puede emplear un método colorimétrico. El

límite aceptado para Al^{3+} es de 10 $\mu\text{g}/\text{mL}$.

3.3.4. Cuidados con el eluato

- a) Toda elución contiene altos niveles de radiactividad, y deberá ser blindada durante la preparación de la muestra y durante ensayos.
- b) Dado que el eluato no contiene agentes antimicrobianos, no se debe usar después de las 12h de eluido.
- c) Al efectuar los controles de calidad del eluato, si cualquiera de ellos supera los valores establecidos comunicar al laboratorio y no efectuar ningún estudio.
- d) Si introduciendo un vial evacuado, no se obtiene la correspondiente elusión, se puede suponer que el mismo ha perdido el vacío, descartamos el vial y repetimos la operación.
- e) Como en el uso de cualquier material radiactivo, se debe tener mucho cuidado para minimizar la exposición a la radiación tomando en cuenta varias medidas de seguridad radiológica.

CAPÍTULO 4

ESTUDIOS REALIZADOS CON LA GAMMACÁMARA

4.1. PRESENTACIÓN

La presencia de la Gammacámara prácticamente en todos los servicios de Medicina Nuclear, y la utilización generalizada del radionucleido Tecnecio – 99m (Tc – 99m) son los dos aspectos determinantes de la configuración actual del diagnóstico clínico “*in vivo*”.

El Tecnecio – 99m, que no emite radiación Beta se obtiene a partir del Molibdeno – 99 (Mo - 99), en forma de Pertecneciato y con el que se pueden marcar una variedad de sustancias en el propio Servicio, se ha implantado en la mayoría de las exploraciones. (8).

El motivo radica, por un lado, en la ausencia de radiación Beta, con lo cual la dosis interna al paciente es menor, y por otro, su periodo de seis horas, relativamente corto, hace que sea posible administrar actividades de algunas centenas o decenas de milicuries con fines diagnósticos, lo cual es inconcebible con radionucleidos emisores Beta y que tengan vida más larga.

Mayor actividad supone mayor cantidad de sucesos producidos y detectados por unidad de tiempo a continuación algunos ejemplos para entender lo que esto significa:

- Si se lanza una moneda al aire dos veces podría salir “cara” en ambos lanzamientos, es decir, en el 100% de los lanzamientos. Sin embargo si el número de lanzamientos es de un millón de veces, saldría “cara” un

número de veces muy próximo a 500 000, es decir, al 50%, que es la probabilidad real. Un número insuficiente de sucesos, por tanto, induce a una comparación errónea entre las posibilidades de salir “cara” o de salir “cruz”.

- Supongamos que se desea comparar el tráfico entre dos carreteras. Si se trata de dos autopistas y pasan miles de vehículos por hora, basta con observar una hora para poder comparar.

Pero si se trata de dos carreteras pequeñas por la que apenas pasa un coche cada cuarto de hora no habremos hecho una buena comprobación midiendo solo una hora, pueden ser necesarios varios días para que la comparación sea significativa.

De lo contrario cada vez que comparemos saldrá un resultado diferente (fluctuación o incertidumbre estadística).

El Tc – 99m gracias a las características citadas, permite aumentar el tráfico y obtener menos incertidumbre respecto a las zonas calientes y frías (mejor calidad de imagen), en menos tiempo, con algunos cientos de MBq o más (varios mCi).

El manejo de mayores actividades Gamma implica, sin embargo, un aumento del riesgo radiológico para las personas del entorno, por ejemplo:

En las salas de espera, para el personal que efectúa la inyección (ya que no siempre es fácil emplear las fundas plomadas de las jeringas) y para las personas que permanecen junto al enfermo durante la exploración.

El generador de Mo -99/ Tc – 99m se utiliza suministrando al centro hospitalario algunas unidades o decenas de GBq de Mo -99/ Tc – 99m absorbido en una columna compactada de polvo de alúmina.

4.2. ESTUDIOS QUE SE REALIZAN EN MEDICINA NUCLEAR CON LA GAMMACÁMARA

Los estudios que se realizan con la gammacámara son conocidos con el nombre de “*gammagraffias*”, las exploraciones no requieren de preparación previa, en algunos casos se debe suspender las medicinas que el medico indique, la prueba no es dolorosa en absoluto. Se le inyectará la dosis del producto necesario mediante inyección endovenosa (igual que una extracción de sangre). Esta no le producirá ningún efecto ni le impedirá hacer su vida normal. El único inconveniente es que durante el tiempo de la exploración deberá permanecer muy quieto.

Las pruebas duran generalmente entre 30 y 60 minutos. Hay pruebas que requieren varias exploraciones durante el mismo día y otras en diferentes días. El tiempo de espera dependerá de la exploración que se le vaya a realizar. No todos los pacientes tienen que esperar el mismo tiempo.

No existen efectos pues la irradiación que recibirá en una exploración de Medicina Nuclear es muy pequeña y similar, incluso menor, a la recibida en una

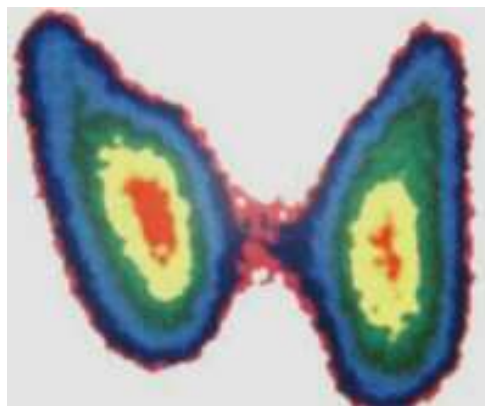
exploración radiológica convencional.

Dada la característica de los productos utilizados es extraordinariamente infrecuente la aparición de efectos adversos y secundarios.

Puede ser oportuno beber agua o zumos en mayor cuantía de lo habitual para facilitar la eliminación del agente inyectado. Debe procurar orinar frecuentemente para favorecer su eliminación. Generalmente no tendrá que tener cuidado alguno adicional.

A continuación se detallan los estudios que más se realizan el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín.

4.2.1. Gammagrafía Tiroidea

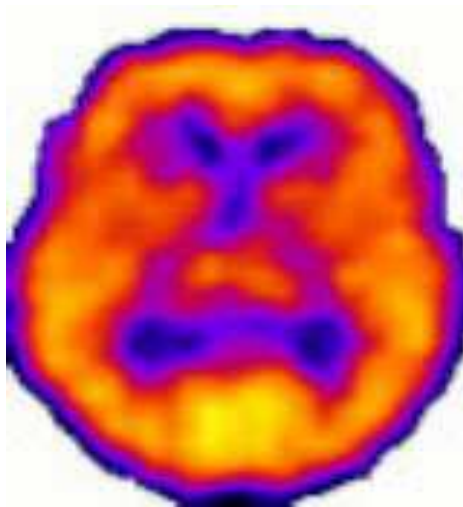


La gammagrafía tiroidea es la representación en una imagen de la forma y de

la función de la glándula tiroides. La escala de color representa el funcionamiento de cada una de las zonas de la glándula correspondiendo los colores cálidos a las áreas más funcionales.

Mediante este estudio puede comprobarse el aumento del tamaño del tiroides (bocio) y/o visualizar la existencia de algún nódulo (bulto) en su interior. Para detectarla se usa el radioyodo.

4.2.2. SPECT Cerebral



El SPECT cerebral es un estudio que se realiza para valorar el flujo sanguíneo de las distintas áreas cerebrales, y por lo tanto proporciona información acerca del funcionamiento de éste órgano.

Radiofármaco:

- ^{99m}Tc -ECD (etil-cisteinato-dímero), ó
- ^{99m}Tc -HMPAO (hexametil-propilenoamina-oxima).

Dosis:

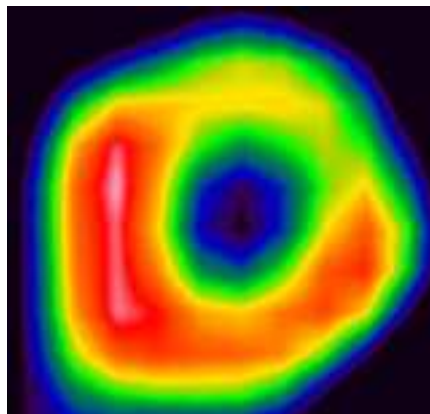
- 25 a 30 mCi (925 a 1110 MBq) para 70 kg.
- Niños: 430 $\mu\text{Ci}/\text{kg}$, mínimo 3 mCi (111 MBq).

Curie.- Número de átomos que decaen en 1.0 g de Radio en un segundo.

1 Curie = 3.7×10^{10} desintegraciones/s

1 Curie = 3.7×10^7 Bq. (3).

4.2.3. SPECT Cardíaco



El SPECT cardiaco es un estudio que se realiza para valorar el flujo sanguíneo del músculo cardiaco (miocardio).

Si la exploración se efectúa en reposo, permite detectar zonas musculares muertas (infarto de miocardio). Si la exploración se efectúa tras estímulos físicos o farmacológicos permite detectar zonas musculares que reciben poca sangre (isquemia coronaria).

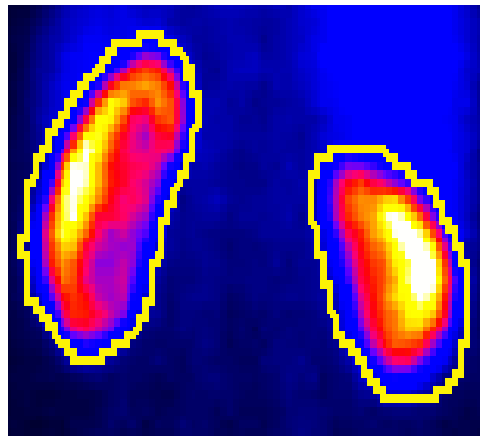
Radiofármaco:

- ^{99m}Tc -MIBI (6-metoxi-isobutil-isonitrilo).

Dosis:

- 20 mCi (740 MBq) para 70 kg. Para el estudio en esfuerzo.
- 30 mCi (1110MBq) para 70 kg. Para el estudio en reposo.

4.2.4. Gammagrafía Renal



Esta exploración permite obtener una información morfológica de ambas siluetas renales y simultáneamente conocer con gran precisión el porcentaje de función que le corresponde a cada uno de ellos.

Se usa también para la detección corticales renales (pielonefritis) u otras lesiones parenquimatosas.

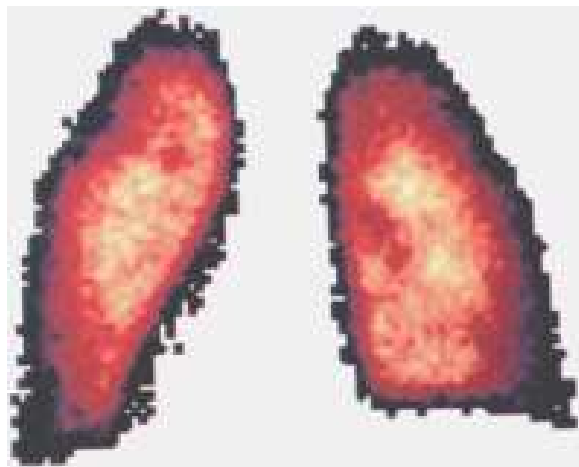
Radiofármaco:

- ^{99m}Tc -DMSA (ácido dimercapto-succínico).

Dosis:

- 3 mCi (111 MBq) para 70 kg.
- Niños: 40 $\mu\text{Ci}/\text{kg}$, mínimo 500 μCi (18.6 MBq).

4.2.5. Gammagrafía Pulmonar



Esta es una técnica sencilla e incruenta que se utiliza para conocer si existe alguna obstrucción (trombo) en las arterias pulmonares.

Radiofármaco:

- ^{99m}Tc -MSA (microesferas de albúmina) ó

- ^{99m}Tc -MAA (macroagregados de albúmina).

Dosis:

- 7 mCi (259 MBq) para 70 kg.

4.2.6. Gammagrafía Ósea



A = Visión anterior.

P = Visión posterior

Sirve para dar un diagnóstico de lesiones en pacientes con sospecha de afectación ósea por enfermedad benigna o maligna de origen óseo o no, así como control periódico de pacientes con riesgo de padecer este tipo de patología.

Radiofármaco:

- ^{99m}Tc -MDP (metilen-difosfonato), ó

- ^{99m}Tc -HMDP (hidroxi-metil-difosfonato).

Dosis:

- 25 mCi (925 MBq) para 70 kg de peso.
- Niños: 360 $\mu\text{Ci}/\text{kg}$, mínimo 1 mCi (37 MBq).

CAPÍTULO 5

GAMMAGRAFÍAS ÓSEAS

5.1. PRESENTACIÓN

El metabolismo mineral es muy complejo y controla diversos procesos fisiológicos. Los iones calcio, fosfato y magnesio están almacenados en el esqueleto siendo necesarios para su integridad y sus concentraciones en sangre deben mantenerse dentro de unos límites precisos.

El hueso contiene el 99% del calcio orgánico total. Las alteraciones de su concentración plasmática y excreción urinaria reflejan los cambios de la formación y reabsorción ósea. Por otra parte, la absorción intestinal del calcio y su excreción renal determinan también el calcio plasmático y urinario.

La hormona paratiroidea (PTH) regula la concentración de calcio a través de sus efectos sobre el hueso, hígado y vitamina D y su secreción está regulada por los valores de calcio sérico, de forma que los valores bajos estimulan la secreción de PTH y los altos la suprimen, según un modelo de retroalimentación negativa.

En el esqueleto la PTH regula el recambio óseo, que incluye la reabsorción y neoformación de forma continua y equilibrada. Junto a este factor actúan otros, como los metabolitos de la vitamina D y la calcitonina. (6).

El sistema óseo puede presentar algunas enfermedades tales como: tumores óseos sean benignos o malignos entendiéndose por tumor cualquier aumento localizado de tamaño de un órgano o tejido de carácter patológico.

Neoplasias, que son una proliferación continua de células anormales que

producen enfermedad por su capacidad para elaborar sustancias con actividad biológica nociva.

También se puede presentar osteomielitis, que es un proceso inflamatorio de los huesos o de la médula ósea, que habitualmente se debe a una infección producida por microorganismos como *Staphylococcus aureus*, estreptococos, *Mycobacterium tuberculosis*, y otros muchos, así como por diversos hongos.

Síndrome de Perthes, que es causada por un aporte sanguíneo deficiente a la cabeza del hueso femoral en desarrollo, mantiene al hueso aplastado y deforme, muy frecuente en niños de 3 a 10 años.

Fractura de stress, es una lesión por sobrecarga, intensamente dolorosa, y afecta los huesos del pie y la tibia.

El sistema óseo también se puede afectar con traumatismos que son lesiones o alteraciones provocadas por un golpe directo sobre alguna zona del cuerpo.

Infarto óseo que es la muerte del tejido osteológico causada por la falta de irrigación sanguínea.

Metástasis óseas, que son un proceso tumoral maligno o infeccioso en una localización secundaria a una lesión primaria.

Enfermedad de Payer, falta de llegada de calcio a los huesos.

Dentro de lo dicho, la Medicina Nuclear contribuye al diagnóstico de estas diversas enfermedades del sistema óseo, mediante técnicas de gran sensibilidad, pero en general, de escasa especificidad, por lo que, aunque frecuentemente deben complementarse con otras exploraciones diagnósticas,

estas pruebas juegan un papel muy indispensable en el protocolo diagnóstico de diversas afecciones de este tipo. (10).

Esta técnica en la Medicina Nuclear aporta también y de manera significativa en el campo oncológico, ya que es capaz de detectar un proceso tumoral en pacientes con sintomatología imprecisa, localizar el tumor primario cuando conocemos la existencia de tumores secundarios, diagnosticar tumores en pacientes con sintomatología propia de la alteración de un órgano concreto, y; permite el seguimiento y vigilancia postratamiento.

DEFINICIÓN DE GAMMAGRAFÍA ÓSEA

Es un examen ofrece imágenes que sirven para detectar áreas de aumento o disminución del metabolismo óseo (ciclo metabólico). El examen se realiza para identificar procesos anormales que comprometen al hueso, tales como tumor, infección o fractura; y para ello se utilizan como trazadores los derivados del difosfonato marcados con Tc – 99m.

El depósito de difosfonatos y pirofosfatos se relaciona con alteraciones en el flujo sanguíneo regional, actividad osteoblástica y con la eficiencia de extracción por parte del hueso. En áreas de incremento de la actividad osteogénica se producen reacciones en la superficie de los cristales de hidroxiapatita.

La captación ósea de los mismos es proporcional a dos fenómenos:

- ❖ Perfusión sanguínea local.
- ❖ Actividad osteoblástica.

Debido a ello, es captado fisiológicamente por el tejido óseo, de forma variable, en las distintas zonas esqueléticas.

El procedimiento proporciona datos básicos sobre captación del trazador en el hueso, valorando un aumento o disminución de dicha captación en la zona afectada respecto al hueso sano, adyacente, morfología de la alteración y otras características (homogeneidad, deformación o no del hueso adyacente, etc.).

5.2.1. Casos indicados para una Gammagrafía Ósea

- Tumores óseos: benignos o malignos.
- Neoplasias (primarias o metástasis).
- Osteomielitis aguda y crónica.
- Fractura de stress.
- Traumatismos.
- Osteonecrosis aséptica.
- Síndrome de Perthes
- Evaluación de aflojamiento de prótesis.
- Infartos óseos.
- Enfermedad de Paget.

5.2.2. Dosis y administración del radiofármaco

La actividad administrada a un paciente adulto estándar será de 740 a 1.110 Mbq (20-30 mCi), no superando la dosis de 1.110 MBq.

En pacientes con obesidad marcada, se utilizará una dosis media de 300-350 μ Ci/kg de peso. En pacientes pediátricos se administrarán 250-300 μ Ci/kg de peso (con una dosis mínima de 40-90 MBq).

La administración se realizará por vía intravenosa. Es conveniente, un riguroso control de calidad. Asimismo es fundamental evitar introducir aire en el vial y manipular la dosis en condiciones asépticas.

La dosis equivalente efectiva del paciente oscila entre 0,005 y 0,008 mSv/MBq. El órgano diana es el hueso, que recibe una dosis de 0,06 mGy/Mbq, en segundo lugar la pared vesical (0,05 mGy/MBq) y en tercer lugar la médula ósea (0,009 mGy/MBq). (3).

Al cabo de dos o tres horas el paciente está listo para poder ingresar a la Gammacámara, ya que es el tiempo óptimo en el que existe mayor fijación ósea, de esta forma comienza el estudio, después se hará el procesamiento de las imágenes todo lo que tiene que ver con el color, brillo, contraste y cortes necesarios para un mejor diagnóstico. (4).

5.2.3. Interpretación de las imágenes óseas

En los individuos normales hay hipercaptación en metáfisis de huesos largos (sobre todo en niños y adolescentes), articulaciones sacro ilíacas y ángulos inferiores de escápulas. En cambio, hay captaciones muy escasas en diáfisis, cráneo, y costillas. Dado que su eliminación es urinaria, se observa también actividad renal, que es mayor en aquellos pacientes con problemas de éxtasis urinario, en los que se puede apreciar, incluso, actividad uretral. Por la misma razón se observa actividad en vejiga, por lo que el paciente debe miccionar antes de la prueba, si nos interesa estudiar la pelvis.

Con mucha frecuencia se observa actividad en la flexura del codo por la producción de pequeñas extravasaciones en el momento de la inyección. Si se desea estudiar un tumor que se supone muy vascularizado, se puede hacer un estudio dinámico, aprovechando el primer paso del trazador por el sistema circulatorio, con imágenes gammagráficas seriadas de un segundo, o menos, de duración.

Cualquier lesión ósea incluido los tumores primarios y metastáticos, produce una actividad osteoblástica alrededor de las células tumorales, por lo que se detecta una zona de hipercaptación el punto de localización tumoral.

La captación será menor cuando exista una zona de osteolisis o necrosis en el centro del tumor, siendo intensa, en cambio, en la periferia, aun cuando

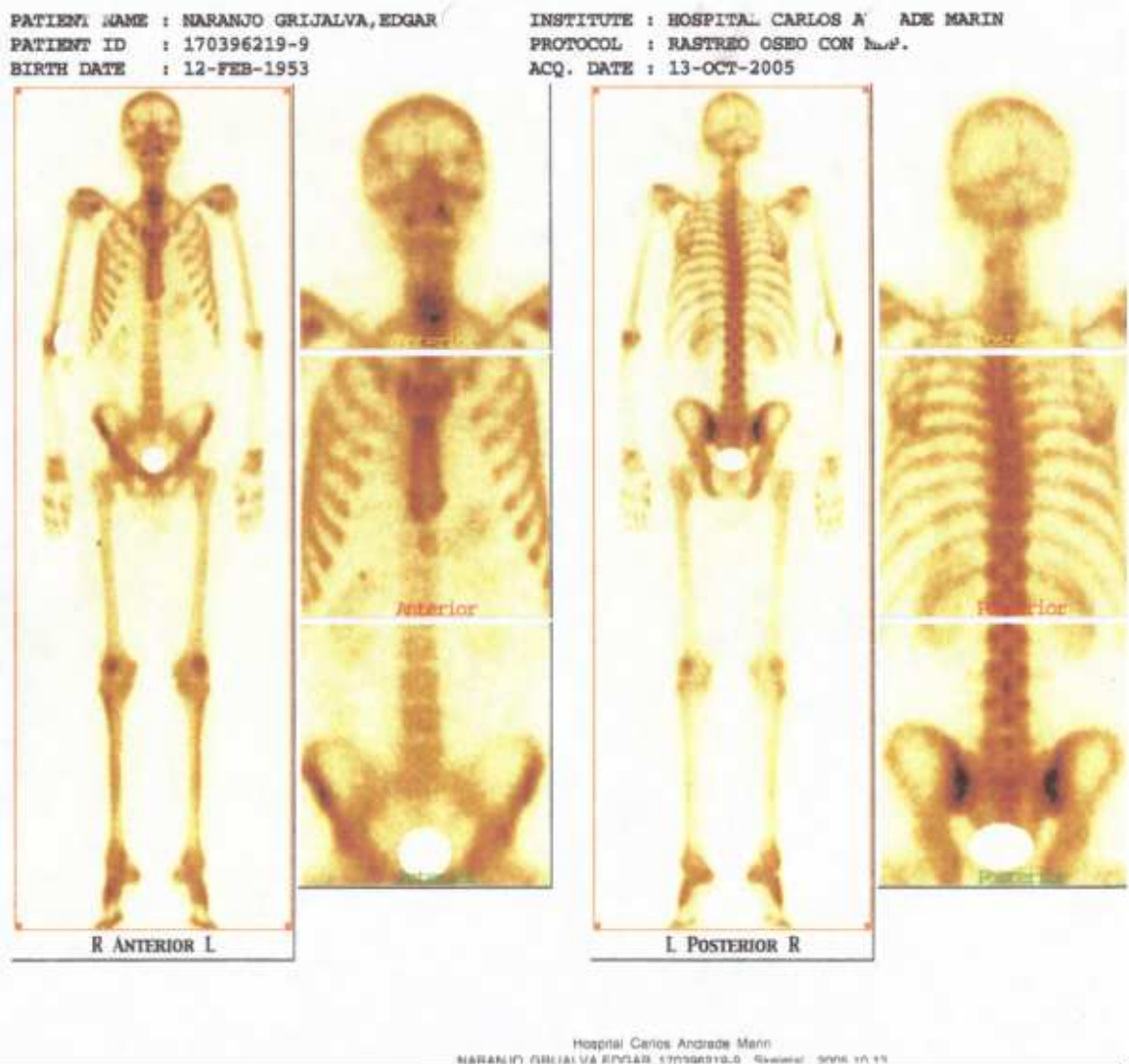
radiológicamente muestre una geoda extensa.

Los hallazgos gammagráficos son muy precoces y aparecen antes de que exista sintomatología clínica o signos radiológicos (hasta 6 meses antes), por lo que esta técnica tiene indudable valor para estudiar la extensión de un tumor de forma precoz. (9).

Hay que advertir que es una prueba poco específica, ya que, si tenemos en cuenta los mecanismos de captación del difosfonato, cualquier lesión ósea puede dar una imagen positiva. Así, por ejemplo, la artrosis, muy frecuente en ancianos, ofrece hipercaptación en las zonas articulares, aunque de menor intensidad que la provocada por las localizaciones tumorales. Tampoco esta prueba ayuda a la presunción del tipo histológico, pues los diferentes tumores dan parecida hipercaptación.

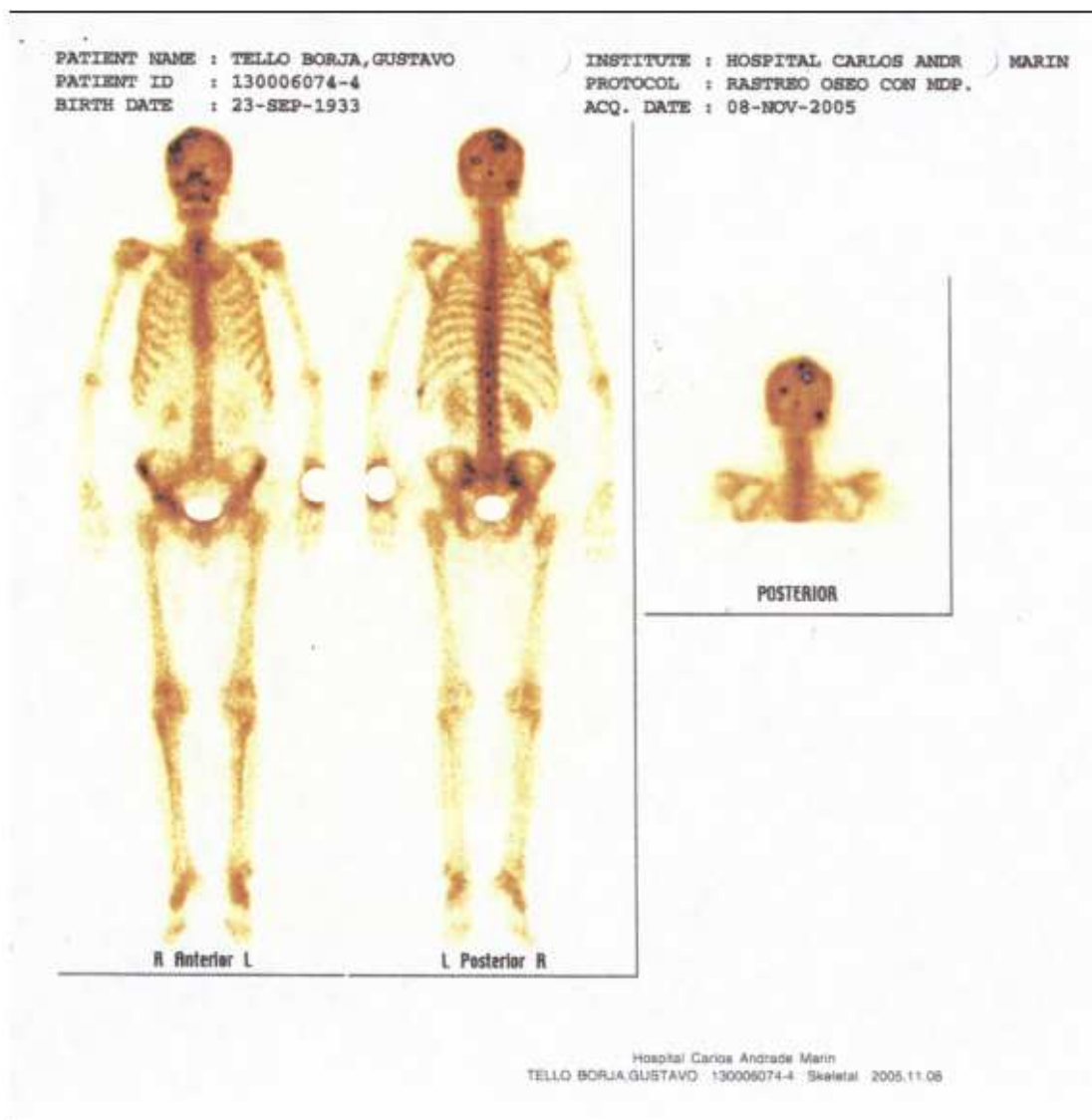
ALGUNAS IMÁGENES GAMMAGRÁFICAS ÓSEAS CAPTADAS EN EL SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR DEL HCAM

A continuación se dan a conocer algunas imágenes gammagráficas con su respectiva interpretación y diagnóstico, de los pacientes que padecen de cáncer y acudieron al Servicio de Medicina Nuclear del HCAM.



Las presentes imágenes corresponden a un paciente de 53 años, sexo masculino que tiene como dato clínico un Ca. de próstata, se observa una captación normal de radiofármaco, aparte se observa una zona sospechosa a nivel de nariz y en el área que contiene la tiroides, lo que se puede considerar como un falso positivo; al hacer una toma en la parte posterior se confirma que no es una lesión maligna, y se concluye que es un individuo normal que tiene hipercaptación en esternón, en flexura de codo y sobre todo en la región pélvica.

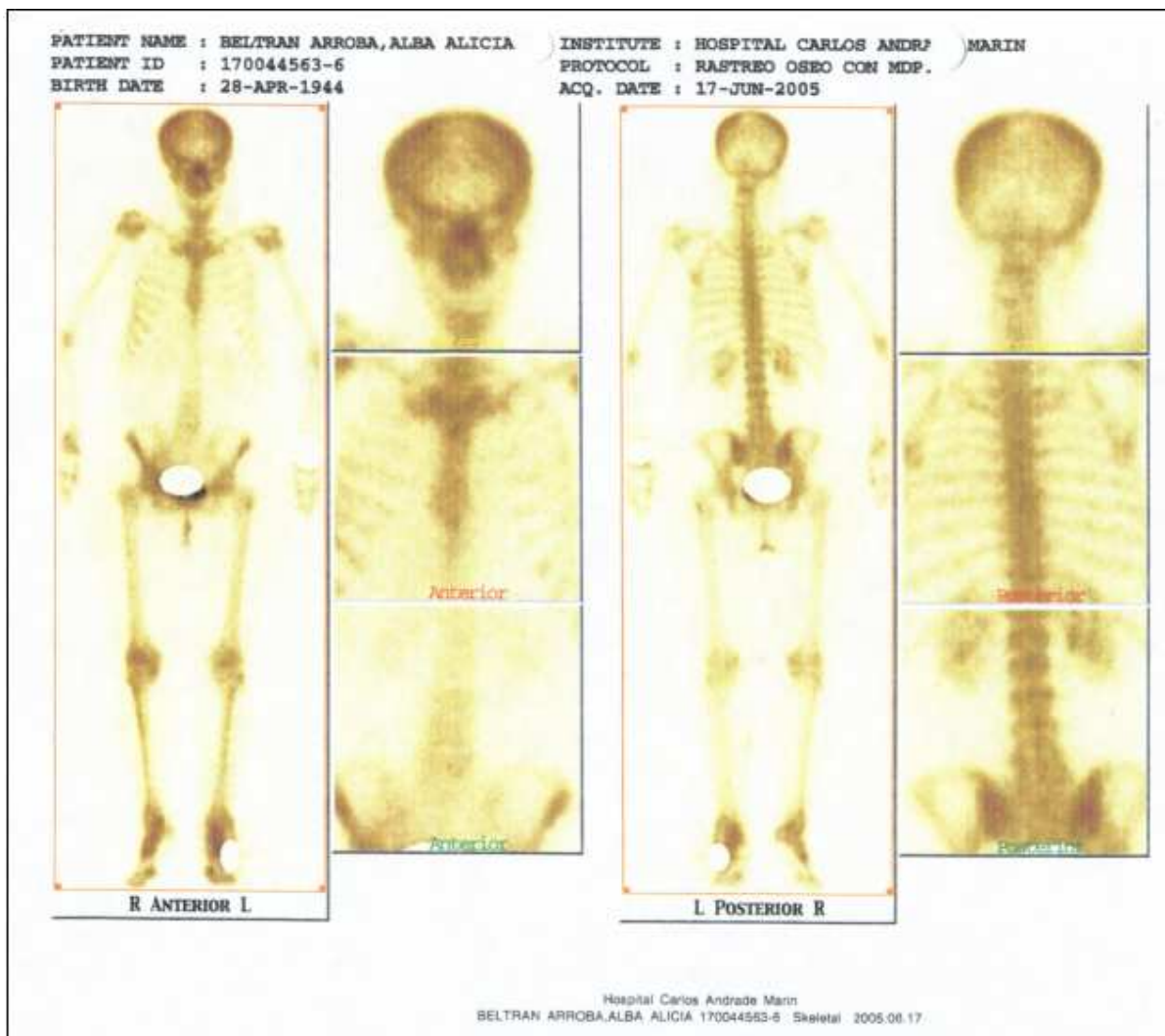
Diagnóstico: Estudio normal, negativo para metástasis óseas.



Estas imágenes corresponden a un paciente de 76 años de edad de sexo masculino con un dato clínico de Ca. de próstata, por su edad se puede observar menor captación en la diáfisis de sus piernas es decir en la parte media, se observa claramente una hipercaptación en la columna vertebral, en la región pélvica y en el cráneo.

Al hacer una toma posterior se ve claramente que se trata de tumores, pues en el cráneo normalmente debe haber poca captación.

Diagnóstico: positivo para metástasis óseas múltiples.



Las imágenes gammagráficas óseas mostradas corresponden a una paciente de 62 años de sexo femenino con un dato clínico de Ca. de mama.

Se observan captaciones totalmente normales en región de esternón, en codos y rodillas, también en pelvis, por la actividad que se elimina a través de la vejiga.

Diagnóstico: Estudio normal, negativo para metástasis óseas.

CAPÍTULO 6

ANÁLISIS ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO E INFERENCIAL

6.1. PRESENTACIÓN

En esta parte del trabajo se realiza un análisis estadístico descriptivo de las imágenes gammagráficas óseas obtenidas en el Servicio de Medicina Nuclear del HCAM, en el período febrero 2005 – febrero 2006, donde se muestra datos de diferentes personas que se refieren a sus edades, tipo de actividad, procedencia, sexo, datos clínicos, y su diagnóstico al acudir a realizarse este examen.

El conjunto de datos está compuesto por **278** de ellos, los cuales se organizaron y codificaron en el programa SPSS versión 12.0, para luego poder hacer análisis de los mismos y representarlos gráficamente con ello se tiene valores para los próximos resultados.

Luego de hacer el análisis estadístico descriptivo se continúa con la prueba de hipótesis.

6.2. TABLA DE DATOS

periodo	sexo	edad	benefici	proceden	d.clinic	diag
5	1	67	0	COTOPAXI	1	1
5	1	79	0	PICHINCHA	1	0
5	1	83	0	ESMERALDAS	1	0
5	1	41	1	CARCHI	1	2
5	1	73	0	PICHINCHA	1	0
5	0	54	0	PICHINCHA	0	1
5	1	58	1	PICHINCHA	1	0
5	0	74	0	PICHINCHA	0	1
5	1	68	0	PICHINCHA	1	0
5	1	65	1	PICHINCHA	1	1
5	0	64	0	PICHINCHA	5	0
5	1	56	1	PICHINCHA	1	1
5	1	75	0	PICHINCHA	1	0
5	0	78	0	PICHINCHA	5	0
5	0	61	1	MANABI	0	1
5	1	62	0	COTOPAXI	1	0
5	0	56	1	ESMERALDAS	0	1
5	1	80	0	PICHINCHA	1	0
5	1	71	0	PICHINCHA	1	1
5	1	73	0	CARCHI	1	0
5	1	78	0	PICHINCHA	1	0

Como muestra una parte de la tabla de gráficos se tienen datos de:

- 1.- PERIODO
- 2.- SEXO
- 3.- EDAD
- 4.- TIPO DE BENEFICIARIO
- 5.- PROCEDENCIA
- 6.- DATO CLÍNICO
- 7.- DIAGNÓSTICO

Estos datos han sido codificados de la siguiente manera:

En el período:

1 corresponde al mes de febrero del 2005

2 corresponde al mes de marzo del 2005

De esta forma hasta llegar al 12 que corresponde al mes de febrero del 2006.

En el sexo:

0: Femenino

1: Masculino

En lo que se refiere a tipo de beneficiario tenemos dos opciones.

0: jubilado

1: activo

En los datos clínicos se utilizó la siguiente codificación:

0: Cáncer mama

1: Cáncer próstata

2: Cáncer colon

3: Cáncer pulmón

4: Cáncer riñón

5: Cáncer tiroides

6: Cáncer cerebro

7: Cáncer vesícula

8: Cáncer múltiple

9: Cáncer piel

En el diagnóstico tenemos cuatro codificaciones:

0: positivo metástasis óseas (+ PMO)

1: negativo metástasis óseas (- PMO)

2: proceso metastásico versus proceso degenerativo (PM.VS.PD)

3: metástasis óseas múltiples (M.O.M)

Entonces la tabla de datos queda de la siguiente manera:

datos - Editor de datos SPSS							
Archivo Edición Ver Datos Transformar Analizar Gráficos Utilidades Ventana ?							
1: período 2							
	período	sexo	edad	benefici	proceden	d.clinic	diagnost
1	FE3RERO	FEMENINO	84	JUBILADO	PICHINCHA	CA. MAMA	+PMO
2	FE3RERO	MASCULINO	61	JUBILADO	PICHINCHA	CA. PROSTAT	+PMO
3	FE3RERO	FEMENINO	40	ACTIVO	COTOPAXI	CA. MAMA	-PMO
4	FE3RERO	MASCULINO	72	JUBILADO	PICHINCHA	CA. PROSTAT	+PMO
5	FE3RERO	FEMENINO	81	JUBILADO	PICHINCHA	CA. MAMA	PM VS PD
6	FE3RERO	MASCULINO	84	JUBILADO	ESMERALDAS	CA. PROSTAT	+PMO
7	FE3RERO	FEMENINO	58	ACTIVO	BOLIVAR	CA. MAMA	-PMO
8	FE3RERO	FEMENINO	79	JUBILADO	MBABURA	CA. MAMA	+PMO
9	FE3RERO	MASCULINO	67	JUBILADO	PICHINCHA	CA. PROSTAT	-PMO
10	FE3RERO	MASCULINO	80	JUBILADO	PICHINCHA	CA. PROSTAT	M O M
11	MARZO	MASCULINO	78	JUBILADO	ESMERALDAS	CA. PULMON	+PMO
12	MARZO	MASCULINO	84	JUBILADO	COTOPAXI	CA. PROSTAT	PM VS PD
13	MARZO	MASCULINO	65	ACTIVO	PICHINCHA	CA. PULMON	+PMO
14	MARZO	MASCULINO	89	JUBILADO	PICHINCHA	CA. VESICULA	PMO
15	MARZO	FEMENINO	43	ACTIVO	CARCHI	CA. MAMA	+PMO
16	MARZO	FEMENINO	43	ACTIVO	PICHINCHA	CA. MAMA	-PMO
17	MARZO	MASCULINO	88	JUBILADO	COTOPAXI	CA. PROSTAT	+PMO
18	MARZO	MASCULINO	66	JUBILADO	PICHINCHA	CA. PROSTAT	-PMO
19	MARZO	MASCULINO	70	JUBILADO	CARCHI	CA. COLON	+PMO
20	MARZO	MASCULINO	86	JUBILADO	PICHINCHA	CA. PROSTAT	+PMO
21	MARZO	FEMENINO	72	JUBILADO	CARCHI	CA. MAMA	-PMO
22	ABRIL	MASCULINO	74	JUBILADO	PICHINCHA	CA. PULMON	-PMO
23	ABRIL	MASCULINO	64	JUBILADO	MDADURA	CA. PROSTAT	+PMO
24	ABRIL	FEMENINO	52	ACTIVO	COTOPAXI	CA. MAMA	PM VS PD
25	ABRIL	MASCULINO	66	JUBILADO	BOLIVAR	CA. PROSTAT	-PMO
26	ABRIL	MASCULINO	60	ACTIVO	PICHINCHA	CA. PROSTAT	+PMO
27	ABRIL	FEMENINO	75	JUBILADO	PICHINCHA	CA. MAMA	+PMO
28	ABRIL	FEMENINO	44	ACTIVO	CARCHI	CA. MAMA	+PMO
29	ABRIL	FEMENINO	46	ACTIVO	CHIMBORAZO	CA. MAMA	PMO
30	ABRIL	MASCULINO	70	JUBILADO	PICHINCHA	CA. RIÑON	-PMO

6.3. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

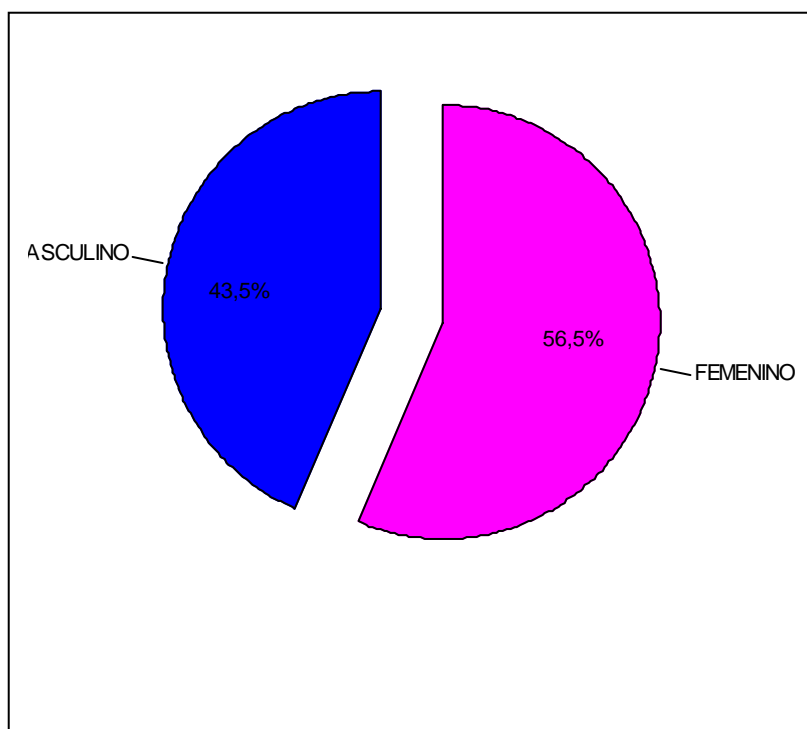
Sexo

SEXO

N	Válidos	278
	Perdidos	0

SEXO					
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	FEMENINO	157	56,5	56,5	56,5
	MASCULINO	121	43,5	43,5	100,0
	Total	278	100,0	100,0	

*Tabla 1: frecuencia sobre sexo de los pacientes
Fuente: archivos del Servicio de Medicina Nuclear del HCAM*



*Gráfico 1. Frecuencia sexo
Fuente: archivos del Servicio de Medicina Nuclear del HCAM*

Edad

EDAD

N	Válidos	278
	Perdidos	0

EDAD

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
35	1	,4	,4	,4
36	1	,4	,4	,7
40	6	2,2	2,2	2,9
41	1	,4	,4	3,2
42	2	,7	,7	4,0
43	3	1,1	1,1	5,0
44	4	1,4	1,4	6,5
45	4	1,4	1,4	7,9
46	3	1,1	1,1	9,0
47	3	1,1	1,1	10,1
48	6	2,2	2,2	12,2
49	3	1,1	1,1	13,3
50	5	1,8	1,8	15,1
51	5	1,8	1,8	16,9
52	4	1,4	1,4	18,3
53	5	1,8	1,8	20,1
54	3	1,1	1,1	21,2
55	4	1,4	1,4	22,7
56	11	4,0	4,0	26,6
57	7	2,5	2,5	29,1
58	7	2,5	2,5	31,7
59	6	2,2	2,2	33,8
60	7	2,5	2,5	36,3
61	7	2,5	2,5	38,8
62	8	2,9	2,9	41,7
63	6	2,2	2,2	43,9
64	6	2,2	2,2	46,0
65	17	6,1	6,1	52,2
66	6	2,2	2,2	54,3
67	4	1,4	1,4	55,8
68	6	2,2	2,2	57,9
69	5	1,8	1,8	59,7
70	11	4,0	4,0	63,7
71	8	2,9	2,9	66,5
72	9	3,2	3,2	69,8
73	9	3,2	3,2	73,0
74	10	3,6	3,6	76,6
75	12	4,3	4,3	80,9
76	4	1,4	1,4	82,4

77	2	,7	,7	83,1
78	9	3,2	3,2	86,3
79	6	2,2	2,2	88,5
80	9	3,2	3,2	91,7
81	4	1,4	1,4	93,2
82	1	,4	,4	93,5
83	3	1,1	1,1	94,6
84	5	1,8	1,8	96,4
85	2	,7	,7	97,1
86	3	1,1	1,1	98,2
88	2	,7	,7	98,9
89	1	,4	,4	99,3
91	1	,4	,4	99,6
97	1	,4	,4	100,0
Total	278	100,0	100,0	

Tabla2: frecuencia de edades

Fuente: archivo del Servicio de Medicina Nuclear del HCAM feb2005-feb2006

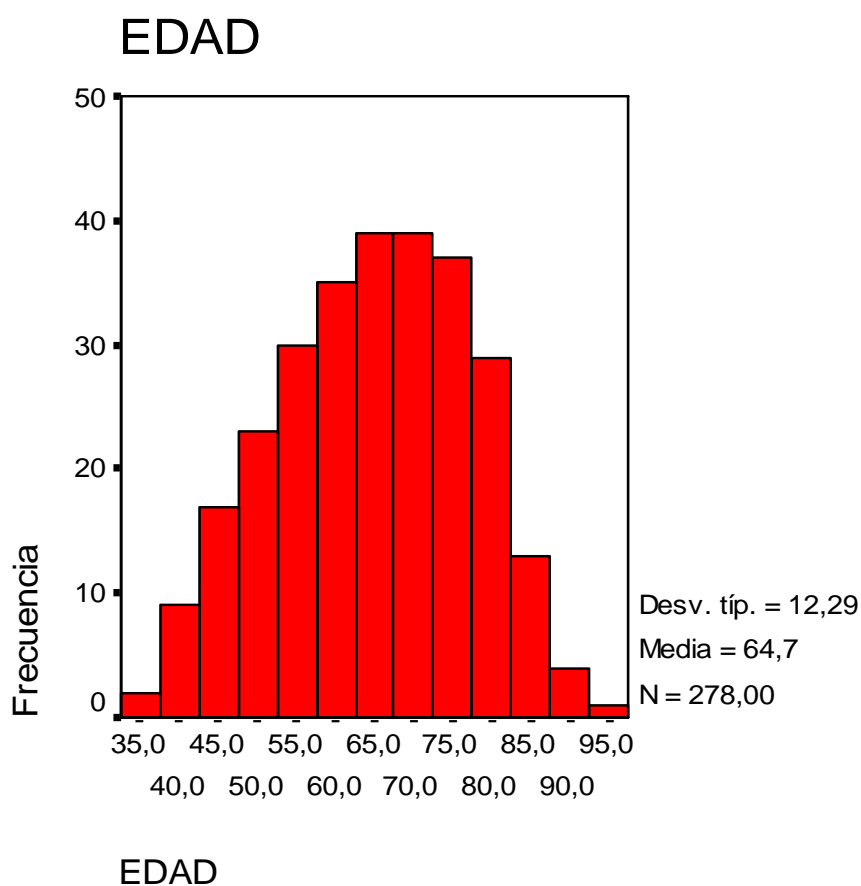


Gráfico 2: frecuencia de edades

Fuente: archivos del Servicio de Medicina Nuclear del HCAM feb2005 – feb2006

Tipo de cáncer (dato clínico)

DATO CLINICO

N	Válidos	278
	Perdidos	0

DATO CLINICO

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
CA. MAMA	140	50,4	50,4	50,4
CA.PROSTAT	105	37,8	37,8	88,1
CA.COLON	4	1,4	1,4	89,6
CA.PULMON	16	5,8	5,8	95,3
CA.RIÑON	1	,4	,4	95,7
CA.TIROIDES	8	2,9	2,9	98,6
CA.CEREBRO	1	,4	,4	98,9
CA.VESICULA	1	,4	,4	99,3
CA.MULTIPLE	1	,4	,4	99,6
CA.PIEL	1	,4	,4	100,0
Total	278	100,0	100,0	

Tabla 3. Frecuencia de tipos de cáncer

Fuente: archivos del servicio de Medicina Nuclear del HCAM feb2005 – feb2006.

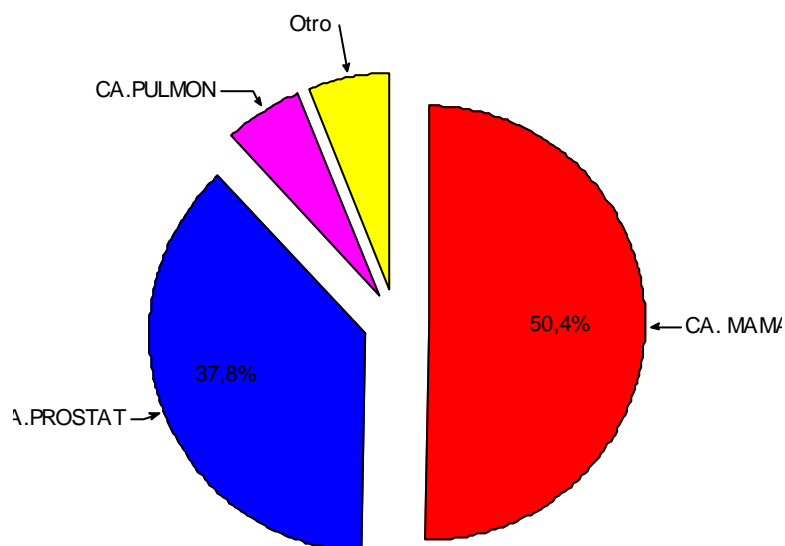


Gráfico 3. Frecuencia de dato clínico

Fuente: archivos del Servicio de Medicina Nuclear del HCAM feb2005 – feb2006

Diagnóstico

DIAGNOSTICO

N	Válidos	278
	Perdidos	0

DIAGNOSTICO

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
+PMO	142	51,1	51,1	51,1
-PMO	111	39,9	39,9	91,0
PM.VS.PD	22	7,9	7,9	98,9
M.O.M.	3	1,1	1,1	100,0
Total	278	100,0	100,0	

Tabla 4. Frecuencia de diagnóstico

Fuente: archivos del servicio de Medicina Nuclear del HCAM feb2005 – feb2006.

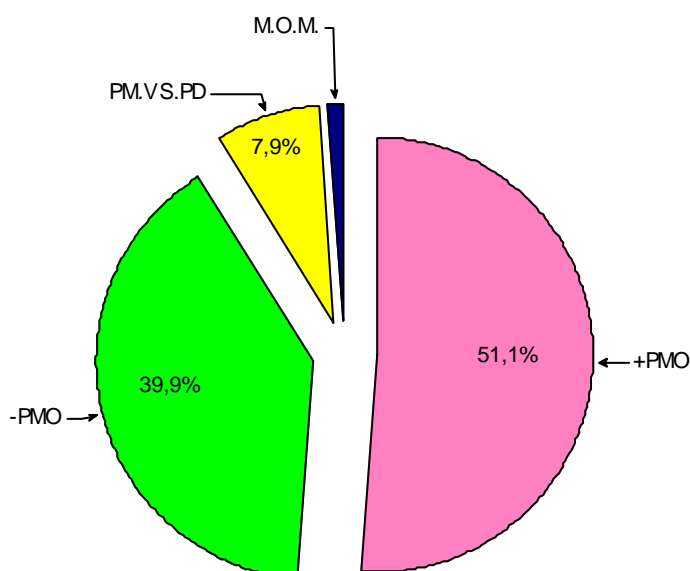
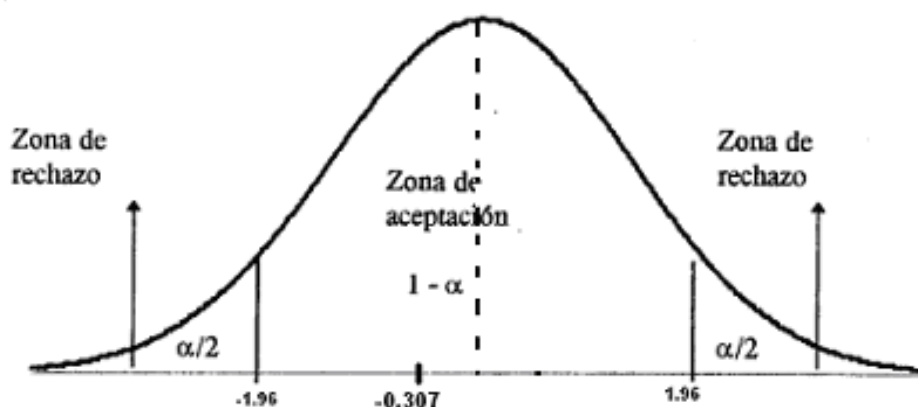


Gráfico 3. Frecuencia de dato clínico

Fuente: archivos del Servicio de Medicina Nuclear del HCAM feb2005 – feb2006

6.4. PRUEBA DE HIPÓTESIS



H_0 : $p_0 = 0.52$ = El 52% de los pacientes que padecen de cáncer y se realizan una gammagrafía ósea en el Servicio de Medicina Nuclear del HCAM, tiene un diagnóstico positivo para metástasis óseas.

H_0 : $p_0 = 0.52$ H_1 : $p_0 \neq 0.52$

Nivel de significancia: $\alpha = 0.05$

$$z_c = \frac{f - n p_0}{\sqrt{n p_0 q_0}}$$

Donde:

$f = 142$

$n = 278$

$p_0 = 0.52$

$q_0 = 1 - p_0 = 0.48$

Entonces: $Z_c = -0.307$

$-1.96 < Z_c < 1.96$, por lo tanto se acepta H_0 . Lo que significa que la proporción de pacientes que tienen diagnóstico positivo para metástasis óseas es del 52%.

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

1. El color en las imágenes, depende de la captación del radiofármaco, si se observan colores opacos quiere decir que hay poca captación de radiofármaco por parte del órgano o sistema estudiado, mientras que si se tienen colores intensos se tiene una gran captación lo que se conoce como hipercaptación de radiofármaco.
2. La falta de uniformidad de una imagen suele ser debida a alteraciones en la ganancia de uno o varios tubos fotomultiplicadores que se hacen inestables por el paso del tiempo, esta falta de uniformidad afecta en la interpretación de las imágenes ya que si se detectan zonas con colores más intensos se pueden diagnosticar como lesiones.
3. Si las exploraciones, después de haber inyectado el radiofármaco, no se realizan dentro de las 6 horas que tiene de vida media el tecnecio, la calidad de las imágenes decrece, ya que la actividad se elimina cada vez en la orina.
4. El tiempo de espera para el ingreso a la gammacámara después de la administración del radiofármaco depende de su trayectoria en el corriente sanguíneo y es diferente para cada órgano o sistema a estudiarse, por ejemplo para una gammagrafía ósea se debe esperar dos o tres horas, porque es el tiempo óptimo en el que existe mayor fijación ósea.

5. Las lesiones óseas incluidos los tumores producen actividad osteoblástica alrededor de las células tumorales, o sea mayor flujo de sangre alrededor de ellos, por lo que se detecta una zona de hipercaptación de radiofármaco, esto implica que se noten colores más intensos.

6. El Gráfico 1. muestra que el **56.5%** de los 278 pacientes que padecen de cáncer y se realizaron una gammagrafía ósea durante el periodo febrero 2005 – febrero 2006 en el Servicio de Medicina Nuclear, son **mujeres**, mientras que el **43.5%** son **hombres**.

7. La edad de los pacientes que acuden al Servicio de Medicina Nuclear a hacerse un diagnóstico oscila entre **52 y 77 años**. Gráfico 2.

8. El tipo de cáncer que más afecta a la población norte y centro del país según el Gráfico 3. es el de mama con un **50.4%**, sigue el cáncer de próstata **37.8%**, cáncer de pulmón **5.8%**, y otros que incluyen cáncer de tiroides, riñón, colon, cerebro, vesícula, piel, **6%**.

9. En la prueba de hipótesis se demuestra que el **52%** de los pacientes de los cuales se obtuvo información durante el período de la investigación, tienen un **diagnóstico positivo** para metástasis óseas.

**CONCLUSIONES Y
RECOMENDACIONES**

1.- El realizarse un estudio gammagráfico no tiene efectos secundarios, pues la irradiación recibida en una exploración es muy pequeña (hasta 30mCi), incluso menor a la recibida en una exploración radiológica convencional.

2.- La gammacámara es uno de los principales equipos de diagnóstico utilizados en Medicina Nuclear debido a que los resultados que muestra son precoces incluso antes de que exista alguna sintomatología o antes de que se hallen resultados en una imagen de rayos X.

3.- El número de cabezales detectores de una gammacámara no mejora la calidad o la resolución de la imagen, pero si mejora el tiempo en el cual se realiza el estudio, reduciéndolo a cierta fracción de lo que se haría con un solo cabezal.

4.- En pacientes con obesidad marcada el equipo tiene cierta dificultad para la formación de las imágenes, por que el tejido adiposo impide que se emita toda la radiación, es por esto que se debe administrar una cantidad extra de radiofármaco según lo indiquen los protocolos en cada caso.

5.- Se ha realizado el estudio estadístico descriptivo y la prueba de hipótesis demostrando que el diagnóstico más común, entre los pacientes que padecen de cáncer y acuden al Servicio de Medicina Nuclear del HCAM, son las metástasis óseas.

RECOMENDACIONES

1. Mantener El buen funcionamiento de la gammacámara haciendo sus controles de calidad diarios, y manejándola de acuerdo a los protocolos establecidos.
2. Llevar controles estadísticos periódicos de todos los estudios que se realizan dentro del Servicio de Medicina Nuclear del HCAM, para de esta manera saber cuales son los diagnósticos con mayor incidencia y además conocer el número de personas que se benefician con el servicio.
3. Antes de las pruebas, conversar con los pacientes a cerca de lo que se va hacer empezando por la inyección del radiofármaco y el ingreso a la gammacámara, para que de esta manera el paciente tenga una plena disposición y tranquilidad para realizarse una gammagrafía.
4. Protegerse de las radiaciones, aunque nos exponamos a un campo de radiación relativamente bajo, es necesario tener la protección adecuada, usando en lo posible chalecos de plomo, y manteniéndonos a mayor distancia por menor tiempo.

RESUMEN

El trabajo de investigación se hizo con el objetivo de estudiar las imágenes gammagráficas óseas de los pacientes que padecen de cáncer y acuden al Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín – Quito, para esto se estudio la gammacámara y su funcionamiento, también se tomaron los datos de todas las imágenes captadas en el periodo febrero 2005 – febrero 2006; con ellos se hizo un análisis estadístico descriptivo e inferencial que incluye la prueba de hipótesis. Los resultados obtenidos en los análisis estadísticos muestran que la mayoría de personas que acuden al Servicio de Medicina Nuclear son **mujeres (56.5%)**, y en menor proporción **hombres (43.5%)**. El **promedio de edad** entre los datos de 278 pacientes es de **(64.7 ± 12.29) años**. También revelaron los tipos de cáncer más comunes: Ca. Mama 50.4%; Ca. Próstata 37.8%; Ca. Pulmón 5.8%; Otros (colon, tiroides, cerebro, vesícula, piel) 6%. Finalmente tanto el análisis estadístico descriptivo como la prueba de hipótesis demostraron que: las metástasis óseas son el diagnóstico más común entre los pacientes del Servicio de Medicina Nuclear del HCAM.: Positivo para metástasis óseas 51.1%; Negativo para metástasis óseas 39.9%; Proceso metastático .vs. Proceso degenerativo 7.9%; Metástasis óseas múltiples 1.1%.

SUMMARY

The work investigation is done to the objective of studying the gammagraphics images of the patients to suffer of Cancer and go to Nuclear Medicine Center at Hospital Carlos Andrade Marín – Quito, for this is studied the gammacamera, and its operation, so is taken notes of the images captivated in the period February 2005 – February 2006 and with they are done a descriptive statistic analysis and imply to include the test of hypothesis. The results obtain get in the statistics analysis shows the most people to go to Nuclear Medicine Service are **woman (56.5%)** and almost nothing **men (43.5%)**. The **average age** between the notes of 278 patients is **(64.7 ± 12.29) years**. So revealed the types of cancer more commons:

Breast cancer 50.4%; Prostate cancer 37.8%; Lung cancer 5.8%; another cancer 6%. Finally, so the statistic analysis as the test of hypothesis to showed the osseous metastasis are the diagnostic more common between the patients of Nuclear Medicine Service HCAM.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. SÁNCHEZ, R. BEZARES, L. LÓPEZ, A. Protección radiológica, parte IV, Medicina Nuclear. Mc. Graw-Hill. Madrid.1995. p.256-317.
2. ÁLVAREZ-PEDROSA, G. CASANOVA GÓMEZ, B. Diagnóstico por Imagen. Mc. Graw-Hill. Madrid. 1997. p.178-192.
3. DESGREZ, A. MORETTI, V. ROBERT, C. VINOT, A. Compendio de Medicina Nuclear. Editorial AC. Argentina. 1998.356p.
4. LABORATORIOS BACON S.A.I.C.; Folletos y Manuales. Buenos Aires-Argentina. 2005.
5. NÚÑEZ, M. SPECT Protocolos Técnicos. Montevideo-Uruguay. 1999.39p.
6. MARTÍNEZ, J.L. SÁENZ ORMIJAMA, O. Medicina Nuclear Instrumentación. Barcelona. Editorial Masson. 1998.p.96-112.
7. O'MARA AND WEBER. The osseous system, clinical radionuclide imaging. Orlando. Florida (USA). 1994.128p.

8. DIAZ GARCIA, J. DE HARO DEL MORAL, F. Técnicas de exploración en Medicina Nuclear. Editorial Masson. Barcelona. 2004.p.22-53.
9. ORTIZ, J. GONZALEZ, F. Medicina Nuclear Clínica. Editorial Eurobook. Madrid. 1995. p.45-96.
10. COLIER, B. COLS, S. Skeletal Nuclear Medicine. USA. s.e. 1996.207p.
11. SOPENA, M. VILAR, R. MARTÍ-BONMATÍ, R. Algoritmos en Diagnóstico por la Imagen. Editorial Masson. Barcelona. 1996. p. 35-72.
12. CASTRO-BEIRAS, J. Avances en Medicina Nuclear y Calidad científico-técnica. Editorial Conserjería de Sanidad de la Comunidad de Madrid. España. 2001. p.56-63.

PÁGINAS EN INTERNET:

<http://www.medicinanuclear.cl/protocolos.htm>

<http://www.oei.org.co/sii/entrega11/art06.htm>

<http://www.cientificosaficionados.com/TBO/geiger/geiger.htm>

<http://www.hospitales.nisa.es/nuclear/medinuc/fisica/contg.htm>