



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES
ARAGÓN**

**“TECNOLOGÍA DEL DETECTOR DIGITAL EN EQUIPOS DE
RAYOS-X UTILIZADO PARA EXÁMENES DE
MASTOGRAFÍAS”**

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICISTA
P R E S E N T A :**

LÓPEZ MEDRANO RAÚL

ASESOR: ING. BENITO BARRANCO CASTELLANOS



San Juan de Aragón, Estado de México, Agosto de 2011



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Índice	I
Introducción	III
Capítulo I Conceptos Básicos	
1.1 Estructura de la materia	1
1.2 Concepto de radiación	6
1.2.1 Radiación electromagnética	8
1.3 Generación y propiedades de los rayos x	10
1.4 Procesos de interacción de WS rayos x con la materia	12
1.4.1 Mecanismos de interacción de la radiación electromagnética con la materia	22
1.5 Exposición y rapidez de exposición	26
1.5.1 Dosis absorbida y rapidez de dosis absorbida	27
1.5.2 Dosis equivalente y rapidez de dosis equivalente	28
1.5.3 Conversión de unidades sistema internacional (si) y tradicionales	29
1.6 La célula y sus funciones	32
1.6.1 Interacción de la radiación FB con la célula	34
1.6.2 Clasificación de los efectos biológicos	39
1.6.3 Bajas dosis y epidemiología	41
1.7 Sistema de limitación de dosis	41
1.7.1 Factores básicos de protección radiológica	42
1.8 Descripción genérica de partes y componentes de un sistema de rayos X	48
1.8.1 Tubo de rayos X	49
1.8.2 Coraza	50
1.8.3. Colimador	51
1.8.4 Rejilla antidifusora	52
1.9 Capa hemirreductora y decirreductora	53
Capítulo II Tecnología del detector digital	57
2.1 Principales componentes	57
2.2 Componentes del sistema	59
2.2.1 Sistema de rayos X del Senographe 2000 D	60
2.2.2 Detector digital y receptor de imagen	60
2.3 Adquisición de estaciones de trabajo (AWS)	61
2.3.1 Accesorios y opciones	63
2.4 Instalación	64
2.4.1 Etiquetas de advertencia de Radiación	64
2.4.2 Tarjeta de Trabajo CFG 001	66
2.4.3 Aplicación y modos de instalación	67
2.4.4 Guardado de parámetros de suma de comprobación	69
2.4.5 Carga por defecto (inicial) Parámetros	70
2.5 Visualización de valores de los parámetros	70
2.5.1 Modificación y la entrada de los valores	71
2.5.2 El parámetro DISP	71
2.5.3 Establecer la información de la web	72
Capítulo III La imagen diagnóstica como objetivo fundamental	75
3.1 Resolución	75
3.2 Legislación mexicana en materia de diagnóstico médico con rayos x	76
3.2.1 Requisitos y procedimientos administrativos	78
3.2.2 Instalaciones	79
3.2.3 Especificaciones estructurales y de acabado	80
3.2.4 Señalización	81
3.2.5 Dimensiones y comunicación	82
3.3 Blindajes	83
3.3.1 Método de cálculo	84
3.3.2 Memoria analítica	90
3.3.3 Equivalencias	90
3.3.4 Verificación	91

“TECNOLOGÍA DEL DETECTOR DIGITAL EN EQUIPOS DE RAYOS-X UTILIZADO PARA EXÁMENES DE MASTOGRAFÍAS”



3.3.5	Niveles de radiación en salas de rayos X y colindancias	91
3.4	Equipo de rayos X	92
3.4.1	Pruebas de aceptación y de control de calidad (procedimientos y valores de aprobación)	94
3.4.2	Radiación de fuga y dispersa	95
3.4.3	Punto focal	96
3.5	Equipo procesador de revelado	98
3.6	Protección y seguridad radiológica	99
3.6.1	Dispositivos de protección personal	101
3.6.2	Vigilancia radiológica individual	104
3.6.3	Uso de equipos móviles o portátiles	112
3.6.4	Procedimientos para protección de pacientes, público y POE	113
3.6.5	Protección de gónadas	117
3.6.6	Manual de protección y seguridad radiológica	119
3.7	Programa de garantía de calidad	120
3.7.1	Equipos radiográficos	121
3.7.2	Elementos del programa de garantía de calidad	123
3.7.3	Vigilancia del funcionamiento del equipo de rayos X	124
	Conclusiones	126
	Glosario	128
	Bibliografía	138

Objetivo

Describir lo mejor de la tecnología de GE (General Electric) en el sistema de mamografía digital integral y proporcionar al personal expuesto (POE) de las instalaciones donde se utilizan equipos de rayos X en el diagnóstico médico, Así como aplicar los conocimientos básicos necesarios contra la exposición a la radiación, de tal manera que las dosis que se reciban y los riesgos debido a estas exposiciones sean lo más bajo que razonablemente puedan alcanzarse



Introducción

Desde hace casi 40 años, GE Healthcare mantiene el compromiso de ofrecer innovaciones decisivas en el campo de la mamografía. Entre otras modalidades, la mamografía se erige actualmente como la primera tecnología de referencia para la lucha contra el cáncer de mama, de forma precoz y eficiente. La extensa gama de tecnologías y soluciones y entre en la “Salud precoz”, un concepto desarrollado por GE para detectar de manera precoz, diagnosticar con más precisión y tratar más eficazmente el cáncer de mama, una enfermedad que desgraciadamente sigue siendo la segunda causa de muerte por cáncer más extendida en el mundo.

El objetivo de la prescripción de un examen radiográfico es la obtención de información para emitir un diagnóstico certero, por lo tanto, el obtener una imagen de excelente calidad redundará en beneficio del paciente, ya que no será necesario repetir el examen.

La prescripción de exploraciones radiográficas deberá hacerse valorando la relación costo-beneficio, además, se debe estudiar la realización de exploraciones alternativas que no impliquen el uso de radiaciones ionizantes, como son: ecografía, ultrasonido, resonancia magnética, etc.

El mayor ahorro de dosis es la exploración innecesaria que no se efectúa, por lo tanto, si se reduce el número de exploraciones repetidas, se reducirá también la dosis recibida por el paciente.

Las palabras calidad radiográfica se refieren a la fidelidad con la que aparecen en la radiografía las estructuras anatómicas examinadas. Una radiografía que representa con fidelidad las estructuras y los tejidos se identifica como de alta calidad. El médico radiólogo necesita disponer de radiografías de alta calidad para emitir diagnósticos seguros. Las radiografías de mala calidad tienen imágenes difíciles de interpretar para el ojo humano y pueden dar lugar a repeticiones del examen radiológico, en otro caso innecesario, y a veces, a errores de diagnóstico.

La calidad de una radiografía no es fácil definirla ni es posible medirla con exactitud, aunque existen varios factores que afectan la calidad radiográfica, pero no se dispone de medidas precisas y mundialmente aceptadas para juzgarla. Las dos características más importantes de la calidad radiográfica probablemente sean la resolución, a veces llamada nitidez y el ruido.

Los rayos X son una forma de energía que existe en la naturaleza, que emana desde el espacio exterior, las rocas y hasta el suelo. Una radiografía es un

examen simple que no causa dolor y que usa rayos X para tomar imágenes del interior de su cuerpo con el fin de ayudar a su médico a hacer un diagnóstico. El tipo de examen radiográfico que su médico solicita se determina por el tipo de información que éste necesita para hacer un diagnóstico y la parte de su cuerpo de la cual necesita dicha información.

¿Cómo se realiza un examen radiográfico?

- Dependiendo de la parte del cuerpo que se va a examinar, se le puede pedir que se recueste sobre una camilla, que se siente o que permanezca parado mientras se toman las imágenes.
- El tecnólogo en radiografías lo ayudará a ponerse en posición para el examen.
- Luego apuntará el equipo de radiografías hacia el área del cuerpo que se va a examinar. Puede que le pidan que contenga la respiración mientras se obtiene la imagen. El tecnólogo puede tomar una o varias imágenes dependiendo de lo que solicitó su médico.
- Es importante permanecer muy quieto mientras se toma la radiografía para evitar que la imagen se vea borrosa.
- Por lo general, una vez que se completa el examen usted se viste y regresa a sus actividades normales.

Este trabajo de tesis está constituido por los siguientes puntos.

Capítulo 1. Se describen los principios básicos de los procesos de interacción de los rayos X con la materia, sus efectos biológicos y la normativa de la protección radiológica.

Capítulo 2 Este capítulo lo conforma, la descripción del equipo Senographe 2000 D de General electric, sus principales características y su funcionamiento

Capítulo 3. Se analizara la imagen diagnostica como objetivo fundamental y la legislación en materia de rayos X.

Hago hincapié que el presente trabajo lo presente como caso práctico pero por diferentes circunstancias se decidió hacerlo por tesis.

Actualmente presto mis servicios a General Electric Healthcare Technologies, USA. Mi trabajo es el de darle mantenimiento y hacer presentaciones del equipo ya sea en Estados Unidos o en México principalmente a hospitales del IMSS.

Capítulo 1

Conceptos Básicos

1.1 Estructura de la materia

Actualmente se sabe que toda la materia conocida en la naturaleza está formada por átomos. Para los fines de Protección Radiológica, será suficiente considerar que los átomos están formados por partículas subatómicas. Hasta la fecha, se ha descubierto un gran número de estas partículas, sin embargo, sólo cinco de ellas son de mayor importancia: electrón, protón, neutrón, positrón, fotón. El neutrino y el antineutrino tienen una importancia secundaria.

Los átomos son partículas eléctricamente neutras que poseen un núcleo donde está concentrada la mayor parte de la masa. El núcleo está constituido por protones y neutrones (excepto el del hidrógeno-1 que sólo contiene un protón sin neutrones); la carga eléctrica del núcleo es positiva y se debe únicamente a los protones ya que la carga eléctrica neta de los neutrones es cero. La carga negativa necesaria para lograr que el átomo sea neutro es proporcionada por los electrones, cuya masa es mucho menor que la del protón, pero con carga eléctrica de la misma magnitud y signo opuesto. El átomo, por lo tanto, consiste de un número determinado de protones y del mismo número de electrones. Cuando hay una diferencia entre ellos, es decir, si el número de electrones es mayor o menor que el de protones, al conjunto se le denomina ion negativo o ion positivo respectivamente.

Los electrones se encuentran girando en la región del espacio que rodea al núcleo, aunque su movimiento no es tan relativamente simple como el de los planetas alrededor del Sol. En los modelos más simplificados se supone que los electrones hacen las veces de los planetas y el núcleo corresponde al Sol, pero actualmente se sabe que esto no se apega a la realidad. No obstante, bajo ese modelo se logra tener una visión de conjunto que sirva para agrupar a los electrones en capas, donde cada una de ellas tiene un nivel de energía definido y un número máximo, también definido, de electrones que puede contener. Estas capas u orbitales se designan con una letra, de la K a la Q, como se muestra en la **Figura 1.1**, cada capa representa un nivel de energía diferente. Se requiere cierta cantidad de energía para separar a un electrón de la capa en que se encuentra, siendo mayor esta cantidad para las capas internas que para las externas, es decir, los electrones de la capa K están más ligados al núcleo que los de la capa L y éstos, a su vez, están más ligados y son más difíciles de separar que los de la capa M y así sucesivamente. Por supuesto, no todos los átomos poseen capas de la K a la Q, eso depende del número de electrones que contenga. Este, a su vez, depende de un conjunto determinado de números llamados cuánticos, aunque no se profundizará en su descripción.

Los electrones se encuentran colocados en su posición en estados de energía característicos de cada elemento. Esto significa que para separar un electrón de un átomo de un nivel u orbital determinado se requiere siempre la misma cantidad de energía y así para cualquier átomo del mismo elemento.

Los electrones se mantienen unidos al núcleo por medio de fuerzas de atracción electromagnética entre los electrones y los protones.

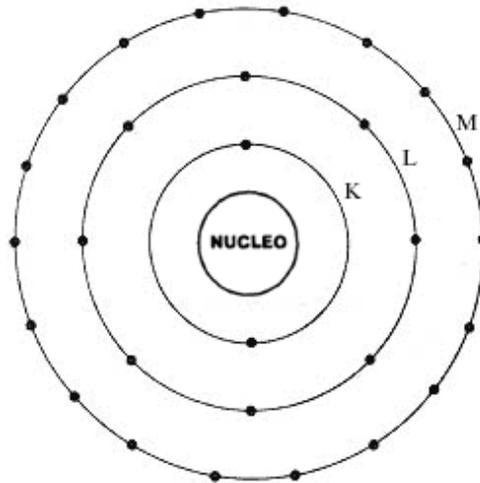


Figura 1.1 - Capas electrónicas de un átomo

Las variadas formas que presenta la materia, se deben únicamente a que los átomos que la constituyen son diferentes. Tomemos como ejemplo al agua y al aire: el agua está formada por dos átomos de hidrógeno y uno de oxígeno mientras que el aire es una mezcla de átomos de oxígeno y nitrógeno y otros en menor cantidad. Pero aún más, existen variedades dentro un mismo tipo de átomos, ya que por ejemplo, para el hidrógeno se conocen tres variantes: el Protio (Hidrógeno-1), el Deuterio (Hidrógeno-2) y el Tritio (Hidrógeno-3). Cuando una molécula de agua contiene deuterio se denomina agua pesada y algunas de sus propiedades son diferentes a las del agua común llamada agua ligera.

Por lo tanto, todas las propiedades características de la materia se deben a las diferentes combinaciones de partículas que la componen. Las moléculas se forman simplemente cuando dos o más átomos se unen compartiendo electrones.

Ionización

Los átomos que se encuentran en su estado de mínima energía y máxima estabilidad se encuentran en estado base. Este estado es permanente a menos que el átomo sea afectado por alguna perturbación. En el estado base, los

electrones se encuentran en los niveles correspondientes de mínima energía. Uno o más electrones pueden ser llevados a un estado de mayor energía transfiriéndoles la cantidad de energía necesaria para ello e inclusive, si esta cantidad es mayor, el o los electrones pueden lograr abandonar el átomo en el que están ligados quedando como partículas libres. Este proceso se llama ionización ya que se forma un par de iones, siendo el electrón el negativo y el átomo con déficit de electrones el ion positivo.

La cantidad de energía necesaria para ionizar al átomo depende del nivel de energía en el que se encuentra el electrón que se separa del núcleo. Obviamente, el electrón menos ligado requiere una menor cantidad de energía. A esta cantidad mínima se le conoce como potencial de ionización y depende también del elemento en cuestión. Por ejemplo, el potencial de ionización del hidrógeno es de 1.6 eV y del uranio es 4 eV. El electrón-volt (eV) es una unidad de energía que se definirá posteriormente. Para ionizar átomos por medio de la separación de otros electrones más ligados se requieren mayores cantidades de energía.

Estructura del núcleo

De física elemental se sabe que cuando dos partículas con carga eléctrica del mismo signo interactúan, se ejerce entre ellas una fuerza de repulsión. En el núcleo de un átomo se tienen los protones que son partículas con carga positiva (excepto en el caso del Hidrógeno-1 que tiene sólo un protón) y sin embargo, los protones no se separan debido a esa fuerza de repulsión de origen eléctrico. Las fuerzas de atracción gravitacional son tan pequeñas que pueden ser despreciadas.

Existe una clase de fuerza que mantiene unido al núcleo, llamada fuerza nuclear. Los protones y los neutrones (nucleones en general) poseen una propiedad que se puede llamar carga nuclear, de tal manera que alrededor de ellos se crea un campo de fuerza que atrae a otros nucleones. El neutrón presenta esta propiedad a pesar de que su carga eléctrica neta es cero, lo cual indica que la naturaleza de las fuerzas eléctricas y nucleares es diferente. Las fuerzas nucleares son de mayor intensidad que las eléctricas pero son de corto alcance (aproximadamente de 2 a 3×10^{-15}). Esto hace que los nucleones solamente interactúen con los que se encuentren próximos a él en el mismo núcleo y no con los de otros núcleos.

A medida que se incrementa el número de protones de los núcleos de los átomos se incrementa también y en mayor proporción el número de neutrones, precisamente para contrarrestar las fuerzas de repulsión.

En lo que respecta a las posiciones de los nucleones, éstos no se encuentran distribuidos al azar. En forma parecida al caso de los electrones, las partículas constituyentes del núcleo se encuentran en niveles discretos de energía, aunque éstos dependen del modelo de núcleo que se adopte. No es necesario profundizar

en la descripción de los modelos nucleares, toda vez que nuestro interés se centra en la Protección Radiológica.

Un núcleo se encuentra en estado base cuando está en su estado de mínima energía y si es estable y no es afectado por ninguna perturbación externa se mantendrá en ese estado permanentemente. Si un agente externo le suministra energía, el núcleo pasa a un estado de mayor energía o estado excitado.

Para eliminar tal exceso de energía y regresar a su estado base puede emitir un tipo de radiación electromagnética llamada fotón gamma, el cual es de gran importancia en Protección Radiológica.

Partículas subatómicas de mayor importancia

Electrón

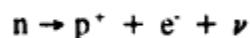
Partícula que posee carga eléctrica negativa $e^- = -1.6 \times 10^{-19}$ Coulombs y una masa en reposo $m_e = 9.10956 \times 10^{-28}$ gramos. Las partículas beta negativa (β^-) emitidas por algunos materiales radiactivos son realmente electrones en movimiento.

Protón

Partícula con carga eléctrica de la misma magnitud que la del electrón pero positiva, $p^+ = 1.6 \times 10^{-19}$ C. Su masa es aproximadamente 1838 veces mayor que la del electrón, $m_p = 1.67261 \times 10^{-24}$ g.

Neutrón

Partícula con carga eléctrica neta igual a cero y masa ligeramente superior a la del protón, $m_n = 1.67492 \times 10^{-24}$ g. No es una partícula estable si se encuentra aislada ya que se convierte en un protón, un electrón y un antineutrino, de acuerdo con la siguiente reacción de desintegración:



El neutrón es una partícula estable cuando se encuentra incorporado a algún núcleo, pero en algunos casos, a pesar de ello, se desintegra como se ha mencionado.

Los protones y los neutrones forman el núcleo de los átomos (excepto en el caso del Hidrógeno-1 que no contiene neutrones como ya se mencionó), por lo cual ambos son denominados como nucleones.

Fotón

En ocasiones se menciona que el fotón no debe ser considerado como partícula. Se considera como tal bajo el punto de vista de la dualidad onda-partícula, siendo ésta un área en la que no es necesario profundizar.

El fotón es un tipo de radiación electromagnética similar a las ondas de radio y la luz visible, diferenciándose de ellas únicamente por su mayor energía. Su carga eléctrica y su masa en reposo son iguales a cero. Se desplaza en el vacío a la velocidad de la luz, $C = 2.9979 \times 10^8$ m/s.

En este caso nos interesan dos fotones de diferente energía, el rayo X y el rayo o fotón gamma (γ).

El rayo X tiene menor energía que el γ y ambos se originan y se utilizan de manera diferente.

Masa y energía

Una cantidad de masa puede ser convertida en su equivalente en energía de acuerdo con la conocida ecuación

$$E = m C^2 \quad (1.1)$$

Donde E es la energía total contenida en un sistema de masa m y C es la velocidad de la luz en el vacío ($C = 2.999792 \times 10^8$ m/s).

Tomando una unidad de masa atómica, la convertimos en su equivalente en energía como sigue:

$$m = 1 \text{ uma} = 1.66 \times 10^{-27} \text{ kg}$$

$$E = (1.66 \times 10^{-27} \text{ kg})(2.9979 \times 10^8 \text{ m/s})^2$$

$$E = 1.492 \times 10^{-10} \text{ kg(m/s)}^2 = 1.492 \times 10^{-10} \text{ J}$$

Donde:

$$1 \text{ Joule (J)} = 1 \text{ kg (m/s)}^2$$

En Protección Radiológica se utiliza una unidad de energía más adecuada llamada electrón-volt (eV) definida como la energía cinética que adquiere un electrón, inicialmente en reposo, al ser acelerado por una diferencia de potencial de 1 Volt. De acuerdo con esta definición se tiene lo siguiente

$$1 \text{ eV} = 1.602 \times 10^{-19} \text{ J}$$

Se utilizan también sus múltiplos kiloelectrón-volt (keV) y megaelectrón-volt (MeV)

$$1 \text{ keV} = 10^3 \text{ eV}$$

$$1 \text{ MeV} = 10^6 \text{ eV}$$

Empleando el MeV, la equivalencia entre masa y energía es

$$1 \text{ uma} = 931.5 \text{ MeV}$$

1.2 Concepto de radiación

La radiación se puede definir como la emisión y propagación de energía a través del espacio o de un medio material, en forma de ondas o de partículas.

La radiación para su estudio se clasifica en: corpuscular (o de partículas) y electromagnética. Ambos tipos de radiación transportan energía. Como ejemplos de estos tipos de radiación tenemos a la radiación alfa, radiación beta, neutrones y radiación electromagnética como la luz visible, las ondas de radio, la radiación gamma y los rayos X.

Existen dos fuentes de radiación: natural y artificial. La radiación natural está representada por la radiación cósmica, fuentes terrestres (^{87}Rb , ^{222}Rn , ^{238}U , etc.) y el cuerpo humano (^{14}C , ^{40}K). La radiación artificial es toda aquella que el hombre durante su desarrollo ha llegado a producir: televisión, radio, microondas, radar, equipos de rayos X, ensayos nucleares, reactores nucleares, etc.

La radiación ionizante es toda aquella radiación capaz de producir iones, directa o indirectamente, debido a su interacción con la materia.

Existen varios mecanismos de emisión de radiación, entre ellos se encuentra el decaimiento radiactivo que consiste en que el núcleo inestable de un átomo emite partículas y/o fotones (radiación) para alcanzar su estabilidad (no en todas las ocasiones al decaer un núcleo radiactivo llega a ser un núcleo estable sino que pueden ser necesarios varios pasos de decaimiento para poder llegar a su estabilidad, como por ejemplo en el caso del ^{238}U).

En palabras sencillas se puede afirmar que para que exista estabilidad en un núcleo, se debe tener un equilibrio energético que depende de los niveles de energía en los que se encuentran las partículas que lo constituyen, o sea, bajo ciertas condiciones estructurales. Cuando no existe este equilibrio el núcleo es

inestable y tiende a lograr en forma espontánea su estabilidad por medio de algún mecanismo. Generalmente se emite algún tipo de radiación durante el proceso y se dice que el núcleo es radiactivo.

La radiactividad se refiere a los procesos de desintegración espontánea de los núcleos en forma gradual o transiciones de energía hasta alcanzar el estado estable. En esto consiste el fenómeno del decaimiento radiactivo.

Modos de decaimiento radiactivo

Cuando un núcleo sufre un decaimiento radiactivo tiende a alcanzar su estabilidad. En ocasiones el núcleo hijo es estable pero en otras sigue siendo radiactivo y decae a su vez, en forma sucesiva hasta que uno de los núcleos producidos es estable.

Existen varios mecanismos mediante los cuales un núcleo tiende a la estabilidad, llamados modos de decaimiento. En algunos casos uno o más de tales procesos pueden ocurrir uno después de otro y en otros casos existe la posibilidad de que un núcleo decaiga en alguna de dos o más formas, de tal manera que existen procesos alternos de decaimiento que conducen a un estado energético menor.

Los modos de decaimiento de mayor interés en Protección Radiológica son los siguientes:

- a. Decaimiento alfa (α)
- b. Decaimiento beta negativa (β^-)
- c. Decaimiento beta positiva (β^+)
- d. Captura electrónica (CE)
- e. Decaimiento gamma (γ)
- f. Conversión interna (CI)
- g. transición isomérica (TI)
- h. Emisión de neutrones

Otro mecanismo de producción de radiación, que para nuestro caso es la más importante, es la llamada **radiación de frenado** (bremsstrahlung). Este mecanismo consiste en la producción de radiación X al interaccionar con la nube electrónica de un material los electrones acelerados. Los electrones llevan energía cinética y al acercarse a las proximidades del material van a sentir una fuerza de repulsión electrostática, por lo que esa energía cinética que poseen se transformará en otro tipo de energía, que en este caso es electromagnética (Aproximado ~ 1-2 %) Y el resto calorífica (98-99%). Este mecanismo es el que se utiliza para producir los rayos X en los equipos para diagnóstico, como se verá a detalle más adelante.

1.2.1 Radiación electromagnética

Un tipo de radiación muy importante, principalmente desde el punto de vista de la Protección Radiológica, es la radiación electromagnética. Esta radiación no posee masa en reposo pero sí posee una cantidad de energía.

La radiación electromagnética a que nos referimos son los rayos X. cuya naturaleza es similar a otras radiaciones electromagnéticas como la luz visible, la radiación gamma (γ), las ondas de radio, etc., pero su longitud de onda es mucho menor; en la **Figura 1.2** se observa el espectro electromagnético con las regiones de longitudes de onda y frecuencias de varias radiaciones, donde podemos encontrar las correspondientes a los rayos X. Es necesario mencionar que dos propiedades fundamentales de las radiaciones electromagnéticas son su velocidad y su longitud de onda; se sabe experimentalmente que la velocidad de todas las radiaciones electromagnéticas es la misma: 2.999792×10^8 m/s en el vacío, es decir, la velocidad de la luz. Dado que la radiación electromagnética consiste de ondas en movimiento que tiene una serie de crestas (**Figura 1.3**), la distancia entre dos crestas sucesivas se llama longitud de onda representada por la letra λ . El número de ondas que pasa por un punto determinado por segundo se llama frecuencia representada por ν ; la relación que existe entre λ y ν es la siguiente:

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad (1.2)$$

Donde:

λ = longitud de onda en m

ν = frecuencia en s^{-1} o Hz (1 Hertz Hz = $1 s^{-1}$)

c = velocidad de la luz en el vacío

La energía que acarrea la onda electromagnética es directamente proporcional a la frecuencia y está dada por la ecuación:

$$E = h \nu \quad (1.3)$$

Donde:

E = energía de la onda en eV

ν = frecuencia en s^{-1} o Hz

h = constante de Planck = 4.13571×10^{-15} eVs

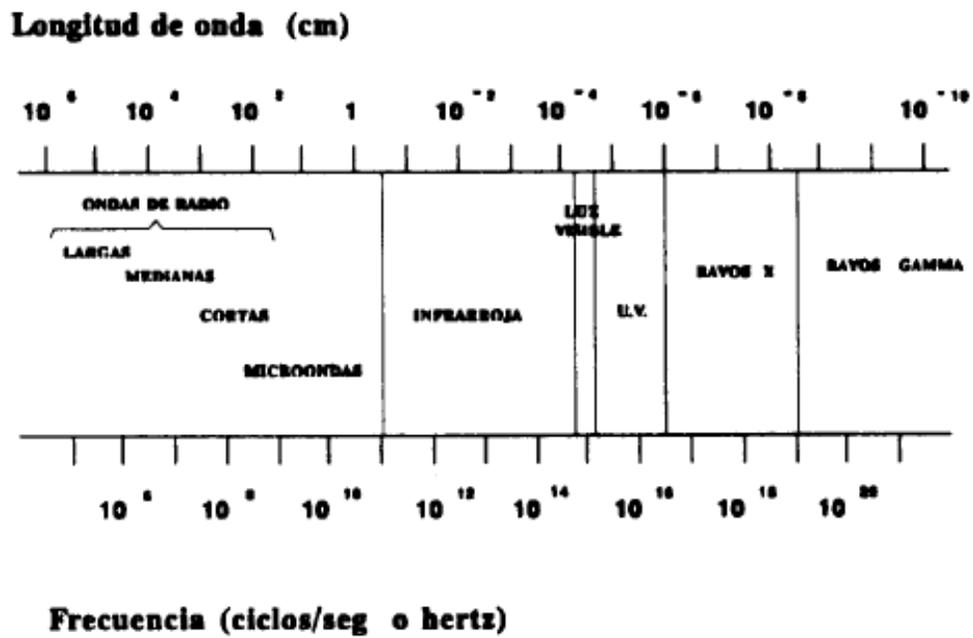
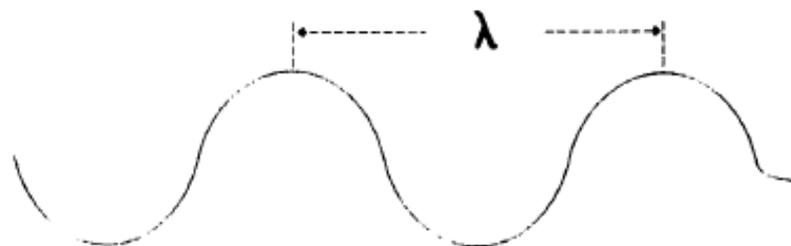


Figura 1.2.- Espectro electromagnético



$$E_{\gamma} = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$$

E_{γ} .- energía del fotón gamma

h .- constante de Planck

λ .- longitud de onda

ν .- frecuencia de onda

c .- velocidad de la luz

Figura 1.3 - Representación de una onda electromagnético

Cuando un núclido es inestable tiende a alcanzar su estado estable mediante la emisión de una radiación gamma. Estos rayos γ son similares a los rayos X y su diferencia se debe a su origen; los rayos gamma se originan en el núcleo del átomo mientras que los rayos X se producen en la capa electrónica del átomo. La radiación electromagnética se conoce generalmente como fotones y se consideran como paquetes de energía emitidos por un núcleo radiactivo al decaer o al ser producido en un equipo de rayos X o acelerador de partículas.

1.3 Generación y propiedades de los rayos x

La función fundamental del aparato de rayos X consiste en acelerar los electrones desde un cátodo hasta un ánodo. Las tres partes principales de una máquina de rayos X, es decir, la consola de control, la sección de alta tensión y el tubo de rayos X, están diseñadas para proporcionar un gran número de electrones enfocados en una mancha pequeña del ánodo, de tal forma que cuando los electrones llegan al ánodo han adquirido gran energía cinética.

La energía cinética es la energía del movimiento. Los objetos estáticos no tienen energía cinética; los objetos en movimiento tienen una energía cinética proporcional a su masa y al cuadrado de su velocidad. Por ejemplo, un automóvil de 1000 kg tiene cuatro veces la energía cinética de una motocicleta de 250 kg, contando con que ambos se desplacen a la misma velocidad. Sin embargo, si la motocicleta aumenta su velocidad al doble tendrá la misma energía cinética que el automóvil. La ecuación utilizada para calcular la energía cinética es:

$$E_c = \frac{1}{2} mv^2 \quad (1.4)$$

Donde m es masa en kg, v la velocidad en m/s y E , la energía cinética en Joules (J). La velocidad es más importante que la masa para determinar la magnitud de la energía cinética de un proyectil. En un tubo de rayos X, el proyectil es el electrón. Cuando aumenta su energía cinética, se elevan la intensidad y la energía (y como consecuencia, su capacidad de penetración) de los rayos X creados.

El moderno aparato de rayos X es un instrumento notable. Envía al blanco un enorme número de electrones con una energía cinética controlada con exactitud. A 100 mA, por ejemplo, 6×10^{17} electrones viajan desde el cátodo hasta el ánodo del tubo de rayos X cada segundo. En una máquina de rayos X que opera a 70 kVp, cada electrón llega al blanco con una energía cinética máxima de 70 keV (1.12×10^{-14} J).

Si se introduce esa energía en la ecuación (1.4) y se despeja la velocidad de los electrones, tendremos:

$$1.12 \times 10^{-14} \text{ J} = \frac{1}{2} (9.1 \times 10^{-31} \text{ kg}) v^2$$

$$v^2 = \frac{(2) (1.12 \times 10^{-14} \text{ J})}{(9.1 \times 10^{-31} \text{ kg})} = 0.25 \times 10^{17} \frac{\text{m}^2}{\text{s}^2}$$

$$v = 1.6 \times 10^8 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

Ejemplo: ¿A qué fracción de la velocidad de la luz viajan los electrones de 70 keV?

Respuesta:

$$\frac{v}{c} = \frac{1.6 \times 10^8 \frac{\text{m}}{\text{s}}}{3.0 \times 10^8 \frac{\text{m}}{\text{s}}} = 0.53$$

Esos cálculos no son exactamente correctos, sirven sólo para ilustrar el tema y demostrar el uso de la ecuación (1.4). De acuerdo con la teoría de la relatividad, la masa del electrón aumenta cuando se aproxima a la velocidad de la luz, por lo que el valor real de v/c es 0.47.

La distancia entre el filamento y la diana del blanco es de solo 1 a 3 cm. No es difícil imaginar la intensidad de la fuerza aceleradora necesaria para elevar la velocidad de los electrones desde cero hasta casi la mitad de la velocidad de la luz en tan corta distancia.

Los electrones que viajan desde el cátodo hasta el ánodo constituyen la corriente del tubo de rayos X y se les denomina electrones proyectil. Cuando esos electrones proyectil chocan contra los átomos del metal pesado del blanco, interaccionan con ellos y transfieren su energía cinética al blanco. Esas interacciones se producen dentro de una profundidad de penetración muy pequeña en el blanco. Conforme se produce esta interacción, los electrones proyectil disminuyen de velocidad y quedan casi en reposo, momento en el que pueden ser conducidos a través del ánodo hacia los circuitos electrónicos asociados.

Los electrones proyectil interaccionan con los electrones orbitales o los núcleos de los átomos del blanco. Las interacciones dan lugar a la transformación de la

energía cinética en energía térmica (calor) y en energía electromagnética (rayos X).

Calentamiento del ánodo

Casi toda la energía cinética de los electrones proyectil se convierte en calor. En la **Figura 4** se ilustra esquemáticamente cómo sucede eso. Los electrones proyectil interactúan con los electrones de la capa externa de los átomos del blanco, pero no les transfieren energía suficiente para ionizarlos. Los electrones de la capa externa pasan simplemente a un nivel de energía más alto (son excitados), volviendo inmediatamente a su estado de energía normal con emisión de radiación infrarroja. La excitación y la recuperación constantes de los electrones de la capa externa son responsables del calor generado en el ánodo de los tubos de rayos X.

1.4 Procesos de interacción de WS rayos x con la materia

Tres regiones del espectro electromagnético tienen una importancia especial en tecnología radiológica. Es obvio que la región de los rayos X es fundamental para obtener radiografías de alta calidad. También es importante la región de luz visible, ya que las condiciones de visualización de una imagen radiográfica o fluoroscópica son críticas para el diagnóstico. Más recientemente, con la introducción de la imagen de resonancia magnética (IRM), ha aumentado la importancia de la región de radiofrecuencia en radiología.

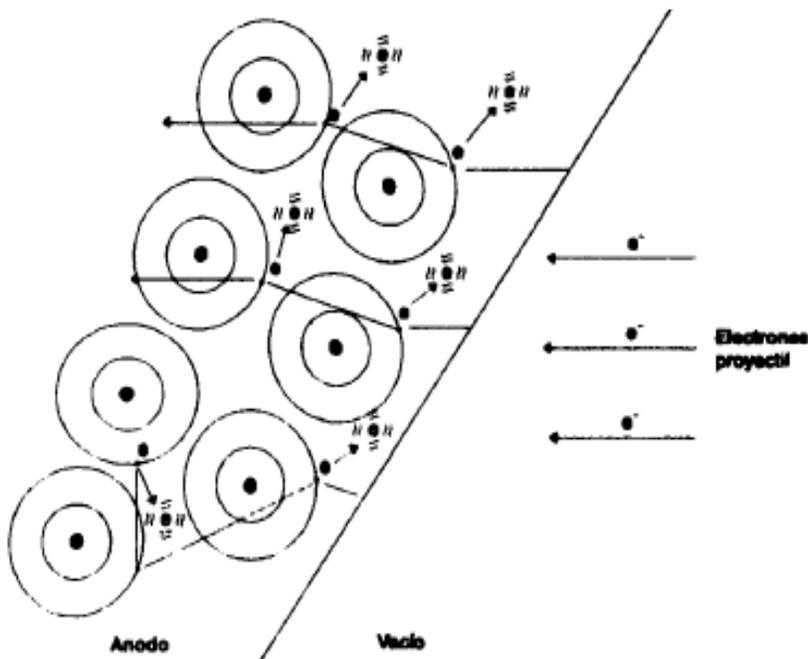


Figura 1.4.- La mayor parte de la energía cinética de los electrones proyectil se transforma en calor por la interacción con electrones de la capa externa de los átomos blanco. Esas interacciones producen fundamentalmente excitaciones en vez de ionizaciones.

El fotón de la radiación X y el fotón de la luz visible son en esencia iguales, a excepción de que el primero tiene una frecuencia y energía mucho mayor y por tanto una longitud de onda más corta. Esas diferencias dan lugar a variaciones en la forma en que esos fotones interactúan con la materia. Los fotones de luz visible tienden a exhibir más la naturaleza de una onda que la de una partícula. Sucede lo opuesto con los fotones de rayos X, que se comportan más con partículas que como ondas, un fenómeno al que se conoce como dualidad onda-partícula de la radiación.

Otra forma de considerar la interacción de la radiación electromagnética con la materia está en función de la longitud de onda. Los fotones interactúan con la materia más fácilmente cuando la materia tiene aproximadamente el mismo tamaño que la longitud de onda del fotón. En consecuencia, los fotones de las ondas de radio, cuyas longitudes de onda se miden en metros, interactúan con barras de metal o alambres a los que se les denomina antenas. Las microondas, cuyas longitudes de onda se miden en centímetros, interactúan más fácilmente con objetos del mismo tamaño, como salchichas, hamburguesas o tostadas. La longitud de onda de la luz visible se mide en micrómetros y esa forma de radiación interactúa con las células vivas, como los bastones y los conos oculares. La luz ultravioleta interactúa con las moléculas, en tanto que los rayos X lo hacen con átomos y partículas subatómicas. Todas las radiaciones con longitud de onda mayor que la de los rayos X interactúan sobre todo como un fenómeno ondulatorio.

Los rayos X se comportan como si fuesen partículas.

Modelo de onda: la luz visible

Una de las características específicas de los animales es el sentido de la vista. Es interesante el hecho de que nosotros hayamos desarrollado órganos que sólo detectan una porción muy estrecha de la enorme extensión del espectro electromagnético. Esa porción estrecha se conoce como luz visible. El espectro de la luz visible se extiende desde la radiación violeta de longitud de onda corta, a través del verde y del amarillo, hasta la radiación roja de longitud de onda larga. A ambos lados del espectro de la luz visible, existen radiaciones similares, la ultravioleta y la infrarroja, que no pueden ser detectadas por el ojo humano, pero que se pueden detectar con otros medios, por ejemplo una emulsión fotográfica.

La luz visible interactúa con la materia de una forma muy distinta a la de los rayos X. Cuando un fotón de luz choca con un objeto, hace vibrar sus moléculas. Los electrones orbitales de algunos átomos de determinadas moléculas son excitados hasta un nivel de energía mayor que el normal. Esa energía se vuelve a irradiar inmediatamente como otro fotón de luz. Las estructuras atómica y molecular del objeto determinan las longitudes de onda de la luz irradiada.

Una hoja de árbol aparece verde bajo la luz solar debido a que todos los fotones de la luz visible son absorbidos por la hoja y sólo vuelven a ser emitidos aquellos con longitudes de onda en la región del verde. Igualmente, un balón puede parecer rojo si absorbe todos los fotones visibles y vuelve a irradiar sólo los de la longitud de onda correspondiente a ese color.

Muchos fenómenos familiares de la luz, como la reflexión, la absorción y la transmisión, son más fáciles de explicar si se utiliza el modelo de onda de la radiación electromagnética. Cuando se lanza una piedra a un estanque tranquilo, las ondas se irradian desde el centro de la alteración creada como ondas en miniatura. Esa situación es similar a la naturaleza ondulatoria de la luz visible. La diferencia en las olas del agua muestra que cuando la alteración inicial está causada por un objeto grande es mucho mayor que la que existe entre las originadas por uno pequeño. La diferencia en la longitud de onda de esas olas de agua es proporcional a la energía introducida en el sistema. En el caso de la luz sucede lo contrario: cuanto más corta sea la longitud de onda del fotón, mayor será su energía.

Si la analogía de la piedra en el estanque se extiende a una sucesión continua y armoniosa de piedras caídas en un océano tranquilo, las olas en la orilla del océano parecerán rectas en vez de circulares. Las ondas de luz se comportan como si fuesen rectas en vez de circulares, debido a que la distancia relativa a la fuente es grande. La forma como la luz se refleja o es transmitida a través de una superficie, es una consecuencia de un movimiento ondulatorio recto.

Cuando las olas del océano chocan contra un malecón vertical, las olas reflejadas rebotan desde el malecón con el mismo ángulo de las incidentes. Cuando se quita el malecón y se sustituye por una playa, las olas simplemente se aplastan en la playa, pierden su energía y son absorbidas. Cuando existe una situación intermedia, en la que el malecón ha sido sustituido por una línea de pilotes, la energía de las ondas es absorbida en parte y esa absorción parcial se denomina atenuación.

La luz visible puede interaccionar de forma similar con la materia. La reflexión desde la superficie de un espejo es algo común. También es fácil identificar ejemplos de transmisión, absorción y atenuación. Cuando las ondas de luz son absorbidas, la energía depositada en el objeto absorbente reaparece en forma de calor. Una carretera de asfalto negro refleja muy poca luz visible, pero absorbe una considerable cantidad de energía. La superficie de la carretera se puede calentar bastante por esa causa.

Una ligera modificación puede cambiar la forma o la extensión con la que algunos materiales transmiten o absorben la luz. La **Figura 1.5(A)**, muestra tres formas de interacción entre luz y material absorbente: transparencia, translucencia y opacidad.

La ventana de cristal es transparente; permite la transmisión de la luz casi sin alteraciones. Es posible ver a través de ella, ya que la superficie de cristal es lisa y la estructura molecular ajustada y ordenada. Las ondas de luz incidentes causan vibraciones moleculares y electrónicas dentro del cristal. Esas vibraciones son transmitidas a través del cristal y se irradian otra vez casi sin cambios.

Cuando la superficie del cristal se frota con papel de lija, la luz sigue siendo transmitida a través del cristal, pero muy alterada y con intensidad reducida. En lugar de verse con claridad, sólo se aprecian siluetas. Se dice que tal cristal es translúcido.

Cuando el cristal se pinta de negro, las características del pigmento de la pintura no permiten el paso de la luz. Cualquier luz incidente será absorbida totalmente por la pintura. Ese cristal es opaco a la luz visible.

Los términos radioluciente y radioopaco se emplean habitualmente en el diagnóstico radiológico para describir el aspecto visual de las estructuras anatómicas. Las estructuras que absorben los rayos X se llaman radioopacas y las que los atenúan en un grado relativamente menor se conocen como radiolucientes. Según muestra la **Figura 1.5 (B)**, el hueso es radioopaco, mientras que los tejidos blandos son radiolucientes.

Ley del inverso del cuadrado

Otra propiedad de la luz visible es la forma en que disminuye su intensidad con la distancia desde el origen. Cuando la luz es emitida por una fuente como el Sol o una bombilla, la intensidad disminuye rápidamente con la distancia desde el origen. Los rayos X muestran exactamente la misma propiedad. En la **Figura 1.6** se muestra que, conforme se aleja un libro del origen de la luz, la iluminación (E) del mismo es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia entre el objeto y la fuente. En matemáticas eso se conoce como ley del inverso del cuadrado y se expresa así:

$$\frac{E_1}{E_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2} \quad (1.5)$$

Donde E_1 es la iluminación a la distancia d_1 desde la fuente y E_2 es la iluminación a la distancia d_2 desde la fuente.

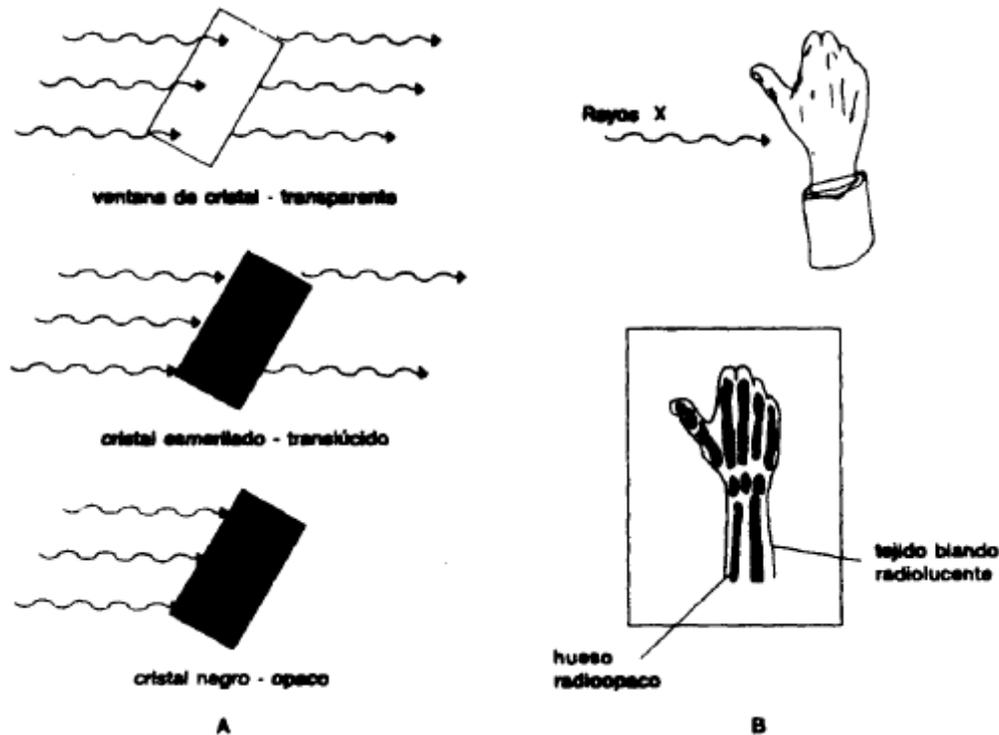


Figura 1.5.- Los objetos absorben la luz en tres grados: nada (transmisión), en parte (atenuación) y totalmente (absorción). (A), los objetos asociados con esos tres grados de absorción se conocen como transparentes, translúcidos y opacos, respectivamente. (B), las estructuras que absorben los rayos X se describen como radioluscentes o radioopacas, dependiendo del grado relativo de transmisión o absorción de los rayos X, respectivamente.

La razón para que la iluminación disminuya rápidamente al aumentar la distancia es que la luz total emitida se distribuye sobre un área cada vez mayor. El equivalente de ese fenómeno en la analogía de las olas de agua consiste en que, al aumentar la distancia desde el punto de disturbio, las olas pierden intensidad, aunque mantengan una longitud de onda fija.

Si la fuente de radiación no es un punto, sino una línea, por ejemplo un tubo de luz fluorescente, o un plano, como una fuente del tipo lápiz (como las de un irradiador gamma), la ley del inverso del cuadrado no se cumple en distancias próximas a la fuente. A mayores distancias desde el origen, sí se puede aplicar esa ley. Como norma, la ley del inverso del cuadrado se aplica para distancias que superen en diez veces la mayor dimensión de la fuente.

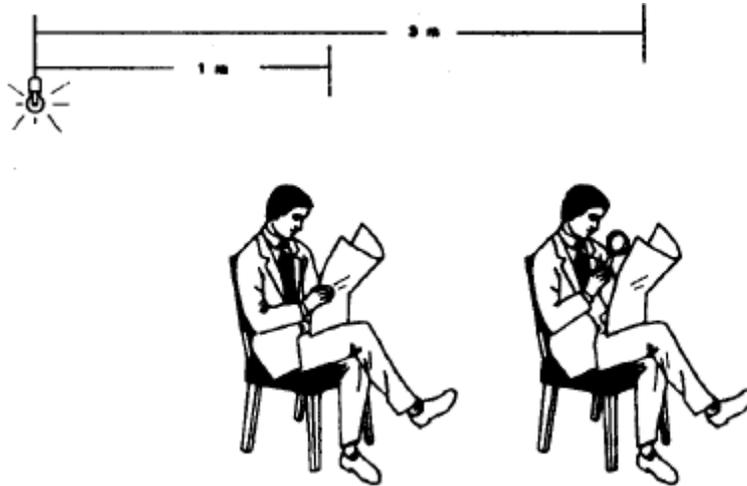


Figura 1.6.- La ley del inverso del cuadrado de la distancia describe la relación entre la intensidad de radiación y la distancia desde la fuente de radiación.

Para aplicar la ley del inverso del cuadrado, es necesario conocer cuatro parámetros. La situación usual es una iluminación conocida a una distancia fija desde el origen y una iluminación desconocida a mayor distancia.

Esa relación entre intensidad de la radiación y distancia desde el origen también se aplica a la intensidad de los rayos X.

1. La exposición con un tubo de rayos X que funciona a 70 kVp y 200 mA· s es de 375 mR (96.8 μC/kg) a 90 cm. ¿Cuál será la exposición a 180 cm?

Respuesta:

$$\frac{X_1}{X_2} = \left[\frac{d_2}{d_1} \right]^2$$

$$X_1 = X_2 \left[\frac{d_2}{d_1} \right]^2$$

$$X_1 = (375 \text{ mR}) \left(\frac{90 \text{ cm}}{180 \text{ cm}} \right)^2$$

$$X_1 = (375 \text{ mR}) \left(\frac{1}{2} \right)^2$$

$$X_1 = (375 \text{ mR}) \left(\frac{1}{4} \right)$$

$$X_1 = 93.75 \text{ mR}$$

Este ejemplo ilustra que cuando se dobla la distancia desde el origen, la intensidad de la radiación disminuye a la cuarta parte, y a la inversa, cuando la distancia disminuye a la mitad, la intensidad aumenta por un factor de cuatro.

2. Para una determinada técnica, la intensidad de rayos X a 100 cm desde el tubo es de 435 mR (112.2 $\mu\text{C}/\text{kg}$). ¿Cuál será la intensidad en el borde de la consola de control, a una distancia de 3 m, si el cabezal del tubo está apuntando hacia la consola? (Como es natural, eso no debe suceder nunca).

Respuesta:

$$\frac{X_1}{X_2} = \left(\frac{d_2}{d_1}\right)^2$$

$$X_1 = X_2 \left(\frac{d_2}{d_1}\right)^2$$

$$X_1 = (435 \text{ mR}) \left(\frac{100 \text{ cm}}{3 \text{ m}}\right)^2$$

$$X_1 = (435 \text{ mR}) \left(\frac{1}{3}\right)^2$$

$$X_1 = (435 \text{ mR}) \left(\frac{1}{9}\right)$$

$$X_1 = 48.33 \text{ mR}$$

Con frecuencia es necesario determinar la distancia desde la fuente a la cual la radiación tiene una determinada intensidad. Ese tipo de problema es común al diseñar las instalaciones radiológicas.

3. Se va a montar una unidad torácica móvil temporalmente en un área exterior. La técnica utilizada dará exposición de 22 mR (5.7 $\mu\text{C}/\text{kg}$) a 180 cm. Se quiere acordonar el área detrás del soporte torácico en la que la intensidad de la exposición sea superior a 1 mR (0,3 $\mu\text{C}/\text{kg}$).

¿A qué distancia del tubo de rayos X se situará esa área?

Respuesta:

$$\frac{X_1}{X_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

$$d_2^2 = d_1^2 \left[\frac{X_1}{X_2} \right]$$

$$d_2 = \left[d_1^2 \left(\frac{X_1}{X_2} \right) \right]^{\frac{1}{2}}$$

$$d_2 = \left[(180 \text{ cm})^2 \left(\frac{22}{1} \right) \right]^{\frac{1}{2}}$$

$$d_2 = (180^2 \text{ cm}^2)^{\frac{1}{2}} (22)^{\frac{1}{2}}$$

$$d_2 = 180 \times 4.7 \text{ cm}$$

$$d_2 = 846 \text{ cm} = 8.46 \text{ m}$$

Teoría del cuántum: fotones de rayos X

A diferencia de otras porciones del espectro electromagnético, los rayos X se suelen identificar por su energía, medida en electrón voltios. La energía de los fotones de rayos X varía desde aproximadamente 1 keV hasta 50 MeV o más. La longitud de onda correspondiente a ese rango de radiación X es de aproximadamente 10^{-9} a 10^{-12} m. La frecuencia de esos fotones varía desde aproximadamente 10^{18} hasta 10^{21} Hz. La **Tabla 1.1** describe los diferentes tipos de fotones de rayos X producidos y el uso que se hace de cada uno de ellos. A nosotros nos interesa sobre todo el rango diagnóstico de la radiación X, aunque lo que se afirma para ese rango también es aplicable a otros tipos de radiación X. La máxima energía posible de los rayos X sólo está limitada por el tamaño del aparato de rayos X disponible. Las máquinas de rayos Grenz son bastante pequeñas, mientras que algunas unidades de megavoltaje requieren un espacio equivalente a varias habitaciones.

Se puede considerar que un fotón de rayos X contiene un campo eléctrico y un campo magnético, que varían de forma sinusoidal en ángulo recto el uno con el otro. El fotón de rayos X es un haz discreto de energía, por lo que su comienzo y su final muestran amplitud disminuida (**Figura 1.7**). La longitud de onda de un fotón de rayos X se mide como la de cualquiera otra radiación electromagnética: la distancia desde cualquier posición de una onda sinusoidal hasta la misma posición de la onda siguiente. La frecuencia de un fotón de rayos X se calcula como la de cualquier fotón electromagnético, con la ecuación 1.3.

Los fotones de rayos X son creados a la velocidad de la luz y sólo pueden existir a velocidad C o desaparecer totalmente, lo que es uno de los puntos esenciales de

la teoría del cuántum de Planck¹. Otra consecuencia más importante de esa teoría es la relación entre energía y frecuencia: la energía del fotón es directamente proporcional a su frecuencia. La constante de proporcionalidad, conocida como constante de Planck y simbolizada por h , tiene un valor numérico de 4.13571×10^{-15} eV s. Desde el punto de vista matemático, la relación entre energía y frecuencia se expresa como ya se vio con la ecuación 1.3.

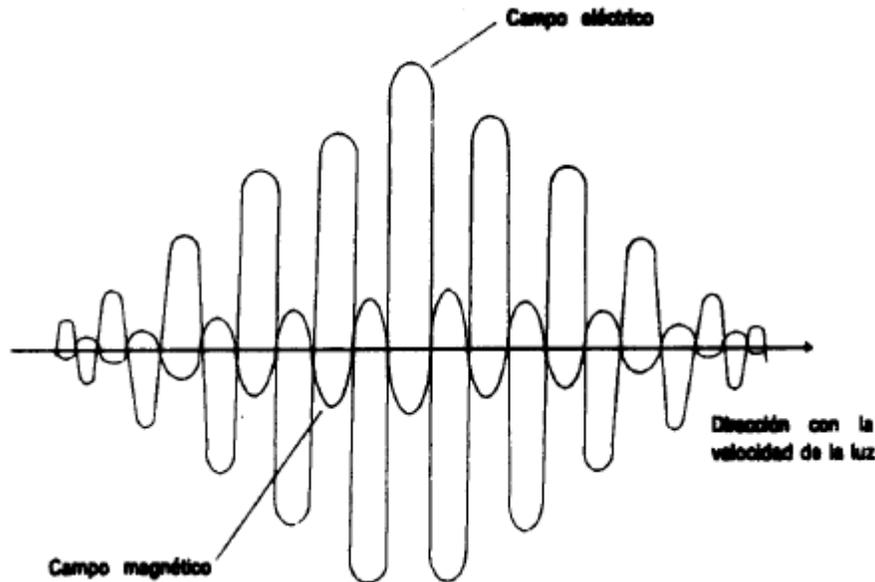


Figura 1.7.- Un fotón de rayos X se puede concebir como dos ondas sinusoidales perpendiculares que viajan en línea recta a la velocidad de la luz. Una de las ondas sinusoidales representa un campo eléctrico y la otra un campo magnético.

Ejemplos:

1) ¿Cuál es la frecuencia de un fotón de rayos X de 90 keV ?

Respuesta:

¹ **Max Karl Ernest Ludwig Planck** (Kiel, Alemania, 23 de abril de 1858 – Gotinga, Alemania, 4 de octubre de 1947) fue un físico alemán considerado como el fundador de la teoría cuántica y galardonado con el Premio Nobel de Física en 1918.

$$E = \hbar \nu$$

$$\nu = \frac{E}{\hbar}$$

$$\nu = \frac{90 \times 10^3 \text{ eV}}{4.13571 \times 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}}$$

$$\nu = 2.18 \times 10^{19} \frac{1}{\text{s}}$$

$$\nu = 2.18 \times 10^{19} \text{ Hz}$$

2) ¿Cuál es la energía contenida en un fotón de radiación de una estación de radio, que tiene una frecuencia de emisión de 960 kHz?

Respuesta:

$$E = \hbar \nu$$

$$E = (4.13571 \times 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}) (960 \times 10^3 \text{ s}^{-1})$$

$$E = 3.97 \times 10^{-9} \text{ eV}$$

Una extensión de la ecuación de Planck es la relación entre energía y longitud de onda del fotón; esa relación es útil para calcular las longitudes de onda equivalentes de los rayos X y de otros tipos de radiación. Según las ecuaciones $E = h\nu$ y $\nu = c/\lambda$; por tanto, $E = hc/\lambda$, en otras palabras, la energía del fotón es inversamente proporcional a su longitud de onda. En esa relación, la constante de proporcionalidad es una combinación de dos constantes, la constante de Planck y la velocidad de la luz. Debe quedar claro que cuanto más larga sea la longitud de onda de la radiación, más baja será la energía de cada fotón.

3) ¿Cuál es la energía de un fotón de luz verde con una longitud de onda de 575 nm?

Respuesta:

$$E = \frac{\hbar c}{\lambda}$$

$$E = \frac{(4.13571 \times 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s})(3 \times 10^8 \text{ m/s})}{(575 \times 10^{-9} \text{ m})}$$

$$E = \frac{1.24 \times 10^{-6} \text{ eV} \cdot \text{m}}{5.5 \times 10^{-7} \text{ m}}$$

$$E = 2.16 \text{ eV}$$

Tabla 1.1 Parte amplia de gama de rayos X utilizados en medicina, investigación e industria.

Tipo de rayos X	Energía aproximada	Aplicación
Difracción	Menos de 10 kVp	Investigación: análisis estructural y molecular
Rayos Grenz	10-20 kVp	Medicina: dermatología
Superficial	50-100 kVp	Medicina: terapia de tejidos superficiales
Diagnóstico	30-150 kVp	Medicina: visualización de estructuras anatómicas y tejidos
Ortovoltaje*	200-300 kVp	Medicina: terapia de tejidos profundos
Supervoltaje*	300-1,000 kVp	Medicina: terapia de tejidos profundos
Megavoltaje*	Más de 1 MV	Medicina: terapia de tejidos profundos Industria: comprobación de la integridad de metales soldados

* Estas modalidades de radioterapia han dejado de usarse.

1.4.1 Mecanismos de interacción de la radiación electromagnética con la materia

Aunque existe un gran número de efectos de interacción de la radiación electromagnética con la materia, solo tres de ellos son de importancia en el campo de la Protección Radiológica. Estos son: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y la Producción de pares.

Efecto fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico, un fotón γ o un fotón X interacciona con un electrón de algún átomo del material absorbedor. El fotón desaparece por completo y el electrón afectado es expulsado a alta velocidad debido a que recibe toda la energía del fotón. Generalmente el efecto fotoeléctrico se debe a la interacción de la radiación electromagnética con los electrones de las capas internas del átomo, como la K o la L. **Ver la Figura 8.** Si la energía del fotón incidente es $h\nu$ y B_e es la energía requerida para extraer al electrón del átomo, entonces la energía cinética del electrón expulsado, llamado fotoelectrón será:

$$E_f = h\nu - B_e \quad (1.6)$$

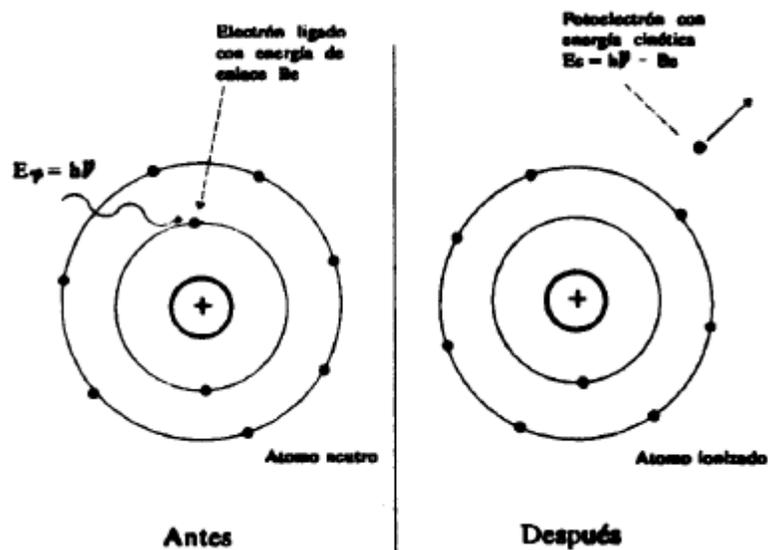


Figura 1.8.- Efecto fotoeléctrico

Después de la salida del fotoelectrón, queda vacío momentáneamente su lugar y de inmediato se produce un reacomodo de electrones en el átomo, el cual consiste en lo siguiente: si el fotoelectrón salió de la capa K, uno de la L pasa a la K emitiendo un rayo X cuya energía es igual a la diferencia de energía entre los niveles de las capas K y L. Enseguida, un electrón de la capa M pasa a la L y se emite otro rayo X con energía equivalente a la diferencia de energía entre las capas M y L y así sucesivamente terminando el reacomodo finalmente hasta el último nivel energético. Claro que se ha supuesto en este caso que hay capas L, M, etc.

En este efecto, por lo tanto, hay ionización ya que se produce un par de partículas cargadas. El fotoelectrón se comporta después como cualquier otra partícula β^- .

El efecto fotoeléctrico sucede preferentemente con fotones de baja energía y materiales absorbentes con alto número de masa.

Efecto Compton

En este caso el fotón interactúa con un electrón orbital externo del átomo cediéndole sólo parte de su energía y saliendo desviado con respecto a su trayectoria original. Mientras mayor es el ángulo de desviación, mayor es la cantidad de energía transferida al electrón. Esta va desde casi cero hasta una gran fracción de la energía original del fotón.

Si se desprecia la energía de enlace del electrón por ser de una capa externa en comparación con la del fotón, la ecuación para calcular la energía del fotón atenuado después de la interacción es:

$$\hbar\nu_2 = \hbar\nu_1 - E \quad (1.7)$$

Donde:

E = energía cinética del electrón expulsado

$h\nu_1$ = energía del fotón incidente

$h\nu_2$ = energía del fotón atenuado

Frecuentemente, el efecto Compton es el mecanismo de interacción predominante en el rango de energía típico de las emisiones por decaimiento de los radionúclidos. **Ver Figura 1.9.**

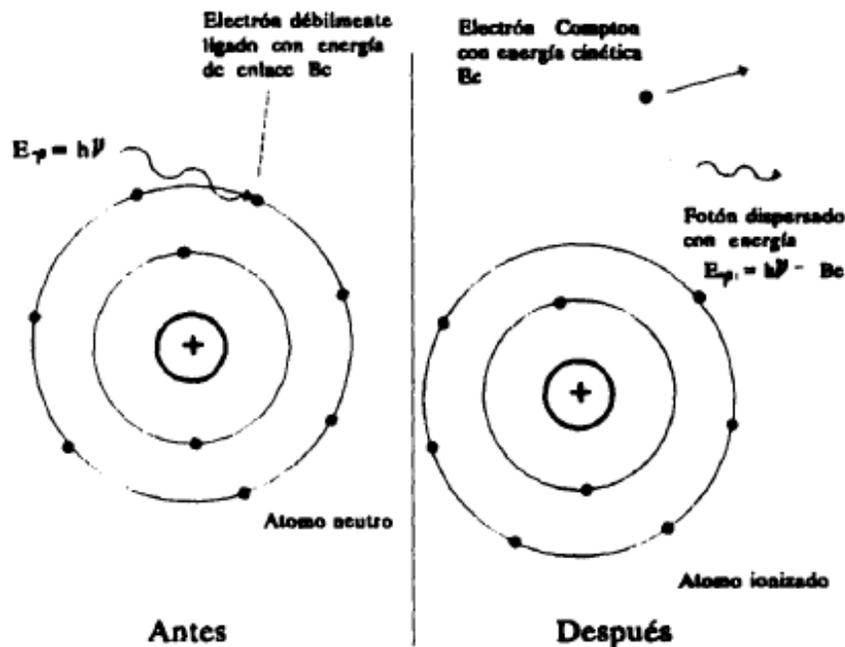


Figura 1.9.- Efecto Compton

Producción de pares

En este proceso, toda la energía del fotón es utilizada para generar dos partículas, un electrón y un positrón, cada una con su cantidad de energía cinética respectiva.

Si la energía del fotón excede al doble de la energía equivalente a la masa del electrón (1.022MeV en total), el proceso de producción de pares es

energéticamente posible y por lo tanto se presenta sólo cuando los fotones son de alta energía.

El proceso de producción de pares requiere verificarse en las proximidades de un núcleo. Se requiere la presencia de un campo electromagnético de la intensidad suficiente como el que existe en los alrededores de núcleos con número atómico grande. Ver Figura 1.10.

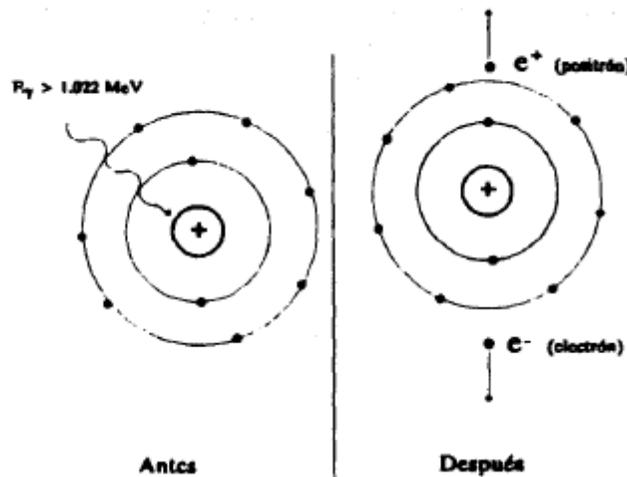


Figura 1.10.- Proceso de producción de pares

Importancia relativa de cada efecto

La importancia relativa de los tres procesos descritos se puede ver gráficamente por medio de la **Figura 1.11**, para diferentes materiales absorbentes y energías de fotones incidentes. La línea de la izquierda representa la energía a la cual el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton son igualmente probables en función del número atómico Z del absorbente. La línea de la derecha representa la energía a la cual la dispersión Compton y la producción de pares tienen la misma probabilidad. Las tres áreas en las que se divide la gráfica muestran el predominio de cada mecanismo de interacción.

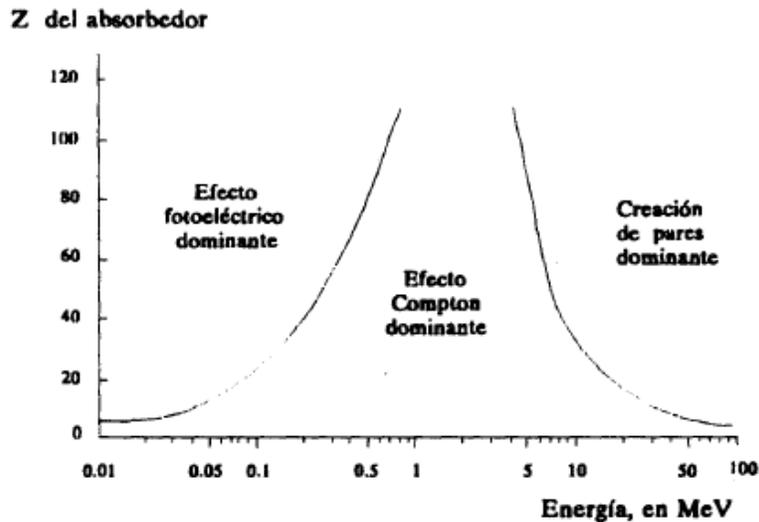


Figura 1.11.- Importancia relativa de cada uno de los efectos.

a. Magnitudes y unidades en protección radiológica

Cuando un material radiactivo o dispositivo emiten partículas o fotones, libera energía. Esta energía es poseída por las partículas o fotones emitidos, los cuales la transfieren al medio circundante, con el que interactúan. La ionización de un gas sirve para determinar los niveles de radiación. Con base en este fenómeno se han definido varias magnitudes y unidades que son ampliamente usadas en protección radiológica y cada una tiene sus fines específicos. A continuación se definen los tipos de magnitudes mencionados.

1.5 Exposición y rapidez de exposición

La Exposición es la cantidad de carga que la radiación electromagnética produce en una unidad de masa de aire y su unidad especial es el Roentgen, denotado por R. El Roentgen se define como la cantidad de radiación gamma que en 1 cm³ de aire seco en condiciones normales de presión y temperatura produce una unidad electrostática de carga; en estas condiciones, la radiación electromagnética deposita 5.432 X10¹³ eV en cada gramo de aire. La exposición, X es:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.8)$$

Donde:

dQ - valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producido en el aire cuando todos los electrones liberados por fotones se frenan completamente en aire.

$$D = 0.94 X \quad (1R = 0.94 \text{ rad})$$

Para el caso de que el material absorbente sea aire, la equivalencia es de

$$D = 0.87 X \quad (1R = 0.87 \text{ Rad})$$

Actualmente ya se está empleando la unidad del Sistema Internacional de Unidades llamada "Gray" cuyo símbolo es Gy y que equivale a 100 rad.

La Rapidez o Tasa de Dosis Absorbida es la rapidez con que la radiación de cualquier tipo deposita su energía en cualquier material expuesto a ella, es decir:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (1.12)$$

Las unidades de la rapidez de dosis absorbida serán:

Gray/s	Sistema Internacional
rad/s, mrad/h, etc.	Unidades especiales

1.5.2 Dosis equivalente y rapidez de dosis equivalente

En protección radiológica es necesario contar con una relación numérica bien definida entre la dosis absorbida y el efecto biológico que produce. La dosis absorbida es insuficiente para predecir la severidad o la probabilidad del efecto bajo condiciones no especificadas; por ello se ha introducido otra cantidad que interrelaciona la dosis absorbida con los efectos más importantes. Esta cantidad se denomina Dosis Equivalente, H, y se define como:

$$H = D (FC) N \quad (1.13)$$

Donde: D es la dosis absorbida, N es el producto de todos los demás factores modificadores (rapidez de dosis, fraccionamiento de la misma, etc.) y por el momento la ICRP le ha asignado el valor de 1 y FC es el factor de calidad que se explicará a continuación.

Si la Dosis Equivalente nos sirve para estimar el daño biológico, debe tomarse en cuenta el hecho de que cuando la radiación interactúa con las células del cuerpo, produce ionización en los átomos que la constituyen y a mayor ionización habrá daño biológico. Las partículas alfa producen una gran ionización comparada con la provocada por partículas beta y rayos gamma.

Por ejemplo, en el cuerpo humano expuesto a 1 rad de radiación alfa se provoca tanto daño como 20 rad de radiación gamma. Con base en hechos experimentales se ha podido cuantificar en un factor llamado "Factor de Calidad" que representa el daño que cualquier tipo de radiación causa con relación al daño causado por la radiación gamma. Los valores reportados por la ICRU-40 están en la **Tabla 1.2**. La unidad especial de Dosis Equivalente en el Sistema Internacional es el rem, definido como:

$$1 \text{ rem} = (1 \text{ rad}) (\text{FC} = 1) \tag{1.14}$$

Esto es:

$$H = D (\text{FC}) \tag{1.15}$$

Actualmente se está empleando la unidad del Sistema Internacional de Unidades llamada Sievert, cuyo símbolo es Sv, y que es equivalente a 100 rem.

La Rapidez de Dosis Equivalente, es la rapidez con que la radiación deposita energía en el tejido humano dañándolo; sus unidades especiales son el rem/s o sus equivalentes como rem/h, mrem/min, mrem/hr, y en el Sistema Internacional es el Sv/s.

Tabla 1.2 Factores de calidad.

Fotones (X y γ)	1
Electrones con energías superiores a 30 keV	1
Radiación beta del Tritio	2
Neutrones	25
Protones o iones pesados	25
Partículas alfa	25

1.5.3 Conversión de unidades sistema internacional (si) y tradicionales

1.- Un equipo de rayos X da una rapidez (o tasa) de exposición de 225 Mr/h en la posición ocupada por un POE. Si dicha persona permanece en esa posición durante 36 min, ¿cuál será la exposición ocupacional total que recibirá, en mR y μC/kg?

a) Cuál será la dosis absorbida por ese POE, en mrad y mGy?

$$X = \dot{X} t = 225 \text{ mR/h} \times 36 \text{ min}/60 = 135 \text{ mR} \tag{1.15}$$

$$X = \dot{X} t = 225 \text{ mR/h} \times 36 \text{ min}/60 = 135 \text{ mR}$$

$$X = 135 \text{ mR} \times 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} / 1 \times 10^3 \text{ mR} = 348 \text{ } \mu\text{C/kg} \tag{29}$$

b) Como ya se vio en la sección 1.5.2, para el caso en el que el material absorbente de la radiación sea tejido humano, la equivalencia entre X y D es la siguiente: $D = 0.94 X$, por lo tanto:

$$D = 0.94 (135 \text{ mR}) = 127 \text{ mrad}$$

$$D = 127 \text{ mrad} \times 1 \text{ mGy}/100 \text{ mrad} = 1.27 \text{ mGy}$$

2.- Un fluoroscopio administra 1.2 R/min en la parte superior de la camilla de un paciente por cada mA de operación (1.2 R/min-mA). ¿Cuál será la dosis absorbida por el paciente durante un enema opaco realizado a 1.8 mA y que requiere de 2.5 min de tiempo de fluoroscopia?

$$D_{\text{paciente}} = 1.2 \text{ R/min-mA} \times 1.8 \text{ mA} \times 2.5 \text{ min} \times 0.94 = 5.4 \times 0.94 \text{ rad}$$

$$D_{\text{paciente}} = 5.076 \text{ rad} \times 1 \text{ Gy}/100 \text{ rad} = 50.76 \text{ mGy}$$

3.- Se ha demostrado que los siguientes factores técnicos producen radiografías laterales de cráneo de buena calidad en un equipo de rayos X con filtración total de 3 mm de aluminio.

a) Obtenga la exposición (intensidad de rayos X) a 100 cm DFI para cada uno de los siguientes pares de valores:

- i) 64 kVp, 70 mA·s
- ii) 70 kVp, 40 mA·s
- iii) 78 kVp, 27 mA·s

b) Convierta el valor obtenido en mR a $\mu\text{C}/\text{kg}$.

Para resolver este problema utilizaremos la **Figura 1.12**, que es un nomograma válido únicamente para equipos monofásicos con rectificación en onda completa; entrando por el eje de las abscisas con el valor de 3 mm de Al (filtración total) se traza una línea vertical hasta interceptar la línea de la correspondiente tensión de pico; desde este punto se traza una línea paralela al eje de las abscisas para obtener el valor de la exposición por cada mA·s, proporcionado por esa máquina.

Este valor se multiplica por el número de mA·s en cada caso y ése será el valor de la exposición.

Los valores obtenidos son:

- i) 2.8 mR/mA·s, multiplicando este valor por 70 mA·s: $X = 196 \text{ mR}$
- ii) 3.7 mR/mA·s, multiplicando por 40 mA·s: $X = 148 \text{ mR}$

iii) 4.7 mR/mA·s , multiplicando por 27 mA·s: X = 127 mR

c) Para convertir mR a $\mu\text{C}/\text{kg}$ es necesario multiplicar por un factor de equivalencia. Como ya dijimos anteriormente, $1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C}/\text{kg}$, $1 \text{ R} = 1000 \text{ mR}$ y $1 \text{ C} = 1 \times 10^6 \mu\text{C}$, combinando todas estas equivalencias obtenemos un factor de equivalencia de:

1 mR = 0.258 $\mu\text{C}/\text{kg}$. Por lo tanto, la exposición obtenida en cada uno de los casos será:

$$i) X = 196 \text{ mR} \left(\frac{0.258 \frac{\mu\text{C}}{\text{kg}}}{1 \text{ mR}} \right) = 50.57 \frac{\mu\text{C}}{\text{kg}}$$

$$ii) X = 148 \text{ mR} \left(\frac{0.258 \frac{\mu\text{C}}{\text{kg}}}{1 \text{ mR}} \right) = 38.18 \frac{\mu\text{C}}{\text{kg}}$$

$$iii) X = 127 \text{ mR} \left(\frac{0.258 \frac{\mu\text{C}}{\text{kg}}}{1 \text{ mR}} \right) = 32.77 \frac{\mu\text{C}}{\text{kg}}$$

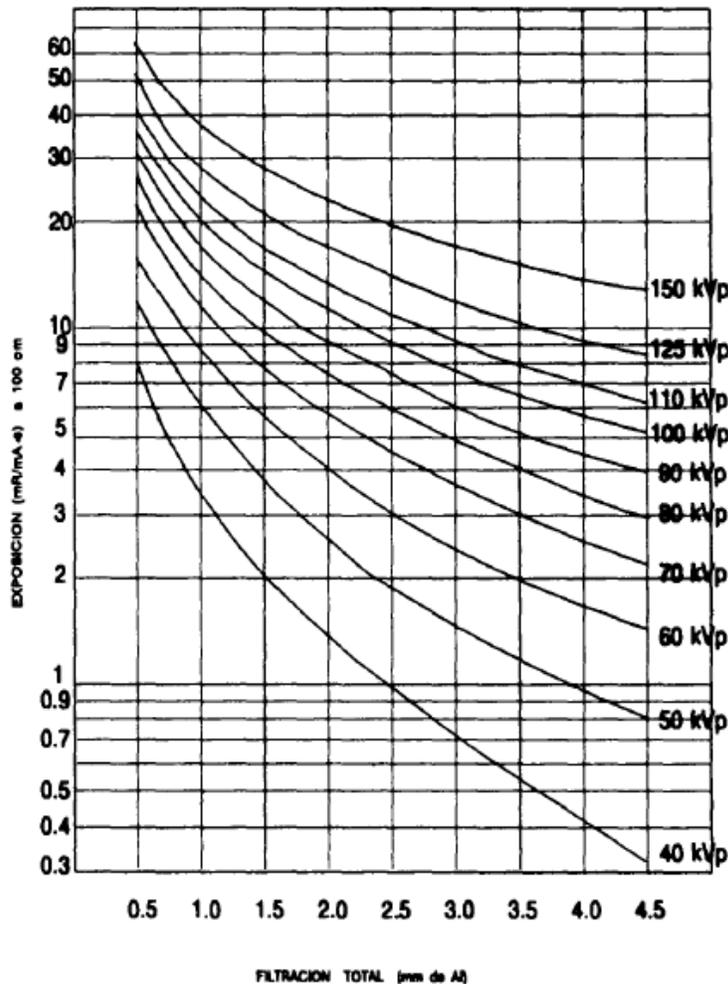


Figura 1.12.- Nomograma para estimar la exposición proporcionada por un haz de rayos X en función de la tensión de pico del equipo.

Radiación de fondo natural

El ser humano ha estado expuesto a las radiaciones ionizantes desde su origen ya que ésta forma parte de su ambiente natural: radiación cósmica, radiación debida a fuentes terrestres (^{235}U , ^{222}Rn , ^{226}Ra , etc.) y a pequeñas cantidades de material radiactivo en el cuerpo humano (^{14}C y ^{40}K). La dosis debida a la radiación natural se distribuye de manera más o menos uniforme.

Aparte de estas fuentes naturales que contribuyen a la "radiación de fondo" existen una gran cantidad de fuentes artificiales de radiación. Los Rayos X empleados en medicina son la principal fuente de radiación ionizante creada por el hombre con aproximadamente 54 mrad (0.54 mGy).

Tabla 1.3 Dosis media anual estimadas en Estados Unidos procedente de fuentes naturales y creadas por el hombre

Fuente de radiación	Dosis anual	
	mrad	mGy
Naturales		
Radionúclidos internos (^{40}K , ^{14}C)	40	0.40
Radionúclidos terrestres (^{226}Ra , ^{238}U , ^{222}Rn , ^{14}C , etc.)	29	0.29
Rayos cósmicos	29	0.29
Subtotal	98	0.98
Radón (dosis solo en pulmón)	197	1.97
Creadas por el Hombre		0.40
Radiología diagnóstica	40	0.14
Medicina nuclear	14	0.10
Productos de consumo	10	0.01
Otras	1	
Subtotal	65	0.65
TOTAL	360	3.60

1.6 la célula y sus funciones

A efectos prácticos, se considera la célula como la unidad funcional más pequeña capaz de existir de forma independiente. Los niveles de organización simples pueden estar formados por una sola célula, pero los niveles más complejos están formados, en general, por muchos tipos de células distintas entre sí por su tamaño, forma y función.

En los niveles de organización multicelulares de este tipo, las células que cumplen una misma función, pueden estar agrupadas formando un tejido, como la sangre o

el hueso. Algunos tejidos pueden funcionar independientemente con un solo tipo de células, pero en la mayoría de los casos, se reúnen diversos tejidos para formar una unidad llamada órgano, que tiene una función específica, como el corazón, los pulmones o el estómago. Los órganos cuyas funciones están interrelacionadas se agrupan formando sistemas y aparatos, como el linfático, el respiratorio o el digestivo.

Aunque existen profundas diferencias entre los distintos tipos de células que constituyen un organismo multicelular, hay algunas características básicas morfológicas y funcionales que son comunes a todas las células.

La célula de los mamíferos se compone de tres partes fundamentales: la membrana, el núcleo y el citoplasma (**ver Figura 1.13**). El núcleo separado físicamente del citoplasma por la membrana nuclear, supervisa y coordina las actividades citoplásmicas. El material responsable de dirigir estas actividades, el material genético, está contenido en los cromosomas. Un cromosoma contiene muchos genes compuestos según una sucesión lineal determinada. Cada gen tiene que realizar una función específica para el mantenimiento de la célula y el desarrollo del individuo.

Los genes a su vez están formados por una macromolécula llamada ácido desoxirribonucleico (ADN). El núcleo es la parte vital para la reproducción celular, por contener el código genético, el cual se encuentra dentro de los cromosomas y cada cromosoma, a su vez, está formada por genes, los cuales determinan las características hereditarias de las células.

La membrana lleva a cabo varias funciones que son de vital importancia, entre ellas: la alimentación, recepción de estímulos del medio externo, contención del citoplasma y el núcleo, mantener en condiciones óptimas el intercambio de sustancias nutritivas y, a su vez, eliminar las toxinas e impurezas producto de las funciones celulares.

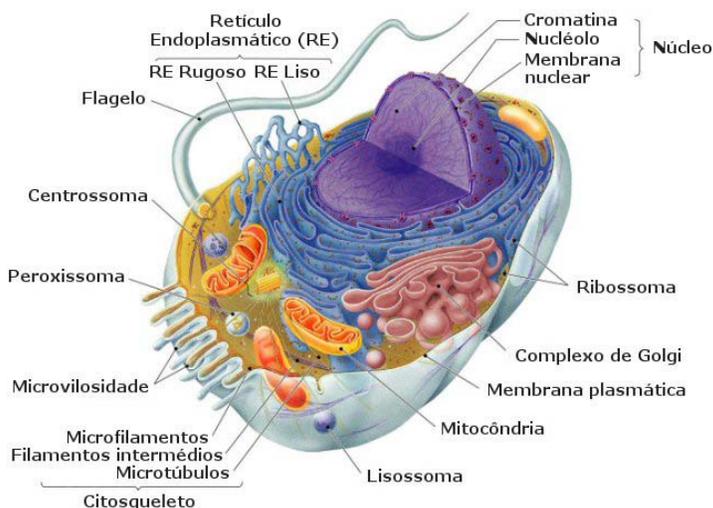


Figura 1.13.- La célula: unidad básica de los organismos vivos.

El citoplasma es el lugar de la célula donde se realizan todas las funciones metabólicas, incluyendo el anabolismo (síntesis) y el catabolismo (degradación) de los compuestos orgánicos para suministrar la energía necesaria para la vida. El citoplasma contiene aproximadamente un 70% de agua y en el citoplasma es posible distinguir una serie de orgánulos (estructuras limitadas por membranas) que dividen al mismo en compartimientos. De no ser así, la célula no podrá funcionar de la forma tan organizada como lo hace. Entre ellos destaquemos:

1. Las mitocondrias, que digieren las macromoléculas para obtener energía destinada a alimentar la célula.
2. Los lisosomas, capaces de degradar las proteínas, ADN, algunos carbohidratos y organelos desgastados.
3. El retículo endoplásmico liso y rugoso (**ver Figura 1.13**), implicado en la síntesis de proteínas.

Algunas enzimas catalíticas están contenidas en los lisosomas, y si son liberadas de golpe pueden producir la muerte de la célula por digestión (lisis). En condiciones normales, estas enzimas están confinadas dentro del saco del lisosoma, pero existen muchos agentes capaces de alterar dramáticamente la permeabilidad de la membrana lisosómica con la consiguiente liberación enzimática. De hecho, cuando aún no se conocía muy bien el efecto de las radiaciones ionizantes sobre la célula, ésta fue una de las teorías iniciales para explicar el mecanismo por el cual la radiación mataba la célula.

1.6.1 Interacción de la radiación FB con la célula

Para entender los efectos causados por la radiación ionizante es necesario que se expliquen dos palabras, que enlazadas representan la esencia de lo que llamaremos "efectos biológicos", dichas palabras son:

Causa y efecto

La causa, por definición, es el principio o la razón de algo y el efecto es el resultado de una acción, por lo tanto, referidos estos significados a la seguridad radiológica representan lo siguiente:

La causa: es la exposición a la radiación ionizante.

El efecto: es el daño biológico que dicha radiación ionizante causa en los seres vivos.

Por lo tanto, de acuerdo con lo explicado en el tema de interacción de la radiación con la materia, tendremos:

Causa - ionización de la materia

Efecto - cambios químicos en la materia

Cuando estudiamos los cambios que suceden en el material biológico después de una interacción con las radiaciones ionizantes, es importante tener presentes las siguientes generalizaciones:

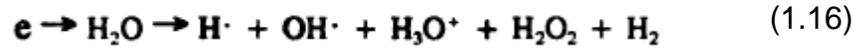
- 1a La interacción de la radiación con las células es una función de probabilidad, una cuestión de azar, es decir, pueden o no interaccionar y, si se produce la interacción, pueden o no producirse daños.
- 2a El depósito inicial de energía ocurre muy rápidamente, en un período de aproximadamente 10-17 segundos.
- 3a La interacción de la radiación con una célula no es selectiva: la energía procedente de la radiación ionizante se deposita de forma aleatoria en la célula; la radiación no elige ninguna zona de la célula.
- 4a Los cambios visibles producidos en las células, tejidos y órganos, como resultado de una interacción con radiaciones ionizantes no son específicos, es decir, no se pueden distinguir de los daños producidos por otras causas.
- 5a Los cambios biológicos que resultan de las radiaciones se producen sólo cuando ha transcurrido un determinado período de tiempo (período de latencia), que depende de la dosis inicial y que puede variar desde unos minutos hasta semanas o incluso años.

Cuando las células absorben radiaciones ionizantes tienen lugar procesos de ionización y de excitación, formándose moléculas estables o inestables o bien radicales libres, con lo cual se producen nuevas reacciones químicas con las moléculas contiguas. Estos procesos de ionización o excitación pueden producirse en las macromoléculas biológicas (p. ej.: el ADN), o bien, en el medio en que están suspendidos los orgánulos celulares (p. ej.: el agua, HOH).

La acción de la radiación sobre la célula se puede clasificar en directa o indirecta, según el lugar en el que se produzcan esas interacciones.

La acción directa ocurre cuando una partícula ionizante, o una radiación en general, interacciona y es absorbida por una macromolécula biológica como el ADN, el ARN, las proteínas estructurales y enzimáticas o cualquier otra macromolécula de la célula, que se traduce en cambios de su estructura o de su función. Así pues el daño se produce por la absorción directa de energía y por la subsecuente ionización de una macromolécula biológica de la célula.

Comparada con la acción directa, la acción indirecta implica la absorción de radiación ionizante por el medio en el cual están suspendidas las moléculas. El medio de la acción indirecta es fundamentalmente el agua, dando lugar a la formación de iones y de radicales libres. Las reacciones que produce la radiación en la molécula de agua son las siguientes:



De estos productos, los más reactivos son los oxidantes radical hidroxilo ($\text{OH}\cdot$) y el peróxido de hidrógeno (H_2O_2) y el reductor radical hidrógeno ($\text{H}\cdot$), estas especies transitorias reaccionan con cualquier constituyente orgánico en solución, lo cual puede producir en la célula su muerte, mutación o mantenerla en estado latente.

Los efectos de los radicales libres en la célula se multiplican por su capacidad para iniciar reacciones químicas y, por lo tanto, para producir lesiones en lugares distintos de la célula.

Aunque en la interacción de la radiación con el agua ocurren muchas otras reacciones y se forman otros muchos productos, se cree que los radicales libres son un factor fundamental en la producción de lesiones celulares (un radical libre se caracteriza porque contiene un solo electrón orbital no aparejado que le hace fuertemente reactivo, debido a la tendencia del electrón a no emparejarse con otro electrón).

En resumen, la acción directa produce daños por la ionización de una macromolécula biológica y la acción indirecta produce daños a través de reacciones químicas iniciadas por la ionización del agua. Por tanto, la definición de acción directa o indirecta, depende solamente del lugar donde se produzca la ionización y la absorción de energía en la célula.

Debido a que en la célula hay mayor cantidad de agua que de ningún otro componente estructural, la probabilidad de que la radiación produzca daños por acción indirecta, es mucho mayor que la probabilidad de que se produzca por acción directa. Además la acción indirecta ocurre fundamentalmente, pero no exclusivamente por la actuación de los radicales libres que resultan de la ionización del agua. La ionización de otros constituyentes celulares, especialmente las grasas, también pueden dar como resultado la formación de radicales libres. La **Figura 1.14** indica gráficamente los mecanismos de acción directa y acción indirecta.

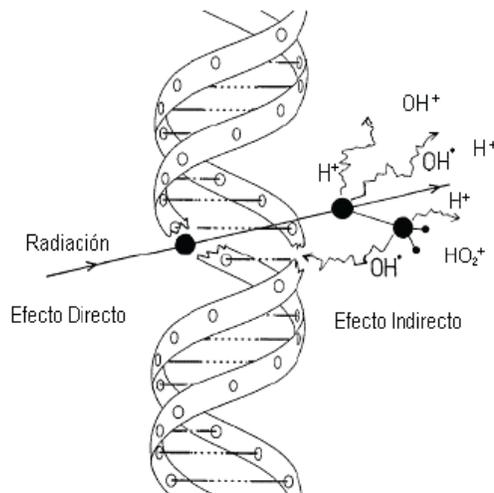


Figura 1.14.- Efectos directos e indirectos ocasionados por la radiación en las células

Los electrones producidos en la interacción de la radiación ionizante con los átomos que forman el cuerpo llevan cierta cantidad de energía cinética. Estos electrones pueden llegar a interactuar con la célula en tres grandes regiones: a nivel del núcleo, del citoplasma o de la membrana citoplásmica.

a) a nivel de la membrana

Cuando la interacción es a nivel de la membrana, se pueden producir alteraciones osmóticas, lo que hace que la célula pueda recibir mayor cantidad de fluidos del exterior o bien, que el citoplasma se salga de la célula al medio exterior. En ambas situaciones, la célula puede sobrevivir pero sus funciones de duplicación pueden fallar.

b) a nivel citoplasma

En virtud de que el citoplasma se compone aproximadamente de un 70% de agua, podemos llegar a entender la interacción de la radiación ionizante con ella si conocemos el efecto en la molécula de agua (radiólisis).

C) a nivel núcleo

Los cromosomas tienen en su interior el ácido desoxirribonucleico (ADN), el cual tiene la capacidad de auto duplicarse. Si el proceso de duplicación del ADN es normal, pueden ocurrir cambios o alteraciones ocasionales en los cromosomas, pero a una frecuencia sumamente baja.

Cuando existe algún cambio en la secuencia de la estructura química se produce lo que se llama una mutación y a los agentes físicos o químicos que la producen se les llama mutágenos. Estas mutaciones pueden presentarse desde un simple cambio en la secuencia de los elementos del ADN hasta cambios a nivel cromosómico, ya sea por cambio de su estructura o por alteración en su número.

Las mutaciones pueden ocurrir de dos maneras: una natural o espontánea (frecuencia muy baja) y la otra es inducida por mutágenos como las radiaciones ionizantes o compuestos químicos.

Las células también son capaces de reparar los daños producidos por los mutágenos químicos o físicos, mediante sistemas celulares de reparación, los cuales pueden disminuir el efecto mutagénico de la radiación.

Factores influyentes en los efectos biológicos

Existen diversas causas por las cuales los efectos producidos por la radiación ionizante pueden ser más o menos severos, los cuales se agrupan en tres clases: físicos, fisiológicos y ambientales.

a) Físicos

Dependen de las características de la radiación incidente, entre estos se tienen: la dosis total, distribución de dosis en el tejido, tipo de radiación, dosis por exposición, rapidez de dosis, intervalo entre las irradiaciones.

b) Fisiológicos

Estos dependen del individuo irradiado: edad, constitución genética, sexo, metabolismo, nivel de respuesta a la tensión nerviosa, etc.

c) Ambientales

El que se ha identificado a la fecha es la presión ambiental de oxígeno.

Radiosensibilidad

Dos científicos franceses, Bergonié y Tribondeau, observaron en 1906 que la radiosensibilidad era una función del estado metabólico del tejido irradiado. Esto se conoce como la Ley de Bergonié y Tribondeau y ha sido comprobada en muchas ocasiones. Esencialmente, esta ley afirma que la radiosensibilidad del tejido vivo varía del modo siguiente:

1. Las células tronco son radiosensibles. Mientras más madura es una célula, más resiste la radiación.
2. Mientras más jóvenes son los tejidos y los órganos, más radiosensibles son.
3. Cuando el nivel de actividad metabólica es elevado, la radiosensibilidad también lo es.
4. La radiosensibilidad aumenta al aumentar la rapidez de proliferación celular y la rapidez de crecimiento de los tejidos.

Esta ley tiene mucha importancia ya que ha encontrado aplicación en la radioterapia y en la radiología diagnóstica nos sirve para recordar que el feto es considerablemente más sensible a la radiación que el niño o el adulto maduro.

Los tejidos más radiosensibles son dañados en forma inmediata por la radiación, mientras que los más radioresistentes presentan respuestas a largo plazo, ocasionando los efectos tardíos o diferidos de la radiación. Los efectos inmediatos están asociados con la muerte de gran número de células y los tardíos a mecanismos modificados que originan procesos degenerativos.

Los tejidos radiosensibles son aquellos que son afectados con mucha facilidad por la radiación, por ejemplo: las células reproductivas germinales (ovario y testículos), el tejido hematopoyético (médula ósea, el bazo) y las células del epitelio del tracto gastrointestinal.

Los tejidos radioresistentes son aquellos que soportan dosis altas sin verse afectados seriamente, ejemplos de este tipo de células son las óseas, del pulmón, riñón, cartílago, músculo y tejido nervioso.

La radiosensibilidad de las células en orden decreciente es el siguiente: eritoblastos, ovogonias, espermatogonias, linfocitos, células digestivas intestinales, células epiteliales, hepáticas, renales, nerviosas, alveolares, musculares y osteocitos. Puede concluirse que el aparato circulatorio es el más afectado en caso de irradiación a cuerpo total, seguido del digestivo, posteriormente se afectaría el sistema nervioso, luego el pulmonar y finalmente el músculo.

1.6.2 Clasificación de los efectos biológicos

Los efectos ocasionados por la radiación ionizante se pueden clasificar de dos maneras: en función del tipo de células que se encuentran en los organismos: efectos somáticos y hereditarios o genéticos. Actualmente los efectos biológicos se clasifican de acuerdo a su probabilidad de incidencia: efectos deterministas (anteriormente llamados no estocásticos) y efectos estocásticos.

De acuerdo con el tipo de células afectadas:

a) Somáticos.- son los que se manifiestan en el individuo que ha recibido la radiación y como su nombre lo indica, se deben al daño recibido en las células somáticas. Este tipo de efecto queda limitado solamente al individuo que recibió la radiación. Ejemplos de este tipo de efecto son: disminución de células en la médula ósea, cataratas, vómito, diarrea, quemaduras e inducción de cáncer, entre otros.

b) Genéticos.- son el resultado del daño recibido en las células gaméticas y sus efectos se presentarán en la descendencia de las células irradiadas. Un ejemplo serían los procesos mutagénicos en el ADN, los cuales serían heredados a sus descendientes.

De acuerdo con la probabilidad de incidencia:

a) Deterministas.- se deben a la muerte de un gran número de células y se presentan a partir de una dosis umbral (dosis mínima) y la severidad del efecto se incrementa al aumentar la dosis recibida. Ejemplos de este efecto son: caída de cabello, esterilidad, anemia, síndrome de radiación, etc.

b) Estocásticos.- se deben a la modificación o alteración de colonias de células que se reproducen progresivamente y eventualmente ocasionan procesos degenerativos y neoplásicos. No tienen dosis de umbral a partir de la cual se presenten pero al incrementar la dosis recibida se incrementa la probabilidad de que el efecto se presente. Ejemplos de este tipo de efecto son: inducción de cáncer, acortamiento de la vida y enfermedades hereditarias como malformaciones congénitas.

En la **Tabla 4** se presentan las dosis umbral aguda para algunos efectos determinísticos cuando la irradiación es a cuerpo total.

En caso de que la irradiación no sea a cuerpo total sino localizada en una parte del mismo, el daño depende de la magnitud del área y los órganos irradiados, ejemplos de algunos de estos efectos, cuando la dosis se recibe en una sola exposición se presentan en la **Tabla 1.7.2**.

Los síntomas del síndrome de radiación son: náuseas, vómitos, agotamiento, disminución de glóbulos blancos, período de recuperación aparente, vómito y diarrea con sangre, disminución de glóbulos blancos y plaquetas, anemia y finalmente, intoxicación general.

Tabla 4.- Dosis Umbral aguda para efectos deterministas

Dosis Absorbida (rads)	E F E C T O
> 10	Rupturas cromosómicas difíciles de detectar en células sanguíneas. Interferencia en la organogénesis de embriones
> 25	Cambios sanguíneos moderados
> 50	Probable retención momentánea de la espermatogénesis
> 100	Probable síndrome de radiación
> 200	Síndrome de radiación
> 400	50% de probabilidad de muerte
> 600	100% de probabilidad de muerte

Tabla 5.- Exposición local aguda

Parte irradiada	Dosis absorbida (rads)	E f e c t o
Gónadas	50	Esterilidad temporal
Gónadas	800	Esterilidad definitiva
Cuero cabelludo	500	Caída temporal del cabello
Cuero cabelludo	2500	Caída definitiva del cabello

1.6.3 Bajas dosis y epidemiología

El ser humano, a lo largo de su permanencia en el planeta, ha estado siempre expuesto a la radiación, aunque a dosis sumamente bajas, debidas a las fuentes naturales de radiación.

Como ya se vio en la sección 1.7.2, los cambios visibles producidos en las células, tejidos y órganos, como resultado de una interacción con radiaciones ionizantes no son específicos, es decir, no se pueden distinguir de los daños producidos por otros agentes físicos o químicos, por lo que es necesario estudiar el efecto producido por las radiaciones ionizantes en función de la dosis recibida. La relación dosis-respuesta es una relación matemática o gráfica entre el nivel de dosis de radiación y la magnitud de la respuesta observada.

Las relaciones dosis de radiación-respuesta han tenido dos aplicaciones importantes en radiología. En primer lugar, esas relaciones determinadas experimentalmente se emplean para diseñar protocolos de tratamiento destinados a pacientes con enfermedad maligna. En segundo lugar, los estudios radiobiológicos han proporcionado información sobre los efectos de la irradiación a dosis bajas. Esos estudios y las relaciones dosis-respuesta obtenidas proporcionan la base para el control de la radiación.

El Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations (BEIR), de la Academia Nacional de Ciencias de los E.U.A. completó en 1980 un estudio exhaustivo de los datos científicos sobre efectos de las dosis bajas de radiación con LET baja (Linear Energy Transfer) y en 1990 revisó sus datos sobre los cálculos de riesgo de radiación. Por tanto, sus hallazgos son directamente aplicables a radiología diagnóstica.

El personal que se encarga de la protección radiológica debe tener en mente que los límites de dosis establecidos en la normatividad vigente es la máxima dosis de radiación que según los conocimientos actuales es de esperar que no produzca efectos significativos. Con dosis de radiación menores no deben darse respuestas somáticas ni genéticas. A dosis al nivel de los límites de dosis, el riesgo no es cero, pero sí muy pequeño, inferior al que se asocia con otras ocupaciones y razonable si se tienen en cuenta los beneficios obtenidos.

1.7 Sistema de limitación de dosis

Como ya se vio en el tema de efectos biológicos ocasionados por la radiación ionizante, es necesario establecer una serie de medidas para evitar que el P.O.E. reciba dosis de radiación que le pudieran ocasionar daños. Existen en el mundo varios organismos encargados de estudiar y proponer medidas de protección para evitar dichos daños, algunos de ellos son: National Commission on Radiation Protection (NCRP), International Commission on Radiation Protection (ICRP), y en

México se tiene un organismo regulador en materia de protección radiológica que se llama Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias que en noviembre de 1988 publicó en el Diario Oficial de la Federación el Reglamento General de Seguridad Radiológica en el que se indican las reglas que se tienen que seguir en el manejo, posesión, transporte, uso, etc. de material radiactivo y equipos que produzcan radiación ionizante, así como los límites de dosis para P.O.E. y público en general (utilizados en la industria) y la Dirección General de Salud Ambiental, dependiente de la Secretaría de Salud, que en 1996 publicó una serie de proyectos de norma oficial mexicana donde se establecen las reglas en materia de protección y seguridad radiológica para los equipos de rayos X para diagnóstico médico.

En la normativa vigente se establece que "las dosis recibidas a consecuencia de la exposición a fuentes de radiación ionizante y de prácticas que entrañan la irradiación con radiación ionizante o incorporación de material radiactivo se sujetarán a un sistema de limitación de dosis".

El Sistema de Limitación de Dosis se fundamenta en tres criterios:

I.- Justificación, que indica que no se aprobará ninguna práctica a menos que su aplicación produzca un beneficio neto positivo.

II.- Optimización, que dice que el diseño, planificación, uso y aplicación subsiguiente de las fuentes y prácticas, deberán realizarse de manera que aseguren que las exposiciones mantengan tan bajas como razonablemente pueda lograrse, teniendo en cuenta factores sociales y económicos.

III.- Establecimiento de límites para dosis equivalente.

Este sistema de limitación de dosis tiene como objetivo evitar los efectos determinísticos y limitar la ocurrencia de los estocásticos a un nivel aceptable.

1.7.1 Factores básicos de protección radiológica

Los factores básicos que deben utilizarse para protegerse de la radiación son: Tiempo, Distancia y Blindaje (**ver Figura 1.15**). Sin embargo, las medidas de protección se inician desde la planeación de los trabajos a desarrollar con las fuentes radiactivas, es decir, desde su elección y diseño, diseño adecuado de las áreas de trabajo, de los materiales de las superficies (mesas, pisos, paredes, etc.), el uso de equipo de protección adecuado (ropa, monitores, dosímetros, etc.), así como un entrenamiento previo y apropiado para el personal, a fin de optimizar la metodología de trabajo para exponerse el menor tiempo y a la mayor distancia posible de la fuente radiactiva, todo esto combinado puede prevenir en gran medida la contaminación radiactiva.

Debido a la gran penetración de la radiación electromagnética (rayos X y γ) es necesario utilizar los tres factores básicos de protección contra la radiación, ya que puede atravesar grandes espesores de material de blindaje y viajar grandes distancias en el aire.

Durante el trabajo normal con material radiactivo o expuesto a radiación ionizante, el P.O.E. no deberá recibir una dosis equivalente mayor al límite establecido en la reglamentación vigente que es de 5 rem/año (50 mSv/año). Si se considera que se trabajan 40 h/semana y durante 50 semanas/año, se puede decir que en promedio el P.O.E. no deberá rebasar el valor de 2.5 mrem/h. Debido a que los monitores GM están calibrados en unidades de rapidez de exposición, es conveniente expresar estos valores en las unidades correspondientes. Si se considera que numéricamente 1 Roentgen \approx 1 rad (en tejido) y que para radiación gamma el factor de calidad $Q = 1$, se puede decir sin cometer un error muy grave que los P.O.E. deberán trabajar de tal manera que la rapidez de exposición a la que estén sometidos no sea mayor de 2.5 mR/h.

La rapidez de exposición varía en forma inversamente proporcional con la distancia y directamente con el espesor de blindaje existentes entre la fuente de radiación y e) punto de interés. Para el caso de fuentes puntuales se puede utilizar la expresión conocida como ley del inverso del cuadrado de la distancia.

$$\dot{X}_1 d_1^2 = \dot{X}_2 d_2^2 \quad (1.17)$$

lo cual significa que podemos calcular la rapidez de exposición en un punto P_2 si se conoce la rapidez de exposición en un punto P_1 .

El blindaje es un material que se utiliza para reducir la cantidad de radiación existente en un área de trabajo.

Cuando se intercala entre la fuente de radiación y el punto de interés un material de espesor x que absorba radiaciones, la rapidez de exposición en dicho punto se verá reducida en forma exponencial, de acuerdo con la siguiente expresión:

$$\dot{X} = \dot{X}_0 e^{-\mu x} \quad (1.18)$$

La expresión anterior es válida para el caso de fuente puntual colimada y espesor de blindaje pequeño.

Para poder calcular el espesor de blindaje en el caso de equipos de rayos X, se utilizan otro tipo de factores como son la carga de trabajo, el factor de transmisión y gráficas de factor de transmisión contra espesor de blindaje en función del voltaje de operación del equipo. En el capítulo 2 se presentará la metodología para el cálculo de blindajes para equipos de rayos X.

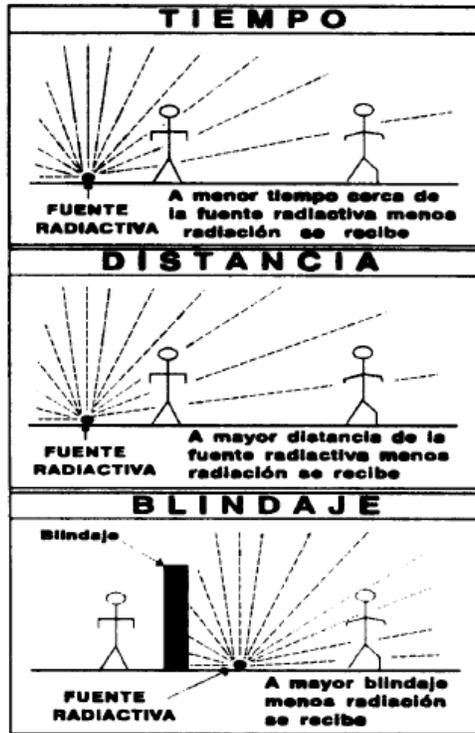


Figura 1.15.- Factores básicos de protección radiológica

A continuación veremos unos ejemplos de aplicación de los factores básicos de protección radiológica:

1.- Un equipo de rayos X tiene una intensidad de salida de 2.8 mR/mAs (0.7224 $\mu\text{C/kgmA s}$) cuando funciona a 70 kVp y una DFI de 100 cm. ¿Cuál será la exposición a la radiación, en unidades del S.I., a 3.5 m desde el blanco?

Respuesta:

Si consideramos que el blanco (ánodo) del equipo de rayos X es una fuente puntual, podremos utilizar la Ley del inverso al cuadrado de la distancia:

$X_1 d_1^2 = X_2 d_2^2$ por lo tanto, si despejamos y sustituimos valores nos quedara:

$$X_2 = \frac{X_1 r_1^2}{r_2^2} = 2.8 \frac{mR}{mA s} \left[\frac{100 \text{ cm}}{350 \text{ cm}} \right]^2 = 0.21 \frac{mR}{mA s} \quad (1.19)$$

Recordemos que las unidades de exposición del S.I. son C/kg, por lo tanto, sustituyendo:

$$X_2 = 0.21 \text{ mR/mA}\cdot\text{s} \times 2.58 \times 10^4 \text{ C/kg} / 1 \times 10^3 \text{ mR} = 0.059 \text{ }\mu\text{C/kg}\cdot\text{mA}\cdot\text{s}$$

$$X_2 = 0.059 \text{ }\mu\text{C/kg}\cdot\text{mA}\cdot\text{s}$$

2.- Un tubo de rayos X que se utiliza solamente para radiografía de tórax y nunca supera los 125 kVp se dirige hacia una pared que contiene una lámina de plomo de 1.9 mm. ¿Qué espesor adicional de blindaje de plomo será necesario si se duplicara la carga de trabajo (W) de ésta unidad y la rapidez de exposición del otro lado de la barrera primaria debe permanecer constante?

Respuesta:

Como se aumenta al doble la carga de trabajo, la exposición se aumentará al doble, por lo que es necesario agregar **UNA** capa hemirreductora a la pared. En la **Tabla 3.6** vemos que una CHR de plomo para 125 kVp equivale a 0.28 mm.

3.- Una instalación de rayos X para diagnóstico está diseñada para radiografía de tórax a 125 kVp. La intensidad de salida es de $1.5 \mu\text{C/kg}\cdot\text{mA}\cdot\text{s}$ a 100 cm de DFI. La distancia hasta la oficina de la secretaria, situada al otro lado de la pared a la que apunta el haz útil (barrera primaria), es de 2.5 m. La pared contiene 1.12 mm de plomo y se anticipa que se tendrán 300 mA·s/día. Si se desea limitar la exposición de la secretaria a 2 mR/día, ¿cuánto tiempo puede permanecer en su oficina?

Respuesta:

$$\begin{aligned} \text{Salida de rayos X a 100 cm} &= 1.5 \text{ }\mu\text{C/kg}\cdot\text{mA}\cdot\text{s} \times 300 \text{ mA}\cdot\text{s} = 450 \text{ }\mu\text{C/kg} \\ &= 450 \text{ }\mu\text{C/kg} \times 1 \text{ C} / 1 \times 10^6 \text{ }\mu\text{C} \times 1 \text{ R} / 2.58 \times 10^4 \text{ C/kg} \end{aligned}$$

$$\text{Salida diaria a 1 m} = 1.744 \text{ R} = 1744 \text{ mR}$$

$$\text{Salida diaria a 2 m} = 1744 \text{ mR} \times (100/250)^2 = 279 \text{ mR}$$

$$\text{Salida diaria después de 1.12 mm de plomo (4 CHR)} = 17.44 \text{ mR}$$

$$\text{Tiempo permitido de estancia} = 2 \text{ mR} / 17.44 \text{ mR/día} = 0.1147 \text{ día} = 0.92 \text{ horas}$$

$$\text{Tiempo permitido de estancia} = 55 \text{ min}$$

Lo cual quiere decir que la secretaria solamente puede permanecer en su lugar durante ese tiempo.

4.- Siguiendo con el problema anterior, ¿cuál será el blindaje de plomo necesario para que la secretaria pueda permanecer durante 8 horas al día en su lugar de trabajo?

Respuesta:

Para conocer esto debemos calcular cual debe de ser la salida diaria después del espesor de plomo:

Salida diaria después del blindaje de plomo = Límite diario/tiempo de permanencia = 2 mR/8 h

Salida diaria después del blindaje de plomo = 2 mR/0.3333 día = 6 mR/día

Esto significa que se debe aumentar el espesor de plomo para reducir de 17.44 mR/día hasta 6 mR/día:

Si se aumenta 1 CHR se reduciría a la mitad, es decir: 17.44 mR/día/2 = 8.72 mR/día

Si se aumenta otra CHR se volvería a reducir a la mitad: 8.72 mR/día/2 = 4.36 mR/día

Por lo tanto, es necesario aumentar 2 CHR (0.28 mm x 2 = 0.56 mm) de plomo para que la secretaria pueda permanecer en su lugar durante las 8 horas de trabajo en el día.

5.- A 60 cm de una camilla fluoroscópica (suponer 90 cm desde una fuente puntual), la rapidez de exposición es de 45 mR/h.

a) ¿Cuál será la rapidez de exposición a 180 cm de la fuente? ;

b) ¿Cuál será la dosis absorbida por un POE que permaneció a 30 cm de la camilla (60 cm de la fuente) durante una semana (un total de 150 min con el haz activado)?.

Respuesta:

a) Para resolver este problema utilizaremos la Ley del inverso del cuadrado de la distancia:

$$X_2 = X_1 \left[\frac{d_1^2}{d_2^2} \right] = 45 \frac{mR}{h} \left[\frac{90^2}{180^2} \right] = 11.25 \frac{mR}{h}$$

b) En este caso también utilizaremos la Ley del inverso:

$$\dot{X}_2 = \dot{X}_1 \left(\frac{d_1}{d_2} \right)^2 = 45 \frac{mR}{h} \left(\frac{90}{60} \right)^2 = 101.25 \frac{mR}{h}$$

Recordemos que para calcular la exposición basta con multiplicar la rapidez de exposición por el tiempo que el POE estuvo expuesto a la radiación:

$$X = \dot{X} t = 101.25 \frac{mR}{h} \left(\frac{150 \text{ min}}{60 \text{ min} / 1 h} \right) = 253.125 mR$$

Para obtener la dosis absorbida por el POE bastará con recordar que: 1 R \approx 1 rad (1 mR = 0.94 mrad), por lo que tendremos:

$$D = 0.94 X = 0.94 (253.125 mR) = 238 mrad$$

6.- ¿Qué dosis absorbida recibirá un POE cuando se exponga durante 10 min a una distancia de 4 m de una fuente que tiene una intensidad de 100 mrad/h a 1 m, teniendo en cuenta que utiliza un mandil protector plomado equivalente a 2 CHR.

Respuesta:

Para solucionar este problema utilizaremos la ley del inverso del cuadrado de la distancia:

$$\dot{D}_2 = \dot{D}_1 \left(\frac{d_1^2}{d_2^2} \right) = \dot{D}_1 \left(\frac{d_1}{d_2} \right)^2 = 100 \frac{mrad}{h} \left(\frac{1}{4} \right)^2 = 6.25 \frac{mrad}{h}$$

Para calcular la dosis absorbida durante los 10 minutos que estuvo frente a la fuente:

$$D = \dot{D} t = 6.25 \frac{mrad}{h} \left(\frac{10 \text{ min}}{60 \text{ min} / 1 h} \right) = 1.04 mrad$$

El problema dice que se utiliza un mandil equivalente a 2 CHR, por lo que la dosis absorbida por el POE será:

$$D = 1.04 mrad / 2 = 0.52 mrad / 2 = 0.26 mrad$$

$$D = 0.26 mrad$$

1.8 Descripción genérica de partes y componentes de un sistema de rayos X

Cuando los electrones en movimiento rápido interactúan con un objeto metálico, se producen rayos X. La energía cinética del electrón se transforma en energía electromagnética y la función del equipo de rayos X consiste en proporcionar una intensidad suficiente y controlada del flujo de electrones para producir un haz de rayos X con la cantidad y calidad deseadas.

Cualquier equipo de rayos X, independientemente de su diseño, consta de las siguientes partes principales: tubo de rayos X, consola de control y generador de alto voltaje, así como de otras partes como son: coraza, colimador, mesa, rejilla antidifusora, chasis, consola y procesador de revelado. En algunos tipos de equipos de rayos X, como son los equipos para odontología y en los portátiles, los tres componentes principales están alojados en una carcasa compacta. Sin embargo, la mayoría tienen el cabezal del tubo de rayos X en un recinto y la consola de control en una habitación contigua y existe una barrera protectora (blindaje) que separa ambas salas. El blindaje debe de tener una ventana para observar al paciente durante el examen. En la **Figura 1.16** se presenta el plano de una sala de examen radiológico convencional.

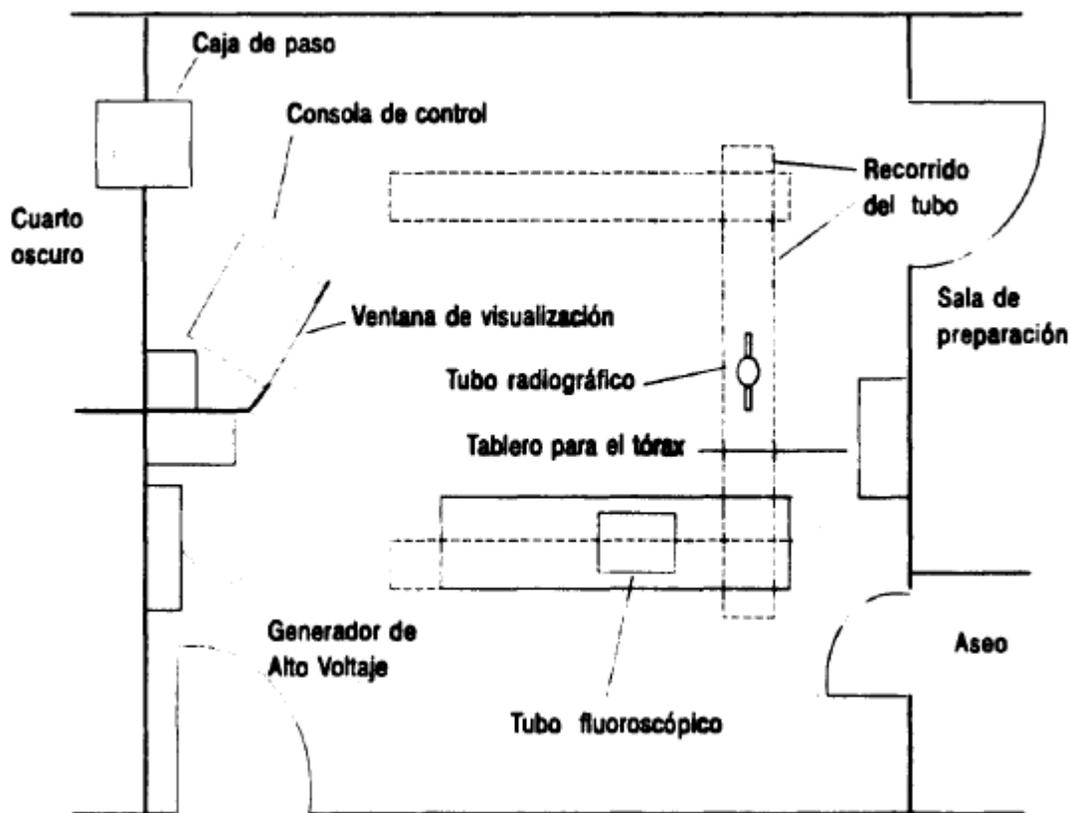


Figura 1.16.- Plano de una sala de examen de rayos X para fines generales.

1.8.1 Tubo de rayos X

Está contenido en una coraza protectora y, por lo tanto, es inaccesible. La Figura 17 es un esquema de un tubo de rayos X con ánodo rotatorio. Tiene dos partes principales, que son: el cátodo y el ánodo. El tubo de rayos X es un tubo electrónico al vacío como los que contenían las televisiones o radios de bulbos; los componentes del tubo se encuentran dentro de una envoltura de vidrio Pyrex para que pueda soportar el tremendo calor generado. Su tamaño es de aproximadamente 20-35 cm de longitud y 15 cm de diámetro. La ventana del tubo de vidrio es un segmento del tubo que mide aproximadamente 5 cm^2 a través de la cual se emite el haz útil de rayos X lo cual permite una máxima emisión de rayos X con una mínima absorción por la envoltura de cristal.

El cátodo es el electrodo negativo del tubo y tiene dos partes principales: el filamento y la copa de enfoque. El filamento emite electrones al ser calentado (emisión termiónica) y generalmente se fabrica de tungsteno toriado, lo cual proporciona una emisión termiónica mayor que las de otros metales y prolonga la vida del tubo.

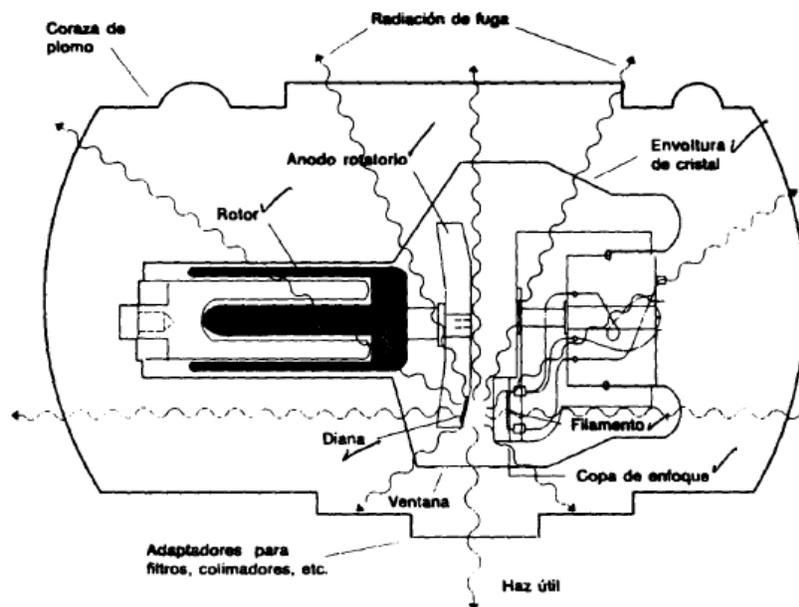


Figura 1.17.- Partes principales de un tubo de rayos X con ánodo rotatorio y coraza protectora.

El ánodo es el electrodo positivo del tubo. Existen dos tipos de ánodos: fijos y rotatorios. Los ánodos fijos se utilizan en equipos para odontología, algunos portátiles y unidades que no requieren intensidades ni potencia altas en el tubo. Los ánodos rotatorios se utilizan en equipos capaces de producir haces de rayos X de alta intensidad en un tiempo breve, como los equipos de rayos X para fines

generales. Al chocar los electrones con el ánodo, más del 99% de su energía cinética se convierte en calor por lo que la adecuada disipación del mismo es el principal problema de ingeniería en la construcción de los tubos de rayos X. El área del ánodo donde chocan los electrones procedentes del cátodo se denomina "blanco" y está fabricado de una aleación de tungsteno con renio.

1.8.2 Coraza

El tubo de rayos X siempre se encuentra montado en una coraza o carcasa protectora forrada de plomo y diseñada para controlar dos peligros serios que afectaron a los radiólogos de los primeros tiempos: la exposición excesiva a la radiación y la descarga eléctrica. Cuando se producen los rayos X, son emitidos en forma isotrópica, es decir, con la misma intensidad en todas direcciones. Los que son de utilidad son los que son emitidos a través de la ventana, conocidos como haz útil. Los restantes que escapan a través de la coraza protectora son la radiación de fuga; no contribuyen en nada a la información diagnóstica y sí producen una exposición innecesaria del paciente y del POE.

Una coraza adecuadamente diseñada reduce el nivel de radiación de fuga a menos de 100 mR/h a 1 metro ($2.58 \mu\text{C/kg-h}$) cuando se utiliza bajo condiciones de operación máximas. La coraza además incorpora un contacto de alta tensión especialmente diseñado para resistir las descargas eléctricas accidentales.

La coraza protectora también proporciona soporte mecánico al tubo de rayos X y lo protege contra posibles daños producidos por una manipulación descuidada. Algunas corazas contienen aceite que actúa como aislante eléctrico y como amortiguador térmico.

Consola de control.-La consola de control es la parte del equipo que le permite al técnico radiólogo comprobar la corriente y la tensión del tubo de rayos X, de manera que el haz útil tenga la intensidad y capacidad de penetración apropiadas para obtener una radiografía de buena calidad. La consola suele permitir además controlar el tiempo de exposición. Todos los circuitos eléctricos que conectan los medidores y controles localizados en la consola de control están a baja tensión, de manera que la posibilidad de recibir descargas peligrosas se reduce considerablemente.

Generador de alto voltaje El generador de alto voltaje de un equipo de rayos X es el encargado de convertir el voltaje (tensión) que suministra la Comisión Federal de Electricidad o la Compañía de Luz y Fuerza en un voltaje elevado y con la forma de onda adecuada. El generador de alto voltaje contiene dos partes principales: transformador elevador de alto voltaje y rectificadores; estos componentes están sumergidos en aceite aislante eléctrico. Aunque los transformadores operan con corriente alterna, los tubos de rayos X deben recibir corriente directa (continua) ya que los electrones deben ser acelerados cuando

viajan desde el cátodo hasta el ánodo. Dado que el flujo de electrones sólo debe de hacerse en ésta dirección, será necesario rectificar la tensión secundaria del transformador (el alto voltaje). La rectificación es el proceso de convertir la tensión alterna en tensión continua y por lo tanto la corriente alterna en corriente directa.

1.8.3 Colimador

Si el haz de rayos X está más abierto de lo necesario, cubriendo un campo exploratorio mayor del que hace falta, se producen los siguientes efectos perjudiciales: el haz tiene mayor cantidad de fotones, se irradia un volumen mayor con radiación directa y se produce una mayor cantidad de fotones dispersos, lo cual se traduce en lo siguiente (**ver Figura 1.18**):

Fotones A: Efectos sobre el paciente: mayor volumen irradiado, mayor número de fotones totales y mayor energía recibida. Más radiación dispersa y, por lo tanto, mayor dosis dentro y fuera del campo exploratorio.

Fotones B: Mayor cantidad de radiación dispersa en el ambiente, la cual afecta al personal de la instalación.

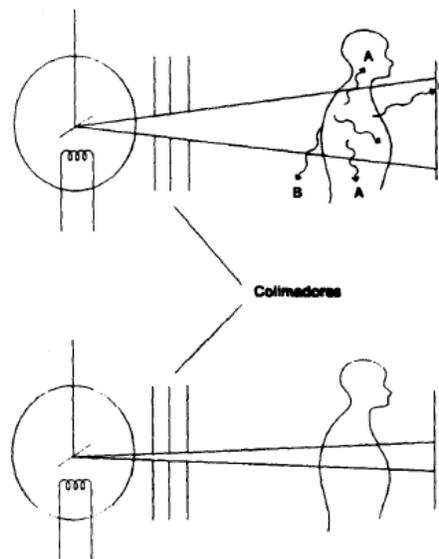


Figura 1.18.- Efecto de los colimadores sobre el haz de radiación de rayos X.

Fotones C: Efectos negativos sobre la imagen. La radiación secundaria representada por C en la figura se superpone al haz directo y a sus "sombras" radiológicas, haciendo perder contraste entre las zonas claras y oscuras. Una posible repetición del disparo, debida a que la radiografía tenga escaso contraste, significa también mayor dosis.

Si el borde del campo está próximo a órganos críticos (por ejemplo, genitales), cualquier aumento innecesario del mismo hace que éstos se aproximen al borde o incluso, "entren" en penumbra o en haz directo (**véase la Figura 1.18**). Para protegerse de todo ello se prescribe que existan dispositivos para abrir y cerrar el campo de radiación (diafragmas, colimadores, etc.) al tamaño necesario; que no sea necesario irradiar para conocer el tamaño de campo abarcado por el haz de radiación, lo que exige que éste se pueda conocer de antemano proyectando una luz y que el campo iluminado coincida con el de rayos X (**Figura 1.19**).

1.8.4 Rejilla antidifusora

Como ya se vio en la **Figura 1.18**, la radiación dispersa que alcanza la película hace disminuir el contraste (incluso aunque el campo sea el correcto, existe radiación dispersa). Para corregir el problema existen varios métodos, de los cuales el más utilizado es el de la rejilla antidifusora (inventada por G. Bucky, por lo cual a veces se le designa por su nombre). La rejilla o Bucky consiste en unas láminas absorbentes de la radiación (de plomo o tungsteno, **ver Figura 1.20**) entre las cuales hay un material menos absorbente (aluminio, material orgánico o fibra de carbono).

Las láminas van generalmente orientadas de manera que la radiación dispersa queda absorbida en buena parte y no alcanza a llegar a la película fotográfica. La rejilla antidifusora o Bucky se coloca entre el paciente y el sistema de imagen. La rejilla exige aumentar la dosis al paciente y el aumento de la dosis dependerá del espesor de las láminas, de su altura, de su separación y del material que se intercale entre ellas. El empleo de rejillas para mejorar el contraste supone un aumento de dosis en un factor aproximado de 2.5 - 3.5.

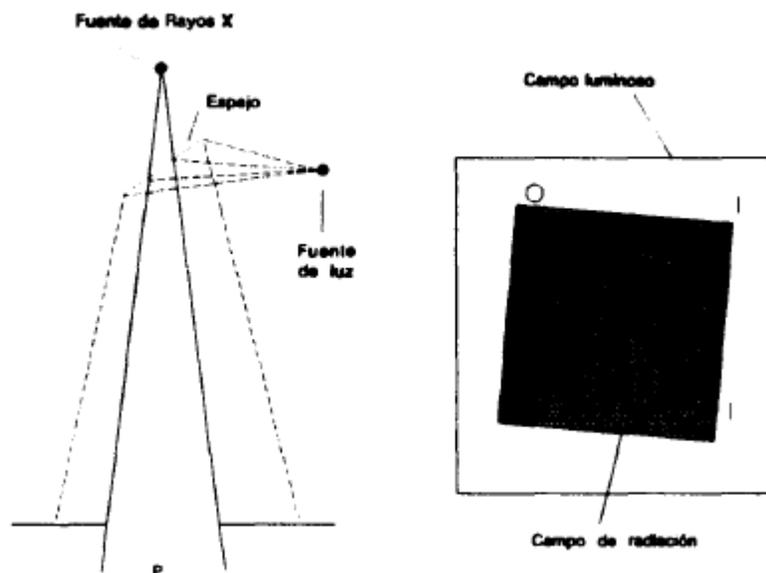


Figura 1.19.- Coincidencia del campo de radiación.

1.9 Capa hemirreductora y decirreductora

Los equipos de rayos X tienen filtros metálicos, por lo general de aluminio o cobre (Al o Cu), de 1 a 3 mm de espesor colocados en el haz útil. El objetivo de colocar esos filtros es el de reducir la cantidad de rayos X de baja energía que llegan al paciente. Los rayos X de baja energía no contribuyen en nada a la calidad diagnóstica, ya que son absorbidos por el tejido superficial y no alcanzan a llegar a la película, sirviendo únicamente para dar al paciente una dosis de radiación innecesaria. Cuando se coloca un filtro en el haz útil de rayos X, se reduce la dosis al paciente gracias a que el haz útil contiene menos rayos X de baja energía. Ver el espectro de energías de rayos X utilizando filtros en la **Figura 1.21**.

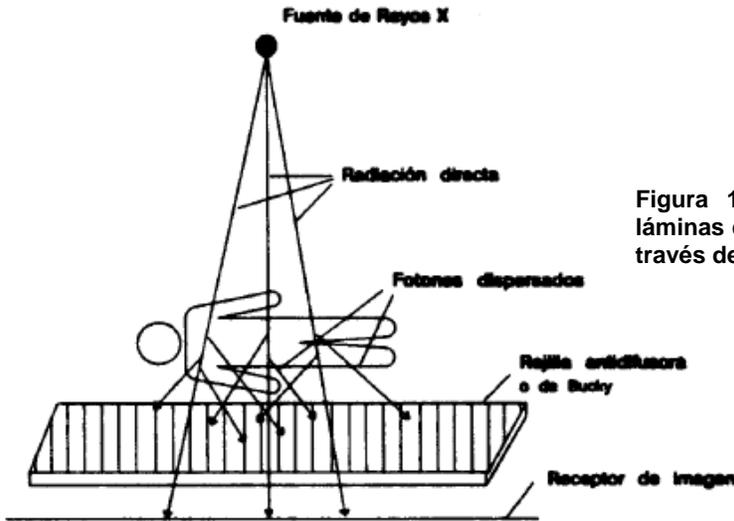
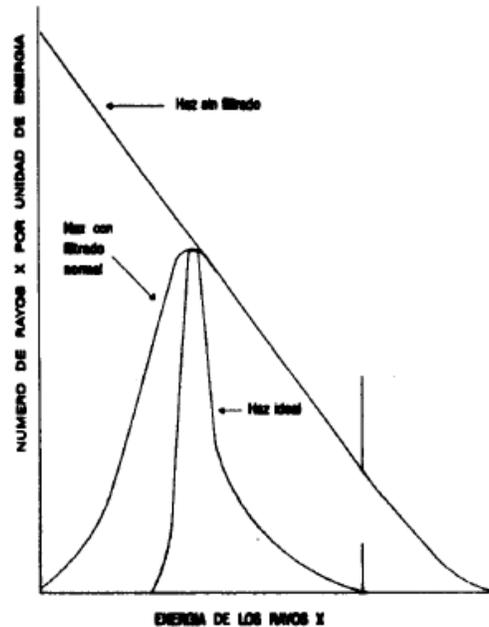


Figura 1.20.- La radiación directa encuentra a las láminas de canto y tiene mayor probabilidad de pasar a través de la rejilla antidifusora.

Figura 1.21.- La filtración se utiliza para eliminar selectivamente los rayos X de baja energía del haz útil. Una filtración ideal eliminaría todos rayos X de baja energía.



Si se aumenta la energía del haz de rayos X, también se incrementa su penetración en la materia. La penetración se refiere a la capacidad del haz de rayos X para introducirse en la materia; los haces de rayos X de alta energía son capaces de penetrar mucho más que los de baja energía. A la capacidad de penetración de un haz de rayos X se le denomina calidad de rayos X. Un haz de rayos X de gran penetración (alta energía) se le llama haz de alta calidad o duro, los de baja penetración (baja energía) se llaman haces de baja calidad o blandos.

En radiología, la calidad de los rayos X se caracteriza numéricamente mediante la capa hemirreductora o filtro hemirreductor. La capa hemirreductora (CHR) de un haz de rayos X es el espesor de material de blindaje necesario para reducir la intensidad del haz de radiación a la mitad de su valor original.

La CHR es por lo tanto una característica del haz de rayos X. Un haz de rayos X de los utilizados normalmente en radiología tiene una CHR de entre 3 y 5 mm de Aluminio o entre 4 y 8 cm de tejido blando. Matemáticamente se puede calcular con la siguiente expresión:

$$CHR = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (1.20)$$

Donde: μ es el coeficiente de atenuación lineal de energía, en cm^{-1} .

La capa decirreductora (CDR) de un haz de rayos X es el espesor de blindaje necesario para reducir la intensidad del haz de radiación a la décima parte de su valor original. Matemáticamente se puede calcular con la expresión análoga a la anterior:

$$CDR = \frac{\ln 10}{\mu} \quad (1.21)$$

Para fines prácticos se puede considerar que la equivalencia entre la CHR y la CDR es la siguiente:

$$1CDR = 3.3 CHR.$$

Para la obtención experimental de la CHR y la CDR se utiliza un sistema como el que se aprecia en la **Figura 1.22**, que está compuesto por tres partes principales: el tubo de rayos X, un detector de radiación y un filtro de espesor variable, por lo general de aluminio. Una primera medida de la radiación se realiza sin ningún tipo de filtro. A continuación, se hacen medidas sucesivas con secciones de filtro cada vez más gruesos.

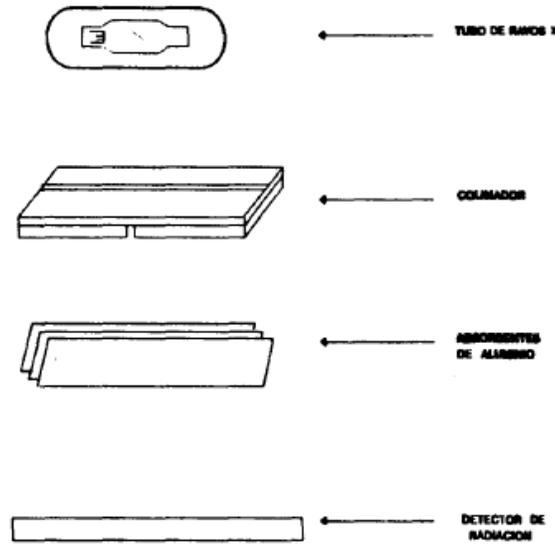


Figura 1.22.- Arreglo experimental para determinar la CHR.

A continuación se da un ejemplo para la determinación experimental de la CHR y la CDR: un tubo radiográfico que opera a 70 kVp, el detector colocado a 100 cm y un filtro de aluminio de 0.5 mm colocado a medio camino entre ambos se obtienen los datos que se muestran en la tabla. Estimar la CHR y la CDR por simple observación de los datos; después, dibujar el gráfico y comprobar si su estimación fue suficientemente exacta.

Tabla 5. Datos Experimentales para la determinación de la CHR y la CDR.

Espesor del filtro (mm de Aluminio)	Cantidad de Rayos X (mR)	Figura 23 .- Gráfica con los resultados experimentales.
0	94	<p>El gráfico muestra la relación entre el espesor de aluminio (eje X) y la cantidad de rayos X (eje Y). La curva decae exponencialmente. Se indica que la CHR (Cantidad de Rayos X) es de 49 mR y la CDR (Espesor de Aluminio) es de 2.5 mm.</p>
0.5	79	
1	67	
1.5	57	
2	49	
2.5	42	
3	38	
4	25.4	
5	18.3	
6	13.2	
7	9.5	
8	6.9	

- a) CHR: La mitad de 94 mR es 47 mR y por lo tanto la CHR deberá estar entre 2 y 2.5 mm de aluminio. Al dibujar la gráfica se obtiene un valor de aproximadamente 2.1 mm de Al.
- b) CDR: La décima parte de 94 mR es 9.4 mR y por lo tanto la CDR deberá estar entre 7 y 8 mm de aluminio. Al dibujar la gráfica se obtiene un valor de aproximadamente 7.05 mm de Al. En la **Figura 23** se observa la gráfica de los valores mencionados anteriormente.

La CHR es el mejor método para especificar la calidad de los rayos X, debido sobre todo a que las relaciones entre los cambios de penetración y los cambios de tensión y filtrado no son directas.

Diferentes combinaciones de filtración añadida y de tensión pueden proporcionar la misma CHR. Por ejemplo, las mediciones pueden demostrar que un equipo en específico tiene la misma CHR cuando trabaja a 90 kVp con 2mm de Al que cuando opera a 70 kVp con 5 mm de Al. En este caso, la penetración del haz permanece constante, así como la CHR. Sería erróneo especificar la calidad del haz sólo por la tensión o la filtración.

Capítulo 2 Tecnología del detector digital

Adquisición de Sistema de Senographe 2000 D

Todas las instalaciones eléctricas que son de carácter preliminar en el ámbito del posicionamiento del equipo en el sitio preparado para el equipo será realizado por los contratistas eléctricos bajo licencia. Además, la alimentación eléctrica a la Unidad de Distribución de Energía deberá realizarse mediante contratistas eléctricos bajo licencia. Otro tipo de conexiones entre piezas de equipo eléctrico, las calibraciones, y las pruebas deberán ser realizadas por personal calificado GE.

2.1 Principales componentes

El sistema Senographe 2000D incluye los componentes principales que se muestran en la **Figura 2.1** de abajo:

También se incluyen, pero no se muestra en la ilustración, son el kit de conectividad de red y un número de accesorios (pantalla adicional, palas de compresión, etc.)

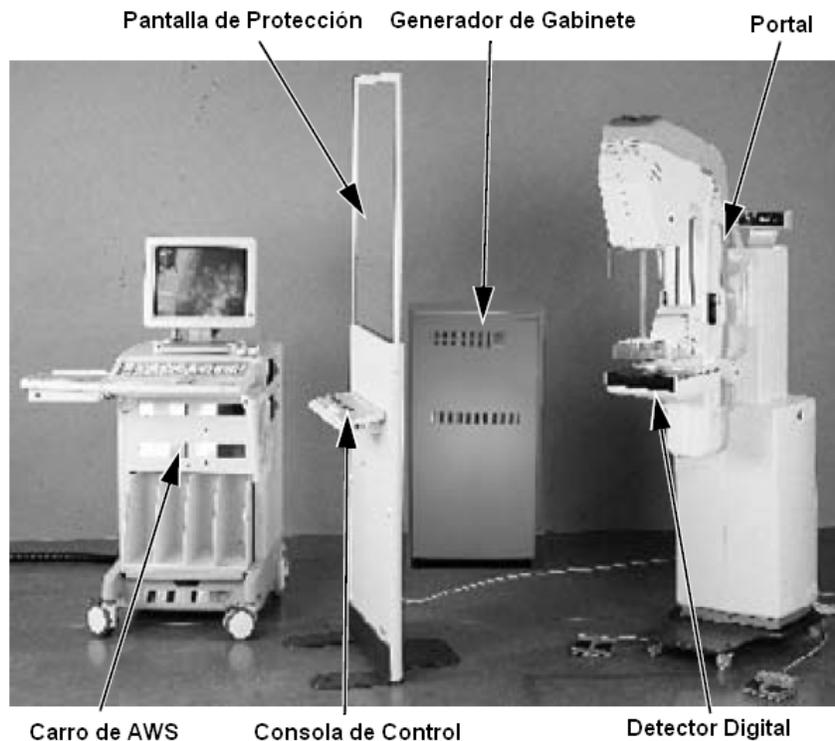


Figura 2.1 Configuración básica Senographe 2000D.

En este capítulo se menciona que las opciones pueden no estar disponibles en nuestro país, o no se pueden instalar en su sitio. Se debe comprobar la configuración actual del equipo de servicio.

Equipamiento opcional disponible para su uso con el sistema incluye:

1. Oficio de archivo del sistema
2. Impresora láser.
3. CD-R (CD grabable) sistema de escritura.
4. CAD (Detección Asistida por Computadora)
5. Los accesorios adicionales.

Senographe 2000D es el nuevo sistema de mamografía digital de GE Medical Systems. Se ha diseñado para realizar exámenes de detección, así como dictamen de diagnóstico (incluida la compresión del punto Ampliada y / o puntos de vista cónico). Es un sistema modular que elimina la necesidad de cintas de película, y se aprovecha de la tecnología digital, que incluye la visualización de imágenes en pantalla, redes, rodaje, y Archivado.

El Senographe 2000D está equipado con una pista de doble tubo de rayos X (molibdeno / rodio) y de un detector digital. El detector digital es un panel plano de silicio amorfo en el que el yoduro de cesio se deposita a maximizar la detección de rayos-X. Las operaciones de posicionamiento y la exposición de rayos X son controlados por el Panel de Control que también controla a todas las partes del sistema Senographe 2000D.

1. Senographe 2000D, la tecnología digital ofrece la posibilidad de adquirir imágenes en tiempo casi real, y para el proceso, da la posibilidad de variar los niveles de brillo, contraste y manipulación de imágenes.
2. También ofrece un examen de alta productividad en comparación con la pantalla y la película, e introduce nuevas aplicaciones tales como redes y archivo.
3. Senographe 2000D se basa en la Plataforma de DMR, reconocida por la calidad de la imagen de superioridad. El espectro de rodio del tubo del equipo está bien adaptado a la imagen digital.

El Senographe 2000D incluye una estación de trabajo de adquisición ("AWS") monitor, teclado y ratón, informática, electrónica, almacenamiento de accesorios y fuente de alimentación ininterrumpida. El tubo AWS se utiliza para adquisición de imágenes, procesamiento y visualización. La AWS también se puede utilizar para la gestión de bases de datos, y puede enviar imágenes al archivo, revisión, o filmación.

4. La muestra de Adquisición de estaciones de trabajo las imágenes adquiridas en la sala, lo que permite la evaluación inmediata de posicionamiento de mama y el movimiento borroso posible, o el ajuste de brillo y contraste.
5. Archivo, redes y rodaje son posibles desde la estación de trabajo de adquisición, que puede producir cualquier número de copias de películas igualmente de alta calidad, según sea necesario. Una impresora láser en papel de película se utiliza para la interpretación de imágenes. Ancho de la ventana de la impresora y el nivel de ventana se ajustan automáticamente, basándose en el contenido de la imagen. Las imágenes se muestran por película 1 de 1. Hay varias opciones disponibles para su uso con el sistema Senographe 2000D. Estas opciones incluyen una Senographe estación de trabajo de revisión 2000D, un sistema masivo de archivo, una cámara láser, capacidades de red, y CD-ROM de medios de intercambio.
6. El sistema opcional de estaciones de trabajo de revisión es una estación de trabajo independiente, con su propio equipo dedicado y base de datos de imagen, relacionada con la estación de trabajo de adquisición por un enlace de alta velocidad. Soporta visualización de la imagen y la manipulación. Este potente ordenador está equipado con dos dedicados, de muy alta resolución B & W monitores y un dedicada teclado. La creación de redes es posible desde esta estación de trabajo, así como la impresión y la recepción de imágenes de un dispositivo de almacenamiento.

2.2 Componentes del sistema

1. El Portal de Senographe 2000D está equipado con un detector digital. Las operaciones de posicionamiento y de rayos X la exposición son controlados por el panel de control, generalmente montados en una pantalla de protección, que también controla la tensión de todas las partes del sistema Senographe 2000D.
2. El Senographe 2000D incluye una estación de trabajo de Adquisición (AWS), monitor, teclado y ratón, informática, electrónica, almacenamiento de accesorios, y UPS (Uninterruptible Power Supply).
3. Accesorios (estándar y opcionales).

En los subtemas siguientes se describen cada uno de estos componentes.

2.2 1 Sistema de rayos X del Senographe 2000 D

El Senographe 2000D está equipado con una pista de doble tubo de rayos X (molibdeno / rodio) y digital de un detector. Exámenes mamográficos se pueden hacer con los pacientes de pie o sentados; de contacto y puntos de vista están en aumento.

Las imágenes se adquieren por la digitalización directa, ellas se muestran inmediatamente en el monitor de AWS y almacenados para su posterior revisión de diagnóstico. Ellos pueden ser procesados y / o filmado.

AOP (optimización automática de parámetros) y los modos de ajuste manual se proporcionan para el control de rayos X parámetros, el sistema proporciona automáticamente la colimación y otras características importantes.

2.2.2 Detector digital y receptor de imagen

El detector digital está integrado en el receptor de imagen, se muestra a continuación. Es un panel plano de silicio amorfo en la que el yoduro de cesio se deposita para maximizar la detección de rayos X y la transmisión de fotones de luz.

Las imágenes de alta definición digital producidos son enviados a la estación de trabajo de adquisición para la visualización y procesamiento.

La superficie superior del receptor de imagen es una rejilla removible (Bucky). Cuando la red no es necesaria, es fácilmente removido y reemplazado por un soporte opcional de mama sin rejilla.



Figura 2.2 Detector digital y receptor de imagen

2.3 Adquisición de estaciones de trabajo (AWS)

El Senographe 2000DAWS (**Figura 2.3** Adquisición de Estación de Trabajo) se utiliza para la adquisición de la imagen y la pantalla, la gestión de la base de datos, y para enviar imágenes de archivo, revisión o filmación. La estación de trabajo está instalada en el carro de la AWS.



Figura 2.3 AWS (Adquisición de Estación de Trabajo)

En el interior del carro se encuentran la electrónica de la estación de trabajo (ordenador, la imagen del sistema de detección), un accesorio unidad de almacenamiento, el suministro de energía ininterrumpible (UPS), y la unidad opcional de CD-R con fines de intercambio.

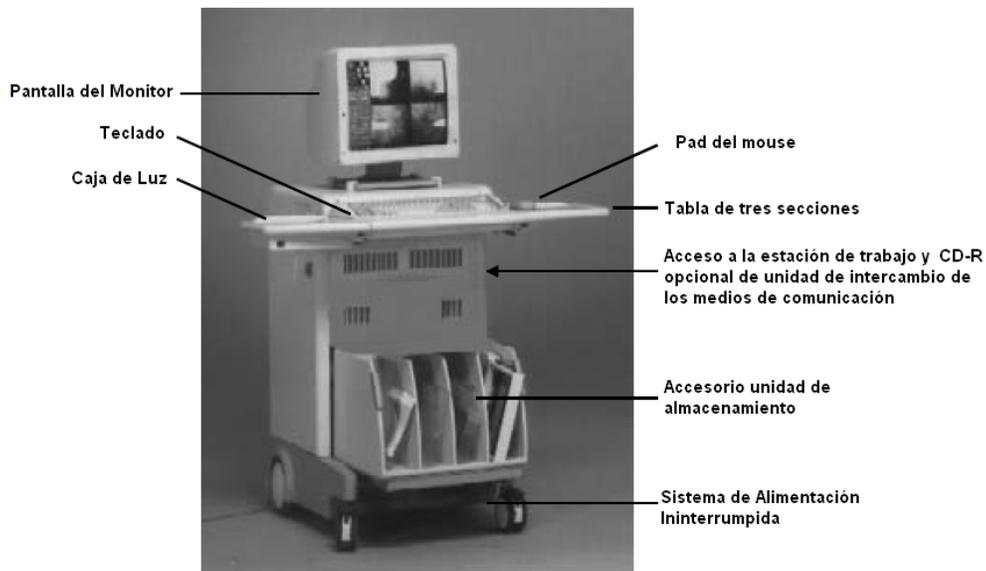


Figura 2.4 Carro AWS

La tabla de tres secciones lleva el teclado de estación de trabajo, caja de luz y la superficie de escritura / mouse pad. Se planteó para el acceso fácil a los accesorios que se pueden almacenar por debajo de la mesa. Los lados derecho e izquierdo de la tabla (cuadro de la luz y la mesa de trabajo /mousepad) se puede bajar si es necesario.

- Para bajar una mesa lateral, tire ligeramente hacia arriba, presione el botón de liberación por debajo de él para liberar el bloqueo, e inferior con cuidado (no deje caer).
- Para devolver una tabla de lado a su posición de trabajo, elevación hasta la posición horizontal, a continuación, tire ligeramente hacia arriba hasta que el bloqueo devuelve a su sitio.

La tabla de tres secciones, no está diseñado para soportar más de 20 kg.

Caja de luz

Se puede utilizar la caja de luz para ver la comparación de mamografías.

- La caja de luz no debe ser utilizado para la interpretación final de los exámenes
- Las condiciones de luz ambiente en la sala de examen, y el nivel de luz resultante de la caja de luz, son incompatibles con su uso para la interpretación final.
- El monitor de estación de trabajo no debe ser utilizado para la interpretación final de los exámenes. Se está configurado para una visualización óptima con un nivel de luz ambiental de 50 lux. Dejando a la luz cuadro de sistema de iluminación sin una película en su lugar puede degradar la calidad del examen de las imágenes que aparecen en el monitor.

El espacio a la derecha del teclado, con el mouse pad integrado, se puede utilizar para manipular el ratón, y como una superficie de escritura. Hay un hueco para la celebración de bolígrafos y lápices.

Para la comodidad de los usuarios zurdos, el mouse también puede funcionar sobre cualquier superficie horizontal de la tabla de tres secciones. El cable del mouse se puede conectar a ambos lados del teclado de acuerdo a las necesidades del usuario.

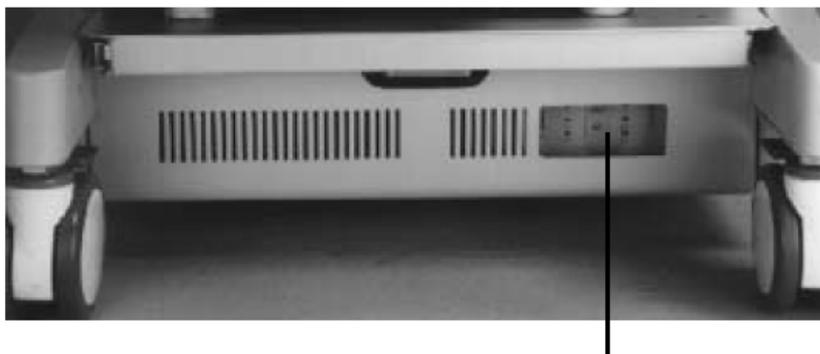
Unidad de almacenamiento de accesorios

La unidad de almacenamiento de accesorios se encuentra dentro del cajón en la parte inferior de la Senographe 2000D.

Abrir el cajón presionando la captura pequeña en la parte superior de la abertura. La unidad está diseñada para artículos de la tienda retirado de los accesorios Senographe 2000 D, o de otro tipo. El acceso a los compartimentos de la unidad de almacenamiento puede ser de la parte delantera del carro, o la unidad se puede girar 90 grados en ambos sentidos para acceso desde el lado.

Fuente de alimentación ininterrumpida (SAI)

Para garantizar la seguridad del sistema en el caso de perturbaciones en el suministro de la red, el sistema Senographe 2000D incorpora un Sistema de Alimentación Ininterrumpida (SAI), ubicado en la parte inferior de la Senographe 2000D carro. Durante las fluctuaciones e interrupciones breves, el UPS asegura una fuente no cambia a la estación de trabajo y el sistema de adquisición, lo que impide a la red trastornos que se transmiten al sistema. Cuando ocurre una falla eléctrica, y también cuando el Senographe 2000 del sistema D se desconecta del portal del control de la consola, el SAI continuará suministrando energía a la estación de trabajo durante el tiempo necesario de la estación de trabajo para cerrar de una manera ordenada.



Panel frontal del UPS

Figura 2.5 Fuente de alimentación ininterrumpida.

2.3.1 Accesorios y opciones

El Senographe 2000D se entrega con un conjunto de paletas de compresión del seno, incluyendo una pared axilar y un soporte de ampliación. Los accesorios disponibles como opciones incluyen:

- Biopsia de compresión graduada de pared (para la localización 2D) con localizador óptico.
- Escudo extra de rayos X
- Rayos X del interruptor de control manual a distancia
- Hidráulica silla

Opciones del Sistema

Sistema de opciones disponibles incluyen:

- Revisión de estación de trabajo.
- Sistema de archivo masivo. Cuando esta opción está instalada y conectada a la Senographe 2000D, las imágenes adquiridas pueden ser enviadas al dispositivo de almacenamiento masivo para el almacenamiento permanente, ya sea de forma automática o por encargo. Una lista de todos los pacientes (capturados) en el Sistema de D del Senographe 2000 se puede mantener en el archivo de dispositivo, haciendo futuras recuperaciones rápidas y fáciles.
- La cámara láser. Para suministrar copias impresas de las imágenes, el sistema D Senographe 2000 se puede conectar a una cámara láser para la salida de la película.

Sólo las imágenes producidas por las cámaras láser GE-recomendada pueden ser utilizadas para la interpretación final de los exámenes. Para impresoras compatibles, ver las últimas hojas de datos de productos para este sistema, que se puede obtener de su representante de ventas local.

- Trabajo en red. El Senographe 2000D es compatible con DICOM, lo que le permite ser conectado en una red con otros dispositivos compatibles para el intercambio de imágenes. La creación de redes que le permite transmitir imágenes adquiridas con el sistema D Senographe 2000 a otras estaciones de revisión compatible con DICOM, con el "Red de Push" funcional al navegador de AWS. En algunos casos, estudios adicionales serán necesarios para la ejecución de conexiones personalizado.
- Intercambio de medios. Unidad de CD-R. Un CD-R (CD grabable) unidad puede ser instalado en el Senographe 2000Dmenu, lo que permite seleccionar conjuntos de imágenes que se guardan en CD-ROM con fines de comunicación (por ejemplo, grabación de imágenes para los médicos, la formación, la colección de la imagen personal, etc.) NO recomendable para archivo permanente.

2.4 Instalación

Este subtema contiene información para la instalación del sistema Senographe 2000D.

2.4.1 Etiquetas de advertencia de Radiación

Se muestra a continuación la identificación de las etiquetas de advertencia de radiación, seleccione el que corresponde a las normativas locales.

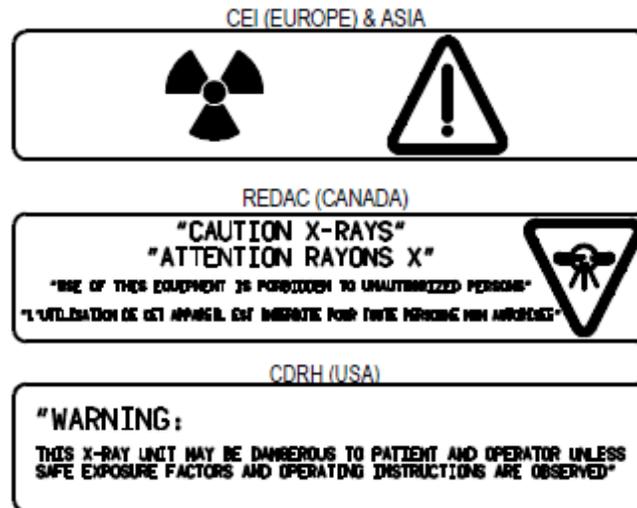


Figura 2.6 Etiquetas de seguridad

Los símbolos de advertencia CEI ya están serigrafados en la consola.

- Si alguna otra de las etiquetas de advertencia es requerida, despegue el auto-adhesivo de la etiqueta seleccionada y se colocará sobre los símbolos de advertencia CEI en la parte inferior derecha o en la esquina superior derecha de la consola (según el tipo de consola siempre), como se muestra en la **figura 2.7 a y 2.7 b** a continuación:

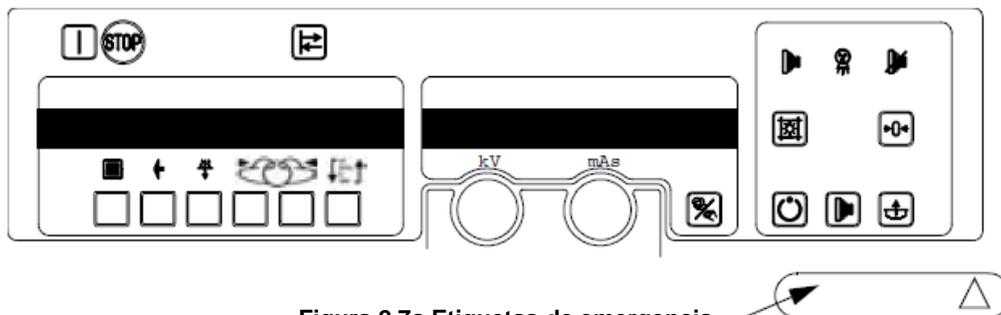


Figura 2.7a Etiquetas de emergencia.



Figura 2.7b Etiqueta de Superficie Higiene (sólo para EE.UU.)

1. Si la instalación es en los EE.UU., localice la etiqueta de higiene superficie, similar a la que se muestra a continuación. **Figura 2.8**



Figura 2.8 Etiqueta de higiene.

Las superficies en contacto con el paciente deben limpiarse y desinfectarse entre los pacientes

2.4.2 Tarjeta de Trabajo CFG 001

Esta tarjeta de trabajo ofrece una introducción al uso de la consola del pórtico de control, su estructura de menú, etc. Existen dos tipos de consola, como se ilustra a continuación. Aunque su aspecto es diferente, el diseño y funcionamiento de la muestra y diversos controles son idénticos.



Figura 2.9 Tarjeta de trabajo.

El control de consola

Funciones de la consola de la aplicación normal se describen en el manual del operador; operativos modos se resumen a continuación.

- **Acceso a las funciones.** Pulse una de las teclas de función de la consola para seleccionar una función que aparece o en el menú elección, que a su

vez puede mostrar un nuevo conjunto de opciones de menú. Continuar la selección hasta que la función se muestre.

- **Salir.** Para ir hacia arriba (de nuevo) un nivel en la estructura del menú, pulse la tecla SETUP  en la consola una vez.
- **Selección de funciones.** Estas funciones requieren la selección simple de una opción de menú de una pantalla de opciones o los valores; confirmar la elección mediante la selección de su vigencia.
- **Modificación de las funciones.** Estas funciones permiten un valor que aparecen o parámetro que se modificará por la rotación de la consola de mando kV. Cuando el valor requerido o parámetro se muestra, confirmar la selección mediante la selección de su vigencia.
- **Calibración funciones.** Algunas funciones de calibración requiere el gatillo segundo botón se debe presionar con el fin de para realizar la calibración.

Nunca se debe modificar un Senographe 2000Del valor del parámetro que ya ha sido calibrado a menos que haya una razón específica. Si lo hace, por lo general será necesario para entrar en el valor por defecto de los parámetros y completamente re-calibrar el generador o el portal del parámetro afectado (s).

2.4.3 Aplicación y modos de instalación

A lo largo de los documentos de servicio, se hace referencia al modo de aplicación y el modo de instalación.

- **Modo de aplicación.** El modo de funcionamiento normal, el pórtico entra en modo de aplicación cuando se alimenta arriba, independientemente de la configuración anterior. En el modo de aplicación, las seis teclas de función debajo de la pantalla ventana de llevar a cabo las funciones indicadas por sus símbolos (punto focal, la pista, filtro, etc.)

Para obtener información sobre el uso de la consola en modo de aplicación, consulte el manual del operador.

- **El modo de instalación.** Proporciona funciones de configuración especial.

Para entrar o salir del modo de instalación, pulse la Tecla SETUP  en la consola una vez.

En el modo de instalación, las seis teclas de función por debajo de la ventana de la pantalla llevar a cabo las funciones o en el menú selecciones que dependen del procedimiento actual (**Figura 2.10**) La elección se indica mediante una etiqueta que se muestra por encima de la clave. La siguiente ilustración muestra típica de la consola muestra antes (izquierda) y después (derecha) que entra en el modo de instalación. Los símbolos de la tecla normal (que se muestra sombreado) ya no se

aplican, y en el ejemplo muestra dos de las claves (que se muestra sombreado) no tienen ninguna función, los cuatro restantes llevan a cabo las funciones que aparecen por encima de ellos (por ejemplo, la tecla izquierda ahora da acceso a los menús GENE).

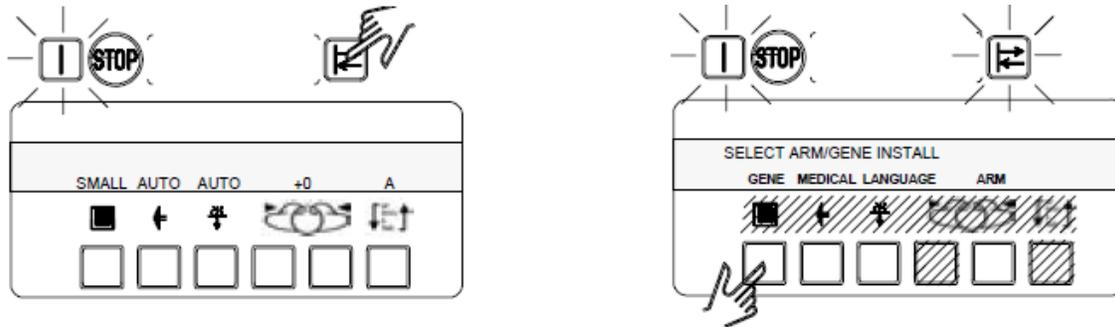


Fig.2.10 Teclas de función.

- Algunos menús especiales de instalación se muestran sólo después de cambiar la posición de la instalación interruptor de activación (ver más abajo).

Menús de instalación

Los menús de instalación son los menús especiales que permiten específica pórtico o procedimientos de instalación del generador de llevar a cabo. Para acceder a los menús de instalación de modo de aplicación, haga lo siguiente:

1. Entre en el modo de instalación (presione la tecla SETUP  en la consola una vez)
2. Cambiar la posición del menú de instalación permite (interruptor B1-8 en Generador de CPU Junta 400 - PL3). Tenga en cuenta que la posición original de que el interruptor está no es importante. Cuando el sistema está encendido se entra automáticamente en modo de aplicación con la instalación menús con discapacidad, la posición del interruptor en ese momento se retiene como un "menú de instalación con discapacidad" posición.

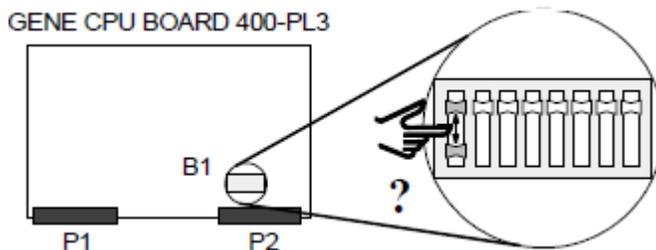


Fig. 2.11 Menú de instalación

3. Dos teclas de función están etiquetados (en la pantalla) como GENE y ARM. Seleccione pórtico o generador menús de instalación de la siguiente manera:
 - a. Para los menús de instalación del portal: pulse la tecla marcada ARM, a continuación, presione la tecla VALID. Los dos teclas de la derecha están etiquetados INSTAL y MANT. Pulse la tecla INSTAL para acceder a la instalación menús (el menú de mantenimiento no está disponible durante la instalación).
 - b. Para los menús de instalación del generador: pulse la tecla marcada GENE. La tecla VALID no es necesaria. Las dos teclas de la derecha están etiquetados INSTAL y MANT. Pulse la tecla para acceder a INSTAL menús de instalación (en el menú de mantenimiento no está disponible durante la instalación).

Cuando se haya terminado de usar el modo de instalación, debe desconectar el pórtico antes de entregar sobre la máquina para el usuario, para bloquear el acceso a modo de instalación.

Consola de Self-Test

Para llevar a cabo una consola de auto diagnóstico debe presionar cinco teclas al mismo tiempo. Observe la **Figura 2.12**.

Pulse y mantenga las dos teclas A y presione las tres teclas B.

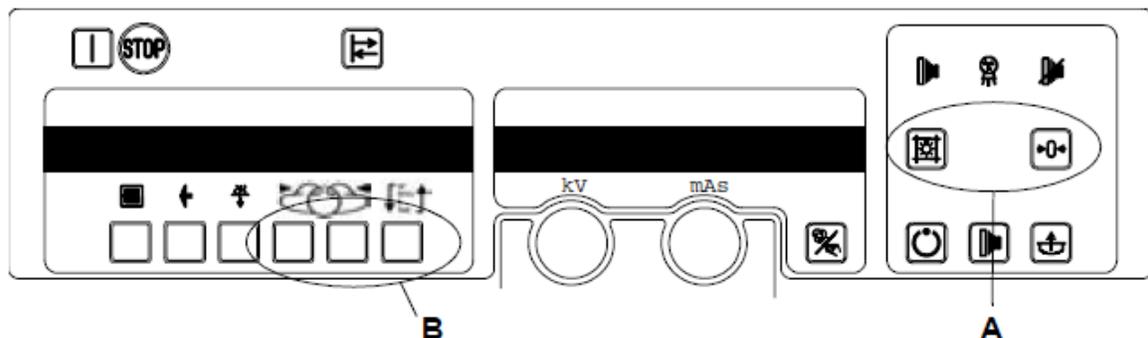


Figura 2.12 Consola de Self-Test

2.4.4 Guardado de parámetros de suma de comprobación

Los parámetros resultantes de procedimientos de instalación o mantenimiento no propietarios se guardan en la memoria zonas cuyo contenido no se pierden cuando el pórtico se apaga.

Para realizar la función de guardar los parámetros de control CKSUM, SETUP/GENE/INSTAL/CKSUM/CKSUM (para los parámetros del generador) o SETUP/ARM/VALID/INSTAL/CKSUM/CKSUM (por Pórtico parámetros). Ahora puede volver al modo de aplicación sin recibir un mensaje de error de suma de comprobación.

No es obligatorio hacer una suma de comprobación cada vez que salga un menú. No hay riesgo de perder datos si apagar el Senographe mostrar un error de suma de comprobación.

2.4.5 Carga por defecto (inicial) Parámetros

Estas funciones no se utilizan normalmente después de la Senographe 2000Dha salido de la fábrica. Para los parámetros por defecto del generador volver a la carga o puente (antes de cualquier procedimiento de instalación o de calibración), el uso del menú CLEAR apropiado. Esto ejecuta un programa de encendido comparable al primer hardware el encendido del generador o pórtico.

Cuando el menú CLEAR del generador se utiliza, los retornos Senographe a modo de aplicación (para volver a modo de instalación, debe cambiar la posición del menú de instalación de interruptor de activación de nuevo). Cuando el menú CLEAR pórtico se utiliza, los retornos Senographe al nivel del pórtico de entrada de instalación (SETUP/ARM/VALID).

Después del uso del menú CLEAR, un mensaje CHECKSUM ERROR en la pantalla. Todo generador o pórtico los procedimientos de calibración deben ser realizados, seguido por un CKSUM para permitir el uso de los nuevos parámetros.

El menú CLEAR del generador causa la falla térmica registrada de los componentes críticos (Tubo, tubo de la vivienda, generador, etc.) que se restablezca a la condición de frío. Esto significa que un aumento de la temperatura excesiva en el momento en que este menú se utiliza no puede ser inmediato detectado por el software de protección térmica.

Representación de los parámetros numéricos

Cuando aparecen en la consola, la mayoría de los valores numéricos aparecen en forma de números reales de científicos formato de notación de punto flotante con cuatro cifras significativas, tal como se muestra en los ejemplos siguientes: 1.250E-3 (= -1.250,00); 4.345 E-1 (= 0,4345) 1.000 E 0 (= 1.000)

2.5 Visualización de valores de los parámetros

Para mostrar los valores de los parámetros en la consola de control, acceso al menú de calibración para el procedimiento que calcula el parámetro. Normalmente esto se hace en una opción de menú entre CALIB y PARAM. Seleccione

PARAM para mostrar el valor del parámetro. Si el procedimiento de calibración calcula más de un parámetro, a su vez la kV del dial  para mostrar los parámetros en orden.

2.5.1 Modificación y la entrada de los valores

En los puntos de menú que permite la entrada de un valor medido o modificación de un parámetro, hay dos posibles selecciones: NEXT y VALID. Seleccione NEXT para permitir que el primer carácter que se ingresó (al cambiar la muestra caracteres). Seleccione NEXT de nuevo para introducir el carácter siguiente, y así sucesivamente.

Utilice la kV del dial  para cambiar el carácter ingresado. Numéricos o caracteres alfanuméricos que aparecen, de acuerdo a la función. Los parámetros se introducen o son modificados en forma de notación científica. Seleccione VALID cuando todos los caracteres están correctamente introducidos. Si usted comete un error, seleccione NEXT varias veces hasta llegar al valor incorrecto, entonces girando el dial kV hasta el correcto. Para salir de la rutina de modificación, pulse SETUP una vez. Tenga en cuenta:

Al presionar la tecla VALID es eficaz sólo cuando el valor total, incluyendo exponente, se muestra. Esto significa que si usted corrige un dígito después de cometer un error, como se describe anteriormente, se debe presionar la tecla NEXT varias veces hasta que el valor del parámetro es visible antes de poder entrar en el nuevo valor con la tecla VALID.

2.5.2 El parámetro DISP

El parámetro DISP (pantalla) se proporciona para ayudar a los procedimientos de servicio, se controla la visualización de determinados parámetros después de una exposición. Cuando se establece en YES, los dos grupos de parámetros de exposición se muestran. En la siguiente tabla se muestran alternativamente:

Tabla 2.1 Parámetro Disp.

Grupo 1:	kV	mAs	mA	Time	lh		
Grupo 2:	Composition	Thickness	Prep dose	Prep kV	Prep track	Prep filter	Delta grid

Para cambiar el parámetro DISP, acceder a la configuración SETUP/GENE/INSTAL/GENE/CONFIG/DISP y seleccionar SÍ o NO. CKSUM NO es necesario ya que este parámetro no es un parámetro guardado. Cuando la energía se desactivado, el valor de DISP se pierde y vuelve a NO en el próximo encendido.

Tarjeta de Trabajo CFG 005 - Configuración de AWS

1. Suministros

Ninguno.

2. Herramientas

Ninguno.

3. Medidas de seguridad

No se requieren precauciones específicas de seguridad son aplicables.

4. Requisitos

Ninguno.

5. Procedimiento

Configuración / Ventana Descripción general del sistema

1. En la pantalla de navegador de aplicación, seleccione Toolkit/Service Desktop/Configuration.
2. La ventana de Resumen del sistema muestra los sitios actuales y la configuración de las comunicaciones.



Figura 2.13 ventana del sistema general

2.5.3 Establecer la información de la web

1. Haga clic en el botón Configuración del sitio en sitio para mostrar la información de pantalla (**Figura 2.14**).
2. Para cambiar cualquiera de los elementos mostrados, introduzca la nueva información y confirmar la entrada haciendo clic en el Botón de envío.

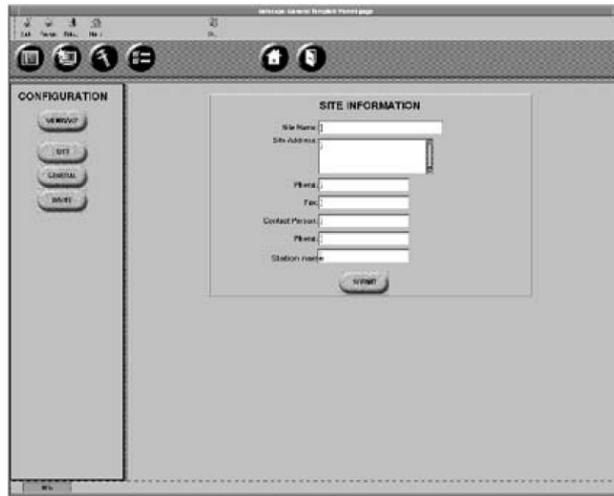


Figura 2.14 sala del sitio de información

3. El nombre de la estación de entrada es el nombre que se utilizará para el sistema al interactuar con la Servidor RIS. Se recomienda que este nombre sea el mismo que el utilizado para la configuración de TCP / IP en red (ver la tarjeta CFG trabajo de conexión de redes y configuración).
4. Si hay más de un Senographe 2000Ddel sistema de en el centro hospitalario, los nombres elegidos debe diferenciar claramente entre ellos (por ejemplo, al incluir el número de unidad o el nombre).

Parámetros de configuración generales

1. Haga clic en el botón General en Configuración para mostrar la pantalla de configuración general (Figura 2.15).
2. Para cambiar cualquiera de los elementos mostrados, introduzca la nueva información y confirmar la entrada haciendo clic en el Botón de envío.

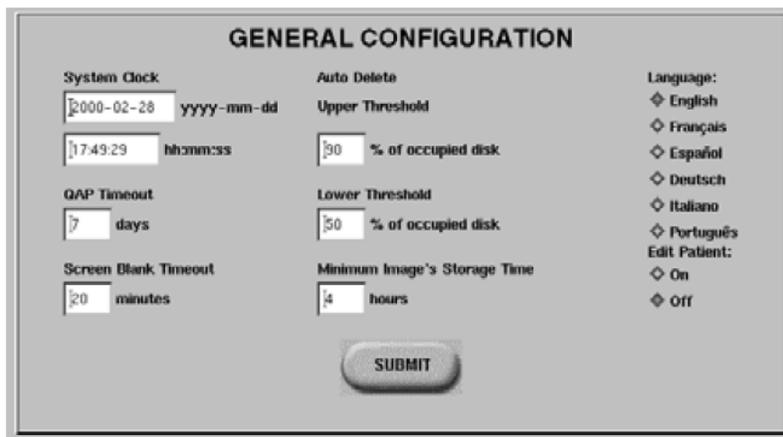


Figura 2.15 Pantalla de configuración general 3.

3. auto-delete. De forma predeterminada, la función auto-delete no está activa. Para activarlo a petición del usuario, seleccione Toolkit/Medical application preferences/Auto delete. Cuando el uso del disco excede el configurado Alto valor de umbral, las imágenes se borran automáticamente en orden cronológico, el más antiguo en primer lugar, hasta que el espacio en el disco alcanza el umbral más bajo. Las imágenes que han estado en el disco por menos del mínimo de tiempo de almacenamiento las imágenes no se borran.

No active Auto Borrar o cambiar la configuración de Auto Borrar sin el acuerdo del usuario.

4. QAP Time-out. Establece el momento en que una advertencia de que QAP debe llevarse a cabo se mostrará.
5. System Clock. Establece la fecha y hora actuales.

Después de cambiar el reloj del sistema se debe apagar y reiniciar. Si no se hace esto, el comportamiento del sistema puede ser impredecible, debido a varios procesos que interactúan al usar el reloj.

6. Lenguaje. Marque el botón al lado del idioma requerido de la aplicación

Si cambia el idioma de la aplicación, debe realizar un cierre y reiniciar el cambio entrará en vigor.

Capítulo 3

La imagen diagnóstica como objetivo fundamental

3.1 Resolución

La resolución es la capacidad para apreciar dos objetos separados y distinguirlos visualmente el uno del otro. La resolución de alto contraste (resolución espacial) se refiere a objetos con contraste alto, como la interfaz entre hueso y tejido blando. La radiografía convencional es excelente para este tipo de resolución.

La resolución de bajo contraste se refiere a objetos con contrastes muy parecidos, como por ejemplo, el riñón y la vejiga. A la resolución de bajo contraste se le nombra también capacidad para detectar el contraste. La imagen de resonancia magnética nuclear es una técnica alternativa excelente para la resolución de bajo contraste.

Ruido.- Es un término que tiene su origen en la ingeniería eléctrica. El murmullo de fondo y el siseo que se escucha en un sistema de sonido es ruido de audio, inherente al diseño del sistema. La nieve o lluvia en las pantallas de televisión, sobre todo cuando la señal es débil, es ruido de video, también inherente al sistema. El ruido radiográfico es una fluctuación no deseada en la densidad óptica de la imagen en la película, inherente al sistema radiológico.

El ruido radiográfico tiene tres componentes: granularidad de la película, moteado estructural y moteado de quantum. El primero se refiere a la distribución en el tamaño y espacio de los granos de halogenuro de plata presentes en la emulsión. El moteado estructural es similar a la granularidad de la película, pero se refiere a la construcción del elemento fosforescente de la pantalla intensificadora. Estos dos elementos son inherentes al receptor de imagen y no están bajo el control del técnico radiólogo, pero apenas contribuyen al ruido radiográfico. El moteado de cuántum puede ser controlado por el técnico y es el principal contribuyente al ruido radiográfico.

El moteado de cuántum se refiere a la forma en la que los rayos X interactúan con el sistema receptor de imagen (películas fotográficas o pantallas). Generalmente, el uso de corriente instantánea alta (mAs), tensión de pico baja (kVp) y receptores de imagen más lentos reducen el ruido radiográfico.

El técnico radiólogo dispone de todos los instrumentos físicos necesarios para obtener radiografías de alta calidad. Un profesional experto manipulará correctamente sus instrumentos en función de cada situación clínica específica. Generalmente, la calidad de una radiografía está relacionada directamente con el conocimiento que el técnico posea de los principios físicos de los rayos X y de los factores que influyen en la calidad radiográfica. En la **Figura 3.1** se muestran los

factores principales que afectan la calidad de una radiografía, la mayoría de los cuales pueden ser controlados por el técnico radiólogo.

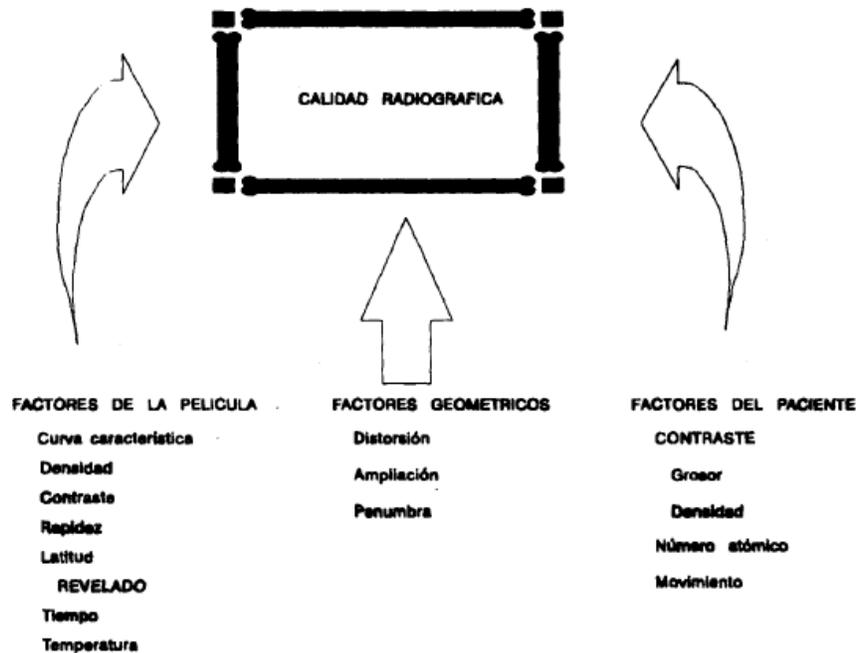


Figura 3.1 Principales factores que afectan la calidad radiográfica.

3.2 Legislación mexicana en materia de diagnostico medico con rayos x

Responsabilidades sanitarias

Personajes que intervienen en un establecimiento y sus responsabilidades

Titular.-Responsable de la observancia de los ordenamientos legales en cuanto a diseño, construcción, instalaciones y operación del establecimiento.

Apoyar al Responsable de Operación y Funcionamiento en lo relativo a la planeación, implantación, ejecución, supervisión y aplicación de los programas de garantía de calidad y de protección radiológica, así como en lo necesario para promover una cultura de seguridad.

Responsable de Operación y Funcionamiento.- Responsable de la protección del paciente minimizando las dosis de exposición médica.

Protección de los trabajadores contra la exposición ocupacional: normal y potencia.

Protección del público.- Cumplir con los límites de exposición ocupacional y del público, de conformidad con lo especificado en las normas vigentes.

Vigilar que se cuente con el equipo de protección y los dispositivos técnicos suficientes y adecuados para garantizar la protección del paciente y del P.O.E.
Vigilar que se haga uso del equipo y los dispositivos de protección.

Garantizar que el P.O.E. satisfaga los perfiles señalados en las normas vigentes.
Aplicar programas de capacitación al P.O.E.

Elaborar y mantener actualizado el Programa de Procedimientos, Operación, Funcionamiento y Medidas de control y Notificación de accidentes, de acuerdo con lo establecido en los ordenamientos legales aplicables y, adoptar las medidas administrativas necesarias para que los trabajadores sean informados de que la protección y seguridad son elementos integrantes de un programa general de salud y seguridad ocupacional.

Médico Radiólogo.- Dirigir e interpretar los estudios radiológicos.
Observar todas las reglas y procedimientos especificados por el Titular o el Responsable de Operación y Funcionamiento.

Usar correctamente el equipo y los dispositivos técnicos que se le suministren para su protección, la del personal, la del público y la del paciente y,
Abstenerse de todo acto deliberado que pudiera originar, para él mismo o para terceros, situaciones de infracción de los requisitos prescritos por las normas vigentes y demás ordenamientos legales aplicables.

Técnico Radiólogo.- Realizar los estudios radiológicos.
Observar todas las reglas y procedimientos especificados por el Titular o el Responsable de Operación y Funcionamiento.

Usar correctamente el equipo y los dispositivos técnicos que se le suministren para su protección, la del personal, la del público y la del paciente y,
Abstenerse de todo acto deliberado que pudiera originar, para él mismo o para terceros, situaciones de infracción de los requisitos prescritos por las normas vigentes y demás ordenamientos legales aplicables.

Asesor Especializado en Seguridad Radiológica.- Proporcionar apoyo técnico al Titular del establecimiento y al Responsable de Operación y Funcionamiento.
Elaborar el Manual de Procedimientos del establecimiento.

Contar con el equipo calibrado solicitado en el numeral 3.3.5.3. de la Norma Oficial Mexicana NOM-146-SSA 1-1996.

3.2.1 Requisitos y procedimientos administrativos

Los establecimientos de diagnóstico médico con Rayos X deberán contar para su funcionamiento con Licencia Sanitaria expedida por la Secretaría de Salud. Para obtenerla, deben cumplir con los siguientes requisitos:

- a) Solicitud de Licencia Sanitaria en el formato oficial y original del comprobante de pago de derechos.
- b) Fotocopia simple del acta constitutiva del establecimiento o del alta ante la Secretaría de Hacienda y Crédito Público.
- c) Fotocopia simple del poder notarial del representante legal, en su caso.
- d) Planos o diagramas de la instalación incluyendo sus colindancias, con dimensiones correspondientes a escala entre 1:100 y 1:200 de acuerdo con lo establecido en las normas vigentes.
- e) Planos o diagramas de ubicación de los equipos de rayos X, procesadores de imagen y accesorios, con dimensiones correspondientes a escala entre 1:25 y 1:100 de acuerdo con lo establecido en las normas vigentes.
- f) Memoria de cálculo de los blindajes en las salas de rayos X avalada por un Asesor Especializado en Seguridad Radiológica de acuerdo con lo establecido en las normas vigentes.
- g) Cédula de información técnica que contenga:
 - Relación del P.O.E.
 - Descripción de los equipos de rayos X, así como de las técnicas de radiología a utilizar y,
 - Inventario del equipo de protección radiológica, tanto para el P.O.E. como para pacientes.
- h) Fotocopia simple del permiso de uso y posesión del equipo (uno por cada equipo que se encuentre en el establecimiento) de acuerdo con lo establecido por las normas vigentes.
- i) Fotocopia simple del permiso del Responsable de Operación y Funcionamiento del establecimiento otorgado por la Secretaría de Salud.

Trámites administrativos:

- a) El Titular del establecimiento debe dar aviso por escrito a la Secretaría de Salud en los casos de cambio de propietario o razón social, o de Responsable de Operación y Funcionamiento, dentro de los 15 días hábiles posteriores a los mismos.
- b) El Titular del establecimiento debe dar aviso por escrito a la Secretaría de Salud del cese de operación, desmantelamiento o cierre, cuando menos con 5 días hábiles antes de la fecha en que deje de funcionar. Asimismo se deberá informar por escrito a la Secretaría de Salud del destino final de cada equipo y presentar, en su caso, el permiso de transferencia,

comercialización o donación del equipo correspondiente de acuerdo con lo establecido por las normas vigentes.

- c) En el caso de modificación a las condiciones originales del establecimiento, el Titular de éste debe presentar ante la Secretaría de Salud lo siguiente:
- Solicitud de modificación en el formato oficial y original del comprobante de pago de derechos,
 - Planos o diagramas de modificación de la instalación incluyendo sus colindancias con dimensiones correspondientes a escala entre 1:100 y 1:200, en su caso, de acuerdo con lo establecido en las normas vigentes,
 - Planos o diagramas de ubicación de los equipos de rayos X, procesadores de imagen y accesorios, con dimensiones correspondientes a escala entre 1:25 y 1:100 de acuerdo con lo establecido en las normas vigentes.
 - Memoria de cálculo de los blindajes en las salas de rayos X avalada por un Asesor Especializado en Seguridad Radiológica de acuerdo con lo establecido en las normas vigentes.
 - Modificaciones a la Cédula de información técnica.

3.2.2 Instalaciones

Zonas controlada y supervisada

Zona controlada.- es una zona sujeta a supervisión y controles especiales con fines de protección radiológica.

Zona supervisada.- toda área no definida como zona controlada pero en la que se mantienen en examen las condiciones de exposición ocupacional aunque normalmente no sean necesarias medidas protectoras ni disposiciones de seguridad concretas.

Faltan medidas de seguridad para cada uno.

Las zonas controladas se deberán:

- a) Delimitar por medios físicos o, cuando esto no sea razonablemente factible, por otros medios que sean adecuados.
- b) Colocar letreros de advertencia (con el símbolo internacional de radiaciones, **ver Figura 3.2.2**) y las instrucciones adecuadas en los puntos de acceso y otros lugares adecuados del interior de las zonas controladas.

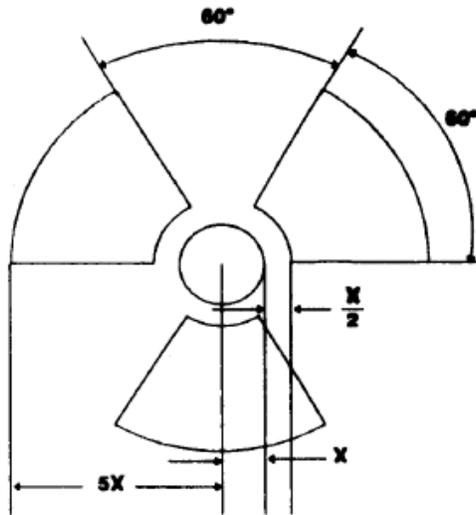


Figura 3.2 Símbolo internacional de radiadores.

- c) Establecer medidas de protección y seguridad ocupacional incluyendo reglas y procedimientos apropiados para la permanencia y trabajo en las zonas controladas.
- d) Restringir el acceso por medio de procedimientos administrativos, tales como el uso de pases de trabajo y/o mediante barreras físicas, que podrían incluir dispositivos de cierre, siendo el arado de restricción proporcionado a la magnitud y probabilidad de las exposiciones previstas.
- e) Proporcionar en los puntos de entrada, según proceda:
 - ropa y equipo de protección.
 - equipo de vigilancia radiológica.
 - un lugar adecuado para guardar la ropa personal.
- f) Examinar periódicamente las condiciones de la zona para determinar la posible necesidad de revisar las medidas de protección o las disposiciones de seguridad, o bien, los límites de las zonas controladas.

Las zonas supervisadas deberán:

- g) Delimitarse por los medios apropiados.
- h) Colocar señales apropiadas en los puntos de acceso a ellas.
- i) Examinar periódicamente las condiciones de la zona para determinar toda necesidad de medidas protectoras y disposiciones de seguridad, o de modificación de los límites de las zonas supervisadas.

3.2.3 Especificaciones estructurales y de acabado

En las instalaciones fijas y/o móviles, la delimitación de la zona controlada deberá efectuarse mediante elementos estructurales o de construcción tales como pisos, paredes y techo. La sala de rayos X y el área de ubicación de la consola de control del equipo deben quedar dentro de la zona controlada. El blindaje de las zonas

controladas deberá ser tal que, durante la operación del equipo, ningún individuo reciba una dosis superior a los límites establecidos para el P.O.E.: 50 mSv (5 rem) para efectos estocásticos; y de 500 mSv (50 rem) para los efectos deterministas, independientemente de si los tejidos son irradiados en forma aislada o conjuntamente con otros órganos excepto para el cristalino del ojo, para el cual se establece un límite de 15 mSv (15 rem). El diseño deberá efectuarse de forma que en lo posible no se dirija el haz de radiación directo a la consola de control, puertas de acceso o ventanas, análogamente se recomienda no dirigirlo hacia el cuarto oscuro, de lo contrario se necesita contar con el blindaje adecuado.

El cuarto oscuro deberá tener el piso de un material anticorrosivo, impermeable y antideslizante. El techo deberá ser de un material que no se descame evitando la filtración de luz alrededor de las ventilaciones de aire. Los muros deben tener un color claro mate y mantenerse en buen estado de acabado y conservación y en donde los químicos utilizados pudiesen producir salpicaduras deben cubrirse con pintura anticorrosiva del mismo color claro mate.

El área de almacenamiento deberá tener un blindaje calculado para que durante el almacenamiento de la película la exposición de ésta a la radiación sea mínima (valor orientativo de dosis 2-5 μ Gy, dependiendo de la sensibilidad de la película). Las condiciones de temperatura deberán ser de 10 a 21°C y con humedad relativa entre 30 y 50%.

En las salas de fluoroscopia deberá existir un control variable de luz ambiental para evitar perjuicio en la agudeza visual de los operadores; en los cuartos oscuros no deben existir entradas de luz, protegiendo las posibles entradas con guardapolvos o sellando con cinta adhesiva negra o algún otro elemento de características similares, la luz de seguridad debe ser de la potencia máxima que indique el fabricante de las películas en uso y colocada a una distancia de por lo menos 1.2 m por arriba de la superficie de las mesas de trabajo y con el filtro de luz de seguridad recomendado que permita al técnico trabajar con seguridad y sin dañar las películas radiográficas.

El cuarto oscuro deberá ser de dimensiones adecuadas para el trabajo que se realizará en él y contar con sistema de inyección y extracción de aire, de tal manera que exista una presión de aire positiva dentro del mismo y se tenga el cambio del volumen total de aire al menos 10 veces al día.

3.2.4 Señalización

Deberán colocarse letreros en los cuales se advierta de la presencia de radiaciones en dichas áreas, así como de advertencia para evitar exposiciones innecesarias, como por ejemplo: **"Si existe la posibilidad de que se encuentre embarazada, informe al médico o al técnico radiólogo antes de hacerse la radiografía"**, **"no abrir esta puerta a menos que lo llamen"**, **"cuando la luz**

este encendida solo puede ingresar personal autorizado", "en esta sala solamente puede permanecer un paciente a la vez", etc., además de dichos letreros, en la parte exterior de las entradas a las salas de rayos X exista una luz roja que indique que el generador de radiación está encendido y por consiguiente puede haber exposición a la radiación y colocar el siguiente aviso:

"RADIACIONES - ZONA CONTROLADA" con el símbolo internacional de radiación ionizante (ver la **Figura 3.3**) de acuerdo con la NOM-027- STPS-1993 "Señales y avisos de seguridad e higiene".



Figura 3.3 Letrero de "Zona Controlada"

3.2.5 Dimensiones y comunicación

Los establecimientos de Rayos X para diagnóstico deberán contar con las siguientes áreas:

- Sala de espera
- Sala de Rayos X
- Área de consola de control
- Vestidores y sanitarios para pacientes
- Área de almacenamiento de películas
- Cuarto oscuro
- Área de interpretación y,
- Área de preparación de medios de contraste y de preparación del paciente, en su caso.

Las dimensiones y ubicación serán de acuerdo con los tipos y cantidad de estudios a realizar.

Las dimensiones y accesos de una sala de Rayos X serán los suficientes para manejar con seguridad a pacientes encamillados o en silla de ruedas, siempre y cuando se consideren estos casos en el programa de servicios.

La sala de rayos X deberá diseñarse de tal manera que exista comunicación directa o electrónica desde la consola de control con el paciente.

3.3 Blindajes

Los factores que han sido considerados en el cálculo del blindaje son los siguientes:

- a) El límite de exposición autorizado, que corresponda a la categoría de personas a proteger. Este límite corresponde al límite primario para el control de los efectos estocásticos (50 mSv/año o 5 rem/año para POE y 5 mSv/año o 0.5 rem/año para público en general).
- b) La fracción del tiempo de trabajo en que las personas de interés permanecen en la zona que se desea proteger (Factor de Ocupación: T).
- c) La carga de trabajo mensual del tubo de rayos X (W, en mA-min/mes).
- d) La fracción de la carga de trabajo (W) en que el haz útil está orientado en la dirección de interés (factor de utilización: U).
- e) El Voltaje con el que se use el tubo.
- f) La distancia entre la salida del haz y el objeto de radiografiar.
- g) La radiación parásita (radiación de fuga y la radiación dispersada).

Para los fines y objetivos de este curso, la descripción de barreras de protección se reduce a instalaciones fijas y cerradas. En este tipo de instalaciones los problemas de protección son esencialmente los mismos ya sea que se trate de un local blindado o de una cámara blindada (tipo gabinete).

Para la protección radiológica de la instalación se diseñan Barreras de Protección; las barreras de protección pueden ser divididas en dos tipos:

Barreras Primarias: Las que proporcionan protección del haz útil.

Barreras Secundarias: Las que proporcionan protección de la radiación que escapa a través del contenedor del tubo, de la radiación dispersada y de la radiación fluorescente.

Por lo descrito anteriormente, si el tubo de rayos X se fija en una posición, solo aquella porción de pared, piso o techo en la que incida el haz útil, requerirá de una barrera primaria y todas las otras áreas requerirán de barreras secundarias; sin embargo, si el tubo es dirigido en todas direcciones, todas las paredes serían

consideradas como barreras primarias. En la **Figura 3.4** se presenta una instalación cerrada (del tipo de Local Blindado) donde se muestran los tipos de Barreras de Protección.

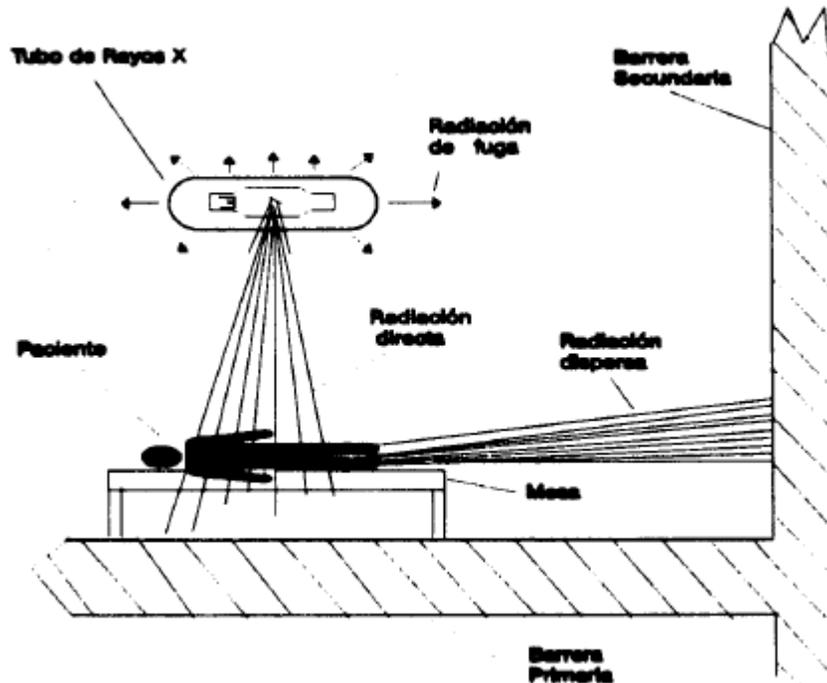


Figura 3.4 Instalación cerrada (del tipo de Local Blindado) donde se muestran los tipos de Barreras de Protección.

Las barreras de protección (blindajes), son calculadas tomando como base los límites primarios que el Sistema de Limitación de Dosis ha establecido para el control de los efectos estocásticos, estos límites dan como resultado un Equivalente de dosis efectivo semanal (H_E) de 1 y 0.1 mSv para POE y público en general respectivamente. Se ha comprobado que si el diseño del blindaje se basa en 0.1 mSv en vez de 1 mSv, los costos de blindaje solo excederían en un 25%; este criterio llevaría al uso del concepto ALARA. La altura del blindaje para las paredes de una instalación no debe de ser inferior a 2.1 metros.

3.3.1 método de cálculo

Para el cálculo del espesor de blindaje se toma en consideración el Apéndice A del Proyecto de NOM-156-SSA1-1996: Requisitos técnicos para las instalaciones en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X, lo primero que se tiene que hacer es calcular la carga de trabajo:

- a) Determinar la carga de trabajo (W) con la ecuación:

$$W = (1/60) N_g I t \quad (3.1)$$

Donde:

N_g .- número de radiografías por semana.

I .- corriente promedio, en mA.

t .- tiempo de disparo promedio/radiografía, en segundos.

W .- mA min/semana.

Si no se puede estimar, se deben utilizar como mínimos los valores dados en la **Tabla 3.1**

- b) Obtener el factor de uso (U), utilizando la **Tabla.3.2**
- c) Determinar el factor de ocupación (T) **Tabla 3.3** Obtener el límite de dosis equivalente semanal (H_E) de la **Tabla 3.4**
- d) Determinar la distancia desde el tubo a los puntos de interés (d), en metros.

Barreras primarias

Calcular el factor de transmisión (B), con la ecuación:

Sus unidades serán: mSv-m²/mA-min.

Con el valor obtenido anteriormente y tomando el valor de 100 kV, se va a la **Figura 3.5** y se obtiene el espesor de plomo necesario, y el de 50 kV para el caso de mamografías.

Si se utiliza un material diferente al plomo, los espesores equivalentes se pueden obtener a partir del espesor de plomo utilizando la **Tabla 3.5**.

En el cálculo de blindajes para barreras primarias no debe considerarse la atenuación proporcionada por el paciente, el chasis o algún otro elemento semejante.

Barreras secundarias

El cálculo del espesor de blindaje contra la radiación secundaria (radiación dispersa y radiación de fuga) deberá hacerse por separado.

- a) Blindaje para radiación dispersa

Calcular el factor de transmisión (B_s) correspondiente con la ecuación:

$$B_s = \frac{400 H_E d_s^2 d_p^2}{\alpha S W T} \quad (3.2)$$

Donde:

d_s . - Distancia del paciente al punto de interés, en metros.

d_p . - Distancia del tubo de rayos X al paciente, en metros.

α . - Factor de dispersión a 1 metro del paciente, el cual debe considerarse igual a 0.002 m^2 para el caso de radiografía y 0.0005 m^2 para instalaciones de rayos X odontológicos.

S.- Superficie promedio del haz que incide sobre el paciente.

W.- Carga de trabajo semanal.

T.- Factor de ocupación.

Utilizando el valor de B, calculado anteriormente y con la ayuda de la **Figura 3.5** y usando como valor mínimo 100kV determinar el espesor de plomo requerido. En el caso de mamografía, emplear como valor 50 kV que aparece en la **Figura 3.5** y determinar el espesor de plomo requerido.

Si se desea utilizar otro material, los espesores equivalentes se pueden determinar a partir del espesor de plomo utilizando la **Tabla 3.5**.

b) Blindaje para radiación de fuga

Calcular el factor de transmisión relativa (B_R) con la ecuación:

$$B_R = \frac{600 H_E d^2 I}{W T} \quad (3.3)$$

Donde:

I.- Corriente máxima en el tubo operando continuamente a su máxima tensión, en mA.

A partir del factor de transmisión relativa y con ayuda de la **Figura 3.6** se determina el número de capas hemirreductoras requerido (N_H), o el número de capas decirreductoras (N_D).

El espesor necesario para radiación de fuga está dado por: $X = N_H \text{ CHR} = N_H \text{ CDR}$

En la **Tabla 3.6** se proporcionan los valores de CHR y CDR para plomo a diferentes tensiones del tubo de rayos X.

c) Análisis de resultados para determinar barreras secundarias

Se comparan los valores resultantes de los espesores calculados para radiación de fuga y dispersa respectivamente.

Si la diferencia entre dichos valores es mayor que la CDR que se indica en la **Tabla 3.3.6** (correspondiente a la tensión y material de blindaje), entonces se elige como espesor adecuado el mayor a los dos.

Si dicha diferencia es menor que la CDR, el espesor adecuado debe ser el mayor de los dos, pero debe añadirse una CHR indicada en la **Tabla 3.6** (correspondiente a la tensión y material de blindaje).

Corrección de espesor por densidad

Cuando la densidad experimental del material empleado como blindaje sea inferior a su densidad nominal, se debe emplear la siguiente ecuación para compensar los espesores que entonces deberán ser mayores a los calculados:

$$E_e = \frac{\rho_n E_n}{\rho_e} \tag{3.4}$$

Donde:

E_n - Espesor de material con densidad nominal.

E_e - Espesor de material con densidad experimental.

ρ_n .- Densidad nominal.

ρ_e .- Densidad experimental.

Para usar esta relación, las densidades de los materiales a utilizar deben estar dentro de los intervalos dados en la **Tabla 3.7**

Tabla 3.1

CARGAS DE TRABAJO SEMANAL (W) TÍPICAS PARA INSTALACIONES DE DIAGNOSTICO MEDICO CON RAYOS X			
ESTUDIO	TENSION (kV)	CARGA DE TRABAJO SEMANAL (mA min/semana)	
RADIOGRAFIA	100	160	
	125	80	
	150	40	
MAMOGRAFIA	28	200	
FLUOROSCOPIA	< 90	Tubo bajo la mesa 1500	Tubo sobre la mesa 3800
	90 - 110	1200	3000

Tabla 3.2

FACTORES DE USO (U) RECOMENDADOS	
Piso	1
Barreras primarias	1/p*
Barreras secundarias	1

* Donde p es el número de paredes de la instalación sobre las cuales puede incidir el haz útil.

Tabla 3.3

FACTORES DE OCUPACION (T)*	
TIPO DE OCUPACION	EJEMPLOS
T = 1 Ocupación Total	Áreas de trabajo, laboratorios, oficinas, despachos, talleres, tiendas, conserjerías, zonas de recepción, pasillos anchos, cuartos oscuros, viviendas, zonas infantiles, colindancias externas de propiedad ajena, etc.
T = 1/4 Ocupación Parcial	Pasillos estrechos, salas de espera, estacionamientos, elevadores con operador, sanitarios, vestidores, etc.
T = 1/16 Ocupación Ocasional	Exteriores, cuartos de aseo, escaleras, elevadores automáticos, etc.

* Estos valores son para público, para POE el factor de ocupación siempre es 1 .

Tabla 3.4

VALORES GUIA DE EQUIVALENTE DE DOSIS EFECTIVO SEMANAL (H _d) CON PROPOSITO DE CALCULO DE BLINDAJE	
	LIMITE DE DOSIS SEMANAL (mSv)
P.O.E.	1
PUBLICO	0.1

Tabla 3.5

ESPESORES EQUIVALENTES DE PLOMO PARA DISTINTOS MATERIALES											
MATERIAL	DENSIDAD (g/cm ³)	ESPESOR DEL MATERIAL (mm)									
		50 kV		100 kV				150 kV			
Plomo	11.35	0.5	1.0	0.5	1.0	2.0	3.0	0.5	1.0	2.0	3.0
Tabique rojo recocido	1.8	100	200	70	120	195	260	85	150	260	340
Concreto	2.2	62	130	44	80	140	190	60	105	180	250
Concreto baritado	3.2	15	31	4	9	17	24	7	15	33	51
Acero	7.9	3	6.5	3.2	6.4	13	--	6.6	14	28	--
Vidrio normal	--	--	--	40	78	--	--	--	--	--	--

Tabla 3.6

VALORES DE LAS CAPAS HEMIRREDUCTORAS Y DECIRREDUCTORAS PARA HACES DE RAYOS X CON FILTRACION TOTAL NO MENOR QUE 2.5 mm DE ALUMINIO				
TENSION (kV)	C H R (mm)		C D R (mm)	
	Plomo	Concreto	Plomo	Concreto
50	0.06	4.3	0.17	15
70	0.17	8.4	0.52	28
100	0.27	16.0	0.88	53
125	0.28	20.0	0.93	66
150	0.30	22.4	0.99	74

Tabla 3.7

INTERVALOS DE DENSIDADES DE MATERIALES		
MATERIAL	INTERVALO DE DENSIDADES (g/cm ³)	DENSIDADES NOMINALES (g/cm ³)
Concreto	2.2 - 2.4	2.2
Concreto baritado	3.0 - 3.8	3.2
Tabique rojo recocido	1.4 - 1.9	1.8

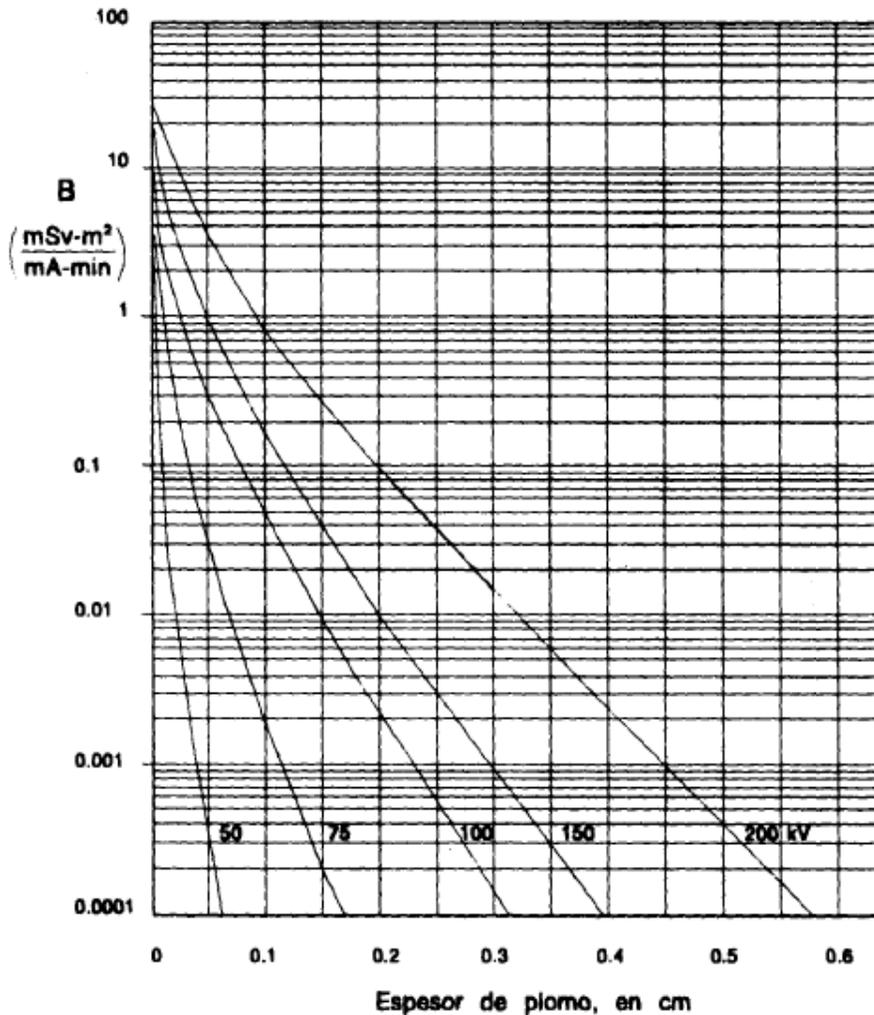


Figura 3.5 Transmisión absoluta para haz limpio de Rayos X a través del plomo con densidad de 11.35 kg/m³. Generador a potencial constante, blanco de tungsteno, filtración de 2 mm de aluminio (Al).

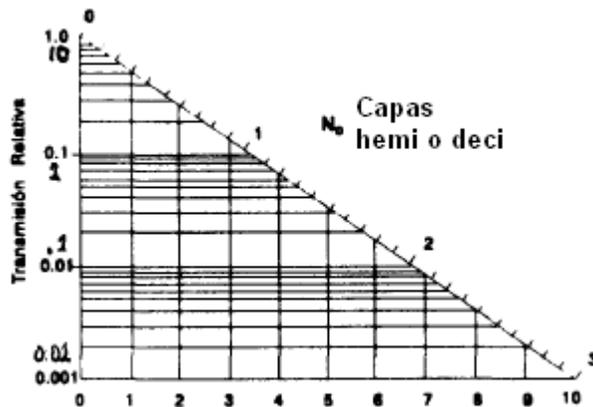


Figura 3.6 Relación entre el factor de transmisión relativa B_r y el número de capas hemirreductoras (N_H) y el número de capas decirreductoras (N_D).

3.3.2 Memoria analítica

Es un documento que certifica los requerimientos de blindaje de la instalación de rayos X diagnóstico y es elaborada por un Asesor Especializado en Seguridad Radiológica.

La memoria analítica de cálculo de blindaje debe contener la siguiente información:

- Planos o diagramas arquitectónicos a escala entre 1:100 y 1:200 de la instalación, indicando sus colindancias, así como la delimitación de las zonas controladas, supervisadas y no controladas.
- Indicación del uso de las áreas adyacentes.
- Planos o diagramas arquitectónicos a escala entre 1:25 y 1: 100 de la sala de rayos X, señalando la ubicación de los equipos, consola de control, mamparas, procesadores de imagen y accesorios.
- Características de los equipos (marca, modelo, tensión del tubo, corriente máxima de operación, etc.).
- Carga de trabajo semanal estimada para cada tubo.
- Indicación de los factores utilizados en el cálculo de los blindajes.
- Los puntos de interés para los cálculos de blindaje deben tornarse a 30 cm más allá de la barrera de protección.

3.3.3 Equivalencias

Para la construcción de los blindajes en una instalación de Rayos X para diagnóstico se pueden utilizar diferentes materiales como ya se vio en el punto 3.3., como pueden ser: plomo, concreto normal, concreto baritado, tabique rojo recocido, acero, etc., pero para el cálculo de espesor de blindaje se obtiene en

milímetros de plomo y con ayuda de la **Tabla 3.5** se puede obtener el espesor requerido si se utiliza otro material.

3.3.4 Verificación

Debido a que la radiación emitida por las sustancias radiactivas o equipos de rayos X no pueden ser detectadas por nuestros sentidos es necesario emplear métodos especiales para detectar cada tipo de radiación. La detección no se limita a indicar solamente su presencia sino que muchas veces es necesario cuantificarla, conocer su tipo y su energía.

La detección de la radiación se basa en el efecto que produce al interactuar con la materia. El primer método que se utilizó para detectarla está basado en el hecho de que la radiación es capaz de impresionar una película fotográfica. Existen otros métodos como son: por ionización de gases, centelleadores, semiconductores, químicos, placas fotográficas, termoluminiscentes, etc.

Todos los equipos detectores de radiación deberán tener su curva de respuesta en función de la energía de la radiación, calibrarse periódicamente en laboratorios reconocidos por la autoridad competente, y tratarse como todo equipo electrónico delicado, con mucho cuidado.

De acuerdo con el proyecto de norma oficial mexicana **NOM-156-SSA1-1996**, la verificación de blindajes en una instalación de rayos X para diagnóstico médico deberá realizarse con detectores de radiación tipo cámara de ionización en modo de integración.

Estos detectores basan su operación en la ionización causada por la radiación en las moléculas del gas que está contenido dentro de un recipiente hermético, los pares de iones formados son recolectados en los electrodos correspondientes, los cuales tienen una diferencia de potencial entre ellos, haciendo con esto que se puedan cuantificar los iones formados por la radiación.

3.3.5 Niveles de radiación en salas de rayos X y colindancias

Para realizar la verificación de blindajes se deberán seguir las instrucciones dadas en el proyecto de norma anteriormente mencionada: **NOM-156-SSA1-1996**:

Contar con factor de calibración vigente, utilizarlo en modo de integración, conocer el factor de ajuste por energía de la radiación, corregir las lecturas por presión atmosférica y temperatura, si es necesario, utilizar tiempos de exposición que sean adecuados a la sensibilidad del detector.

Las mediciones deberán realizarse dirigiendo el haz útil hacia un medio dispersor cuyas dimensiones sean 25 cm de largo, 25 cm de ancho y un espesor de 15 cm.

La superficie más próxima de este medio deberá colocarse a una distancia igual a la distancia foco-piel (DFP) utilizada en los estudios más comunes.

Las mediciones se deben realizar a 30 cm en el lado externo de las puertas, en la consola de control y en las áreas adyacentes circunvecinas, incluyendo piso superior e inferior, en el caso de que éstos se encuentren ocupados, y en general, en todos los sitios ocupados por el POE o público, poniendo especial cuidado en los lugares en donde se encuentren traslapes, uniones o marcos. Estos sitios verificados deberán quedar claramente ubicados en un plano o diagrama en la escala entre 1:25 al: 100 con las dimensiones de la sala, donde además se muestren claramente las colindancias.

El resultado de las mediciones se deberá expresar en mSv/semana, calculado a partir de las mediciones realizadas en mGy o mGy/h y tomando en cuenta la carga de trabajo, así como los factores de uso y ocupación que fueron utilizados en la memoria analítica o de acuerdo con las actividades cotidianas realizadas en la sala de rayos X y que se deberán demostrar con el registro de pacientes. Los valores registrados anteriormente deberán ser menores que los límites establecidos para el POE y público en la normatividad vigente. En caso contrario será necesario adicionar un blindaje con el fin de reducir las dosis a valores menores que los límites establecidos.

3.4 Equipo de rayos X

Especificaciones técnicas que deben cumplir

En la **NOM-158-SSA1-1996** se establece que solo se podrán adquirir aquellos equipos que cumplan con los siguientes requisitos:

Radiografía convencional: Equipos que sean de tipo pulsado rectificado, o de almacenamiento de carga. Se prohíben los sistemas autorectificados.

Además se deberá cumplir con las siguientes características: una equivalencia máxima de 2 mm de aluminio (espesor entre paciente y receptor de imagen).

La radiación de fuga medida a una distancia de 1 m en cualquier dirección del punto focal no deberá ser mayor a 2.58×10^{-5} C/kg (100 mR) en una hora, cuando el tubo se opera en los parámetros que se muestran en la **Tabla 3.8** (tomados de la **NOM-158-SSA1-1996**).

El control del tiempo de exposición debe contar con medios de interrumpirla después de: transcurrido el tiempo seleccionado, de una combinación de corriente y tiempo, un determinado número de pulsos o automáticamente después de una determinada exposición en el receptor de la imagen, o bien cuando el operador lo quiera.

La consola de control del equipo deberá tener una indicación visual que opere cuando se produzcan rayos X, adicionalmente una señal audible deberá indicarle al operador cuando una exposición ha terminado.

Fluoroscopia: Sistemas que cuenten con mecanismos de intensificación de imagen. Se prohíben los sistemas de fluoroscopia directa.

Se deberán cumplir adicionalmente con los siguientes requisitos de funcionamiento: La rapidez de exposición (tasa) no deberá exceder 1.3 mC/kg-min (5 R/min) para sistemas manuales y de 2.6 mC/kg-min (10 R/min) para sistemas que operan en la modalidad de exposición automática.

El intensificador de imagen fluoroscópica debe tener un marco protector que intercepte la sección transversal del haz útil a cualquier DFI. El tubo no deberá producir rayos X a menos que el marco protector se encuentre en posición para interceptar totalmente el haz útil de radiación.

Tomografía computarizada: Equipos que cuenten con sistemas de "rotación/rotación" o de rotación continua con al menos 250 elementos de detección. Se prohíben los sistemas de traslación lineal o de traslación/rotación conocidos como de "primera" o de "segunda" generación. Todo sistema de tomografía computarizada debe contar con un fantoma capaz de proporcionar información al operador sobre el estado funcional del equipo y que permita medir los números CT, el ruido y la uniformidad de la imagen.

Mamografía: Sistemas diseñados específicamente para este trabajo. Se prohíbe el equipo convencional modificado. Todos los sistemas deben cumplir con las siguientes características: generador trifásico o de alta frecuencia, la tensión de operación no debe quedar fuera del intervalo de 20 a 40 kV, el tubo debe tener ánodo de molibdeno y ventana de berilio y debe contar con puntos focales de tamaño nominal de 0.1 y 0.4 mm.

Los equipos deberán contar con un sistema luminoso para indicar la limitación del campo y con indicadores de tensión, corriente, tiempo de exposición y emisión de radiación.

Panorámica dental: Sistemas que cuenten con un generador que produzca tensiones entre 50 y 90 kV y corriente entre 8 y 11 mA. El sistema debe contar con un mínimo de tres programas diferentes, en los que se encuentren valores predeterminados de kV y mAs, así como la región a examinar. Estos programas deben permitir la modificación de los parámetros de la exposición para ajustarse a cada paciente en particular, dentro de un intervalo determinado, sin afectar la calidad final de la imagen radiográfica.

Se deberán cumplir adicionalmente con los siguientes requisitos de funcionamiento: el tubo de rayos X junto con su coraza deberán completar el desplazamiento exploratorio elíptico sin sobrecalentarse; el punto focal no deberá ser mayor que 0.7 mm; contar con un dispositivo que termine la exposición una vez terminado el desplazamiento exploratorio seleccionado o de una combinación de corriente con tiempo de exposición; contar con indicadores analógicos o digitales de los valores seleccionados para la exposición; dispositivos para definir y fijar la posición del paciente; contar con cefalostato con auxiliar luminoso y mecanismo de ajuste de altura del paciente.

Para todos los casos anteriormente mencionados se deberá cumplir adicionalmente con lo siguiente:

- Los fabricantes (nacionales y extranjeros) deberán contar con documentos probatorios que los equipos cumplen con los requisitos establecidos.
- Los equipos de rayos X importados deberán entregarse con sus manuales (de instalación y de operación) en idioma español, así como con su certificado de registro o de autorización de producción y certificado de uso vigente en el país de origen, expedidos por la autoridad competente del país de origen (en idioma español).
- Las componentes principales del sistema (generador, consola de control, tubo, colimador y mesa) deben tener una identificación específica mediante etiqueta fija colocada en un lugar visible. En el caso de sustitución de componentes, la etiqueta deberá corresponder a la nueva componente. Las componentes de equipos importados, deberán ostentar etiquetado de origen en idioma español, previo a su internación al país.

3.4.1 Pruebas de aceptación y de control de calidad (procedimientos y valores de aprobación)

Tensión. La prueba de la tensión aplicada al tubo se debe realizar por lo menos una vez al año y después de una reparación que pudiera alterar su valor real. Esta prueba debe realizarse en el intervalo comprendido desde el valor mínimo especificado por el fabricante hasta el valor máximo de tensión, en pasos de 20 kV. La diferencia entre el valor medido y el nominal seleccionado debe ser menor o igual a $\pm 5\%$ del valor nominal.

En el caso de equipo para mamografía la frecuencia de la prueba deberá ser cada 6 meses y además, en una serie de 10 exposiciones realizadas en idénticas condiciones, ninguna medida de la tensión debe diferir del promedio de las mediciones por más del 2% de este promedio.

La intensidad de rayos X varía rápidamente al cambiar la tensión (kV). El cambio en la intensidad de rayos X es proporcional al cuadrado de la tensión:

$$\frac{I_1}{I_2} = \left[\frac{kVP_1}{kVP_2} \right]^2 \quad (3.5)$$

3.4.2 Radiación de fuga y dispersa

Radiación de fuga.- Radiación generada en el tubo de rayos X y que atraviesa la coraza del mismo, exceptuando el haz útil. Diseñada apropiadamente reduce la radiación de fuga hasta menos de 100 mR/h a 1 m, que es el valor aceptado en la normatividad vigente operando el tubo en los parámetros indicados en la **Tabla 3.8**

La determinación debe hacerse sobre la base de mediciones realizadas cuando menos en 6 puntos diferentes alrededor de la coraza. Cuando menos una de las medidas deberá realizarse en el plano que incluye la unión de la coraza con el colimador y una en cada uno de los lados del cubo imaginario que rodea la coraza. La radiación de fuga debe medirse cuando menos cada 2 años o antes si se ha reemplazado el tubo de rayos X.

Tabla 3.8

PARAMETROS DE OPERACION PARA LA MEDICION DE LA RADIACION DE FUGA	
Tipo de generador	Parámetros de operación
Almacenamiento de carga	Tensión (kV) ^{80%} máxima del tubo. Carga de 10 mC (10 mAs) por exposición o el mínimo valor seleccionable, cuando este sea mayor.
Operación pulsada rectificada	Tensión (kV) ^{80%} máxima del tubo. Máximo número de exposiciones en una hora para operación en la tensión y corriente máximas simultáneas.
Otros tipos	Tensión (kV) ^{80%} máxima del tubo. Corriente continua máxima en el tubo para la tensión máxima.

Radiación dispersa.- Fracción del haz útil cuya dirección y energía han sido modificadas al interactuar con la materia. En diagnóstico médico con rayos X se considera al paciente como el principal dispersor de la radiación del haz útil. La radiación dispersa es conveniente reducirla para tener un buen contraste en la película, razón por la cual hay que tener especial cuidado en la colocación de la rejilla antidifusora.

3.4.3 Punto focal

La prueba de punto focal se debe realizar como parte del procedimiento de aceptación del equipo y cada vez que se reemplace el tubo de rayos X. Los valores determinados de las dimensiones del punto focal deben estar dentro de los límites especificados en la

Tabla 3.9 Para el caso de equipos de mamografía el valor nominal del tamaño del punto focal no debe ser mayor que 0.4 mm y para equipos de panorámica dental no debe ser mayor que 0.7 mm.

Tabla 3.9 Tolerancias en las dimensiones del punto focal.

Punto focal (valor nominal) mm	Dimensiones del punto focal Valores permisibles (mm)	
	Ancho*	Largo*
0.10	0.10 - 0.15	0.10 - 0.15
0.15	0.15 - 0.23	0.15 - 0.23
0.20	0.20 - 0.30	0.20 - 0.30
0.25	0.25 - 0.38	0.25 - 0.38
0.3	0.30 - 0.45	0.45 - 0.65
0.4	0.40 - 0.60	0.60 - 0.85
0.5	0.50 - 0.75	0.70 - 1.10
0.6	0.60 - 0.90	0.90 - 1.30
0.8	0.70 - 1.10	1.00 - 1.50
0.9	0.80 - 1.20	1.10 - 1.60
1.0	0.90 - 1.30	1.30 - 1.80
1.1	1.00 - 1.40	1.40 - 2.00
1.2	1.10 - 1.50	1.60 - 2.20
1.3	1.20 - 1.70	1.70 - 2.40
1.4	1.30 - 1.80	1.90 - 2.60
1.5	1.40 - 1.90	2.00 - 2.80
1.6	1.50 - 2.00	2.10 - 3.00
1.7	1.60 - 2.10	2.30 - 3.10
1.8	1.70 - 2.20	2.40 - 3.20
1.9	1.80 - 2.30	2.60 - 3.30
2.0	1.90 - 2.40	2.70 - 3.50
2.2	2.00 - 2.60	2.90 - 3.70
2.4	2.20 - 2.90	3.10 - 4.00
2.6	2.40 - 3.10	3.40 - 4.40
2.8	2.60 - 3.40	3.70 - 4.80
3.0	2.80 - 3.60	4.00 - 5.20
	3.00 - 3.90	4.30 - 5.60

Tiempo de exposición.-La prueba de medición del tiempo de exposición se debe realizar cuando menos 1 vez al año y después de cualquier reparación del equipo de rayos X. Esta prueba debe realizarse por lo menos para los siguientes tiempos de exposición: 0.0166 s (1/60 s), 0.1 s (1/10 s) y 1.0 s. La diferencia entre los valores determinados y los valores nominales seleccionados debe ser menor o igual a $\pm 5\%$ del valor nominal.

Rendimiento.- El rendimiento es la exposición por unidad de corriente y tiempo. Debe medirse por lo menos 1 vez al año, en unidades de $\mu\text{C/kg-mAs}$, para una tensión constante de 80 kV, una combinación de corriente y tiempo de exposición igual a 10 mAs y a 1 m de distancia del punto focal sobre el eje principal del haz. El rendimiento de un sistema con generador alimentado por corriente trifásica con filtración apropiada debe estar en el intervalo de 1.55 a 2.06 $\mu\text{C/kg-mAs}$ (6 a 8 mR/mAs) y para un generador alimentado por corriente monofásica, entre 1.03 a 1.55 $\mu\text{C/kg-mAs}$ (4 a 6 mR/mAs).

Coincidencia de centros.- La prueba de coincidencia de centros debe realizarse por lo menos 1 vez al año y cada vez que se realice mantenimiento al sistema de limitación del haz útil. El centro del haz útil de radiación debe coincidir con el centro del receptor de imagen dentro de 2.0 cm para una distancia foco-receptor de imagen (DFI) de 100 cm.

Coincidencia del campo luminoso.- Esta prueba debe realizarse por lo menos 1 vez al año y cada vez que se realice mantenimiento al sistema de limitación del haz útil. Los campos deben coincidir y la suma del valor absoluto de las desviaciones de los cuatro lados del campo de rayos X y los del campo de luz deben ser menores de 4 cm, a 1 m de distancia del punto focal sobre el eje principal, perpendicular al haz, para un campo de 24 x 30 cm. Para el caso de equipos de mamografía, los campos deben coincidir y la suma del valor absoluto de las desviaciones de los cuatro lados debe ser menor que el 4% de la DFI.

Alineación de la rejilla antidifusora.- Como ya se mencionó anteriormente, la rejilla antidifusora sirve para absorber gran parte de la radiación dispersa y así evitar que se pierda contraste entre las estructuras anatómicas.

Es preciso comprobar que la rejilla es uniforme, que está instalada perpendicular al haz, que está centrada con respecto al eje del haz, que cuenta con el número de líneas por unidad de longitud especificadas y que se está usando a la distancia adecuada. Esta prueba se debe realizar al momento de la instalación de la rejilla y cuando menos 1 vez al año o cuando alguna reparación pudiera afectar la posición de la rejilla. Para la alineación de la rejilla se acepta una desviación máxima de 0.1 en la densidad óptica de transmisión (DO) en la dirección perpendicular al eje ánodo-cátodo. Este valor en la tolerancia debe ser válido cuando menos para un campo de 30 x 30 cm.

3.5 Equipo procesador de revelado

La garantía de calidad en cualquier actividad incluye un conjunto de procedimientos y rutinas especialmente diseñados para asegurar una calidad en el producto final constantemente elevada. Aplicado a los equipos de revelado, el programa de garantía de calidad implica un estricto control de calidad en los reactivos utilizados para el revelado de las radiografías, el control del tiempo y temperatura en el equipo de revelado, la limpieza periódica, mantenimiento del equipo y control diario del mismo.

Los factores importantes que afectan el grado de revelado son:

- Composición de las sustancias químicas empleadas.
- Grado de agitación de la película durante el revelado.
- Tiempo de revelado.
- Temperatura del revelado.

Control de reactivos.- Para obtener un contraste óptimo es necesario un revelado correcto de la película, sobre todo porque el grado de revelado tiene un efecto significativo sobre el nivel de velo y la densidad óptica obtenidos con una determinada exposición. Uno de los factores importantes que afectan el grado de revelado es la composición de las sustancias químicas utilizadas.

Control del proceso.- En los equipos automáticos modernos se pueden procesar hasta 500 películas por hora, pero para ello necesitan concentraciones altas de los compuestos químicos, una temperatura de trabajo alta (~35°C) y un tiempo de inmersión en el revelador de ~2 s. La temperatura del baño de lavado debe ser de 30.5°C. La temperatura de estos baños se controla por medio de termostato y calefactor.

La rapidez con que se realiza el trabajo en estos equipos de revelado, unida a la alta concentración de los compuestos y las elevadas temperaturas, corroen y desgastan el mecanismo de transporte y contaminan con sedimentos los líquidos de revelado; ello da lugar a acumulaciones de residuos en los rodillos, lo que originará a su vez manchas y una degradación de la calidad de la imagen si el equipo no se limpia con cierta frecuencia.

La frecuencia de limpieza recomendada en la mayoría de los casos es de una vez por semana y deben guardarse registros de haberla realizado. La limpieza debe incluir el sistema de transporte y los tanques de los líquidos de revelado y fijación. La operación requiere de muy poco tiempo y ofrece a cambio importantes ventajas, al reducir el desgaste del equipo y mantener la calidad y la falta de manchas en las imágenes radiográficas.

Diariamente se deben realizar mediciones de las temperaturas de los baños, la cantidad de relleno del revelador y del fijador, verificación de los tanques para comprobar que los flotadores están en buen estado o si hace falta añadir compuesto químico. Es recomendable medir el pH y el peso específico del revelador y del fijador.

La mayoría de los fabricantes de estos equipos proporcionan los formatos y procedimientos para llevar a cabo los programas de control del equipo de revelado automático.

Es importante mantener informes escritos de los resultados del programa de mantenimiento, tanto del preventivo como del correctivo.

Negatoscopios.-Deberá tener intensidad luminosa uniforme en toda su superficie y los instalados en grupo deben tener la misma intensidad. Deberá realizarse una evaluación de la intensidad luminosa cuando menos cada 6 meses. Los tubos fluorescentes que presenten oscurecimiento en sus extremos deberán ser reemplazados inmediatamente.

3.6 Protección y seguridad radiológica

Limites de dosis para POE y público

El personal ocupacionalmente expuesto (POE) se define como aquel personal que en el ejercicio y con motivo de su ocupación está expuesto a la radiación ionizante. Quedan excluidos los trabajadores que ocasionalmente en el curso de su trabajo puedan estar expuestos a este tipo de radiación. Ninguna persona menor de 18 años puede formar parte del POE.

Como ya se vió anteriormente la exposición a la radiación ionizante puede ser de dos tipos: médica y ocupacional.

La exposición médica será aquella recibida por los pacientes con motivo de su propio diagnóstico o tratamiento médico, o por personas que los ayudan voluntariamente y no son ocupacionalmente expuestas. Por lo tanto, la exposición ocupacional será aquella recibida por el personal ocupacionalmente expuesto durante su trabajo y con motivo del mismo.

La necesidad de protegerse contra los efectos perjudiciales producidos por las radiaciones ionizantes se hizo patente muy poco tiempo después del descubrimiento de los rayos X y de la radiactividad, cuando se empezaron a manifestar efectos patológicos entre los pioneros de la radiología, en consecuencia, se inició la preocupación por establecer normas de protección. De la observación de los efectos "gruesos" fácilmente visibles, como los eritemas que se presentaban en la piel, se establecieron los primeros límites, así por ejemplo, en 1902 Rollins sugería como "intensidad segura" 10 rem/día (3600 rem/año). Así

fueron evolucionando los límites (**ver Tabla 3.10**) Y en la década de los '20 se crea el Comité Internacional de Radiología que fue estableciendo límites a lo largo del tiempo y en 1950 se crea la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, por sus siglas en inglés), que es la que se encarga hasta la fecha de emitir recomendaciones en materia de seguridad radiológica y son en las que están basados los límites que actualmente se tienen establecidos en México.

Tabla 3.10

EVOLUCION DE LOS LIMITES DE DOSIS PARA EL POE			
Año	Autor	Nombre	Dosis Anual
1902	Rollins	Intensidad Segura	3600 rem
1924	Mutscheller	1/100 dosis de eritema	~ 50 rem
1925	Sievert	Dosis de Tolerancia	50 rem
1928	C.I.R.	Nuevo Límite	25 rem
1937	C.I.R.	Exposición Profesional	40 R
1950	C.I.P.R.	Dosis Máxima Permisible	15 rem
1957	C.I.P.R.	Límite de Dosis	5 rem (50 mSv)
1977	C.I.P.R.	Límite de Dosis	50 mSv y ALARA
1990	C.I.P.R.	Límite de Dosis	20 mSv (en 5 años)

Las dosis de rayos X que reciban el POE y el público, con motivo de la operación de los establecimientos de diagnóstico médico, deben mantenerse tan bajas como razonablemente pueda lograrse y estar siempre por debajo de los límites establecidos en la normativa vigente. En la **Tabla 3.11** se presentan los límites de dosis para el POE y público.

Las mujeres POE que se encuentren embarazadas solamente podrán trabajar en condiciones donde la irradiación se distribuya lo más uniformemente posible en el tiempo y que la probabilidad de que reciban un equivalente de dosis anual mayor de 15 mSv (1.5 rem) sea muy baja.

Los límites establecidos no se aplicarán a los pacientes sometidos a estudios radiológicos.

La diferencia entre los límites de dosis para POE y público se debe a:

El POE está sometido a exámenes médicos periódicos para evaluación y el público no.

El POE recibe un beneficio por su exposición a la radiación (trabajo remunerado) y el público no.

Los POE son una población numéricamente reducida en comparación con el público.

La exposición del POE está controlada y la del público no.

Por lo cual los límites de dosis para el público son valores mucho menores que los límites establecidos para el POE.

Tabla 3.11

LÍMITES DE EQUIVALENTE DE DOSIS EFECTIVA ANUAL ($H_{r,L}$)		
PERSONAL	EFECTO	
	ESTOCÁSTICOS	DETERMINISTAS
POE	50 mSv (5 rem)	500 mSv (50 rem) Para el Cristalino: 150 mSv (15 rem)
PÚBLICO	5 mSv (0.5 rem)	50 mSv (5 rem)

Niveles orientativos de dosis.- Los niveles orientativos de dosis son valores del equivalente de dosis o rapidez de dosis recibidos por el paciente, que de ser superados es conveniente efectuar un estudio para determinar si fueron o no excesivos, tomando en cuenta las condiciones y circunstancias específicas, así como los criterios clínicos adecuados. En **las Tablas 3.12 a 3.15** se presentan valores de los niveles orientativos de dosis para diagnóstico médico con rayos X.

Estos valores se establecen para cumplir con la filosofía ALARA: recibir la menor cantidad de radiación como razonablemente sea posible y evitar que los pacientes reciban dosis innecesarias, estos valores orientativos de dosis son solamente una guía y no son limitantes, es decir, sirven para tener una idea de la dosis que puede recibir el paciente.

3.6.1 Dispositivos de protección personal

Como ya se vio anteriormente, los dispositivos de protección radiológica se han diseñado con el propósito de que el POE reciba la menor cantidad posible de radiación. El médico radiólogo y/o técnico radiólogo deberán utilizar los dispositivos de protección con que cuenta el equipo de rayos X para atenuar la radiación dispersa, como son: cortinillas plomadas, marco plomado alrededor de la pantalla, placas de plástico plomado, mamparas y filtros compensadores entre otros, durante la realización de los estudios radiológicos.

Durante los estudios fluoroscópicos, deben extremarse las medidas de protección, tanto por la necesidad de permanecer cerca del paciente como por el mayor tiempo de exposición, especialmente aquellas asociadas con la protección de gónadas.

De acuerdo con el tipo de estudio radiológico a realizar, el POE deberá utilizar los equipos de protección adecuados, como son:

Mandil con espesor equivalente a 0.5 mm de plomo.

Guantes de compresión con espesor equivalente a 0.5 mm de plomo.

Guantes para intervención con espesor equivalente a 0.25 mm de plomo.

Collarín para protección de tiroides con espesor equivalente a 0.5 mm de plomo.

Anteojos para protección del cristalino, con cristales de espesor equivalente a 0.2 mm de plomo.

En la **Tabla 3.16** se resumen las características de los delantales emplomados. Mientras no se utilizan, las prendas protectoras deberán guardarse en colgadores especiales. Si se doblan y desdoblán continuamente, el recubrimiento protector (blindaje) se romperá. Se deberán observar al fluoroscopio o realizar una radiografía con tensión alta (120 kVp y 10 mAs), al menos una vez al año para ver si han aparecido fisuras en ellas.

Tabla 3.12

NIVELES ORIENTATIVOS DE DOSIS PARA RADIOGRAFIA		
EXAMEN	Dosis de entrada en superficie/radiografía ^a (mGy)	
Columna vertebral lumbar	AP	10
	LAT	30
	ASL	40
Abdomen, Urografía y Colecistografía intravenosas	AP	10
Pelvis	AP	10
Articulación de cadera	AP	10
Tórax	PA	0.4
	LAT	1.5
Columna vertebral torácica	AP	7
	LAT	20
Cráneo	AP	5
	PA	5
	LAT	3
Dental	Periapical	7

PA = Proyección posteroanterior
AP = Proyección anteroposterior

LAT = Proyección lateral
ASL = Proyección de la articulación sacrolumbar

^a En aire con retrodispersión. Estos valores son aplicables a una combinación película-pantalla convencional con velocidad relativa de 200. Para combinaciones película-pantalla de alta velocidad (400 - 600), los valores deben dividirse por un factor de 2 a 3.

Tabla 3.13

NIVELES ORIENTATIVOS DE DOSIS PARA TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA	
EXAMEN	Dosis media en barridos múltiples ^b (mGy) (M S A D)
Cabeza	50
Columna vertebral lumbar	35
Abdomen	25

b Derivada de mediciones efectuadas en el eje de rotación en maniqués equivalentes a agua, de 15 cm de longitud y 16 cm (cabeza) y 30 cm (columna vertebral y abdomen) de diámetro.

Tabla 3.14

NIVELES ORIENTATIVOS DE DOSIS PARA MAMOGRAFIA	
Dosis glandular media por proyección craneocaudal ^c	
1 mGy (sin rejilla)	
3 mGy (con rejilla)	

c Determinada en una mama comprimida de 4.5 cm compuesta por 50% de tejido glandular y 50% de tejido adiposo, para sistemas película-pantalla de equipos dedicados exclusivamente a mamografía, con blanco y filtro de Mo.

Tabla 3.15

NIVELES ORIENTATIVOS DE DOSIS PARA FLUOROSCOPIA	
Modo de funcionamiento	Rapidez de dosis de entrada en superficie ^d (mGy/min)
Normal	25
Alto nivel ^e	100

d En aire, con retrodispersión.

e Para los fluoroscopios provistos de un modo de funcionamiento optativo de "alto nivel", tales como los que se suelen utilizar en radiología de intervención.

Tabla 3.16

CARACTERISTICAS FISICAS DE LOS MANDILES PROTECTORES				
Grosor equivalente (mm de plomo)	Peso (kg)	Atenuación de los rayos X (%) por kVp		
		50 kVp	75 kVp	100 kVp
0.25	1.36- 4.54	97.0	66	51
0.50	2.72- 6.81	99.9	88	75
1.00	5.45-11.35	99.9	99	94

3.6.2 Vigilancia radiológica individual

Por Vigilancia Radiológica Individual se entenderán las actividades cuyo objetivo es estimar la dosis equivalente en el Personal Ocupacionalmente Expuesto (P.O.E.).

La Vigilancia Radiológica del P.O.E. requiere de un sistema completo de medición, evaluación y registro de todas las exposiciones a las radiaciones que pueda sufrir cada individuo.

Para evaluar las dosis equivalentes recibidas se emplean uno o más dosímetros personales, que la persona lleva siempre puesto mientras está laborando.

En los lugares donde exista un nivel de radiación elevado conviene utilizar dosímetros suplementarios o secundarios, que permiten una lectura o advertencia inmediata.

El período de uso del dosímetro dependerá de la dosis equivalente que se planee recibir, por ejemplo en el ININ es de 1 mes.

Los dosímetros deberán colocarse en la posición correcta que represente la dosis equivalente de las partes del cuerpo expuestas. Para el cuerpo total se colocan generalmente en la cintura o en el pecho. Cuando se efectúan pruebas de fuga o se repara algún equipo, es aconsejable utilizar dosímetros adicionales en la muñeca de la mano o en los dedos.

Dosímetros personales

Para la evaluación de las dosis recibidas por el P.O.E. durante el desarrollo de su trabajo se pueden utilizar distintas clases de dosímetros, en esta sección analizaremos los dosímetros de bolsillo, de película, termoluminiscentes y electrónicos, para conocer las ventajas y desventajas de cada uno.

Primeramente definiremos lo que es un dosímetro. Un dosímetro es un dispositivo o un material con el cual es posible medir o cuantificar la cantidad de radiación absorbida (dosis absorbida) por un cuerpo en un período de tiempo establecido. Los dosímetros deberán cumplir ciertos requisitos, como son:

1. Deben ser pequeños, fáciles de portar sobre la ropa de trabajo, mecánicamente resistentes y de bajo costo.
2. El intervalo de respuesta debe ser suficientemente amplio, cubrir desde 0.1 mSv hasta 10 Sv (10 mrem hasta 1000 rem).
3. La respuesta debe ser independiente de la energía de la radiación y, en lo posible, de la orientación del dosímetro.
4. El dosímetro no debe perder información con el tiempo.

5. La respuesta del dosímetro no debe ser afectada por las condiciones ambientales normales.
6. La lectura del dosímetro debe ser rápida, sencilla, económica y suficientemente exacta.

Un dosímetro ideal sería aquel que cumpliera con todos los requisitos anteriores, obviamente, los dosímetros de que se dispone actualmente no cumplen con todos estos requisitos, pero satisfacen la mayoría de ellos. Los dosímetros que se utilizan con mayor frecuencia en dosimetría personal son: el de bolsillo, el de película fotográfica, el termoluminiscente y los electrónicos.

A continuación analizaremos dichos dosímetros.

Dosímetro de bolsillo.- El dos (metro de bolsillo es una pequeña cámara de ionización del tipo integrador, de forma cilíndrica (aproximadamente de 2 cm³) llena de aire y provista de un electrodo central.

Estos dispositivos deben de cargarse antes de exponerlos a la radiación, esto se logra por medio de un cargador que les aplica un voltaje (del orden de 200 V). Al exponer el dosímetro a la radiación, el aire de la cámara se ioniza y los iones se mueven hacia los electrodos, lo que ocasiona una pérdida de carga, la cual es directamente proporcional a la cantidad de radiación recibida por el dosímetro.

Los dosímetros de bolsillo están provistos de una fibra de cuarzo y un pequeño microscopio, el cual permite observar el desplazamiento de la fibra a lo largo de una escala graduada. Este desplazamiento se debe a que al perder carga, la fibra de cuarzo es atraída por el electrodo; por lo tanto, el movimiento de la imagen de ésta, es una medida de la cantidad de radiación recibida (**ver Figura 3.7**).

La respuesta de un dos (metro de bolsillo rara vez es lineal fuera de la escala calibrada, por lo que no se debe intentar estimar lecturas fuera de "ésta. Además, estos dos (metros están sujetos a descargas cuando se caen o golpean (en el mejor de los casos), por lo que debe tenerse mucho cuidado en su manejo.

También debe tenerse en cuenta que cualquier fuga de carga produce una lectura, por lo que se requiere que exista un buen aislamiento del electrodo. Cuando los dosímetros están expuestos a la humedad, este aislamiento puede perderse con el consiguiente aumento de la fuga de carga.

La rapidez de fuga normal en un buen dosímetro debe de ser del orden de 3% en un período de 48 horas.

Los dosímetros de bolsillo se utilizan principalmente en áreas controladas como dosímetros secundarios, para determinar las dosis diarias recibidas por el POE.

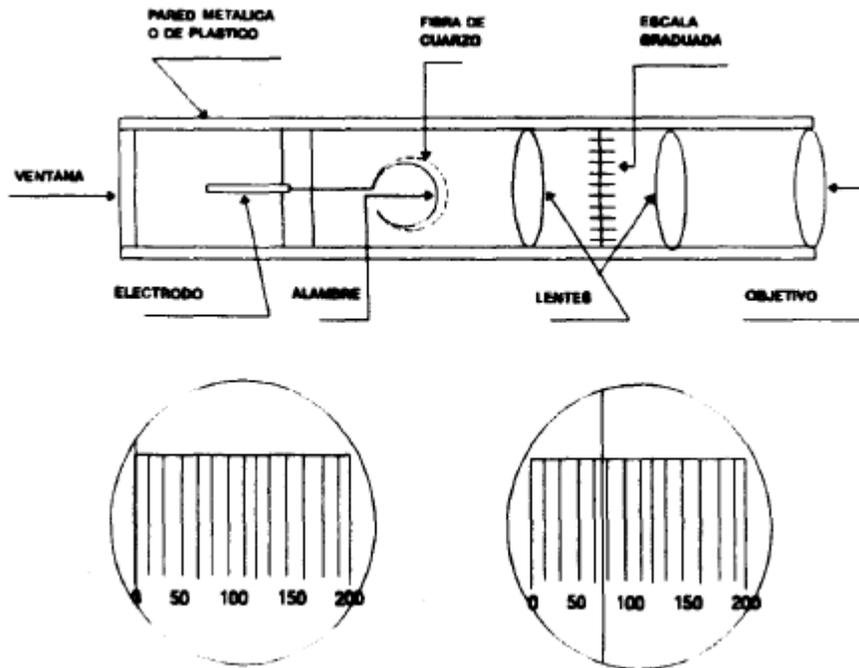


Figura 3.7 Dosímetro de bolsillo

Dosímetro de película fotográfica.- Este tipo de dosímetro fue muy utilizado en el pasado reciente, aunque aún se utiliza pero ya no con tanta frecuencia. Consiste de un paquete de 2 o 3 placas fotográficas, que pueden cuantificar la dosis debida a rayos X, gammas y neutrones, protegidas de la luz y colocadas en un chasis (ver Figura 3.8). Estas películas constan de una base de acetato de celulosa o de algún plástico, revestida por ambos lados de una capa gelatinosa fotosensible (emulsión).

Este tipo de dosímetros basan su funcionamiento en el hecho de que la acción de la radiación ionizante o de sus emisiones secundarias producen un oscurecimiento visible de la película, en forma similar a lo que ocurre en una radiografía.

El grado de oscurecimiento de la película, llamado densidad óptica de la película, se puede medir con un densitómetro (ver Figura 3.9) cuya lectura se expresa como el logaritmo de la cantidad de luz transmitida por la película, es decir, la razón de la intensidad de luz sin película (I_0) a la intensidad de la luz con la película interpuesta (I):

$$D = \log \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (3.6)$$

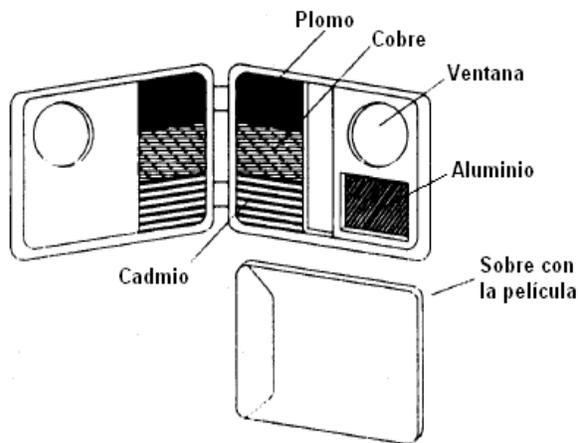


Figura 3.9 Dosímetro de película.

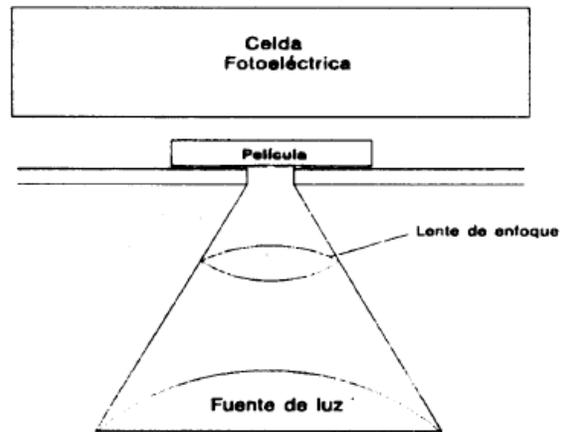


Figura 3.10 Densitómetro

La densidad óptica se puede relacionar cuantitativamente con la exposición a la radiación ionizante para obtener una curva de calibración (curva característica o curva de Hurter). Esta curva presenta una forma característica para cada lote de películas cuando se someten a las mismas condiciones de irradiación y tratamiento (**ver Figura 3.11**). La curva de calibración se obtiene sometiendo una serie de películas a diferentes exposiciones con una fuente calibrada, teniendo cuidado de mantener un lote de películas como testigo a las mismas condiciones que las películas irradiadas y procesándolas juntas en la misma forma, para obtener de esta manera una lectura de fondo, la cual habrá de restarse a la lectura de las películas irradiadas.

Una característica de mucha importancia que debe tenerse en cuenta, es la estabilidad de la película, la que por lo general es baja y por lo tanto limita su aplicación en la dosimetría personal, ya que el almacenamiento de la película en un ambiente húmedo y caluroso da lugar a una imagen latente falsa. Puede producirse también la destrucción total o parcial de la emulsión al pegarse ésta a la envoltura, o bien, cultivarse hongos o bacterias en la gelatina, lo que daña la película.

Un problema mucho más serio que los efectos anteriores, los cuales son fáciles de detectar, lo constituye la pérdida de información una vez irradiada la película (desvanecimiento).

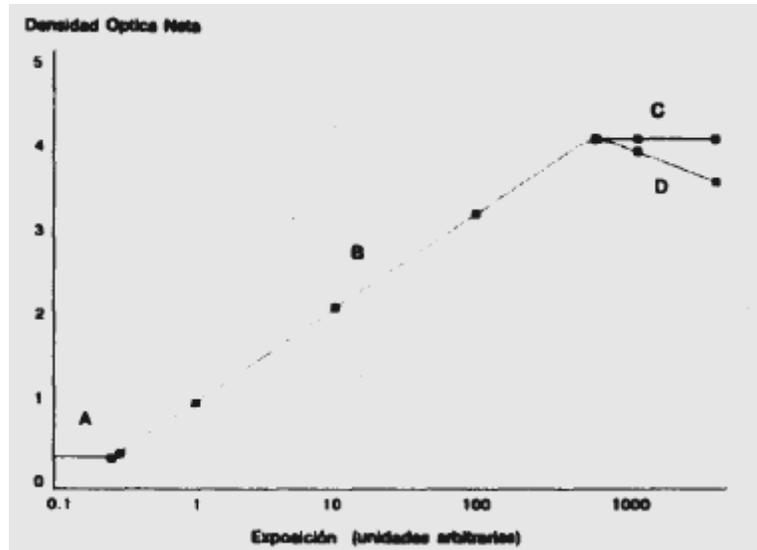


Figura 3.11 Curva característica de un dosímetro de película

Otra característica de los dosímetros de película es que presentan una fuerte dependencia de la energía para bajas energías de la radiación ($E < 0.2$ MeV). Por esta razón, para discriminar diferentes energías de radiación, el dosímetro debe estar equipado con una serie de filtros de Cd, Al, Cu, Sn, Pb, Ag y una ventana abierta, con el objeto de obtener una filtración selectiva. Otra característica desfavorable de los dosímetros de película, es que la dosis se puede determinar con un margen de error de 20 al 30%.

Dosímetro termoluminiscente. La irradiación de algunos sólidos cristalinos da lugar a su excitación, produciendo los llamados "centros de color". La excitación puede permanecer por períodos de meses y aún de años, a temperatura ambiente, a menos que se proporcione la energía suficiente para desexcitarlos lo que provoca la emisión de luz. A este proceso se le conoce como fenómeno de luminiscencia.

La luminiscencia recibe nombres particulares de acuerdo con el tipo de energía que se proporciona a los materiales para desexcitarlos. Si esta energía se proporciona en forma de radiación de frecuencia óptica (luz), el fenómeno se conoce con el nombre de Radiofotoluminiscencia, mientras que si la energía se proporciona en forma de calor se le llama Termoluminiscencia, este fenómeno es el que da lugar a los Dosímetros Termoluminiscentes (DTL).

Entre los materiales termoluminiscentes de interés para dosimetría personal, se encuentran el fluoruro de litio (LiF), el borato de litio ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) y el sulfato de calcio (CaSO_4) activados todos ellos con impurezas tales como metales y tierras raras, para mejorar la excitación provocada en el cristal por la radiación ionizante.

El calentamiento de los cristales a unos cientos de grados Celsius los desexcita haciéndolos emitir luz. La cantidad total de luz emitida durante el calentamiento es directamente proporcional a la dosis absorbida. Para determinar la dosis se puede medir la cantidad total de luz. El equipo de lectura es sencillo, consta de un sistema para calentar los dosímetros en forma controlada y un dispositivo para medir la luz emitida (por lo general un tubo fotomultiplicador) y transformarla en una señal fácilmente integrable (ver Figura 3.12).

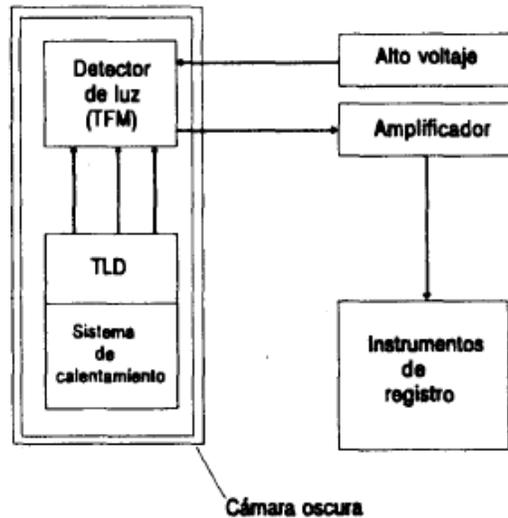


Figura 3.12 Equipo lector para dosímetros termoluminiscentes

Para conocer la dosis absorbida por un dosímetro TL es necesario construir previamente una curva de calibración sometiendo varios dosímetros a cantidades conocidas de radiación y trazando la curva correspondiente, una vez obtenida la curva de calibración se puede entrar con el valor de la lectura TL y al interceptar la curva se tendrá el valor de la dosis que recibió el dosímetro (ver Figura 3.13).

Entre las características de los dosímetros termoluminiscentes (DTL) que los hacen apropiados para dosimetría personal, se encuentra su tamaño pequeño, su alta sensibilidad, su buena estabilidad ante las condiciones ambientales normales y su amplio intervalo de respuesta (10^{-8} a 10^5 Gray o 10^6 a 10^7 Rad), además de que pueden usarse varias veces una vez borrada toda la información mediante un sencillo tratamiento térmico. Una característica desfavorable, desde el punto de vista de dosimetría personal, es la de que la información se borra con el proceso de lectura.

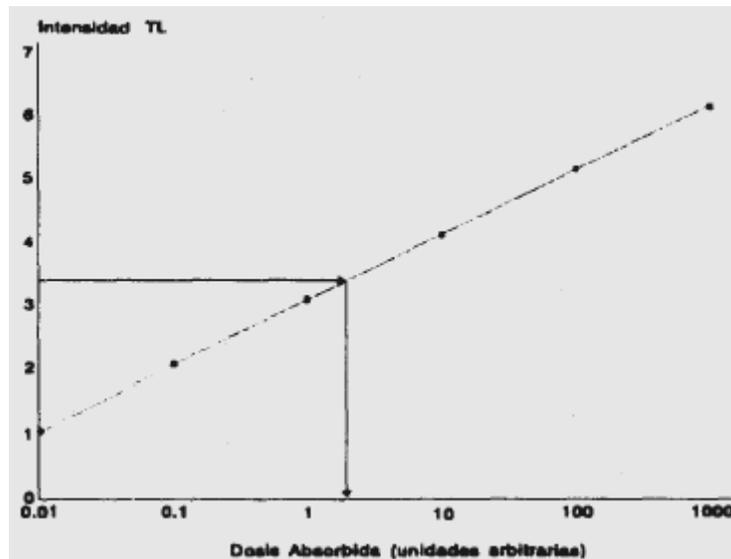


Figura 3.13 Curva de calibración de un dosímetro termoluminiscente

Dosímetros electrónicos.- Dentro de los dispositivos personales utilizados en protección radiológica, los electrónicos han demostrado ser de gran utilidad. Este hecho se ha reflejado en el incremento de su uso, el cual a su vez se ha apoyado en el rápido avance de la tecnología de fabricación de semiconductores (circuitos integrados que efectúan funciones múltiples), lo cual reduce su tamaño y costo. La elección de alguno de ellos dependerá de la aplicación que se le vaya a dar.

Monitor de radiación personal Victoreen.- (pollito).-Este tipo de dispositivo detecta radiación X y Gamma. Proporciona un aviso continuo y alertan al usuario cuando éste entra en un área de radiación o cuando se mueve de un campo de radiación a otro de diferente intensidad. La señal audible instantánea es en forma de "bips". La repetición de los bips que emite es proporcional a la rapidez de exposición, en mR/h. Tiene 2 escalas, la alta es la más sensible y se utiliza para localizar fugas en equipos de rayos X o de fuentes radiactivas. Por ejemplo, para un mismo campo de radiación (con fuente de Cs-137), se obtiene en la escala alta, 30 veces más bips que en la escala baja.

El detector que emplea este monitor es un tubo GM y la vida de la batería es de 6 meses, utilizándolo 8h/día.

Dosímetro digital Victoreen.- Detecta radiación X y Gamma, utilizando un detector GM miniatura. Integra automáticamente la exposición a la radiación y suministra indicaciones visual y audible. Su rango de operación es de 0-999 mR (0.025 mR/bip aproximadamente).

La vida de la batería es de 30 días (operación continua) o de 120 días usándolo 8 h/día, en un campo de baja radiación.

Dosímetro digital Aloka.- Existen varios modelos; detecta rayos X, Gamma y Neutrones. Para fotones desde 20 KeV hasta más de 60 KeV y neutrones térmicos y rápidos. No se dispone de información sobre su principio de funcionamiento. Su rango de operación varía con el modelo, pero va desde 0 hasta 99.99 mSv (0-9.999 R).

Dosímetro digital Eberline.- El DigiDose-100 tiene control de acceso computarizado al sistema de control dosimétrico FASTRAK-II. El detector es un diodo de silicio de estado sólido, lo cual tiene más ventajas sobre los tubos GM: vida más larga, menor corriente de operación y costos de mantenimiento reducidos. Pantalla para mostrar la dosis recibida y la rapidez de dosis, en mR-mSv y en mR/h-mSv/h.

Tiene 4 alarmas: rapidez de dosis, dosis acumulada, tiempo transcurrido y batería baja. Rango de medición: 1 mR-999 R y de 1 mR/h-99 R/h. La duración de la pila es de aproximadamente 6 meses (con indicación de batería baja faltando 8 horas de operación).

Capacidad para identificar el No. de dosímetro, No. de empleado y No. de trabajo, del 1-999999.

Importancia Y Precauciones En El Uso De Los Dosímetros.

- En el Proyecto de Norma Oficial Mexicana **NOM-157-SSA1-1996**, está establecido que todo POE debe hacer uso adecuado del equipo de protección, así como de los dispositivos de vigilancia radiológica individual que se le proporcionen, por lo cual debe portar los dosímetros en número y en el lugar preestablecido (por ejemplo tórax y manos); así como el personal que temporalmente lo requiera (dosímetro de bolsillo).
- El POE debe usar los dosímetros para el control individual de la dosis recibida en forma mensual y anual.
- El POE deberá cuidar de no golpear, mojar, enfriar ni calentar los dosímetros y sobre todo de NO dejarlos expuestos a fuentes de radiación cuando no los porten.
- El uso de los dosímetros es individual, es decir, que no es válido que a dos o más personas se les aplique la lectura de un mismo dosímetro.

3.6.3 Uso de equipos móviles o portátiles

Los equipos móviles deben utilizarse únicamente cuando el paciente no pueda ser transportado a una sala donde exista un equipo fijo y después de considerar las medidas de protección radiológica necesarias.

Los problemas de protección que se plantean con los equipos móviles son los mismos que para equipos fijos, aunque agudizados por:

- El aumento de la dificultad de centrado al estar el chasis radiográfico "desligado" del resto del equipo y no tener las mismas referencias geométricas.
- El continuo desplazamiento de estos equipos hace que se desajusten con mayor frecuencia.
- La utilización en lugares en los que la instalación eléctrica no está preparada para suministrar la potencia adecuada.
- Su empleo en lugares carentes de blindajes estructurales y ocupadas por otras personas.

La solución a estos problemas adicionales se pueden subsanar con:

- Utilizando equipos diseñados especialmente que dispongan de dispositivos adicionales para el centrado.
- Realizar más frecuentemente la verificación de las características de los mismos (kVp, mAs, tiempo, etc.).
- Emplear generadores de alto voltaje a base de baterías o condensadores, que almacenan la energía lentamente y la "entregan" instantáneamente al momento del disparo.
- Situar al operador a una distancia del haz de alrededor de 2 m como mínimo.
- No dirigir nunca el haz útil hacia otros enfermos o paredes.
- Utilizar delantales y otros dispositivos de protección, incluso para los enfermos contiguos.

3.6.4 Procedimientos para protección de pacientes, público y POE

De acuerdo con la normatividad vigente establecida, en cada establecimiento deberá existir un Manual de Procedimientos Técnicos, autorizado conjuntamente por el titular y el responsable de operación y funcionamiento, que explique la forma de realizar cada una de las técnicas de exploración radiológica que se utilicen en dicho establecimiento, preparado de conformidad con las normas de protección y seguridad radiológica vigentes. Durante la realización de los estudios radiológicos, el operador (médico radiólogo o técnico radiólogo) deberá apegarse a lo indicado en dicho manual. El contenido del manual debe actualizarse cuando el avance de la técnica, el cambio de equipo o el cambio de procedimientos lo amerite.

A continuación se mencionan algunas normas generales para la protección del paciente, público y POE.

- El equipo deberá tener blindaje:
 - ✓ Contra radiación directa residual
 - ✓ Contra radiación dispersa
- El generador deberá tener:
 - ✓ Doble temporizador de seguridad
 - ✓ No repetición indeseada de disparos
 - ✓ Presentación de los datos (kV, mAs) incluso en casos de regulación automática)
- La instalación debe tener zona protegida (protección o blindaje estructural)
 - ✓ El personal de operación no debe estar dentro, solamente cuando sea estrictamente necesario.
- Medios para reducción de dosis. Radioscopia con memoria.
- Protección de miembros del público y de otros pacientes:
 - ✓ Control de accesos
 - ✓ Protección estructural (salas de espera, cabinas blindadas, otras dependencias)

Normas de trabajo aplicables a salas de radiografía

1. Los equipos de rayos X solamente podrán ser operados por las siguientes personas:
 - ✓ Médicos radiólogos
 - ✓ Técnicos radiólogos
 - ✓ Personal técnico encargado de realizar las pruebas de control de calidad del equipo
 - ✓ Personal en entrenamiento (bajo la supervisión de un médico radiólogo)

2. Antes de empezar a explorar, cerrar las puertas.
3. Nunca dirigir el haz útil hacia las ventanas (si las hay), ni a la consola de control, ni al cuarto oscuro.
4. Durante la radiografía, todo el personal debe permanecer en zona protegida con blindaje estructural.
5. Diafragmar el campo exploratorio al mínimo y comprobar protectores de gónadas, cuando sea necesario y posible.
6. No debe haber ningún paciente en la sala mientras se explora a otro.
7. Cuando sea necesario sostener un chasis, emplear dispositivos mecánicos.
8. Si es imprescindible sujetar al paciente durante la exploración, se utilizará delantal protector y guantes:
 - ✓ Se permanecerá fuera del haz útil y lo más apartado posible del tubo.
 - ✓ Deberán anotarse en un registro los datos (nombre de la persona que ha sujetado al paciente, fecha, número de disparos, datos radiográficos y técnica radiográfica).
9. Distancia foco-piel nunca inferior a 30 cm.

Normas de trabajo aplicables a salas de fluoroscopia

1. Durante la fluoroscopia, sólo deberá estar el personal imprescindible.
2. Si no hay intensificador, el observador deberá acomodar la visión a la oscuridad antes de comenzar la exploración.
3. No se deberá pulsar el pedal más que cuando se necesite información (fluoroscopia discontinua).
4. Se recomienda el intensificador de imagen. Las pantallas de fluoroscopia directa deben eliminarse.
5. Recordar que la disposición de tubo hacia arriba e intensificador de imagen abajo produce mayor cantidad de radiación dispersa.
6. Antes de explorar, cerrar las puertas blindadas.
7. No dirigir el haz útil hacia ventanas, consola de control ni cuarto oscuro.

8. El personal que permanezca en el interior de la sala deberá llevar delantal plomado, acercarse al paciente y tubo lo imprescindible. Se deberá emplear el palpador del equipo o palpar con guantes protectores.
9. Cerrar el diafragma o colimador al mínimo campo exploratorio, emplear protectores de gónadas, cuando sea necesario y posible.
10. No deberá haber ningún paciente en la sala mientras se explora a otro.
11. La distancia foco-piel nunca debe ser inferior a 30 cm en fluoroscopia (con tubo detrás), recomendable mayor que 45 cm.
12. Si es necesario poner las manos en el haz útil, utilizar guantes protectores. Siempre que sea posible, utilizar memorización de imagen.
13. El dosímetro es un testigo de la radiación que recibe la persona. Deberá llevarse puesto cuando se trabaja, pero mantenerse alejado de la radiación cuando no se trabaja.
14. Si en determinadas exploraciones existe riesgo de que ciertas partes del cuerpo reciban dosis mayores que el resto y esta diferencia sea significativa (cristalino, manos, etc.), deberá disponerse de dosímetros auxiliares representativos para dichas partes del cuerpo.
15. Si es imprescindible que alguien sujete al paciente o al chasis, se utilizará delantal protector y guantes:
 - ✓ Permaneciendo fuera del haz útil y lo más apartado posible del paciente y tubo.
 - ✓ Deberán anotarse en un registro los datos (nombre de la persona que ha sujetado al paciente, fecha, número de disparos, datos radiográficos y técnica radiográfica).

Normas de trabajo con equipos móviles

1. No dirigir el haz útil hacia nadie que no sea el paciente.
2. Los equipos de rayos X solamente podrán ser operados por las siguientes personas:
 - ✓ Médicos radiólogos
 - ✓ Técnicos radiólogos
 - ✓ Personal técnico encargado de realizar las pruebas de control de calidad del equipo
 - ✓ Personal en entrenamiento (bajo la supervisión de un médico radiólogo)

3. Durante el disparo el personal deberá mantenerse alejado del paciente (al menos 2 m) y llevar mandil protector.
4. Diafragmar el campo exploratorio al mínimo y emplear protectores gonadales cuando sea necesario y posible.
5. Queda prohibido el uso de equipos sin colimador.
6. Utilizar dispositivos de centrado y distanciadores.
7. Si es imprescindible que alguien sujete al paciente o el chasis:
 - ✓ Permaneciendo fuera del haz útil y lo más apartado posible del paciente y tubo.
 - ✓ Deberán anotarse en un registro los datos (nombre de la persona que ha sujetado al paciente, fecha, número de disparos, datos radiográficos y técnica radiográfica).
8. El dosímetro es un testigo de la radiación que recibe la persona. Deberá llevarse puesto cuando se trabaja, pero mantenerse alejado de la radiación cuando no se trabaja.

Sin embargo hay que recordar lo siguiente: no es necesario un equipo sofisticado ni un entrenamiento exhaustivo para reducir la dosis que recibe el POE sino simplemente una actitud consciente para llevar a cabo las tareas encomendadas de acuerdo con los procedimientos establecidos. La mayoría de los equipos, cambios en la técnica y procedimientos administrativos diseñados para reducir la dosis que reciben los pacientes reducen considerablemente la dosis recibida por el POE.

Algunas causas por las que el paciente recibe una dosis innecesaria (aquella que no la requiere el bienestar o el cuidado correcto del paciente) pueden ser las siguientes:

- **Exámenes innecesarios:** detección masiva de la tuberculosis, admisiones en los hospitales, exámenes médicos antes de contratar nuevos empleados, revisiones periódicas, etc.
- **Repetición de exámenes** (casi siempre debido a error del técnico radiólogo): mala colocación del paciente, utilización de una técnica deficiente, movimiento del paciente, colimación deficiente, pantallas sucias, etc.
- **Técnica radiográfica:** por lo general, la utilización de técnicas con alta tensión de pico reduce la dosis que recibe el paciente. El aumento de la

tensión de pico supone siempre una reducción del mAs para obtener una densidad aceptable de la película, lo que produce a su vez una menor exposición del paciente. Por supuesto que el último juez sobre la calidad de la radiografía será el médico radiólogo. Otro factor es la colimación correcta, ya que al disminuir el tamaño del campo de radiación no solo se reduce la dosis al paciente sino que se mejora la calidad de la imagen al disminuir la radiación dispersa.

- **Receptor de imagen:** la elección del receptor de imagen debe basarse en el tipo de estudio que se va a realizar, en general, se debe utilizar la combinación de película y pantalla más rápida que permitan las características del examen.
- **Colocación del paciente:** hay que tener cuidado especial para que el haz útil no alcance las gónadas.
- **Blindaje de zonas específicas:** es recomendable cuando existe un tejido u órgano especialmente sensible en las proximidades del haz útil.

3.6.5 Protección de gónadas

Las gónadas son órganos blancos de gran importancia en la irradiación, como ejemplo de efectos hísticos locales son particularmente sensibles a la radiación. Se han observado respuestas a dosis de sólo 10 rad. Dado que esos órganos producen las células germinales que controlan la fertilidad y la herencia, su respuesta a la radiación ha sido objeto de un profundo estudio. Tanto los testículos (gónadas masculinas) como los ovarios (gónadas femeninas), responden de forma distinta a la radiación, debido a las diferencias en la progresión de las células germinales correspondientes desde la fase de células tronco a la de células maduras. La irradiación de los ovarios en épocas tempranas de la vida causa reducción de su tamaño (atrofia) por muerte de células germinales. Después de la pubertad, tal irradiación produce además supresión y retraso de la menstruación. Algunos expertos aconsejan que las mujeres se abstengan de procrear durante un período de varios meses después de dosis ováricas superiores a 10 rad (100 mGy). La irradiación de los testículos con dosis elevadas llegan a atrofiarlos. Dado que la gametogénesis masculina es un proceso autorrenovador, existen algunos datos que sugieren que las mutaciones genéticas inducidas en las células posteriores a las espermatogonias supervivientes son las más peligrosas. En consecuencia, tras la irradiación testicular con dosis superiores a los 10 rad (100 mGy), el varón debe evitar la procreación durante 2 - 4 meses, hasta que todas las células de las fases de espermatogonia y postespermatogonia en el momento de la irradiación hayan madurado y desaparecido.

Por lo anteriormente expuesto el tema del blindaje gonadal es muy importante por lo que se deben seguir las siguientes normas generales:

1. Utilizar blindaje gonadal en todos los pacientes potencialmente fértiles. Por lo general se consideran dentro de esta categoría todas las personas menores de 40 años y, en el caso de los varones, también por encima de esa edad.
2. Utilizar blindaje de las gónadas cuando éstas se encuentren cerca del haz primario (útil) durante el examen.
3. No se debe descuidar el posicionamiento y la colimación adecuada del paciente, aunque esté utilizándose un escudo gonadal.
4. El blindaje de las gónadas sólo se utilizará si no interfiere en la obtención de la información diagnóstica.

Alternativas para pacientes embarazadas. El médico radiólogo deberá sugerir al médico solicitante de un estudio radiográfico de una paciente embarazada, la aplicación de una técnica alternativa que no implique exposición a la radiación, ya que como sabemos, el feto es muy sensible a la radiación, por lo que en caso de ser necesario el estudio radiológico, se deberán usar las medidas de protección aplicables establecidas en el manual de procedimientos técnicos, a fin de que el feto reciba la mínima cantidad posible de radiación.

Visitas y acompañantes. Las personas cuya presencia no sea estrictamente indispensable para la realización del estudio radiológico, deberán permanecer fuera de la zona controlada durante la operación del equipo de rayos X.

Cuando por las condiciones de incapacidad del paciente se requiera la presencia de un acompañante durante el estudio radiológico, se deberán utilizar los equipos de protección radiológica necesarios (mandil plomado, guantes de compresión o de intervención, collarín para tiroides, anteojos para protección del cristalino).

Control de repetición de placas. A fin de reducir el número de placas repetidas por error de operación o de revelado, se deben establecer los controles administrativos adecuados para llevar un control del número de placas repetidas, para efectuar una revisión técnica periódica con el objetivo de determinar las causas de la repetición y para aplicar las medidas correctivas pertinentes. Además, se recomienda utilizar el negatoscopio adecuado, emplear mascarillas para evitar deslumbramientos y atenuar la luz ambiental cuando sea factible, todo esto con el objetivo de evitar repeticiones de radiografías por dificultades para su observación.

3.6.6 Manual de protección y seguridad radiológica

Este es un documento cuyo objetivo es proporcionar al POE un conjunto de procedimientos para operaciones rutinarias y de emergencias, presentados en un lenguaje claro y accesible, para que todas y cada una de las acciones que se realicen y que involucren fuentes de radiación ionizante, se ejecuten cumpliendo con normas y procedimientos de protección radiológica adecuados, para reducir las exposiciones ocupacionales y del público a valores tan bajos como razonablemente puedan lograrse, tomando en cuenta factores económicos y sociales. Asimismo, debe indicar las obligaciones que el POE adquiere por el desempeño de sus labores en las instalaciones con equipos generadores de radiación ionizante.

Este manual debe contener los procedimientos de protección y seguridad radiológica aplicables a las actividades que se realicen en el establecimiento. Adicionalmente debe incluir los procedimientos administrativos que impacten en la seguridad de la instalación, como son: control de acceso a las zonas donde se utilizan los equipos de rayos X; establecimiento y mantenimiento de los registros de dosimetría, bitácoras de vigilancias radiológicas, programa de protección radiológica, etc.

Los procedimientos que forman el manual deben hacer uso de las unidades del Sistema Internacional de Unidades (SI), y cuando, se incluyan unidades de otros sistemas se deberá presentar su valor correspondiente al SI.

Una vez aprobado el manual, el Titular del establecimiento deberá darlo a conocer a todo el personal ocupacionalmente expuesto (POE) y mantener una copia, en un lugar accesible al POE, en la zona de trabajo con la fuente de radiación ionizante.

Manual de procedimientos técnicos. Es un documento que contiene los procedimientos específicos a seguir para la utilización de cada técnica radiográfica en particular. Este documento deberá contener los principales parámetros técnicos para la realización de cada uno de los diferentes estudios a fin de que aseguren la mejor información diagnóstica con la mínima dosis al paciente y al POE.

Registros. Toda placa radiográfica deberá contener una impresión (a la derecha del paciente), con la siguiente información: fecha del estudio, nombre del paciente, identificación del establecimiento y clave o iniciales del técnico que la tomó. En mamografía se deben incluir los parámetros de exposición de cada placa, para poder tomar nuevas placas bajo las mismas condiciones y facilitar la comparación al estudiar la evolución de la enfermedad.

3.7 Programa de garantía de calidad

En la actualidad es necesario desarrollar en todos los campos de la medicina programas que aseguren la calidad de los cuidados que se le otorgan al paciente. El diagnóstico visual es una especialidad pionera en el desarrollo de dichos programas. En varias partes del mundo se han realizado estudios que indican que en muchos establecimientos de diagnóstico con rayos X se obtienen imágenes de mala calidad y que los pacientes reciben una exposición innecesariamente elevada a la radiación. En dichos estudios se vio que el mal funcionamiento del equipo contribuye en forma considerable a la mala calidad de las imágenes y otro factor importante es la mala colocación de los pacientes, programa de garantía de calidad se podría definir como un esfuerzo organizado de todo el personal de un establecimiento de rayos X para tener la seguridad de que las imágenes diagnósticas obtenidas en dicho establecimiento tengan una calidad suficientemente elevada para que den en todos los casos una información diagnóstica adecuada, con el menor costo posible y con la mínima dosis de radiación al paciente.

La Garantía de Calidad afecta a las personas, es decir, un programa de garantía de calidad comprobará que la asignación de citas, la recepción y la preparación de los pacientes son adecuadas.

¿Es apropiado el examen para el que se ha citado al paciente", y si lo es, ¿ha sido instruido el paciente de forma adecuada antes del examen? La garantía de calidad incluye también la interpretación de las imágenes obtenidas: ¿Coincide la enfermedad o estado del paciente con lo que ha diagnosticado el radiólogo? ¿El informe ha sido elaborado, distribuido y archivado para su evaluación con suficiente rapidez? ¿El médico implicado ha sido informado en el momento oportuno? Esas actividades de la garantía de calidad son responsabilidad de todo el equipo humano del departamento pero sobre todo, del técnico radiólogo.

El Control de Calidad se ocupa de los instrumentos y equipos; es mucho más tangible que la GC. El objetivo de un programa de control de calidad es garantizar que se obtendrán las mejores imágenes posibles como resultado del correcto y buen funcionamiento del equipo. El control de calidad empieza con la verificación del estado del equipo de rayos X utilizado para obtener la imagen, continúa con la inspección rutinaria de las dependencias y equipos de revelado de imágenes y concluye con el análisis específico de cada imagen para identificar defectos, localizar su causa y reducirlos en exámenes posteriores.

Un programa de control de calidad consta básicamente de los siguientes pasos: pruebas de aceptación, reevaluación del funcionamiento rutinario y corrección de errores. Cada nuevo equipo que llega a la instalación, ya se trate de un equipo de rayos X o de uno de revelado de imágenes debe pasar las pruebas de aceptación antes de comenzar a utilizarlo en tareas de diagnóstico. Las pruebas de aceptación deben ser realizadas por alguien que no sea el representante del

fabricante. Esas pruebas están diseñadas para garantizar que el equipo cumple con las especificaciones proporcionadas por el fabricante. Los equipos se deterioran con el uso, de forma que es necesario realizar evaluaciones periódicas para verificar que siguen funcionando adecuadamente. En la mayoría de los equipos basta con una revisión anual, a menos que se tenga que sustituir alguna pieza fundamental del equipo, como por ejemplo, el tubo de rayos X.

La garantía de calidad y el control de calidad son labores que competen a todo el personal de la instalación, pero es responsabilidad, sobre todo, del Responsable de Operación y Mantenimiento. En establecimientos privados, clínicas y hospitales, el Encargado de Operación y Mantenimiento establecerá y supervisará el desarrollo del programa de garantía de calidad con la frecuencia que se determine en función de la actividad de la institución. Con la ayuda de los técnicos radiólogos y del asesor especializado en seguridad radiológica, el Encargado de Operación y Mantenimiento comprobará que se realizan todas las medidas y comprobaciones necesarias, no solamente para el buen funcionamiento del equipo sino de lo que esto implica, que el paciente y los POE reciban la menor cantidad de radiación posible.

En Garantía de Calidad se establece que todas las actividades se deberán documentar, es decir, las verificaciones que se le hagan a los equipos, cuarto oscuro, intensificadores de imagen, negatoscopios, etc. se deberán realizar bajo procedimientos escritos que deberán ser revisados por especialistas del área y aprobados por el Titular del establecimiento.

3.7.1 Equipos radiográficos

Organizaciones como el American College of Medical Physics (ACMP) y la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) han desarrollado protocolos de programas de garantía y control de calidad para radiografía y otras técnicas de diagnóstico visual. En la **Tabla 3.17** se muestran las bases de dichos programas, la frecuencia recomendada para las evaluaciones periódicas y los límites de tolerancia para cada prueba. Todos los puntos del programa deben ser efectuados o por el Encargado de Operación y Mantenimiento o por el Técnico Radiólogo.

Filtración. Probablemente el factor más importante en relación con la protección del paciente en un equipo de rayos X sea la filtración. En la norma oficial mexicana NOM-158-SSA1-1996:

Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X se establece que los equipos tengan una filtración mínima equivalente igual a la indicada en la **Tabla 3.18**

Tabla 3.17

PARTES DE UN PROGRAMA DE GARANTIA DE CALIDAD PARA EQUIPOS RADIOGRAFICOS		
Medida	Frecuencia	Tolerancia
Calibración de la tensión de pico	Una vez al año	± 5%
Tamaño del punto focal	Una vez al año	± 50% (Ver Tabla 4.1)
Tiempo de exposición	Una vez al año	± 5%
Rendimiento: Trifásico	Una vez al año	1.55-2.06 $\mu\text{C/kg-mAs}$
Monofásico		1.03-1.55 $\mu\text{C/kg-mAs}$
Constancia de rendimiento	Una vez al año	≥ 10%
Coincidencia de centros	Una vez al año	2 cm para DFI de 100 cm
Coincidencia campo luminoso-radiación	Una vez al año	< 4 cm para campo 24x30 cm
Contacto película-pantalla	Una vez al año	≥ 1 cm
Alineación rejilla difusora	Una vez al año	≥ 0.1 en la DO(perpendicular)
Calidad del haz útil	Una vez al año	≥ 2.5 mm Al

* Se debe proceder a una revisión cada vez que se modifique cualquier elemento básico del equipo

Tabla 3.18

VALORES MINIMOS DE LA CHR PARA DIFERENTES TENSIONES DE OPERACION DEL TUBO DE RAYOS X		
Tensión en el tubo (kV)		Capa Hemirreductora mínima (mm Al)
Intervalo nominal de operación	Tensión medida	
Menor de 51	30	0.3
	40	0.4
	50	0.5
De 51 a 70	51	1.2
	60	1.3
	70	1.5
Mayor de 70	71	2.1
	80	2.3
	90	2.5
	100	2.7
	110	3.0
	120	3.2
	130	3.5
	140	3.8
150	4.1	

Tensión de pico. El técnico radiólogo debe seleccionar con exactitud la tensión de pico adecuada para cada tipo de examen ya que una variación de 2 o 3 kV puede afectar seriamente la dosis que recibe el paciente y la densidad óptica de la radiografía. Una variación de 4 o 5 kV afecta además al contraste de la imagen. La tensión de pico real debe de estar en el intervalo de ± 4 kV de la tensión teórica seleccionada y para equipos de mamografía la precisión debe ser superior a ± 1 kV.

Colimación. Es imprescindible que el campo de rayos X coincida con el campo de iluminación del colimador de apertura variable con luz verificadora. Si estos campos no están alineados, se irradiarán partes de la anatomía del paciente que no interesan y no se explorarán las deseadas.

Por lo tanto, como se ha visto en los párrafos anteriores, es necesario que todas las actividades que se realicen en relación con el funcionamiento de los establecimientos con equipos de rayos X para el diagnóstico médico se hagan de acuerdo a los procedimientos establecidos en las instalaciones.

3.7.2 Elementos del programa de garantía de calidad

Responsabilidades

Titular.- Implantar y mantener el programa de garantía de calidad. Asignar su papel en el programa de garantía de calidad al Responsable de Operación y Funcionamiento, a los Médicos Radiólogos o a los Técnicos Radiólogos, de acuerdo con su entrenamiento y experiencia en el campo.

En instalaciones donde se realicen más de 50 estudios radiográficos por día laboral, la responsabilidad del programa de garantía de calidad debe asignarse a un comité de garantía de calidad.

Asesor especializado en seguridad radiológica (externo).- Las prácticas de la garantía de calidad, siempre y cuando exista un acuerdo escrito que especifique claramente estos servicios.

Asesor especializado en seguridad radiológica (interno).- Administrar el programa de manera regular y realizar trabajos de vigilancia que rebasen el nivel de entrenamiento del técnico radiólogo.

Técnico radiólogo.- Identificar los problemas de funcionamiento del equipo y calidad de la imagen u otros problemas potenciales, cuya solución no esté a su alcance, notificando al Responsable de Operación y Funcionamiento de modo que se pueda solicitar el apoyo técnico interno o externo a la instalación, para resolver el problema.

Los nombres de quienes ostenten la responsabilidad y la autoridad para el programa de garantía de calidad en una instalación, así como para la vigilancia, evaluación y medidas correctivas deberán estar especificadas en el manual de garantía de calidad.

Especificaciones para la adquisición de equipos.- Las especificaciones para la compra de un equipo deberán estar escritas e incluir las especificaciones de funcionamiento.

Al terminar de instalar un equipo deberá realizarse un programa de pruebas de aceptación del equipo de acuerdo con lo establecido en la normatividad vigente y el equipo no deberá de aceptarse si no cumple con lo establecido en ella.

3.7.3 Vigilancia del funcionamiento del equipo de rayos X

Debe establecerse un programa de vigilancia del funcionamiento y del mantenimiento preventivo del equipo de rayos X de acuerdo con un calendario preestablecido y aplicarse mantenimiento correctivo cuando se detecte una falla en el sistema.

En toda instalación se deberán vigilar los siguientes aspectos clave del sistema de rayos X:

- Características del funcionamiento del equipo de rayos X.
- Chasis, rejilla y pantalla intensificadora.
- Cuarto oscuro.
- Sistema de procesado de la imagen.
- Negatoscopios.

Control de calidad del sistema de rayos X.- Se deberá establecer un programa de pruebas de control de calidad para verificar el buen funcionamiento del equipo y garantizar la calidad de la imagen. Los instrumentos que se utilicen para realizar las pruebas de control de calidad deberán contar con un documento que certifique su calibración o bien que su exactitud sea referida a un instrumento calibrado. El programa de pruebas deberá incluir los aspectos indicados en la normatividad vigente, como son: tensión, radiación de fuga y dispersa, punto focal, tiempo de exposición, rendimiento, coincidencia de centros, coincidencia del campo luminoso, alineación de la rejilla antidifusora, etc., entre otros.

Evaluación.-El programa de garantía de calidad deberá incluir mecanismos de evaluación, que se refieren al funcionamiento del sistema de rayos X y la decisión de realizar medidas correctivas, así como la evaluación del programa mismo.

Registros.-Las especificaciones de compra y los resultados de las pruebas de aceptación deben conservarse durante todo el tiempo de uso del equipo. Además se deberá incluir el registro de la calendarización, fechas y resultados de las prácticas de vigilancia, del control de calidad, las dificultades encontradas, las medidas correctivas aplicadas, la fecha de su aplicación y su efectividad así como la evaluación del programa.

3.8 Manual de garantía de calidad

Deberá tenerse un manual que permita su revisión periódica y que se encuentre disponible a todo el POE de la instalación y deberá contener la siguiente información:

Lista de individuos responsables del Programa de Garantía de Calidad y de aplicar las técnicas de vigilancia y mantenimiento.

Relación de los parámetros a ser vigilados y la frecuencia de las pruebas.
Descripción de los requisitos, criterios de calidad o límites de aceptación establecidos en la normatividad vigente para cada uno de los parámetros vigilados.

Descripción breve de los procedimientos usados para vigilar cada parámetro.
Descripción de los procedimientos que deben seguirse cuando se detecten dificultades, de modo que el responsable de su corrección sea notificado.
Lista de documentos donde se puedan encontrar instrucciones detalladas para la vigilancia y el mantenimiento. Copias de estos documentos deberán estar disponibles para el personal, pero no formar parte del manual.
Los resultados de las pruebas de funcionamiento periódicas realizadas así como la constancia de instalación de las componentes de repuesto de acuerdo con la normatividad vigente.

Las especificaciones de compra y los resultados de las pruebas de aceptación deben conservarse durante todo el tiempo de uso del equipo. Además se deberá incluir el registro de la calendarización, fechas y resultados de las prácticas de vigilancia, del control de calidad, las dificultades encontradas, las medidas correctivas aplicadas, la fecha de su aplicación y su efectividad así como la evaluación del programa.

Capacitación. Se deben incluir medidas para la capacitación apropiada de todo personal con responsabilidades en el programa de garantía de calidad.

Revisión. El programa de garantía de calidad debe ser revisado periódicamente cuando menos una vez al año, por el Comité o el Responsable de Operación y Funcionamiento, para determinar su evaluación y actualización.

Conclusiones

Con el desarrollo de los equipos digitales se han logrado grandes avances en la medicina ya que es posible prevenir enfermedades en lugar de diagnosticar enfermedades del cáncer de mama, por ejemplo, si se detecta a tiempo se tienen muchas posibilidades de salvar a el paciente.

El sistema de Senographe 2000 D continúan mejorando en calidad y funcionalidad, esto se refleja en beneficio para los pacientes y los usuarios. En México se tienen funcionando 45 equipos 2000D, en diferentes unidades de Seguro Social.

En Estados Unidos y Europa se están reemplazando por nuevos equipos digitales, los cuales han sido mejorados en su funcionalidad.

La preparación para su examen radiográfico varía dependiendo del tipo de examen que haya solicitado su médico. Los siguientes son algunos aspectos de la preparación que pueden variar dependiendo de la parte del cuerpo que se va a examinar:

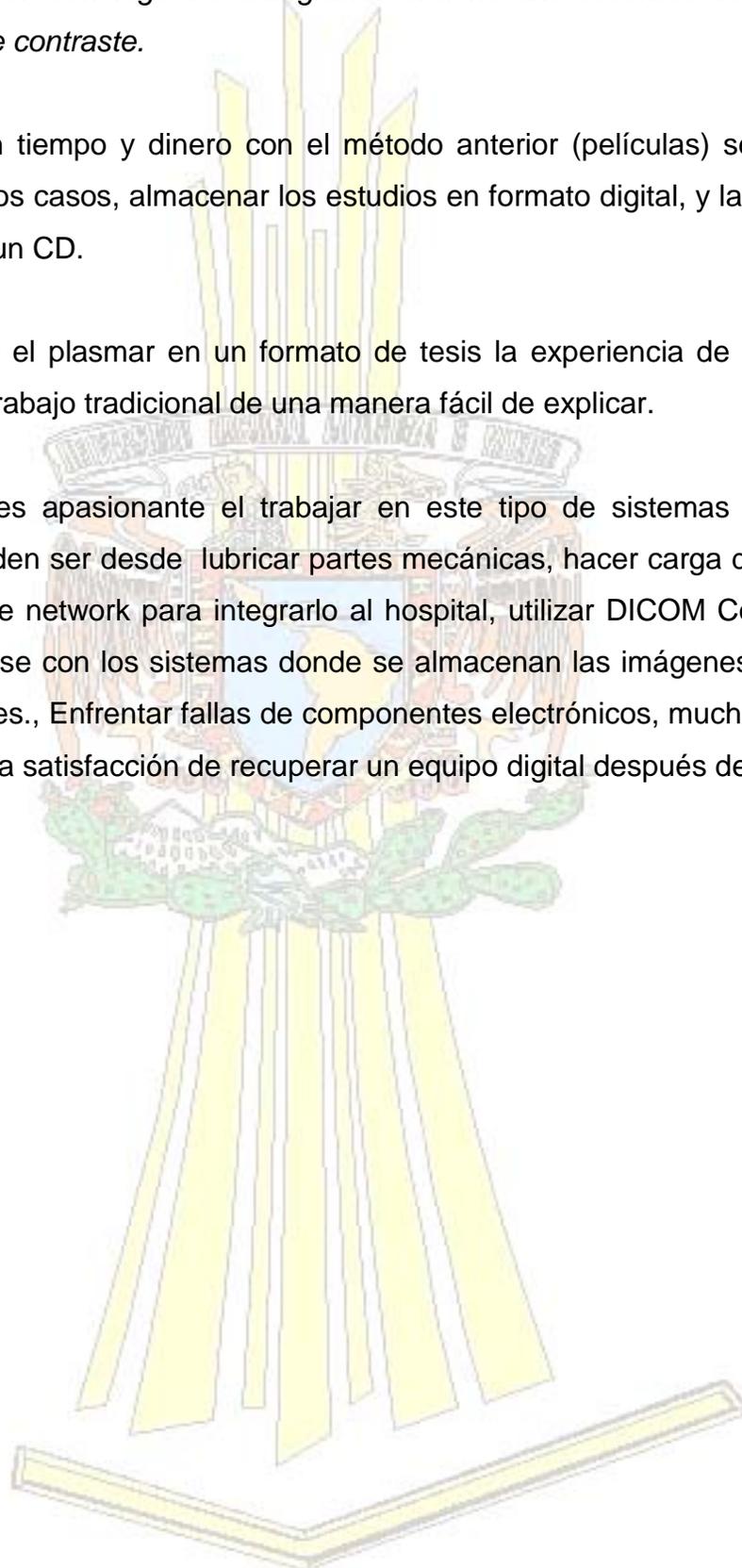
- Se le pedirá que descubra el área del cuerpo que se va a examinar. Se le proporcionará una bata en caso de que sea necesario.
- Se le puede pedir que se quite cualquier elemento metálico, tales como joyas, anteojos y ropa con cierre o broches de metal. De lo contrario, el metal de estos elementos puede aparecer en las radiografías y las puede oscurecer.
- Recibirá un delantal de plomo para proteger las partes del cuerpo a las que no se le tomarán radiografías.
- Es posible que antes de algunos tipos de exámenes radiográficos tenga que beber un líquido llamado medio de contraste. También le pueden inyectar dicho líquido. Estos materiales ayudan a generar una imagen más clara de la parte del cuerpo que se está examinando. *Antes de su examen, se debe*

informar al tecnólogo en radiografías si tiene antecedentes de alergias al medio de contraste.

Al comparar en tiempo y dinero con el método anterior (películas) se refleja en ahorro en los dos casos, almacenar los estudios en formato digital, y la entrega de los mismos en un CD.

Fue un desafío el plasmar en un formato de tesis la experiencia de transformar una forma de trabajo tradicional de una manera fácil de explicar.

Técnicamente es apasionante el trabajar en este tipo de sistemas ya que los problemas pueden ser desde lubricar partes mecánicas, hacer carga de software, configuración de network para integrarlo al hospital, utilizar DICOM Configuration para comunicarse con los sistemas donde se almacenan las imágenes, recibir la lista de pacientes., Enfrentar fallas de componentes electrónicos, muchos los retos pero mayor es la satisfacción de recuperar un equipo digital después de una falla.



Glosario

Asesor Especializado en Seguridad Radiológica.- Persona física o moral que auxiliará técnicamente al Titular y al Responsable de Operación y Funcionamiento.

Barrera primaria.- Blindaje de la instalación sobre el cual puede incidir directamente, en un momento dado, el haz útil producido por el equipo de rayos X.

Barrera secundaria.- Blindaje de la instalación sobre el cual nunca incide directamente el haz útil producido por el equipo de rayos X, sino solo la radiación de fuga y la radiación dispersa.

Blindaje.- Material empleado para reducir la intensidad de las radiaciones ionizantes al interponerse en su trayectoria.

Bucky.- Dispositivo que contiene y desplaza a la rejilla antidifusora con movimiento oscilatorio.

Campo de rayos X (campo de radiación).- Área definida por la intersección del haz útil y el plano, perpendicular al eje del haz, donde se encuentra el punto de interés para la medición o estudio a realizar.

Campo luminoso.- Área definida por la intersección del haz luminoso y el plano, perpendicular al eje del haz, donde se encuentra el punto de interés para la medición o estudio a realizar.

Capa decirreductora (CDR).- Espesor de un material que al interponerse en un haz útil de rayos X, atenúa la intensidad de la radiación al 10% de su valor inicial. El valor de la CDR es característico para cada material y cada tensión aplicada al tubo de rayos X. En esta definición se excluye la contribución de toda la radiación dispersa, que no sea la que se encuentre presente desde el inicio, en el haz bajo estudio.

Capa hemirreductora (CHR).- Espesor de un material que al interponerse en un haz útil de rayos X, atenúa la intensidad de la radiación al 50% de su valor inicial. El valor de la CDR es característico para cada material y cada tensión aplicada al tubo de rayos X. En esta definición se excluye la contribución de toda la radiación dispersa, que no sea la que se encuentre presente desde el inicio, en el haz bajo estudio.

Carga de trabajo.- Producto de factores que determinan la cantidad de radiación emitida por el tubo de rayos X, en función de su grado de utilización, para una tensión dada, durante un tiempo específico. Para equipos de rayos X de diagnóstico médico generalmente se expresa en: mA-min/semana o mA-s/semana.

Cefalostato.- Aditamento que se integra a un sistema de panorámica dental para realizar exposiciones craneales.

Consola de control.- Parte del equipo de rayos X que contiene los mandos e indicadores, desde donde se puede seleccionar el conjunto de parámetros para realizar los estudios radiológicos, así como activar e interrumpir la generación de rayos X.

Control automático de exposición.- Dispositivo que controla automáticamente uno o más de los factores técnicos con objeto de producir en un lugar preseleccionado una cantidad determinada de radiación.

Coraza.- Cubierta metálica forrada de plomo que contiene el tubo de rayos X. Esta incluye los transformadores de alto voltaje o del filamento y otros elementos apropiados cuando éstos están contenidos en la coraza.

Cuarto oscuro.- Área de la instalación donde se lleva a cabo la preparación y el procesamiento de películas o placas fotográficas, a fin de obtener las imágenes para los estudios de diagnóstico médico con rayos X.

Cultura de seguridad.- Conjunto de valores éticos y actitudes que rigen la conducta de los individuos y de las organizaciones, para dar a la protección y a la seguridad radiológica la más alta prioridad, asegurando así que reciban la atención adecuada y oportuna que demanda su importancia.

Defecto (artefacto).- Estructura o rasgo en una imagen radiográfica que, en general, ha sido introducido por el propio equipo de rayos X o sus accesorios y no existe en el paciente.

Densidad óptica de transmisión.- Magnitud que proporciona una medida del grado de oscurecimiento de una película radiográfica después de haber sido expuesta y procesada. Está definida por la ecuación:

$$DO = \log \left[\frac{B_0}{B} \right]$$

Donde B es la intensidad de la luz que incide sobre la película y B₀ es la intensidad de la luz que se transmite a través de la película.

Desplazamiento exploratorio (Barrido).- Proceso completo de recolectar los datos de la transmisión de rayos X para la producción de una tomografía. Los datos pueden ser recolectados simultáneamente durante un solo desplazamiento para la producción de una o más tomografías.

Desviación estándar experimental.- Para una serie de mediciones de la misma magnitud a medir, la desviación estándar que caracteriza la dispersión de los resultados, está dada por la expresión:

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_j - X)^2}{N - 1}} \quad N < 30$$

donde x_i es el resultado de la i -ésima medición y X es la media aritmética de los N resultados considerados.

Diagnóstico.- Parte de la medicina que tiene por objeto la identificación de una enfermedad fundamentándose en los síntomas y signos de ésta.

Distancia foco-piel (DFP).- Distancia que existe entre el foco y la piel del paciente, medida sobre el eje principal del haz.

Distancia foco-receptor de imagen (DFI).- Distancia que existe entre el foco y el centro de la superficie de entrada del receptor de imagen.

Dosis absorbida.- Cantidad de energía depositada por la radiación ionizante en la unidad de masa de un determinado material, medida en un punto específico. Matemáticamente se expresa como el cociente de dE entre dm , donde dE es la energía promedio depositada en una masa dm .

$D = dE/dm$. La unidad de dosis absorbida es el Gray (Gy) y equivale a 1 Joule/kg.

Dosis de entrada en superficie.- Valor de la dosis absorbida en aire, con retrodispersión, medida al centro del haz útil y en la superficie de entrada del paciente sometido a diagnóstico médico con rayos X.

Dosis umbral.- Valor de la dosis por debajo del cual se considera que no se manifestará un efecto determinista específico (no estocástico).

Efectos deterministas.- Efectos biológicos producidos por la radiación que se presentan solamente cuando se rebasa la dosis umbral específica para ése efecto y cuya severidad es función de la dosis absorbida.

Efectos estocásticos.- Efectos biológicos producidos por la radiación para los cuales no existe una dosis umbral, sino que la probabilidad de que se produzcan, es función de la dosis absorbida y cuya severidad es independiente de la dosis.

Eje principal del haz.- Línea que parte del foco hasta el centro del campo de rayos X.

Equipo de rayos X.- Dispositivo generador de rayos X destinado a realizar estudios de diagnóstico médico. Este puede ser fijo, diseñado para permanecer dentro de una sala o cuarto destinado específicamente para realizar dichos

estudios, o móvil diseñado para poder transportarse, manualmente o por medios motorizados, a las diferentes áreas donde sean requeridos dichos estudios, dentro de una misma instalación.

Equipo portátil de rayos X.- Equipo de rayos X diseñado para transportarse manualmente.

Equivalente de dosis.- Cantidad que resulta del producto $D Q N$, donde D es la dosis absorbida en Gray; Q es el factor de calidad y N es el producto de todos los demás factores modificantes, tomándose por ahora un valor para $N = 1$. El nombre especial para la unidad de equivalente de dosis es el Sievert (Sv). $H = DQN$.

Equivalente de dosis efectivo.- Suma ponderada de los equivalentes de dosis para los diferentes tejidos (H_T), tanto por irradiación externa como por incorporación de radionúclidos. Se define como:

$$H_E = \sum_T W_T H_T$$

Donde W_T son los factores de ponderación por tejido.

Equivalente en aluminio.- Espesor de aluminio (aleación tipo 1100) que proporciona la misma atenuación, bajo condiciones específicas, que el material bajo estudio. La composición química nominal del aluminio 1100 es: 99% mínimo de aluminio y 0.12% de cobre).

Espesor equivalente.- Espesor de un material de referencia, necesario para que al interponerlo al haz útil de rayos X, se obtenga una determinada transmisión relativa. En el caso de rayos X depende de la tensión aplicada al tubo.

Establecimiento.- Local en el que se use un sistema de rayos X de manera que provoque la irradiación de alguna parte del cuerpo humano, con fines de diagnóstico médico.

Exposición.- Cociente de dQ entre dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones (negatrones y positrones) liberados por los fotones en un elemento de volumen de aire que tiene masa dm son completamente frenados en el aire.

Exposición médica.- La recibida por los pacientes con motivo de su propio diagnóstico o tratamiento médico, o por personas que los ayudan voluntariamente y no son ocupacionalmente expuestas.

Exposición ocupacional.- La recibida por el personal ocupacionalmente expuesto durante su trabajo y con motivo del mismo.

Factor de ocupación (T).- Fracción de tiempo que las personas (POE y público) permanecen en las áreas que deben protegerse de la radiación, respecto al tiempo total de uso del equipo, en el contexto del cálculo de blindajes.

Factor de calidad.- Factor por el que se multiplica la dosis absorbida debida a cada tipo de radiación, para considerar el riesgo relativo para la salud por ése tipo de radiación. Para los rayos X de todas las energías su valor es de 1.

Factor de ponderación por tejido (W_T).- Factor por el que se multiplica la dosis equivalente recibida por un órgano o tejido para considerar su sensibilidad específica respecto a los efectos estocásticos de la radiación. Los factores que se usan con fines de protección radiológica son:

ORGANO O TEJIDO	FACTOR DE PONDERACION (W_T)
Gónadas	0.20
Médula ósea roja, colon (intestino grueso inferior), pulmón y estómago	0.12
Vejiga, mama, esófago, hígado y tiroides	0.05
Piel y superficies óseas	0.01
Organos o tejidos restantes*	0.05
<p>* Glándulas suprarrenales, cerebro, intestino grueso superior, intestino delgado, riñón, músculo, páncreas, bazo, timo y útero. Si alguno de éstos recibiera una dosis mayor a la más alta recibida por alguno de la tabla, a ése se le aplicaría un factor de 0.025 y un factor igual al promedio de las dosis recibidas por los demás órganos considerados "restantes".</p>	

Factor de uso (U).- Fracción del tiempo total de operación del equipo de rayos X durante el cual el haz útil de radiación está dirigido hacia una barrera en particular.

Factores técnicos.- Conjunto de parámetros de operación del equipo (tensión, corriente, tiempo de exposición o sus combinaciones) empleados para realizar el estudio requerido.

Filtración.- Eliminación del haz útil de los rayos X de baja energía mediante aluminio o algún otro metal.

Filtro de compensación.- Filtro del haz de rayos X diseñado para hacer el haz remanente más uniforme.

Fluoroscopia.- Técnica radiológica en la que el haz útil de rayos X, después de atravesar el cuerpo del paciente, produce una imagen dinámica.

Foco.- Punto focal del tubo de rayos X.

Garantía de calidad.- Actividades planificadas y sistemáticas necesarias para inspirar confianza suficiente en que una estructura, sistema o componente va a funcionar a satisfacción cuando esté en servicio. Funcionar a satisfacción en servicio implica que pueda obtenerse una calidad óptima en todo el proceso de diagnóstico, es decir, que se produzca en todo momento una información de diagnóstico adecuada, y con una exposición mínima del paciente y del personal.

Generador de alta tensión.- Circuito que transforma la energía eléctrica proporcionada por la alimentación de la consola de control en la tensión de operación del tubo. Este instrumento puede incluir los medios usados para transformar la corriente alterna en corriente directa, los transformadores del filamento del tubo de rayos X, interruptores de alto voltaje, circuitos de protección eléctrica y otros elementos anexos.

Haz útil.- Radiación ionizante proveniente del tubo de rayos X, que sale por la ventana de la coraza, atraviesa la filtración y es colimado por los dispositivos pertinentes, para obtener la imagen de interés clínico.

Imagen radiográfica.- Representación de una o varias estructuras producidas por la atenuación que experimenta un haz de rayos X al incidir sobre un paciente.

Instalación.- Cada sala de rayos X con su respectiva área de ubicación de la consola de control y el cuarto oscuro y área de interpretación que dan servicio a esta sala.

Instalación de diagnóstico médico con rayos X.- Cada sala de rayos X con su respectiva área de ubicación de la consola de control, el cuarto oscuro y el área de interpretación que dan servicio a esta sala.

Instalación móvil de diagnóstico médico con rayos X.- Vehículo automotor en cuyo interior se encuentra instalado un equipo de rayos X.

Instalador.- Persona física o moral autorizada, dedicada a la actividad de armar, sustituir o instalar una o más componentes en un sistema o subsistema de diagnóstico médico con rayos X.

Intensificador de imagen.- Dispositivo que convierte un patrón de rayos X en su correspondiente imagen luminosa.

Irradiación.- Acción y efecto de someter a un individuo a los rayos X.

Límite anual de dosis.- Valor de la dosis individual, efectiva o equivalente, debida a prácticas controladas y que no se debe rebasar en un año.

Manual de protección y seguridad radiológica.- Documento cuyo objetivo es que todas las acciones que involucren fuentes de radiación ionizante, se ejecuten cumpliendo con normas y procedimientos de protección radiológica adecuados, para reducir las exposiciones ocupacionales y del público a valores tan bajos como razonablemente puedan lograrse, tomando en cuenta factores económicos y sociales. Debe contener los procedimientos de protección y seguridad radiológica aplicables a las actividades que se realicen en el establecimiento.

Memoria analítica.- Documento que certifica los requerimientos de blindaje de la instalación de rayos X de diagnóstico, realizados por un asesor especializado en seguridad radiológica.

Mesa.- Dispositivo que sirve para soportar al paciente.

Mesa basculable.- Dispositivo que rota en un ángulo de hasta 90° y que permite mover al paciente de una posición horizontal a una vertical.

Mesa de tablero flotante o deslizante.- Mesa que, ya lista para ser usada, es capaz de moverse con respecto a su estructura de soporte, dentro del plano de la superficie de la mesa.

Niveles orientativos para la exposición médica.- Valores de la dosis al paciente o de la rapidez (tasa) de dosis, que de rebasarse conviene efectuar un estudio para determinar si son o no excesivos, tomando en cuenta las condiciones y circunstancias específicas, así como los criterios clínicos adecuados.

Número CT.- Número utilizado para representar la atenuación de los rayos X asociada con cada área elemental de una tomografía. Este número se expresa en unidades Hounsfield.

Operador.- Persona autorizada para operar el equipo de rayos X.

Paciente.- Individuo en turno que está siendo objeto del estudio de diagnóstico médico con rayos X.

Pasaplaca.- Dispositivo a través del cual se puede intercambiar chasis del cuarto oscuro, sin transmisión de luz. (transfer).

Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE).- Persona que en el ejercicio y con motivo de su ocupación está expuesta a la radiación ionizante. Quedan excluidos los trabajadores que ocasionalmente en el desarrollo de su trabajo puedan estar expuestos a este tipo de radiación.

Programa de garantía de calidad.- Conjunto de disposiciones administrativas y procedimientos técnicos debidamente documentados, así como acciones para verificación y medidas correctivas destinados a generar la calidad de los servicios de diagnóstico médico con rayos X.

Pruebas de aceptación.- Inspección con la que se trata de determinar si es aceptable un equipo entregado o cuya entrega se ha ofrecido. Esa inspección puede incluir pruebas realizadas después de la instalación del equipo para determinar si se ha fabricado e instalado de conformidad con las especificaciones técnicas acordadas. Los resultados de esas pruebas servirán como valores de referencia para evaluar el rendimiento del equipo en pruebas sistemáticas que se realicen en el futuro.

Público.- Toda persona que puede estar expuesta a las radiaciones de equipos de diagnóstico médico con rayos X por encontrarse en las inmediaciones de las instalaciones.

Punto local efectivo.- Área cuya normal coincide con el eje principal y que resulta de proyectar el área perteneciente al ánodo donde incide el haz de electrones que viaja a través del tubo de rayos X.

Radiación ionizante.- Radiación electromagnética o corpuscular capaz de producir iones, en forma directa o indirecta, al interactuar con la materia.

Radiación de fuga.- Radiación generada en el tubo de rayos X y que atraviesa la coraza del mismo, exceptuando el haz útil.

Radiación dispersa.- Fracción del haz útil cuya dirección y energía han sido modificadas al interactuar con la materia. En diagnóstico médico con rayos X se considera al paciente como el principal dispersor de la radiación del haz útil.

Radiación secundaria.- Suma de la radiación dispersa y de la radiación de fuga.

Radiografía.- Técnica del diagnóstico médico que produce una imagen de las estructuras del cuerpo sobre un receptor de imagen sensible a los rayos X transmitidos a través del paciente.

Receptor de imagen.- Dispositivo donde se reciben los rayos X que atravesaron al paciente, para formar la imagen de las estructuras de interés diagnóstico, mediante un proceso físico, químico o electrónico.

Región de interés (ROI).- Área de una imagen tomográfica computarizada en la cual se mide su número CT promedio.

Rejilla.- Dispositivo para reducir la cantidad de radiación dispersa en el haz remanente de rayos X.

Responsable Técnico del Servicio.- Profesional que asume la responsabilidad ante la Secretaría de Salud de los servicios que está autorizado a brindar el Asesor Especializado en Seguridad Radiológica. En caso de personas físicas, la figura del Responsable Técnico del Servicio recae en el Asesor Especializado en Seguridad Radiológica.

Sala de rayos X.- Área del establecimiento de diagnóstico médico con rayos X donde está instalado un equipo fijo y se lleva a cabo la generación de rayos X para efectuar los estudios.

Seriógrafo.- Dispositivo auxiliar de las mesas basculables en el cual se realiza la programación de las radiografías seriadas y que permite acoplar mecánicamente el intensificador de imagen y el tubo de rayos X. Lleva instalada una rejilla antidifusora, mascarillas limitadoras del campo de radiación, un cono de compresión y, de manera opcional, una cámara de ionización para la operación en modalidad de exposición automática.

Sistema de apertura variable para limitación de haz útil (colimador).- Sistema de limitación de haz que tiene la capacidad de ajustar el tamaño del haz útil de rayos X a una DFI determinada.

Sistema de imagen.- Conjunto formado por los elementos que reciben la porción del haz útil transmitida a través del paciente para la formación de la imagen (en película o en pantalla fluorescente), junto con los dispositivos para su soporte mecánico, más los intensificadores de imagen y cámaras de televisión usados en fluoroscopia.

Sistema de panorámica dental.- Conjunto de componentes diseñado para realizar una exposición panorámica controlada de rayos X de la región maxilar y sus ramas ascendentes, incluyendo la articulación temporo-maxilar.

Tensión del tubo (kV).- Valor máximo de la diferencia de potencial que se establece a través del tubo de rayos X durante una exposición.

Titular.- Persona física o moral que posee la titularidad de la Licencia Sanitaria expedida por la Secretaría de Salud.

Tomografía.- Representación de la atenuación de los rayos X producida por una sección del cuerpo.

Tomografía computarizada.- Es la producción de una tomografía mediante la adquisición y procesamiento por computadora de los datos obtenidos a partir de la transmisión de rayos X.

Tubo de rayos X.- Dispositivo electrónico diseñado para producir rayos X.

Vigilancia médica.- Supervisión médica cuya finalidad es verificar las condiciones iniciales de salud del POE y determinar si existe algún impedimento para desempeñar el cargo, así como vigilar periódicamente si su salud ha sufrido alteraciones relevantes que requieran una reconsideración respecto de continuar el trabajo con radiaciones.

Vigilancia radiológica.- Supervisión profesional destinada a verificar el cumplimiento de las normas de protección contra las radiaciones ionizantes, mediante la medición de las exposiciones o las dosis recibidas por el POE y su interpretación con fines de control.

Zona controlada.- Zona sujeta a supervisión y controles especiales con fines de protección radiológica.

Zona supervisada.- Toda área no definida como zona controlada pero en la que se mantienen en examen las condiciones de exposición ocupacional aunque normalmente no sean necesarias medidas protectoras ni disposiciones de seguridad concretas.

Bibliografía

1. **Domínguez** Anaya Carlos Enrique, Curso de protección y seguridad radiológica en el diagnóstico médico con rayos X. Instituto nacional de investigaciones nucleares,1994.
2. **NOM-146-SSA1-1996**: Responsabilidades sanitarias en establecimientos de diagnostico medico con rayos X, proyecto de norma oficial mexicana., Publicada en el diario oficial de la federación el 7 de octubre de 1996.
3. **NOM-156-SSA1-1996**: Requisitos técnicos para las instalaciones en establecimientos de diagnostico medico con rayos X, proyecto de norma oficial mexicana. Publicada en el diario oficial de la federación el 29 de noviembre de 1996.
4. **NOM-157-SSA1-1996**: protección y seguridad radiológica en el diagnostico médico con rayos X, proyecto de norma oficial mexicana. Publicada en el diario oficial de la federación el 15 de enero de 1997.
5. **NOM-158.SSA1-1996**: Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico medico con rayos X, proyecto de norma oficial mexicana. Publicada en el diario oficial de la federación el 17 de enero de 1997.
6. **Source** and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Commit 1988. Report to the general Assembly.
7. **Radiation** Quantities and Units. Informes 33 y 40 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas. 1990.
8. **Reglamento** de seguridad radiológica del ININ. Reglamento interno, Rev. 2 2003.
9. **Senographe** 2000D Acquisition System Service Manual General Electric Medical Systems
10. **Stewart** C. Bushong. Manual de radiografía para técnicos Bsaylor College Of Medicine, Universidad de Houston, 2005.